



**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΚΡΗΤΗΣ**  
**ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΧΑΝΙΩΝ**  
**ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ**  
**ΤΟΜΕΑΣ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ**  
**ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΩΝ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ ΚΑΙ**  
**ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ**

## **Πτυχιακή εργασία**

με θέμα

*Αρχές Βιοηλεκτρομαγνητισμού*  
*Και Εφαρμογές*

από τον **Βασίλειο Μανώλα.**

Χανιά, Φεβρουάριος 2010

*Αφιερώνεται στην οικογένεια μου*

## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα πτυχιακή εργασία εκπονήθηκε στο Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Κρήτης - Παράρτημα Χανίων με στόχο την μελέτη και την προσέγγιση της έρευνας την Αρχής του Βιοηλεκτρομαγνητισμού και των Εφαρμογών του. Ιδιαίτερα μελετήθηκαν οι βασικές έννοιες των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων και οι εφαρμογές τους πάνω στο ανθρώπινο σώμα. Η συλλογή των απαραίτητων στοιχείων για την πραγματοποίηση αυτής της πτυχιακής εργασίας έγινε κυρίως μέσω του διαδικτύου και της βιβλιοθήκης του Παραρτήματος Χανίων του Τ.Ε.Ι. Κρήτης.

Κατά την διάρκεια της εκπόνησης αυτής της πτυχιακής η βοήθεια, η καθοδήγηση και η συμπαράσταση του επιβλέποντος καθηγητή κ. Ιωάννη Βαρδιάμπαση, ήταν σημαντική και ουσιαστική. Θα ήθελα σε αυτό το σημείο να τον ευχαριστήσω κατ' αρχάς που πίστεψε σε εμένα και για την βοήθεια και την καθοδήγηση που μου έδωσε τα τελευταία χρόνια. Η εμφάνισή του κατά την διάρκεια των σπουδών μου, μου έδωσε μια νέα διάσταση και ώθηση στις σκέψεις μου, στα πιστεύω μου και στον τρόπο που πρέπει κάποιος να κυνηγάει και να εκπληρώνει τα όνειρά του. Θα ήθελα να τον ονομάσω ως μέντορά μου και να τον ευχαριστήσω για ακόμα μια φορά.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστώ και μερικούς από τους καθηγητές μου που κατά την διάρκεια των σπουδών μου έδειξαν ενδιαφέρον και πέρα των πλαισίων της διδασκαλίας.

Κλείνοντας, θα ήθελα να ευχαριστήσω -αν και ένα ευχαριστώ είναι πολύ μικρό- την οικογένεια μου που τόσα χρόνια με στηρίζουν και ιδιαίτερα κατά τα χρόνια της φοίτησης μου. Ξεχωριστά στους γονείς μου για την παιδεία, την γνώση και την αγάπη τους και την αδερφή μου για την στήριξή της και την αγάπη της.

**Η εργασία αυτή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Μικροκυματικών Επικοινωνιών και Ηλεκτρομαγνητικών Εφαρμογών του Τμήματος Ηλεκτρονικής Τ.Ε.Ι. Κρήτης.**

Μανώλας Βασίλειος  
Χανιά, 20 Φεβρουαρίου 2010

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στόχος της παρούσας πτυχιακής εργασίας είναι η προσέγγιση και η μελέτη των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων και η εφαρμογή τους πάνω στο ανθρώπινο σώμα.

Στο πρώτο κεφάλαιο παρουσιάζονται οι βασικές έννοιες των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων και οι αλληλεπιδράσεις που έχουν με τα υλικά. Επίσης παρουσιάζονται τα κυματοειδή που χρησιμοποιούνται στα ηλεκτρομαγνητικά πεδία, οι ιδιότητες τους και οι ημιτονειδής λειτουργίες τους. Επίσης εξηγείται επακριβώς τι είναι η ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία και από ποιά μέρη αποτελείται.

Στο δεύτερο κεφάλαιο εξετάζονται σημαντικοί τύποι εφαρμογών όπως των παλόμενων πεδίων που καταθέτουν ένα μεγάλο ποσό δύναμης πάνω σε μια περιοχή σε πολύ σύντομο χρονικό διάστημα, όπως των εφαρμογών ηλεκτροδίων για την άμεση λήψη των νευρικών σημάτων που περιλαμβάνουν τις εφαρμογές όπως η καρδιακή απινίδωση και ο ρυθμός και όπως οι εφαρμογές απεικόνισης σύνθετης αντίστασης.

Στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάζονται εμφανείς βασικοί μηχανισμοί με τους οποίους τα κύματα αλληλεπιδρούν αντανάκλαση, μετάδοση, εξασθένηση, διάθλαση. Επίσης εξηγούνται κάποιοι συνδυασμοί χαρακτηριστικών εφαρμογών που παράγουν τα πρότυπα πεδίων, όπου χρησιμοποιούνται οι αριθμητικοί κώδικες προσομοίωσης.

Στο τέταρτο κεφάλαιο παρουσιάζονται οι ακτίνες οι οποίες είναι πράξη υψηλής συχνότητας ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Παρουσιάζονται επίσης κάποιες ιατρικές εφαρμογές όπως οι υπέρυθρες εφαρμογές οι οποίες έχουν το πλεονέκτημα ότι είναι χαμηλού κόστους και χωρίς επαφή και έτσι μπορούν να χρησιμοποιηθούν και σαν βιολογικοί αισθητήρες που μπορεί να γίνουν διεγερτικοί για την εμφύτευση μέσα στο σώμα λόγω του μικρού μεγέθους τους.

Στο πέμπτο κεφάλαιο παρουσιάζεται η δοσιμετρία η οποία είναι μια κρίσιμη πτυχή του βιοηλεκτρομαγνητισμού. Παρατηρούνται επίσης οι αριθμητικές μέθοδοι όπως η μέθοδος πεπερασμένης διαφοράς στο πεδίο του χρόνου (FDTD), η μέθοδος σύνθετης αντίστασης και η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων (FEM).

Στο έκτο κεφάλαιο παρουσιάζεται η χρήση των επεμβατικών συστημάτων που φέρνει τις συσκευές αποστολής σημάτων και τους δέκτες πολύ πιο κοντά στην περιοχή ενδιαφέροντος. Αυτό μπορεί να συνδυάσει πολλές λιγότερες εντοπισμένες μετρήσεις και καθορίζει τις πιο λεπτομερές εικόνες του σώματος.

**Η εργασία αυτή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Μικροκυματικών Επικοινωνιών και Ηλεκτρομαγνητικών Εφαρμογών του Τμήματος Ηλεκτρονικής Τ.Ε.Ι. Κρήτης.**

## ABSTRACT

Objective of present final work is the approach and the study the electric and magnetic fields and their application on to human body.

In the first chapter are presented the basic significances the electric and magnetic fields and the interactions that they have with the materials. Also they present undulate that is used in electromagnetics fields, their attributes and their sinusoidal operations.

In the second chapter are examined important types of applications as the pulsed fields that deposit a big sum of force on a region in very short time interval, as the applications of electrodes for the direct reception of nervous signals that includes the applications as the cardiac shock and the rythm and as the applications of depiction of complex resistance.

In the third chapter are presented obvious basic mechanisms with which the waves interact reflection, transmission, decrepitude, refraction. Also are explained certain combinations of characteristic applications that produce the models of fields, where are used the numerical codes of simulation.

In the fourth chapter are presented the beams that are action of high frequency electromagnetic fields. Presented also certain medical applications as the infra red applications that have the advantage of that they are low cost and without contact and thus can be also used as biological sensors that can become stimulating for the implantation in to body because their small size.

In the fifth chapter is presented the dosimetry which is one critical aspect of bioelectromagnetics. Observed also the numerical methods as the method of finite difference in the field of time (FDTD), the method of complex resistance and the method of finite elements (FEM).

In the sixth chapter is presented the use of invasive systems that brings devices mission of signals and the receptors much more near the region interest. It can combine many less located measurements and determines in detail pictures of the body.

This work was conducted at the Microwave Communications and Electromagnetic Applications Lab of the TEI of Crete.

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ</b> .....	4
<b>ABSTRACT</b> .....	5
<b>1<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ: ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ ΚΑΙ ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΠΕΔΙΑ:Βασικές Έννοιες</b> .....	13
1.1. Εισαγωγή.....	13
1.2. Έννοιες Ηλεκτρικών Πεδίων.....	14
1.3. Έννοιες Μαγνητικών Πεδίων.....	20
1.4. Πηγές Ηλεκτρικών Πεδίων (Εξισώσεις του Maxwell).....	23
1.5. Πηγές Μαγνητικών Πεδίων (Εξισώσεις του Maxwell).....	27
1.6. Αλληλεπιδράσεις Ηλεκτρικών και Μαγνητικών Πεδίων με τα Υλικά.....	30
1.7.Άλλοι Ορισμοί Ηλεκτρομαγνητικών Πεδίων.....	34
1.8.Κυματοειδή που Χρησιμοποιούνται σε Ηλεκτρομαγνητικά.....	35
1.9.Ημιτονοειδείς Λειτουργίες EM.....	38
1.10.Μέσο Τετράγωνο Ρίζας ή Αποτελεσματικές Τιμές.....	41
1.11.Ιδιότητες Κυμάτων στα χωρίς Απώλειες Υλικά.....	42
1.12.Οριακές συνθήκες για τα χωρίς απώλειες υλικά.....	46
1.13.Σύνθετοι Αριθμοί σε Ηλεκτρομαγνητικά (Μετασχηματισμός Διανυσματικού).....	49
1.14.Ιδιότητες Κυμάτων στα με Απώλειες Υλικά.....	52
1.15. Οριακές συνθήκες για τα με Απώλειες Υλικά.....	58
1.16. Ενεργειακή Απορρόφηση.....	59
1.17. Ηλεκτρομαγνητική Συμπεριφορά συναρτήσει του Μεγέθους και του Μήκους Κύματος.....	61
1.18. Ηλεκτρομαγνητική Δοσμετρία.....	65
<b>2<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ: 2. Συμπεριφορά EM όταν το μήκος κύματος είναι μεγάλο έναντι στο μέγεθος</b> .....	<b>69</b>
2.1 Εισαγωγή.....	69
2.2 Χαμηλής συχνότητας προσεγγίσεις.....	71
2.3 Πεδία που Προκαλούνται στα Αντικείμενα από τα Συναφή Πεδία E στο Ελεύθερο Διάστημα.....	73
2.4. Πρότυπα Πεδίων E για τις Διαμορφώσεις Ηλεκτροδίων.....	78
2.4.1 Πυκνωτής-Πλάκας Ηλεκτροδίων.....	79
2.4.2 Ρεύμα Μετατοπίσεων.....	83
2.4.3 Διαμορφώσεις Ηλεκτροδίων μέσα στο Γυαλί.....	86
2.5. Ηλεκτρόδια για την υποδοχή και την υποκίνηση στο σώμα.....	91
2.5.1 Ηλεκτρόδια για την λήψη.....	94
2.5.1.1 Ηλεκτροφυσιολογική Αξιολόγηση.....	94
2.5.1.2 Ενδοκυτταρική Καταγραφή:Λήψη των Σημάτων από τον Εγκέφαλο και τα Νεύρα.....	95
2.5.1.3.Απεικόνιση Σύνθετης Αντίστασης.....	95
2.5.1.4 Έλεγχος Σύνθετης Αντίστασης για την Περιεκτικότητα σε υγρό Πνεύμονος και Τοις Εκατό Λίπους Σώματος.....	97
2.5.2 Ηλεκτρόδια για την Υποκίνηση.....	100
2.5.2.1 Καρδιακοί Βηματοδότες και Απινιδωτές.....	100
2.5.2.2 Παλόμενα Ηλεκτρομαγνητικά Πεδία.....	101
2.5.2.3 Άμεση Υποκίνηση Νεύρων.....	103
2.5.2.4 Εκτομή.....	104

2.6 Τομείς που Προκαλούνται στα Αντικείμενα από τους Συναφή πεδία Β στο Ελεύθερο Διάστημα.....	104
2.7 Πρότυπα πεδίων Ε για τα εφαρμοσμένα πεδία Β μέσα σε σωλήνα.....	110
2.8 Μέτρηση της Χαμηλής Συχνότητας Ηλεκτρικών και Μαγνητικών Πεδίων.....	119
2.9 Περίληψη.....	128

### 3<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ: ΕΜ Συμπεριφορά όταν το Μήκος Κύματος είναι Σχεδόν Ίδιο Μέγεθος

<b>Όπως το Αντικείμενο.....</b>	<b>131</b>
3.1. Εισαγωγή.....	131
3.2 Κύματα στα Χωρίς Απώλεια Μέσα.....	133
3.2.1 Σφαιρικά Κύματα.....	133
3.2.2 Επίπεδα κύματα.....	138
3.3 Αντανάκλαση και Διάθλαση Κυμάτων.....	140
3.3.1 Αντανάκλαση Επίπεδου κύματος στις Μεταλλικές διεπαφές.....	140
3.3.2 Αντανάκλαση και Διάθλαση Επίπεδου κύματος στις Διηλεκτρικές Διεπαφές.....	150
3.4. Κύματα στα Με Απώλειες Μέσα.....	158
3.4.1 Κύματα στα Μέταλλα.....	158
3.4.2 Κύματα στα με Απώλειες Διηλεκτρικά.....	160
3.4.3 Ενεργειακή Απορρόφηση στα με Απώλειες Μέσα.....	160
3.5. Γραμμές και Κυματοδηγοί Μετάδοσης.....	163
3.5.1 Συστήματα TEM.....	164
3.5.2 Συστήματα TEM για τα Βιολογικά Δείγματα.....	171
3.5.3 Κυματοδηγοί.....	174
3.5.3.1 Πρότυπα τρόπου TE και του TM Στους Ορθογώνιους Κυματοδηγούς.....	175
3.5.3.2 Συχνότητες Διέγερσης και Διακοπών Τρόπου.....	177
3.5.3.3 Συστήματα Κυματοδηγού για τα Βιολογικά Δείγματα.....	182
3.6 Συντονισμός Συστημάτων.....	182
3.7 Κεραίες.....	186
3.8 Διάθλαση .....	204
3.8.1 Διάθλαση από τα Ανοίγματα .....	204
3.8.2 Διάθλαση από τις Περιοδικές Δομές .....	207
3.9 Μέτρηση των Ηλεκτρικών και Μαγνητικών Πεδίων Μέσης-Συχνότητας .....	209
3.10 Περίληψη .....	216

### 4. Συμπεριφορά ΕΜ όταν το Μήκος Κύματος είναι πολύ Μικρότερο από το Αντικείμενο .217

4.1 Εισαγωγή .....	217
4.2 Αποτελέσματα Διάδοσης Ακτίνας.....	221
4.2.1 Διάθλαση Στις Διηλεκτρικές Διεπαφές.....	221
4.2.2 Οπτική Πόλωση και Αντανάκλαση από τις Διηλεκτρικές Διεπαφές.....	223
4.2.3 Επισύμμανση Ακτίνας με τους Καθρέφτες και τους Φακούς .....	227
4.2.4 Απεικόνιση με τους φακούς .....	230
4.2.5 Φακοί Βαθμιαίου δείκτη.....	233
4.3 Συνολικοί Εσωτερικοί Οπτικοί Κυματοδηγοί Αντανάκλασης Ινών .....	234
4.3.1 Πολλαπλού Τρόπου Οπτικές Ίνες .....	236
4.3.2 Μονότροπες Οπτικές Ίνες .....	238

4.4 Διάδοση των Ακτίνων Λείζερ .....	239
4.4.1 Εύρος γραμμής των Ακτίνων Λείζερ .....	239
4.4.2 Το Γκαουσσισανό Σφαιρικό Σχεδιάγραμμα .....	240
4.4.3 Χαρακτηριστικά Διάδοσης μιας Γκαουσσισανής Ακτίνας .....	242
4.4.4 Συγκέντρωση μιας Γκαουσσισανής Ακτίνας με έναν Φακό .....	244
4.4.5 Οι Γκαουσσισανές Εξισώσεις Ακτίνων .....	245
4.5 Διασκορπίζοντας από τα Μόρια .....	247
4.5.1 Διασπορά Rayleigh.....	248
4.5.2 Διασπορά Mie.....	250
4.6 Αλληλεπιδράσεις φωτονίων με τους ιστούς .....	253
4.6.1 Σκέδαση φωτός στους ιστούς και μετακίνηση φωτονίων .....	253
4.6.2 Απορρόφηση και φασματοσκοπία ιστού .....	254
4.7 Ακτίνες Χ .....	257
4.8 Μέτρηση των υψηλής συχνότητας ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων (φως).....	258
4.9 Περίληψη .....	259
<b>5. Βιοηλεκτρομαγνητική Δοσिमетρία.....</b>	<b>260</b>
5.1 Εισαγωγή.....	260
5.2 Πόλωση .....	264
5.3 Ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος.....	267
5.4 Ανθρώπινα μοντέλα.....	268
5.5 Ενεργειακή απορρόφηση (SAR).....	271
5.5.1 SARs στις χαμηλές συχνότητες.....	272
5.5.2 SAR ως συνάρτηση της συχνότητας.....	273
5.5.3 Αποτελέσματα της πόλωσης στο SAR.....	276
5.5.4 Αποτελέσματα του μεγέθους αντικειμένου στο SAR .....	278
5.6 Παρεκτείνοντας από τα αποτελέσματα των ζώων σε εκείνα που αναμένονται στους ανθρώπους.....	280
5.7 Αριθμητικές Μέθοδοι για την Υποκίνηση Βιοηλεκτρομαγνητικού.....	282
5.7.1 Η Μέθοδος Πεπερασμένης Διαφοράς στο Πεδίο του χρόνου (FDTD).....	284
5.7.1.1 Υπολογισμός των Πεδίων σε έναν Άνθρωπο κάτω από ένα Ηλεκτροφόρο Καλώδιο 60-Hz .....	287
5.7.1.2 Υπολογισμός του SAR από τα κυψελοειδή τηλέφωνα .....	288
5.7.2 Η μέθοδος σύνθετης αντίστασης .....	290
5.7.2.1 Υπολογισμός των πεδίων E που προκαλούνται κοντά στα μοσχεύματα κατά τη διάρκεια MRI .....	291
5.7.2.2 Διαμόρφωση ένος μοσχεύματος στο ανθρώπινο σώμα .....	292
5.7.2.3 Αποτελέσματα των αριθμητικών υπολογισμών .....	294
5.8 Ηλεκτρομαγνητικοί κανονισμοί.....	299
5.8.1 Επιτρεπόμενες συχνότητες.....	299



5.8.2 Όρια στην απορροφημένη δύναμη.....	300
5.8.3 Εντοπισμένα όρια έκθεσης .....	302
5.8.4 Προκληθείσες οδηγίες ρευμάτων και κλονισμού .....	302
5.8.5 Γραμμή ισχύος και Στατικά Όρια Πεδίου.....	304
5.9 Συμπέρασμα και Περίληψη.....	305
Αναφορές.....	305
<b>6. Ηλεκτρομαγνητισμός στην ιατρική: Σήμερα και αύριο.....</b>	<b>306</b>
6.1 Εισαγωγή.....	306
6.2 Θεμελιώδεις δυνατότητες και προκλήσεις.....	307
6.3 Υπερθερμία για τη θεραπεία καρκίνου .....	311
6.3.1 Τύποι Εφαρμοστών Υποθερμίας.....	313
6.3.1.1 Χωρητικοί Εφαρμοστές .....	314
6.3.1.2 Επαγωγικοί Εφαρμοστές.....	315
6.3.1.3 Εφαρμοστές ακτινοβολίας .....	319
6.3.1.4 Επεμβατικοί Εφαρμοστές.....	323
6.3.2 Τεχνικά προβλήματα που παραμένουν στην υπερθερμία .....	325
6.4 Μαγνητικά αποτελέσματα .....	326
6.4.1 Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI).....	326
6.4.2 Φασματοσκοπία πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (NMR).....	330
6.5 Προτεινόμενα Αποτελέσματα Βιοηλεκτρομαγνητισμού.....	332
6.5.1 Μηχανισμοί Soliton .....	332
6.5.2 Χωρική/χρονική κυψελοειδής ολοκλήρωση .....	332
6.5.3 Πιθανολογικός συντονισμός.....	332
6.5.4 Θερμοκρασία-μεσολαβημένης τροποποίησης της ιοντικής μεταφοράς μεμβράνης .....	332
6.5.5 Plasmon μηχανισμοί συντονισμού .....	333
6.5.6 Ελκυστές προϊόντος αποσύνθεσης ραδονίου .....	333
6.5.7 Διόρθωση από τις κυψελοειδείς μεμβράνες .....	333
6.5.8 Συντονισμός Ιόντων .....	333
6.5.9 Ταλαντώσεις ασβεστίου ++ .....	334
6.5.10 Αλληλεπιδράσεις μαγνητίτη.....	334
6.6 Αναδυόμενες Εφαρμογές του Βιοηλεκτρομαγνητισμού.....	334
6.6.1 Χαμηλής συχνότητας εφαρμογές .....	334
6.6.2 Εφαρμογές μέσης-συχνότητας .....	336

6.6.3 Εφαρμογές Υψηλής Συχνότητας .....	337
6.7 Συμπέρασμα .....	338
Παράρτημα Α: Ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος.....	339
Παράρτημα Β: Καθορισμός των μεταβλητών .....	343
Παράρτημα Γ: Decibels.....	350
Βιβλιογραφία.....	354

## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Κάνοντας την έρευνα στο βιοηλεκτρομαγνητισμό (η αλληλεπίδραση των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων με τα βιολογικά συστήματα) για περισσότερο από 30 έτη, έχουμε αισθανθεί την ανάγκη στη ζωή πως μερικοί επιστήμονες πρέπει να καταλάβουν τις βασικές έννοιες και τις χαρακτηριστικές συμπεριφορές των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων (EM) έτσι μπορούν να λειτουργήσουν αποτελεσματικά με τους φυσικούς και τους ηλεκτρολόγους μηχανικούς στη διεπιστημονική έρευνα. Επειδή τα περισσότερα βιβλία EM είναι βασισμένα σε μεγάλο βαθμό στο διανυσματικό υπολογισμό και τις μερικές διαφορικές εξισώσεις, εντούτοις, λίγες γραπτές πληροφορίες για τα πεδία EM είναι διαθέσιμες για να ικανοποιήσουν αυτήν την ανάγκη. Πολλοί επιστήμονες χρονικά κατά τη διάρκεια των ετών ζωής μας έχουν ρωτήσει για τις αναφορές στα βιβλία EM κατάλληλα για αυτούς, αλλά δεν μπορούσαμε να δώσουμε καμία. Αυτοί οι επιστήμονες θέλησαν να καταλάβουν πώς τα πεδία δούλευαν και από τι ελέγχονται, το ποιοι παράγοντες ήταν σημαντικοί στις πειραματικές οργανώσεις και όποιοι δεν ήταν. Είχαν πολλή περιέργεια στο πώς τα πεδία εφαρμόστηκαν στη συγκεκριμένη ιατρική εφαρμογή τους. Ακόμα σπάνια, αν ποτέ, υπολόγισαν πραγματικά τα πεδία οι ίδιοι. Αυτοί οι επιστήμονες χρειάστηκαν μια ισχυρή διαισθητική κατανόηση των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Γράψαμε την πρώτη έκδοση αυτού του βιβλίου σε μια προσπάθεια να εκπληρωθεί εκείνη η ανάγκη, καθώς επίσης και να βοηθήσουν άλλες που θέλουν να μάθουν για τον ηλεκτρομαγνητισμό, αλλά δεν έχουν το μαθηματικό υπόβαθρο για να καταλάβουμε τα χαρακτηριστικά βιβλία στον ηλεκτρομαγνητισμό. Η δεύτερη έκδοση αυτού του βιβλίου συνεχίζεται στο ίδιο πνεύμα. Το υλικό είναι προγραμματισμένο εκ νέου σε πολλά μέρη για να δώσει στον αναγνώστη τις λεπτομέρειες “ ακριβώς “ για να καταλάβει τις εφαρμογές. Η δεύτερη έκδοση επίσης εμπλουτίζεται με πάνω από σαράντα ιατρικές εφαρμογές του ηλεκτρομαγνητισμού που βρίσκονται συνήθως στις

κλινικές τιμές των παραμέτρων καθώς επίσης και ένα νέο διευρυμένο κεφάλαιο 6 που περιγράφει τις αναδυόμενες μεθόδους και που κατανοεί τον βιοηλεκτρομαγνητισμό. Αυτές οι εφαρμογές χρησιμοποιούνται για να επεξηγήσουν τις βασικές αρχές σε αυτό το βιβλίο και πώς είναι μεταφρασμένες στις πραγματικές συσκευές.

Ο σκοπός αυτού του βιβλίου είναι να εξηγηθούν οι βασικές έννοιες, οι θεμελιώδεις αρχές, και οι χαρακτηριστικές συμπεριφορές των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων σε εκείνους που δεν έχουν ένα υπόβαθρο στο διανυσματικό υπολογισμό και τις μερικές διαφορικές εξισώσεις. Ειδικότερα, προορίζεται για τους επιστήμονες ζωής που συνεργάζονται με τους μηχανικούς ή τους φυσικούς στην εργασία που περιλαμβάνει την αλληλεπίδραση των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων με τα βιολογικά συστήματα. Πρέπει επίσης να είναι χρήσιμο στους φυσικούς υγείας, τους βιομηχανικούς υγιεινολόγους, και τους εργαζομένους δημόσιας υγείας ενδιαφερόμενους με πιθανούς κινδύνους ή ευεργετικές εφαρμογές της έκθεσης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων, και όσους ασχολούνται με την μαγνητική τομογραφία, τις εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές, την ηλεκτροφυσιολογία, τις οπτικές αλληλεπιδράσεις με τον ιστό, τις ασύρματες συσκευές επικοινωνίας, και περισσότερο. Επιπλέον, αυτό το βιβλίο μπορεί επίσης να είναι χρήσιμο στους παραδοσιακούς ηλεκτρολόγους μηχανικούς και τους φυσικούς που μαθαίνουν ή έχουν μάθει ήδη στην ανάλυση που βασίζεται στους μαθηματικούς υπολογισμούς που συνδέονται με το παραδοσιακό ηλεκτρομαγνητισμό αλλά που θα επιθυμούσε να έχει έναν ισχυρότερο διαισθητική κατανόηση του θέματος.

Σε πλήρη αντίθεση με τα τυπικά βιβλία EM που απαιτούν ένα υπόβαθρο στο διανυσματικό υπολογισμό και τις μερικές διαφορικές εξισώσεις, αυτό το βιβλίο απαιτεί μόνο ένα υπόβαθρο στην άλγεβρα (κάποια εξοικείωση με τις τριγωνομετρικές λειτουργίες θα ήταν επίσης χρήσιμο), αλλά εξηγεί λεπτομερώς τις βασικές έννοιες, τις θεμελιώδεις αρχές, και τις χαρακτηριστικές συμπεριφορές των πεδίων EM χρησιμοποιώντας τις εικόνες, τους χάρτες πεδίων, και τις γραφικές και πολλές πραγματικές εφαρμογές. Οι εξηγήσεις περιλαμβάνουν ένα ελάχιστο των μαθηματικών σχέσεων, με την έμφαση στις ποιοτικές συμπεριφορές και τις γραφικές περιγραφές. Εντούτοις, παρά την αποέμφαση στα προηγμένα μαθηματικά, οι έννοιες της θεωρίας πεδίων EM αντιμετωπίζονται ακόμα κατά τρόπο περιεκτικό και ακριβή. Το υλικό καλύπτει το ολόκληρο φάσμα συχνότητας από συνεχές ρεύμα (DC) επάνω μέσω των οπτικών συχνοτήτων. Οι πρακτικές εξηγήσεις δίνονται για να βοηθήσουν τους αναγνώστες να καταλάβουν τις πραγματικές καταστάσεις που περιλαμβάνουν τα πεδία EM. Πάνω από διακόσιες απεικονίσεις συμπεριλαμβάνονται για να αυξήσουν τις ποιοτικές εξηγήσεις.

Το πρώτο κεφάλαιο δίνει μια εισαγωγή στις βασικές αρχές της θεωρίας πεδίων EM, και εξηγεί πώς οι χαρακτηριστικές συμπεριφορές μπορούν να ομαδοποιηθούν αποτελεσματικά σε τρεις κατηγορίες που καθορίζονται από το μήκος κύματος των πεδίων EM έναντι στο μέγεθος

των αντικειμένων με τα οποία αλληλεπιδρούν: (1) όταν το μήκος κύματος είναι πολύ μεγαλύτερο από το μέγεθος των αντικειμένων, (2) όταν είναι σχεδόν ίδιο, και (3) όταν το μήκος κύματος είναι πολύ μικρότερο από το μέγεθος των αντικειμένων. Τα κεφάλαια 2 έως 4 αντίστοιχα εξηγούν τις χαρακτηριστικές συμπεριφορές σε κάθε μια από αυτές τις τρεις κατηγορίες και πώς εφαρμόζονται στις εφαρμογές σε εκείνες τις ζώνες συχνότητας. Το **κεφάλαιο 5** εξηγεί μερικών από τις αρχές των πεδίων EM που ποσολογούνται στα λεπτομερή και σύνθετα περιβάλλοντα χαρακτηριστικά των βιοηλεκτρομαγνητικών εφαρμογών. Αυτός ο υπολογισμός των δόσεων των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων καλείται *δοσιμετρία*. Το βιβλίο ολοκληρώνει με το **κεφάλαιο 6**, το οποίο ασχολείται με τις αναδύμενες και τις μελλοντικές εφαρμογές του βιοηλεκτρομαγνητισμού. Ειλικρινά ελπίζουμε ότι αυτό το βιβλίο θα είναι χρήσιμο (και ευχάριστο!) για τους προοριζόμενους αναγνώστες του. Καλωσορίζουμε τα σχόλια και τις προτάσεις για την βελτίωση του.

**Cynthia M. Furse**

Καθηγητής του Πανεπιστημίου Ηλεκτρικής  
Εφαρμοσμένης  
Μηχανικής του Utah

**Douglas A. Christensen**

Καθηγητής του Καθηγητή Ηλεκτρικής  
Εφαρμοσμένης Μηχανικής του  
Πανεπιστημίου Βιομηχανικής του Utah

**Carl H. Durney**

Καθηγητής Ομότιμος της ηλεκτρικής  
Εφαρμοσμένης Μηχανικής Καθηγητής  
Ομότιμος του πανεπιστημίου  
Βιομηχανικής του Utah 2009

## Κεφάλαιο 1

### 1. Ηλεκτρικά και Μαγνητικά Πεδία: Βασικές Έννοιες

#### 1.1. Εισαγωγή

Βιοηλεκτρομαγνητισμός - μελέτη για το πώς τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία αλληλεπιδρούν με το σώμα – είναι ένα παρά πολύ συναρπαστικό πεδίο. Τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία είναι όλα γύρω από μας: τα ραδιόφωνα και τα τηλεοπτικά σήματα, κυψελοειδή τηλέφωνα, πεδία από τα ηλεκτροφόρα καλώδια και τις ηλεκτρικές συσκευές, ραντάρ, και περισσότερα. Είναι ακόμη και μέσα στο σώμα μας στα ενδογενή πεδία που κρατούν το κτυπημα της καρδιάς μας, το μυαλό να σκέφτεται, και την κίνηση των μυών. Τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία μπορούν να δουν μέσα μας για να εντοπίσουν την ασθένεια, μερικές φορές προτού αισθανθούμε κάτι από μόνοι μας, υπό μορφή ιατρικής απεικόνισης, ηλεκτροκαρδιογραφίας, ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, και ηλεκτροφυσιολογικών αξιολογήσεων. Μπορούν να μας θεραπεύσουν μέσω των θεραπευτικών επεμβάσεων για τον καρκίνο, τον έλεγχο πόνου, την ανάπτυξη των οστών, τη μαλακή επιδιόρθωση του ιστού, την ηλεκτροφυσιολογική διέγερση, και άλλα. Και μπορούν να μας τραυματίσουν ή να σκοτώσουν με κεραυνούς, με βαθιά ηλεκτρικά εγκαύματα, και με ηλεκτρικό σοκ.

Τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία χρησιμοποιούνται ήδη στις πολυάριθμες ιατρικές συσκευές, και το μέλλον (που αναφέρεται περισσότερο στο κεφάλαιο 6) υπόσχεται πάντα τις πιο λεπτομερείς και εντοπισμένες διαγνωστικές και θεραπευτικές μεθόδους. Τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία μπορούν σύντομα να βοηθήσουν στην αποκατάσταση ή αντικατάσταση των κατεστραμμένων νευρικών διόδων, να βοηθήσουν τον τυφλό για να δει, τον κωφό για να ακούσει, και τον παραλυμένο για να περπατήσει πάλι. Η υπόσχεση του βιοηλεκτρομαγνητισμού φαίνεται να περιορίζεται μόνο από την φαντασία μας. Εντούτοις, η υπόσχεση του βιοηλεκτρομαγνητισμού περιορίζεται πάρα πολύ από το φυσικό χαρακτήρα των ίδιων των πεδίων και από το πώς μπορεί να γίνει για να αλληλεπιδράσουν με το σώμα. Ο σκοπός αυτού του βιβλίου είναι να βοηθήσει να καταλάβετε τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία και πώς αλληλεπιδρούν με το σώμα, πώς αυτό δημιουργείται, πώς μπορούν να μετρηθούν και να αξιολογηθούν, και πώς μπορούν να ελεγχθούν.

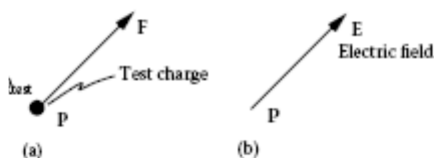
Αυτό το βιβλίο αρχίζει με το πεδίο του κλασσικού ηλεκτρομαγνητισμού, το οποίο προέρχεται από το φαινόμενο ότι τα ηλεκτρικά φορτία ασκούν δυνάμεις το ένα στο άλλο. Οι έννοιες των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων χρησιμοποιούνται για να περιγράψουν το

πλήθος σύνθετων βιοαποτελεσμάτων που προκύπτουν από αυτό το βασικό φαινόμενο. Αν και η κλασική ηλεκτρομαγνητική θεωρία πεδίων (EM) συνήθως διατυπώνεται στο διανυσματικό υπολογισμό και τις μερικές διαφορικές εξισώσεις, πολλές από τις βασικές έννοιες και τις χαρακτηριστικές συμπεριφορές μπορούν να γίνουν κατανοητές χωρίς ένα ισχυρό μαθηματικό υπόβαθρο. Ο σκοπός αυτού του βιβλίου είναι να περιγραφούν και να εξηγηθούν αυτές οι βασικές έννοιες και χαρακτηριστικές συμπεριφορές με ένα ελάχιστο των μαθηματικών, και να επιδειχθεί πώς χρησιμοποιούνται σε μια ευρεία ποικιλία των βιοηλεκτρομαγνητικών εφαρμογών. Σε αυτό το κεφάλαιο εξηγούμε τις βασικές έννοιες των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων ως βάση για αυτό που ακολουθεί στο υπόλοιπο του βιβλίου.

## 1.2. Έννοιες Ηλεκτρικών Πεδίων

Ένας θεμελιώδης νόμος, νόμος του Coulomb, δηλώνει ότι οι ηλεκτρικά φορτία ασκούν τις δυνάμεις το ένα στο άλλο σε μια κατεύθυνση σύμφωνα με τη γραμμή μεταξύ των φορτίων. Τα φορτία με το ίδιο σημάδι αποκρούουν, και τα φορτία με τα αντίθετα σημάδια έλκουν. Το μέγεθος της δύναμης που ασκείται σε ένα φορτίο από

Βασική εισαγωγή σε βιοηλεκτρομαγνητισμό. δεύτερη έκδοση



**Σχήμα 1.1**

- (α) Δύναμη  $F$  που ασκείται σε ένα φορτίο  $Q_{\text{test}}$  που τοποθετείται σε ένα σημείο  $P$  στο διάστημα.  
 (β) Ηλεκτρικό πεδίο  $E$  στο σημείο  $P$  που ορίζεται ως  $E = F/Q_{\text{test}}$ .

ένα άλλο φορτίο είναι αντιστρόφως ανάλογη προς το τετράγωνο της απόστασης μεταξύ των δύο φορτίων. Επειδή η παρακολούθηση των δυνάμεων που ασκούνται στις μεμονωμένα φορτία σε ένα σύνθετο σύστημα των φορτίων είναι σχεδόν αδύνατη στην πράξη, η έννοια του ηλεκτρικού πεδίου χρησιμοποιείται για να εξηγήσει τις δυνάμεις.

Η έννοια του ηλεκτρικού πεδίου εμφανίζεται σε αυτό το σκεπτόμενο πείραμα: Τοποθετήστε ένα μικρό φορτίο  $Q_{\text{test}}$  δοκιμής σε ένα σημείο στο διαστημικό  $\pi$ , όπως φαίνεται

στο σχήμα 1.1 (α). Οποιασδήποτε άλλα φορτία υπάρχουν θα ασκήσουν μια δύναμη σε αυτό το φορτίο δοκιμής. Μετρούν τη δύναμη που συμβολίζεται με το  $F$ . Εξ ορισμού, η ισχύς ηλεκτρικών πεδίων στο σημείο  $\pi$  δίνεται από

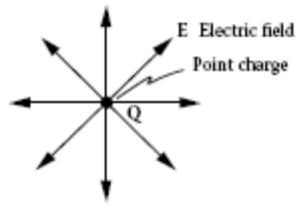
$$\mathbf{E} = \mathbf{F}/Q_{\text{test}} \text{ (V/m)} \quad (1.1)$$

όπως φαίνεται στο σχήμα 1.1 (β). (Η κατεύθυνση του  $\mathbf{E}$  είναι στην κατεύθυνση της δύναμης που ασκείται σε ένα θετικό φορτίο δοκιμής. Η δύναμη σε ένα αρνητικό φορτίο δοκιμής, όπως ένα ηλεκτρόνιο, θα ήταν στην αντίθετη κατεύθυνση.) Κατά συνέπεια, το  $\mathbf{E}$  είναι μια δύναμη ανά μονάδα φόρτισης. Το  $\mathbf{E}$  καλείται επίσης ηλεκτρικό πεδίο έντασης, ή συχνά απλά ηλεκτρικό πεδίο. Οι μονάδες του  $\mathbf{E}$  είναι βολτ ανά μετρητή (V/m).

Επειδή το  $F$  είναι ένα διάνυσμα, το  $\mathbf{E}$  είναι επίσης ένα διάνυσμα. Ένα διάνυσμα είναι μια ποσότητα που έχει και μια κατεύθυνση και ένα μέγεθος. Σε αυτό το βιβλίο, τα διανύσματα δείχνονται από τα έντονα σύμβολα. Η κατεύθυνση ενός διανύσματος αντιπροσωπεύεται από ένα βέλος, όπως στο σχήμα 1.1. Το μέγεθος ενός διανύσματος αντιπροσωπεύεται από το ίδιο σύμβολο με το διάνυσμα, αλλά χωρίς εντονότητα. Παραδείγματος χάριν, καθορίστε ένα διάνυσμα  $\beta$  ως ταχύτητα που έχει μια κατεύθυνση από το νότο στο Βορρά και ένα μέγεθος 30 μέτρων ανά δευτερόλεπτο (m/s). Κατόπιν το μέγεθος του  $\beta$  εκφράζεται ως  $\beta = 30 \text{ m/s}$ . Με παρόμοιο τρόπο, το  $\mathbf{E}$  είναι το μέγεθος του διανύσματος  $\mathbf{E}$ .

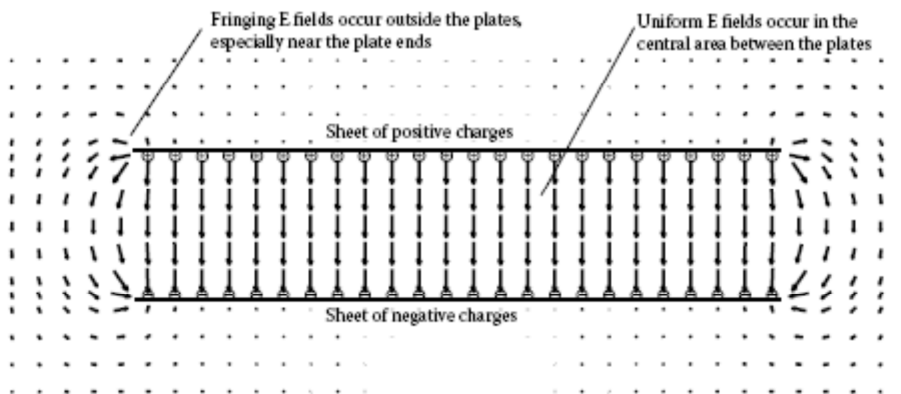
Ως συνέπεια του ορισμού του ηλεκτρικού πεδίου, ένα φορτίο  $Q$  που τοποθετείται σε ένα ηλεκτρικό πεδίο  $\mathbf{E}$  θα δοκιμάσει μια δύναμη που δίνεται από  $F = QE$ . Όσο μεγαλύτερο το  $\mathbf{E}$ , τόσο μεγαλύτερη η δύναμη  $F$  που ασκείται στο φορτίο  $Q$ . Η βασική επίδραση ενός ηλεκτρικού πεδίου σε ένα αντικείμενο που τοποθετείται σε αυτό είναι να ασκήσει τις δυνάμεις στα φορτία σε αυτό το αντικείμενο, όπως εξηγείται στην παράγραφο 1.6.

Τα ηλεκτρικά πεδία αντιπροσωπεύονται γραφικά με δύο τρόπους. Το σχήμα 1.2 επεξηγεί την πρώτη μέθοδο, χρησιμοποιώντας για παράδειγμα το ηλεκτρικό πεδίο που παράγεται από ένα μονοσημειακό φορτίο  $Q$ . Θυμηθείτε ότι τα πεδία  $\mathbf{E}$  του σημείου παράγονται από τα φορτία. Το  $\mathbf{E}$  που παράγεται από ένα μονοσημειακό φορτίο είναι ίσως το απλούστερο παράδειγμα ενός πεδίου  $\mathbf{E}$ . Σε αυτήν την πρώτη μέθοδο τα πεδία  $\mathbf{E}$ , η κατεύθυνση του  $\mathbf{E}$  εμφανίζεται από τα βέλη, και το μέγεθος του  $\mathbf{E}$  υποδεικνύεται από την ομοιότητα των βελών. Στις περιοχές όπου τα βέλη είναι στενά, το μέγεθος είναι υψηλότερο απ'ό,τι στις περιοχές όπου είναι μεγαλύτερη η απόσταση μεταξύ τους. Παραδείγματος χάριν, κοντά στο φορτίο, τα βέλη είναι στενά, δείχνοντας ένα μεγάλο  $\mathbf{E}$ . Ποιο μακριά από το φορτίο, η απόσταση μεταξύ των βελών είναι μεγαλύτερη, δείχνοντας ένα μικρότερο  $\mathbf{E}$ .



### Σχήμα 1.2

Διάγραμμα του ηλεκτρικού πεδίου που παράγεται από ένα μονοσημειακό φορτίο  $Q$ .

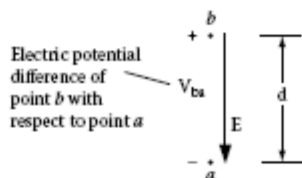


### Σχήμα 1.3

Πεδίο  $E$  που παράγεται από δύο ομοιόμορφα φύλλα του φορτίου, θετικού φορτίου στην κορυφή και αρνητικού φορτίου στο κατώτατο σημείο. Αυτή η διαμόρφωση είναι μια αντιπροσώπευση ενός πυκνωτή παράλληλης πλάκας. Τα βέλη αντιπροσωπεύουν την κατεύθυνση του πεδίου  $E$ . Το μήκος του βέλους δείχνει τη δύναμη (μέγεθος) του πεδίου  $E$ .

Η δεύτερη μέθοδος αντιπροσωπεύει διανυσματικά πεδία όπως το  $E$  που απεικονίζεται στο σχήμα 1.3, το οποίο εμφανίζει το πεδίο  $E$  που παράγεται από δύο ομοιόμορφα φύλλα του πεδίου. Σε αυτήν την μέθοδο, η κατεύθυνση του πεδίου  $E$  εμφανίζεται επίσης από τα βέλη. Το μέγεθος του  $E$  υποδεικνύεται από το μήκος των βελών. Όσο μακρύτερο το βέλος, τόσο μεγαλύτερο το  $E$ . Αυτή η δεύτερη μέθοδος χρησιμοποιείται συχνά όταν υπολογίζονται τα πεδία  $E$  με τις αριθμητικές μεθόδους και σχεδιάζονται με τις γραφικές μεθόδους υπολογιστών; αυτό είναι η μέθοδος που χρησιμοποιούμε συχνότερα σε αυτό το βιβλίο. Το πεδίο  $E$  που παράγεται από τα δύο ομοιόμορφα φύλλα του φορτίου είναι ομοιόμορφο κοντά στο κέντρο των φύλλων. Στις άκρες των φύλλων, το  $E$  κάμπτεται γύρω, ή στις *παρυφές των κροσσών*.





### Σχήμα 1.4

Διαμόρφωση για τον υπολογισμό της πιθανής διαφοράς του σημείου b όσον αφορά το σημείο a παρουσία του E. Το φορτίο θα κινούταν από το b προς το a.

Επειδή τα πεδία E ασκούν τις δυνάμεις στα φορτία, η εργασία απαιτείται για να κινήσει ένα φορτίο από ένα σημείο στο διάστημα προς άλλο παρουσία ενός πεδίου E. Το έργο ανά μονάδα φόρτισης καλείται *ηλεκτρική διαφορά δυναμικού*. Η ηλεκτρική διαφορά δυναμικού αναφέρεται συχνά ως διαφορά δυναμικού, ή απλά τάση, επειδή η μονάδα της είναι το βολτ (V). Όταν το E είναι γνωστό ως συνάρτηση του χώρου, η διαφορά δυναμικού μεταξύ οποιωνδήποτε δύο σημείων μπορεί να υπολογιστεί. Εξετάστε πρώτα την απλούστερη περίπτωση, όταν το E είναι ομοιόμορφο στην απόσταση μεταξύ δύο σημείων, και ένα θετικό φορτίο κινείται από ένα σημείο σε άλλο κατά μήκος μιας διαδρομής προς στην αντίθετη κατεύθυνση του E, όπως η κίνηση ενός φορτίου από το σημείο a στο σημείο b στο σχήμα 1.4. Για αυτήν την περίπτωση, η πιθανή διαφορά του σημείου b όσον αφορά το σημείο a δίνεται από

$$V_b - V_a = V_{ba} = Ed \quad (1.2)$$

όπου το d είναι η απόσταση μεταξύ των δύο σημείων. Η ηλεκτρική διαφορά δυναμικού αναφέρεται στη δυναμική ενέργεια. Εάν ένα φορτίο κινήθηκε από το σημείο a στο σημείο b, θα είχε το ενεργειακό δυναμικό διότι αν είχε κυκλοφορήσει, η δύναμη που παράγεται από το E θα το ανάγκαζε να κινηθεί, μετατρέποντας κατά συνέπεια το ενεργειακό δυναμικό του σε κινητική ενέργεια. Όταν το πεδίο E δεν είναι ομοιόμορφο, ή όταν η διαδρομή μεταξύ του a και του b δεν είναι ακριβώς στην αντίθετη κατεύθυνση του E, η εξίσωση 1.2 δεν ισχύει, και ένας πύο περίπλοκος υπολογισμός απαιτείται. Οι συνηθισμένες συσκευές όπως οι μπαταρίες αυτοκινήτων 12-volt και οι ξηρών κυττάρων 1.5-volt χρησιμοποιούνται για να παράγουν διαφορά δυναμικού. Οι μεγάλες ηλεκτρικές γεννήτριες παράγουν τις διαφορές δυναμικού που χρησιμοποιούμε για πολλούς σκοπούς στα σπίτια μας. Τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα μετρούν τις διαφορές δυναμικού στην επιφάνεια του σώματος που προκαλείται από την πάλμωση της καρδιάς.

Όταν το E δεν μεταβάλλεται με το χρόνο, ή όταν μεταβάλλεται αργά με το χρόνο (η συχνότητα είναι χαμηλή), η εργασία που γίνεται στην κίνηση του φορτίου μεταξύ δύο σημείων είναι ανεξάρτητη από τη διαδρομή πέρα από την οποία το φορτίο κινείται μεταξύ των δύο

σημείων. Σε αυτήν την περίπτωση, το πεδίο  $\mathbf{E}$  λέγεται ότι είναι *σωληνοειδές*, και η διαφορά δυναμικού είναι ένα μοναδικό μέγεθος. Όταν το  $\mathbf{E}$  μεταβάλλεται γρήγορα με το χρόνο (η συχνότητα είναι υψηλή), η εργασία που γίνεται στην κίνηση του φορτίου μεταξύ δύο σημείων εξαρτάται γενικά από τη διαδρομή πέρα από την οποία το φορτίο κινείται μεταξύ των δύο σημείων, και μια μοναδική διαφορά δυναμικού δεν μπορεί να καθοριστεί. Σε αυτήν την περίπτωση, το  $\mathbf{E}$  δεν είναι ένα σωληνοειδές πεδίο. Σε ειδικές περιπτώσεις (δείτε την παράγραφο της 3.5.1), το  $\mathbf{E}$  μπορεί να μεταβάλλεται γρήγορα με το χρόνο και να εξακολουθεί να είναι ένα σωληνοειδές πεδίο.

Τα κινούμενα φορτία παράγουν *ηλεκτρικό ρεύμα*, το οποίο ορίζεται ως το ρυθμό μεταβολής του φορτίου. Η μονάδα του φορτίου είναι το Coulomb (C). Το ρεύμα σε ένα δεδομένο σημείο στο διάστημα είναι το ποσό φορτίου που περνά σε εκείνο το σημείο ανά δευτερόλεπτο. Η μονάδα του ρεύματος είναι το αμπέρ (A). Κατά συνέπεια, 1 A είναι ισοδύναμο με 1 C/s. Η *πυκνότητα ρεύματος* ορίζεται ως η τρέχουσα ανά μονάδα επιφάνειας. Οι μονάδες της είναι αμπέρ ανά τετραγωνικό μέτρο ( $A/m^2$ ).

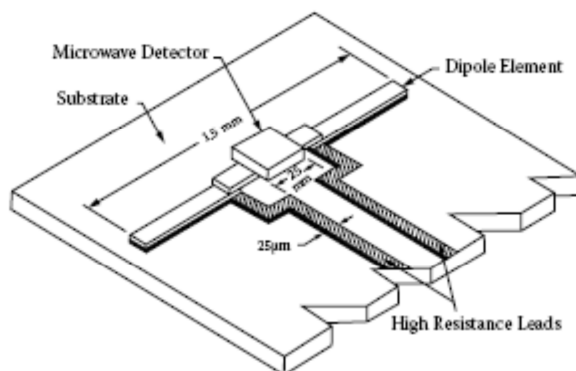
Εάν μια σταθερή φορά διαφοράς δυναμικού  $V$  εφαρμόζεται μεταξύ δύο σημείων και ένα συνολικό ρεύμα  $I$  ρέει μεταξύ των δύο σημείων ως αποτέλεσμα αυτής της τάσης που εφαρμόζεται, τότε το ρεύμα δίνεται από  $I = V/R$ , όπου το  $R$  είναι η *αντίσταση* (οι μονάδες είναι  $\omega\mu$ ) μεταξύ των δύο σημείων. Όπως υποδηλώνει το όνομά του, η αντίσταση αντιτάσσει τη ροή του ρεύματος. Αυτή η σχέση καλείται *νόμος του Ohm*. Είναι ένας από τους θεμελιώδεις νόμους της ηλεκτρικής θεωρίας κυκλωμάτων.

Το ηλεκτρικό πεδίο που παρουσιάστηκε στο *σχήμα 1.3* θα μπορούσε επίσης να παραχθεί με την αντικατάσταση των δύο φύλλων του φορτίου με τις μεταλλικές πλάκες και τη εφαρμογή μιας διαφοράς δυναμικού μεταξύ των δύο, συνδέοντας για παράδειγμα μια μπαταρία ανάμεσα στις πλάκες. Η διαφορά δυναμικού θα παράγε το ρεύμα μέσω της μπαταρίας, μεταφέροντας το φορτίο από την μια πλάκα στην άλλη, παράγοντας κατά συνέπεια τις φορτισμένες πλάκες που θα ήταν ισοδύναμο με τη διαμόρφωση του σχήματος 1.3.

### ΠΩΣ ΤΑ ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ ΠΕΔΙΑ ΜΕΤΡΙΟΥΝΤΑΙ

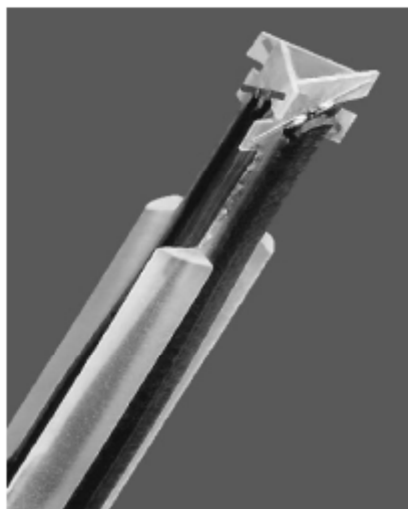
Τα ηλεκτρικά πεδία μετριούνται χρησιμοποιώντας τις μεταλλικές κεραίες. Τα ηλεκτρικά πεδία (παραδείγματος χάριν, οι ανοικτές γραμμές που ταξιδεύουν από θετικά σε αρνητικά φορτία) παίρνονται από τις ευθείες κεραίες, οι οποίες είναι προσανατολισμένες παράλληλα με τις γραμμές του ηλεκτρικού πεδίου. Αυτές οι ευθείες κεραίες έχουν ένα κενό στη μέση που μένει ανοικτό για να δημιουργηθεί μια μετρήσιμη διαφορά τάσης. Ένα παράδειγμα εμφανίζεται στο *σχήμα 1.5*. Αυτή η μικροσκοπική κεραία ελέγχων ηλεκτρικών πεδίων σχεδιάστηκε για την αξιολόγηση της χωρητικότητας των ηλεκτρομαγνητικών συσκευών με τις οδηγίες έκθεσης ραδιοσυχνότητας (RF). Η μέτρηση των πεδίων μέσα ή κοντά στο σώμα είναι δύσκολη, επειδή ένα αντικείμενο μετάλλων (όπως μια κεραία μέτρησης) μπορεί να διαταράξει τα πεδία. Η μικρή κεραία διπόλων σχεδιάστηκε συγκεκριμένα για να λάβει τα εντοπισμένα πεδία χωρίς διατάραξη τους. Αυτός ο έλεγχος παίρνει τα ηλεκτρικά πεδία κατά μήκος του άξονά του, αλλά τα πεδία που προσανατολίζονται σε οποιαδήποτε άλλη κατεύθυνση αγνοούνται.

Όταν και οι τρεις συνιστώσες του διανύσματος του ηλεκτρικού πεδίου είναι επιθυμητές (είτε ξεχωριστά είτε σε συνδυασμό με την εξεύρεση συνολικής έντασης του ηλεκτρικού πεδίου), τρεις κάθετες γραμμικές κεραίες χρησιμοποιούνται, όπως φαίνεται στον ανιχνευτήρα στο [σχήμα 1.6](#). Κάθε κεραία παίρνει το ηλεκτρικό πεδίο παράλληλα στο βασικό άξονά της. Τα τρία κάθετα διανύσματα ηλεκτρικού πεδίου μπορούν να μετρηθούν ανεξάρτητα ή σε συνδυασμό για να υπάρξει πλήρης ηλεκτρικό πεδίο.



**Σχήμα 1.5**

Μικροσκοπική τυπωμένη κεραία διπόλων για τη μέτρηση των ηλεκτρικών πεδίων για να καθορίσει τη συμμόρφωση τηλεφωνικής RF έκθεσης κυττάρων. (Από Bassen, H, και Smith, G, IEEE Trans. AP, 31,710-18, 1983, ©1983 IEEE. Με τη δικαιοδοσία.)

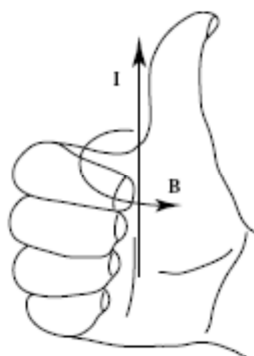


**ΣΧΗΜΑ 1.6**

Έλεγχος ηλεκτρικών πεδίων που κατασκευάζεται από SPEAG. Η διάμετρος της άκρης είναι 3,9 mm. (Από Schmid & Partner Engineering AG, Ζυρίχη. Ανατυπωμένος με τη δικαιοδοσία.)

### 1.3. Έννοιες Μαγνητικών Πεδίων

Στην προηγούμενη ενότητα, οι έννοιες ηλεκτρικών πεδίων εξηγήθηκαν ως μέσο για να αποτελέσουν τις δυνάμεις μεταξύ των φορτίων που ενεργούν σε μια γραμμή μεταξύ των φορτίων. Όταν τα φορτία κινούνται, ασκούν ένα άλλο είδος δύναμης το ένα στο άλλο που δεν είναι σύμφωνα με μια γραμμή μεταξύ φορτίων. Τα μαγνητικά πεδία χρησιμοποιούνται για να αποτελέσουν αυτό το άλλο είδος δύναμης. Τα κινούμενα φορτία παράγουν ηλεκτρικό ρεύμα ( $I$ ), που εμφανίζεται στην κατεύθυνση του αντίχειρα στο σχήμα 1.7. Αυτό το ρεύμα  $I$  παράγει ένα μαγνητικό πεδίο  $B$  στην κατεύθυνση των δάχτυλων στο σχήμα 1.7. Ο κανόνας που περιγράφει την κατεύθυνση του ρεύματος και του σχετικού μαγνητικού πεδίου του καλείται *κανόνας του δεξιού χεριού*, λόγω της χρήσης του δεξιού χεριού για να τον περιγράψει. Αυτός ο κανόνας μπορεί να χρησιμοποιηθεί με δύο τρόπους. Κατ' αρχάς, ο αντίχειρας μπορεί να δείξει στην κατεύθυνση του ρεύματος, και τα δάχτυλα αντιπροσωπεύουν το μαγνητικό πεδίο (όπως εμφανίζεται). Εναλλακτικά, ο αντίχειρας μπορεί να δείξει στην κατεύθυνση του μαγνητικού πεδίου, και τα δάχτυλα θα αντιπροσωπεύσουν την κατεύθυνση του ρεύματος που την παράγει. Το γεγονός ότι το μαγνητικό πεδίο περικυκλώνει το ρεύμα θα συζητηθεί λεπτομερέστερα στην παράγραφο 1.5.



**ΣΧΗΜΑ 1.7**

Ο κανόνας του δεξιού χεριού μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να περιγράψει την κατεύθυνση του ρεύματος και μαγνητικού πεδίου. Αυτός ο κανόνας μπορεί να χρησιμοποιηθεί με δύο τρόπους. Κατ' αρχάς, ο αντίχειρας μπορεί να δείξει στην κατεύθυνση του ρεύματος ( $I$ ), και τα δάχτυλα αντιπροσωπεύουν το μαγνητικό ( $B$ ) πεδίο (όπως εμφανίζεται). Εναλλακτικά, ο αντίχειρας

μπορεί να δείξει στην κατεύθυνση του μαγνητικού πεδίου, και τα δάχτυλα θα αντιπροσωπεύσουν την κατεύθυνση του ρεύματος που την παράγαγε.

Το μαγνητικό πεδίο δεν παράγει μια δύναμη σε ένα στάσιμο φορτίο (όπως το ηλεκτρικό πεδίο), αλλά παράγει μια δύναμη σε οποιαδήποτε φορτίο που κινείται (εκτός από αυτή που παράγεται από το ηλεκτρικό πεδίο). Η δύναμη σε ένα κινούμενο φορτίο  $Q_{test}$  που κινείται σε μια ταχύτητα  $v$  σε ένα σημείο  $P$  στο διάστημα είναι διευκρινισμένη στο [σχήμα 1.8 \(α\)](#). Η δύναμη στο κινούμενο φορτίο έχει ένα μέγεθος  $F = Bv Q_{test}$ , όπου το  $B$  είναι η πυκνότητα μαγνητικής ροής. Η κατεύθυνση της δύναμης είναι κάθετη και στο  $v$  και στο  $B$ , όπως φαίνεται στο [σχήμα 1.8 \(b\)](#). Η μονάδα \* του  $B$  είναι το tesla (T). Η πυκνότητα μαγνητικής ροής αναφέρεται μερικές φορές απλά ως *μαγνητικό πεδίο*.

Το [σχήμα 1.9](#) εμφανίζει διανυσματικά διαγράμματα του  $B$  που παράγονται από ένα ρεύμα γραμμών (ένα απείρως μεγάλο ρεύμα) και από ένα ρεύμα βρόχων. Το  $B$  που παράγεται από το ρεύμα γραμμής είναι το ισχυρότερο κοντινό ρεύμα, όπως υποδεικνύεται με το πιο στενό διάστημα των βελών. Σε κάθε περίπτωση οι γραμμές  $B$  περικυκλώνουν το ρεύμα, το οποίο είναι ένα χαρακτηριστικό που περιγράφεται λεπτομερέστερα στην παράγραφο 1.5.

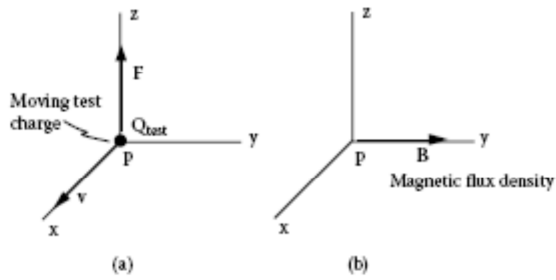
### ΠΩΣ ΤΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΠΕΔΙΑ ΜΕΤΡΟΥΝΤΑΙ

Τα μαγνητικά πεδία επιταχύνονται χρησιμοποιώντας τους βρόχους του καλωδίου, και μετρώντας στη συνέχεια την επαγόμενη τάση στις άκρες του καλωδίου (όπως συζητείται στην επόμενη παράγραφο). Ο βρόχος μπορεί να είναι ενιαίος ή μπορεί να είναι ένα πηνίο των πολλαπλάσιων βρόχων, με το βρόχο προσανατολισμένο έτσι ώστε οι γραμμές μαγνητικών πεδίων να περνούν μέσω του βρόχου. Μια τυπική διαμόρφωση σε έναν εμπορικό έλεγχο μαγνητικών πεδίων εμφανίζεται στο [Σχήμα 1.10](#). Όπως με το ηλεκτρικό πεδίο, τρεις χωριστοί κάθετοι βρόχοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να πάρουν τις τρεις συνιστώσες του μαγνητικού πεδίου, όπως φαίνεται στο [Σχήμα 1.11](#).

\* Ένα tesla είναι ισοδύναμο με έναν αμπέρ-Henry ανά τετραγωνικό μέτρο. Το αμπέρ είναι μια μονάδα του ρεύματος. Το henry είναι μια μονάδα της αυτεπαγωγής.

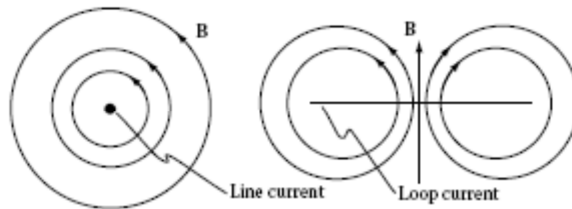
Η σχετική ποσότητα  $H$  (δείτε την [παράγραφο 1.7](#)) επίσης συχνά καλείται *μαγνητικό πεδίο*.

Το πλαίσιο χρησιμοποιείται για να κρατήσει την έννοια σαφή.



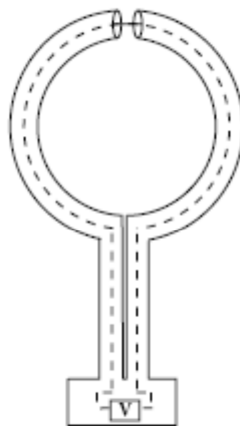
**Σχήμα 1.8**

(a) Δύναμη  $F$  που ασκείται από ένα μαγνητικό πεδίο σε ένα φορτίο δοκιμής που έχει την ταχύτητα  $v$  σε ένα σημείο  $P$  στο χώρο. Το  $F$  είναι κάθετο στην πυκνότητα  $v$ . (b) Η μαγνητικής ροή ισχύος  $B$  που καθορίζεται στο σημείο  $P$  για να αποτελέσει  $F$ . Το  $B$  είναι κάθετο και στο  $v$  και στο  $F$ .



**Σχήμα 1.9**

Τα πεδία  $B$  που παράγονται από ένα ρεύμα γραμμής και ένα ρεύμα βρόχων έξω από τη σελίδα. Το διάγραμμα εμφανίζει ακριβώς την άκρη του ρεύματος βρόχων.



**Σχήμα 1.10**

Κεραία βρόχων που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση των μαγνητικών πεδίων. Η κεραία γίνεται από δύο ημισυμπαγή ομοαξονικά καλώδια. (Από Furse, C., et al, *Σύγχρονες κεραίες*, Willey-Liss, Inc., μια θυγατρική από τον John Wiley & τους Γιους, Inc., © Willey-Liss 2007. Με τη δικαιοδοσία.)



**Σχήμα 1.11**

Έλεγχοι μαγνητικών πεδίων που κατασκευάζονται από SPEAG. Η διάμετρος ακρών είναι 6 mm (Από Schmid & Partner Engineering AG, Ζυρίχη. Ανατυπωμένο με τη δικαιοδοσία.)

#### 1.4. Πηγές Ηλεκτρικών Πεδίων (Εξισώσεις του Maxwell)

Επειδή τα πεδία  $E$  καθορίζονται για να αποτελέσουν τις δυνάμεις που ασκούνται από τα φορτία το ένα στο άλλο, οι θεμελιώδεις πηγές πεδίων  $E$  είναι ηλεκτρικά φορτία. Οι συγκεκριμένες πληροφορίες για το πώς τα φορτία ενεργούν ως πηγές για τα πεδία  $E$  δίνονται από τις εξισώσεις του Maxwell, οι οποίες είναι ένα θεμελιώδες σύνολο εξισώσεων που διαμορφώνουν το πλαίσιο της όλης κλασσικής θεωρίας ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Αν και ελαχιστοποιούμε το μαθηματικό περιεχόμενο αυτού του βιβλίου, δηλώνουμε τις εξισώσεις του Maxwell κατωτέρω επειδή είναι τόσο θεμελιώδεις και τόσο διάσημες στα ηλεκτρομαγνητικά που αισθανόμαστε ότι πρέπει να εισαχθείτε σε αυτούς, ακόμα κι αν δεν μπορείτε να έχετε ένα υπόβαθρο στο διανυσματικό υπολογισμό και τις μερικές διαφορικές εξισώσεις. Θα εξηγήσουμε ακριβώς την ποιοτική έννοια αυτών των εξισώσεων χωρίς να δώσουμε τις μαθηματικές λεπτομέρειες.

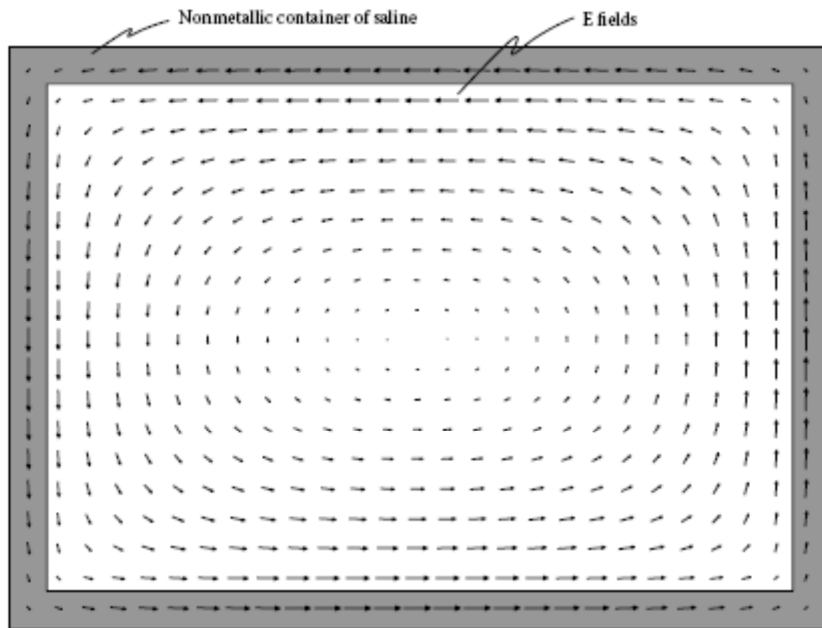
Δύο από τις εξισώσεις του Maxwell περιγράφουν τις πηγές του  $E$ . Μια πηγή είναι ένα χρονικά μεταβαλλόμενο πεδίο  $B$ , και άλλη είναι πυκνότητα  $P$  των φορτίων. Κάθε πηγή παράγει τα πεδία  $E$  με τα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά. Για λόγους σαφήνειας, θα περιγράψουμε από όταν κάθε πηγή μεμονωμένα, αλλά γενικά το  $E$  παράγεται από έναν συνδυασμό πηγών.

Η πρώτη των εξισώσεων Maxwell που συζητάμε είναι ο νόμος του Faraday:

$$\nabla \times E = -\partial B / \partial t \quad (1.3)$$

$\nabla \times \mathbf{E}$  είναι μια μαθηματική έκφραση αποκαλούμενη *άγκιστρο* του  $\mathbf{E}$ , το οποίο σημαίνει ότι το  $\mathbf{E}$  παραχθέν θα περικυκλώσει το  $\mathbf{B}$  που το παράγει.  $\partial B / \partial t$  είναι το χρονικό ποσοστό αλλαγής \* του  $\mathbf{B}$  (πόσο γρήγορα το  $\mathbf{B}$  αλλάζει). Αυτή η εξίσωση μας λέει ότι ένα χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο  $\mathbf{B}$  δημιουργεί ένα ηλεκτρικό πεδίο  $\mathbf{E}$ .

\* $\partial B / \partial t$  είναι το χρονικό παράγωγο του  $B$ . Το σύμβολο  $\partial$  σημαίνει την αλλαγή. Έτσι  $\partial B / \partial t$  σημαίνει αλλαγή στο  $B$  ( $\partial B$ ) ανά αλλαγή στο  $t$  ( $\partial t$ ).



### Σχήμα 1.12

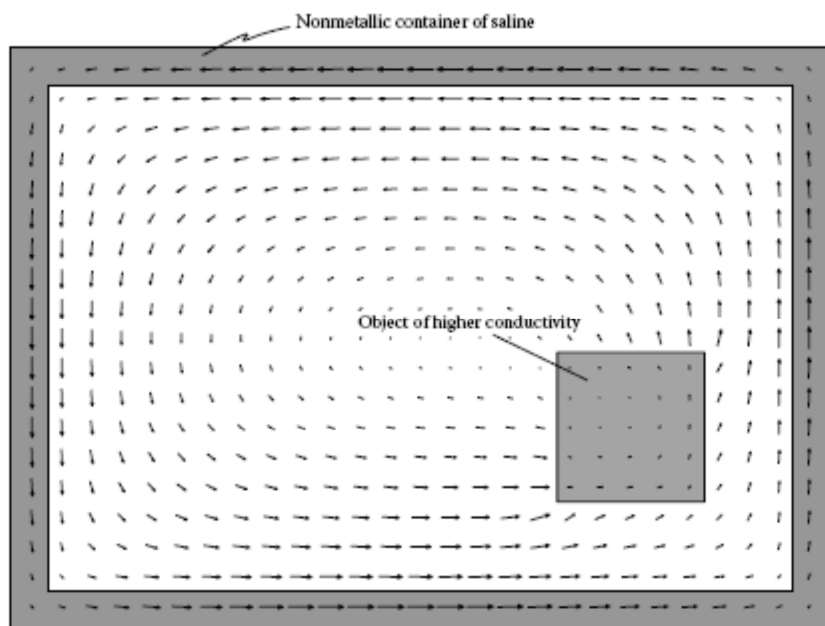
Τα υπολογισμένα πεδία  $\mathbf{E}$  σε μια στιγμή του χρόνου για μια δισδιάστατη πρότυπη σύσταση από ένα 1 πεδίο kHz  $\mathbf{B}$  (που κατευθύνεται από το έγγραφο) ίσχυαν για ένα μη μεταλλικό δοχείο φυσικού ορού. Τα ηλεκτρικά πεδία “άγκιστρα” γύρω από το μαγνητικό πεδίο.

Γενικά, όσο μεγαλύτερο το χρονικό ποσοστό αλλαγής του  $\mathbf{B}$ , το ισχυρότερο πεδίο  $\mathbf{E}$  αυτό παράγει. Αυτό το νέο  $\mathbf{E}$  θα είναι επίσης χρονικά μεταβαλλόμενο. Υπάρχουν πολλές πηγές χρονικά μεταβαλλόμενου μαγνητικού πεδίου. Κάτι που χρησιμοποιεί τυπικά εμπορική δύναμη (βύσματα στον τοίχο) έχει 60 πεδία Hz. \* Αυτό σημαίνει ότι τα πεδία μεταβάλλονται ημιτονοειδώς (άνοδος και πτώση) εξήντα φορές ανά δευτερόλεπτο (δείτε [Παράγραφο 1.9](#)). Τα πεδία τμημάτων που μεταβάλλονται ημιτονοειδώς με το χρόνο καλούνται πεδία *εναλλασσομένου ρεύματος* (AC). Εξήντα hertz είναι μια σχετικά αργή αλλαγή στο μαγνητικό πεδίο, και επομένως το παραγόμενο ηλεκτρικό πεδίο είναι αρκετά μικρό. Γενικά προσεγγίζουμε αυτά τα πεδία ως σταθερές με το χρόνο. Τα πεδία που δεν μεταβάλλονται με το χρόνο (όπως εκείνα που παράγονται από μια μπαταρία ή έναν μόνιμο μαγνήτη) καλούνται πεδία *συνεχούς ρεύματος* (DC). Στη DC περίπτωση, το μαγνητικό πεδίο δεν παράγει ένα ηλεκτρικό πεδίο, και λέμε ότι τα πεδία αποσυνδέονται. Οι γρηγορότερες αλλαγές στα μαγνητικά πεδία δημιουργούνται στα συστήματα επικοινωνιών όπως τα κυψελοειδή τηλέφωνα, τα οποία λειτουργούν σε 1.800 έως 1.900 MHz. Αυτές οι πηγές είναι επίσης ημιτονοειδείς, και το χρονικό παράγωγο του μαγνητικού πεδίου είναι σε διάταξη 109 υψηλότερο από,τι για την εμπορική περίπτωση δύναμης 60 Hz.



Κατά συνέπεια, το χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο παράγει ένα σημαντικό ηλεκτρικό πεδίο. Άλλες εφαρμογές χρησιμοποιούν τα πεδία που πάλλονται, όπως πολλές εφαρμογές απεικόνισης. Παραδείγματος χάριν, μερικοί τύποι τομογραφιών μικροκυμάτων χρησιμοποιούν τους σφυγμούς που περιέχουν τις συχνότητες από 300 έως 3.000 MHz, και ένας νέος τύπος απεικόνισης στήθους μικροκυμάτων κάλεσε τους ομοεστιακούς σφυγμούς χρήσεων απεικόνισης με τις συχνότητες μέχρι 5.000 MHz. Αυτές οι πηγές δεν είναι ημιτονοειδείς. Είναι εκρήξεις ενέργειας που ονομάζονται *υπερευρείας ζώνης (UWB)* σφυγμοί, και αυξάνονται και πέφτουν πολύ γρήγορα (μικροδευτερόλεπτα

\* Εξήντα hertz είναι πρότυπη συχνότητα ισχύος στις Ηνωμένες Πολιτείες. Πενήντα hertz χρησιμοποιούνται στην Ευρώπη και την Ασία.  $1 \text{ MHz} = 10^6 \text{ Hz} = 1 \text{ εκατομμυρίου}$ .



### Σχήμα 1.13

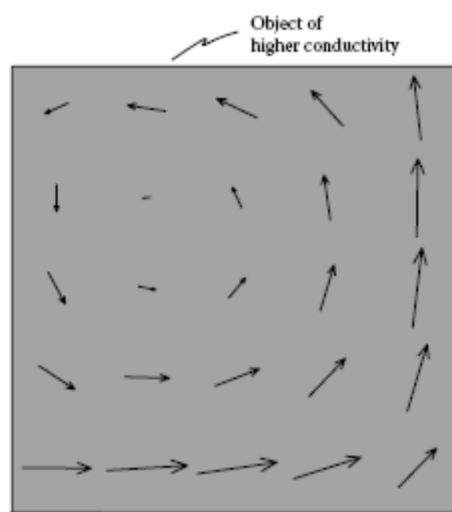
Η ίδια διαμόρφωση όπως στο σχήμα 1.12, αλλά με ένα αντικείμενο της υψηλότερης αγωγιμότητας τοποθέτησε στο δοχείο ορού. Τα ηλεκτρικά πεδία είναι μικρότερα στο αντικείμενο υψηλής-αγωγιμότητας. Τα ηλεκτρικά πεδία θα ήταν επίσης μικρότερα εάν το αντικείμενο είχε την ίδια αγωγιμότητα αλλά υψηλότερη επιτρεπτότητα από το δοχείο ορού.

στα νανοδευτερόλεπτο). Κατά συνέπεια, το χρονικό ποσοστό αλλαγής τους είναι πολύ υψηλό, και ένα σημαντικό ηλεκτρικό πεδίο δημιουργείται από το χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο.

Το σχήμα 1.12 εμφανίζει ένα παράδειγμα των πεδίων  $\mathbf{E}$  σε ένα μη μεταλλικό δοχείο φυσιολογικού ορού που παράγεται από ένα μεταβαλλόμενο  $\mathbf{B}$  όπως υπολογίζεται από ένα δισδιάστατο μοντέλο. \* Οι γραμμές πεδίων  $\mathbf{E}$  περικυκλώνουν (αγκύστρι γύρω) το μεταβαλλόμενο  $\mathbf{B}$ , το οποίο κατευθύνεται από το χαρτί. Το σχήμα 1.13 εμφανίζει ίδια διαμόρφωση με ένα αντικείμενο που προστίθεται στον φυσιολογικό ορό που έχει μια υψηλότερη αγωγιμότητα (δείτε την [παράγραφο 1.6](#)) από τον φυσιολογικό ορό. Εδώ πάλι, οι γραμμές πεδίων  $\mathbf{E}$  τείνουν να περικυκλώσουν το μεταβαλλόμενο  $\mathbf{B}$ , αλλά τροποποιούνται από την παρουσία του μικρού αντικειμένου που έχει την υψηλότερη αγωγιμότητα. Η υψηλότερη αγωγιμότητα του

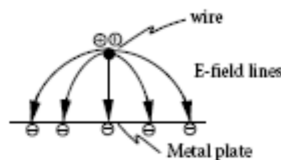
μικρού αντικείμενου αναγκάζει τα πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στο αντικείμενο για να είναι πίο αδύνατα από εκείνα στο φυσιολογικό ορό. Το πρότυπο πεδίων  $\mathbf{E}$  στο μικρό αντικείμενο μπορεί να θεωρηθεί ως αποτελούμενο από δύο συνιστώσες: (1) το συνολικά κυκλοφορικό πεδίο  $\mathbf{E}$  του σχήματος 1.12 χωρίς το μικρό αντικείμενο, και (2) ένα τμήμα πεδίων  $\mathbf{E}$  που κυκλοφορεί τοπικά γύρω από το κέντρο του μικρού αντικείμενου. Το προκύπτον καθαρό πρότυπο είναι ένας συνδυασμός των δύο, όπως φαίνεται στην ενισχυμένη όψη του αντικειμένου στο [σχήμα 1.14](#). Στην αριστερή πλευρά και κοντά στην κορυφή του αντικειμένου, η συνολικά κυκλοφορία  $\mathbf{E}$  τείνει να ακυρωθεί με την τοπικά κυκλοφορία  $\mathbf{E}$ , ενώ στη σωστή πλευρά και να πλησιάσει στο κατώτατο σημείο του αντικειμένου, τα δύο πεδία τείνουν να προσθεθούν, παράγοντας ένα κυκλοφορικό πρότυπο που αντισταθμίζεται από το κέντρο του αντικειμένου.

\* Ένα δισδιάστατο μοντέλο είναι σταθερό ή ίσο στην τρίτη διάσταση, μέσα και έξω από τη σελίδα.



### Σχήμα 1.14

Μια ενισχυμένη όψη των πεδίων  $\mathbf{E}$  στο μικρό αντικείμενο της υψηλότερης αγωγιμότητας του [σχήματος 1.13](#). Στην αριστερή πλευρά και κοντά στην κορυφή του αντικειμένου, η συνολικά κυκλοφορία  $\mathbf{E}$  τείνει να ακυρωθεί με την τοπικά κυκλοφορία  $\mathbf{E}$ , ενώ στη σωστή πλευρά και να πλησιάσει στο κατώτατο σημείο του αντικειμένου, τα δύο πεδία τείνουν να προσθεθούν, παράγοντας ένα κυκλοφορώντας πρότυπο που αντισταθμίζεται από το κέντρο του αντικειμένου.



### Σχήμα 1.15

Το πεδίο  $\mathbf{E}$  που παρήχθη από τις θετικά ηλεκτρικά φορτία σε ένα καλώδιο και τα αρνητικά ηλεκτρικά φορτία σε μια μεταλλική πλάκα ως αποτέλεσμα μιας πιθανής διαφοράς ίσχυσε μεταξύ τους.

Ένα δευτερόλεπτο από τις εξισώσεις Maxwell, ο νόμος του Gauss, περιγράφει το  $\mathbf{E}$  που παράγεται από την πυκνότητα δαπανών:

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = \rho/\epsilon \quad (1.4)$$

Η έκφραση  $\nabla \cdot \mathbf{E}$  καλείται απόκλιση του  $\mathbf{E}$ , το οποίο σημαίνει ότι ένα πεδίο  $\mathbf{E}$  που δημιουργείται αρχίζει στην πηγή,  $\rho$ , το οποίο είναι η πυκνότητα ηλεκτρικών φορτίων στα Coulomb ανά κυβικό μέτρο ( $C/m^3$ ). Το  $\epsilon$  είναι μια παράμετρος αποκαλούμενη επιτρεπτικότητα, ή διηλεκτρική σταθερά (δείτε την παράγραφο 1.6), η οποία αλλάζει ακριβώς το μέγεθος του ηλεκτρικού πεδίου αλλά δεν το δημιουργεί ή δεν αλλάζει την κατεύθυνσή της. Η εξίσωση 1.4 σημαίνει ότι το ηλεκτρικό φορτίο δημιουργεί το  $\mathbf{E}$ , και ότι οι γραμμές  $\mathbf{E}$  αρχίζουν και τελειώνουν στα ηλεκτρικά φορτία.

Το σχήμα 1.15 εμφανίζει ένα παράδειγμα των πεδίων  $\mathbf{E}$  που παράγονται από τα ηλεκτρικά φορτία. Μια πιθανή διαφορά που εφαρμόζεται μεταξύ ενός μακριού καλωδίου και μιας μεταλλικής πλάκας είναι ότι παράγει τα θετικά ηλεκτρικά φορτία στο καλώδιο και τα αρνητικά ηλεκτρικά φορτία στην πλάκα. Αυτά τα ηλεκτρικά φορτία παράγουν το είδος γραμμών πεδίων  $\mathbf{E}$  που εμφανίζονται.

## 1.5. Πηγές Μαγνητικών Πεδίων (Εξισώσεις του Maxwell)

Άλλες δύο από τις εξισώσεις του Maxwell περιγράφουν τις πηγές νόμου B. Ο νόμος του Ampere δηλώνει ότι :

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

όπου  $\mu$  είναι μια σταθερή αποκαλούμενη μαγνητική διαπερατότητα (παράγραφος 1.6) που έχει επιπτώσεις στο μέγεθος πεδίων αλλά δεν το παράγει ή δεν αλλάζει την κατεύθυνσή της. Όπως με το νόμο του Faraday,  $\partial\mathbf{E}/\partial t$  που αντιπροσωπεύει το ποσοστό αλλαγής του ηλεκτρικού πεδίου. Ο νόμος του Ampere δείχνει ότι η πυκνότητα ρεύματος  $\mathbf{J}$  ( $A/m^2$ )

και ένα χρονικά μεταβαλλόμενο ηλεκτρικό πεδίο  $\partial\mathbf{E}/\partial t$  είναι και οι δύο πηγές του  $\mathbf{B}$ , και ότι οι γραμμές πεδίων  $\mathbf{B}$  που παράγονται από αυτές τις δύο πηγές περικυκλώνουν το (κυκλικό άγκυτρο)  $\mathbf{J}$  και  $\partial\mathbf{E}/\partial t$ . Το μαγνητικό πεδίο που παράγεται από το ηλεκτρικό πεδίο θα είναι πάντα χρόνος που μεταβάλλεται (AC). Το μαγνητικό πεδίο που παράγεται από το  $\mathbf{J}$  μπορεί να είναι είτε εναλλασσόμενο ρεύμα είτε συνεχές ρεύμα ανάλογο με το  $\mathbf{J}$ .

Και τελικά, η τελευταία από τις εξισώσεις Maxwell, ο νόμος του Gauss για το μαγνητισμό, είναι:

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (1.6)$$

Αυτή η εξίσωση δηλώνει ότι η απόκλιση του  $\mathbf{B}$  είναι πάντα μηδέν, το οποίο σημαίνει ότι δεν υπάρχει κανένα μαγνητικό ηλεκτρικό φορτίο ανάλογο με τα ηλεκτρικά φορτία, και ότι οι γραμμές πεδίων  $\mathbf{B}$  εμφανίζονται πάντα στους κλειστούς βρόχους δεδομένου ότι δεν αρχίζουν και τελειώνουν στα ηλεκτρικά φορτία, όπως τα πεδία  $\mathbf{E}$ . Το σχήμα 1.9 εμφανίζει παραδείγματα για το πώς η πυκνότητα ρεύματος  $\mathbf{J}$  παράγει τα πεδία  $\mathbf{B}$ , και το πώς οι γραμμές πεδίων  $\mathbf{B}$  περικυκλώνουν το ρεύμα. Στις χαμηλές συχνότητες, το χρονικά-μεταβαλλόμενο πεδίο  $\mathbf{E}$  είναι συνήθως μια αδύνατη πηγή έναντι στο  $\mathbf{J}$ , και τα τόσο χαρακτηριστικά χαμηλής συχνότητας συστήματα δεν περιλαμβάνουν τα σημαντικά πεδία  $\mathbf{B}$  που παράγονται από  $\partial\mathbf{E}/\partial t$ .

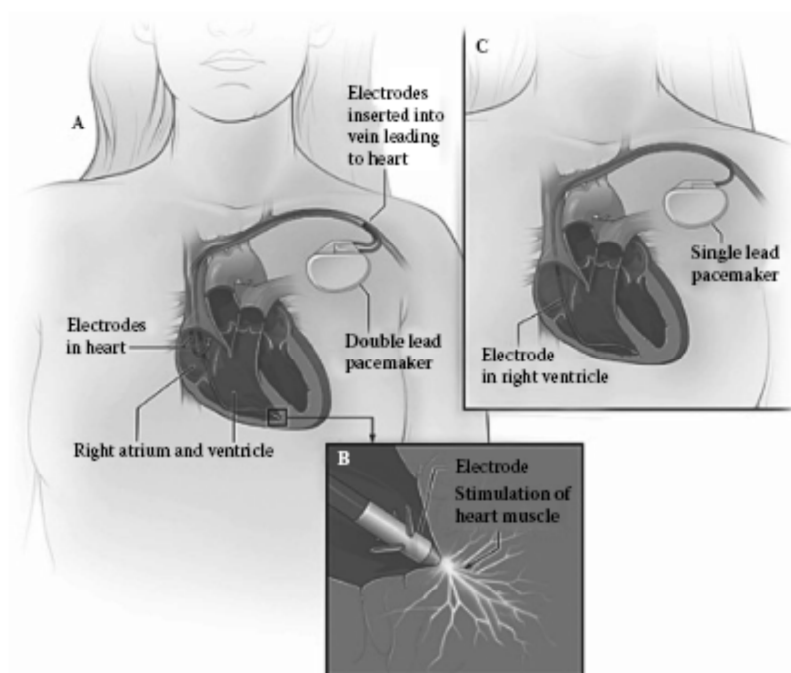
Αναβάλλουμε τη συζήτηση των παραδειγμάτων που επιδεικνύουν πώς το  $\partial E/\partial t$  παράγει  $\mathbf{B}$  μέχρι το κεφάλαιο 3.

### ΕΠΑΓΩΓΙΚΗ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑ ΜΕ ΤΑ ΙΑΤΡΙΚΑ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ

Εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές όπως οι καρδιακοί βηματοδότες και οι απινιδωτές (όπως φαίνεται στο Σχήμα 1.16), τις νευρικές συσκευές καταγραφής και υποκίνησης, και τα κοχλιωτά και αμφιβληστροειδικά μοσχεύματα απαιτεί τις μεθόδους για να επαναφορτίσει τις μπαταρίες τους και να διαβιβάσει τα στοιχεία από και προς τη συσκευή. Η επαγωγική σύζευξη είναι η πιο κοινή μέθοδος έως σήμερα. Η επαγωγική σύζευξη λειτουργεί με τη χρησιμοποίηση ενός εναλλασσόμενου ρεύματος  $I_1$  σε έναν βρόχο του καλωδίου, όπως φαίνεται στο σχήμα 1.17. Το μαγνητικό πεδίο  $\mathbf{B}$  που προκαλείται από αυτό το ρεύμα (δείτε το κανόνα του δεξιού χεριού στα περάσματα της παραγράφου 1.3) μέσω ενός δεύτερου (παράλληλου) βρόχου, όπου παράγει δεύτερο ρεύμα  $I_2$ . Εάν ένας από τους βρόχους είναι στο εσωτερικό του σώματος και ο άλλος στο εξωτερικό, το μαγνητικό πεδίο θα περάσει σχετικά αμετάβλητο μέσω του σώματος στο δεύτερο βρόχο. Το ρεύμα που παράγεται στο δεύτερο βρόχο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να επαναφορτίσει μια μπαταρία ή να στείλει τα στοιχεία σε μια ηλεκτρική συσκευή μέσα στο σώμα. Η επαγωγική σύζευξη λειτουργεί καλύτερα εάν οι δύο βρόχοι πολύ κοντά και τέλεια ευθυγραμμίζονται παράλληλα ο ένας στον άλλο. Διαφορετικά, το μαγνητικό πεδίο απλώνεται, και όλα αυτά δεν μπορούν να διαβαστούν από το δεύτερο βρόχο. Η χρησιμοποίηση περισσότερων βρόχων (πηνία) θα αυξήσει το ποσό σύζευξης (πόσο περισσότερο ρεύμα  $I_2$  παράγεται από το ρεύμα  $I_1$ ).

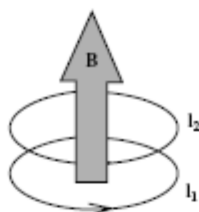
Οι επαγωγικά συνδεδεμένες εφαρμογές περιορίζονται συνήθως στις διαδερμικές συνδέσεις παρά τη μετάδοση μέσω των μεγαλύτερων, πιο με απώλειες περιοχών (συνεχίζουμε στην επόμενη σελίδα) σώμα. Συνήθως, επαγωγικά συνδεδεμένα πηνία γύρω από έναν φερριτή πυρήνα για να βελτιώσουν το ποσό μαγνητικού πεδίου που μπορεί να διαβιαστεί από ένα πηνίο μέσω του δέρματος στο άλλο πηνίο. Οι συχνότητες είναι συχνά χαμηλότερες από 50 MHz για να εξασφαλίσουν ότι η παρουσία του ανθρώπινου σώματος (δέρμα) δεν εμποδίζει σημαντικά τη σύζευξη μεταξύ των πηνίων.

Οι περισσότερες επαγωγικές συνδέσεις τηλεμετρίας χρησιμοποιούνται για τις υποδόριες εφαρμογές λόγω του περιορισμού δύναμης για τις εμφυτευμένες συσκευές. Τα ποσοστά στοιχείων είναι γενικά χαμηλά, και τα ζητήματα μεγέθους/βάρους και βιοσυμβατότητας μολύνουν αυτές τις συσκευές. Εντούτοις, οι πρόσφατες πρόοδοι συνεχίζουν να μειώνουν τις απαιτήσεις δύναμης και να παρέχουν περισσότερα βιοσυμβατά σχέδια. Παραδείγματος χάριν, η σειρά ηλεκτροδίων του Utah (Σχήμα 1.18) έχει μια σειρά εκατό μικροσκοπικών ηλεκτροδίων πυριτίου που κάθε σήμα νεύρων παίρνει από έναν ενιαίο νευρώνα. Ένα τσιπ υπολογιστών είναι ενσωματωμένο στην κορυφή της σειράς ηλεκτροδίων προκειμένου να παραληφθούν και να υποβληθούν σε επεξεργασία τα σήματα από τα ηλεκτρόδια. Προκειμένου να παραληφθεί η εξωτερική δύναμη και για να φορτώσει και να μεταφορτώσει τα στοιχεία, ένα πηνίο επαναλείψεων είναι τυπωμένο σε ένα κεραμικό υπόστρωμα και ενσωματωμένο με στην εμφυτευμένη νευρική σειρά ηλεκτροδίων, όπως εμφανίζεται. Το εμφυτευμένο πηνίο ενεργοποιείται από έναν εξωτερικού επαγωγικού προγραμματιστή/έναν αναγνώστη που δυναμώνει τα εμφυτευμένα στοιχεία κυκλώματος μεταφέροντας τα στοιχεία τηλεμετρίας.



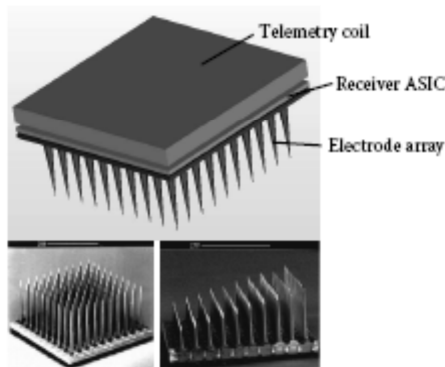
**Σχήμα 1.16**

Παράδειγμα ενός εμφυτευμένου βηματοδότη. (α) Βηματοδότης διπλού-θαλάμου(διπλού-μόλυβδου). (β) Ηλεκτρόδιο που υποκινεί ηλεκτρικά το μυ καρδιάς. (γ) Ενός θαλάμου (ενιαίος) βηματοδότης. (Από την Εθνική Καρδιά, τον Πνεύμονα, και το Ίδρυμα Αίματος ως μέρος των Εθνικών Ίδρυμάτων Υγείας και ΑΜΕΡΙΚΑΝΙΚΟΥ Τμήματος Υγείας και των Ανθρώπινων Υπηρεσιών.)



**Σχήμα 1.17**

Ένα εναλλασσόμενο ρεύμα  $I_1$  σε έναν βρόχο θα παραγάγει ένα μαγνητικό πεδίο  $\mathbf{B}$  που, κατόπιν διέρχεται από τον δεύτερο βρόχο, θα παραγάγει ρεύμα  $I_2$  σε εκείνο τον βρόχο.



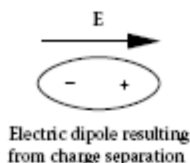
**Σχήμα 1.18**

Η σειρά ηλεκτροδίων του Utah συσκευάσε με ένα εξατομικευμένο ASIC και τύπωσε το πηνίο δεκτών.(Κορυφαίο σχήμα: από Florian Solzabacher. Με τη δικαιοδοσία. Κάτω σχήματα: Από Guillory,K., και Normann, R. A., J. Neurosci. Μέθοδοι, 91, 21-29, 1999. Με τη δικαιοδοσία.

## 1.6. Αλληλεπιδράσεις Ηλεκτρικών και Μαγνητικών Πεδίων με τα Υλικά

Μια από τις σημαντικότερες πτυχές των βιοηλεκτρομαγνητικών είναι πώς τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία αλληλεπιδρούν με τα υλικά, παραδείγματος χάριν, όπως τα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{B}$  έχουν επιπτώσεις στο ανθρώπινο σώμα και πώς το σώμα έχει επιπτώσεις στα πεδία. Επειδή το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{B}$  καθορίστηκαν για να αποτελέσουν τις δυνάμεις μεταξύ των ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων, η θεμελιώδης αλληλεπίδραση του  $\mathbf{E}$  και του  $\mathbf{B}$  με τα υλικά είναι ότι το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{B}$  ασκούν τις δυνάμεις ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων στα υλικά. Η αλληλεπίδραση είναι ακόμα πιο περίπλοκη από αυτή, εν τούτοις, επειδή τα ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία στα υλικά ενεργούν επίσης στη συνέχεια ως πηγές του  $\mathbf{E}$  και του  $\mathbf{B}$ . Τα εφαρμοσμένα πεδία, όπως καλούνται συχνά, παράγονται από την πηγή εξωτερικών ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων σε ένα δεδομένο υλικό ελλείψει του υλικού. Τα εσωτερικά πεδία στο σώμα είναι ο συνδυασμός των εφαρμοσμένων πεδίων και των πεδίων που παράγονται από τα ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία μέσα στο υλικό. Τα σκεδασμένα πεδία είναι πεδία εξωτερικά στο αντικείμενο, που παράγονται από ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία μέσα στο αντικείμενο. Συνήθως σε ένα ηλεκτρικά ουδέτερο αντικείμενο, το αλγεβρικό ποσό των θετικών και αρνητικών ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων μέσα στο αντικείμενο είναι μηδέν, και τα θετικά και αρνητικά ηλεκτρικά φορτία είναι μικροσκοπικά τόσο κοντά μεταξύ τους έτσι ώστε τα πεδία να παράγουν ακύρωση σε μια μακροσκοπική κλίμακα. Τα εφαρμοσμένα πεδία, εντούτοις, ασκούν τις δυνάμεις στα εσωτερικά ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία, τα οποία τα αναγκάζουν να διαχωριστούν έτσι ώστε τα μακροσκοπικά πεδία που δεν παράγουν πλέον να ακυρώνονται. Αυτά τα πεδία συνδυάζουν με τα αρχικά εφαρμοσμένα πεδία

να παραγάγουν ένα νέο εσωτερικό πεδίο, που επηρεάζει περαιτέρω τα εσωτερικά ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία. Αυτή η διαδικασία συνεχίζεται έως ότου επιτυγχάνεται μια ισορροπία, με συνέπεια κάποιο καθαρό εσωτερικό πεδίο.



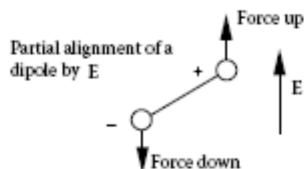
### Σχήμα 1.19

Απεικόνιση για το πώς ένα  $\mathbf{E}$  προκαλεί το διαχωρισμό ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων, ο οποίος οδηγεί σε ένα ηλεκτρικό δίπολο, ο συνδυασμός ενός θετικού και ενός αρνητικού ηλεκτρικού μαγνητικού φορτίου που διαχωρίζονται από μια πολύ μικρή απόσταση.

Στις περισσότερες περιπτώσεις, για να αποτελέσει η αλληλεπίδραση με τα ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία σε ένα υλικό σε μια μικροσκοπική κλίμακα είναι αδύνατο στην πράξη. Η αλληλεπίδραση επομένως περιγράφεται μακροσκοπικά από την άποψη τριών αποτελεσμάτων των πεδίων στα ηλεκτρικά μαγνητικά πεδία στο υλικό: προκαλείται πόλωση διπόλων, ευθυγράμμιση των ήδη υπάρχοντων ηλεκτρικών διπόλων, και μετακίνηση των ελεύθερων ηλεκτρικών μαγνητικών πεδίων. Το σχήμα 1.19 επεξηγεί την έννοια των προκληθέντων διπόλων. Προτού να εφαρμοστεί το  $\mathbf{E}$ , τα θετικά και αρνητικά ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία είναι τόσο κοντά έτσι ώστε τα μακροσκοπικά πεδία που παράγουν ακυρώνουν το ένα το άλλο. Όταν ένα πεδίο  $\mathbf{E}$  εφαρμόζεται, το θετικό ηλεκτρικό μαγνητικό φορτίο κινείται σε μια κατεύθυνση και το αρνητικό ηλεκτρικό μαγνητικό φορτίο στην αντίθετη κατεύθυνση, με συνέπεια έναν μικρό διαχωρισμό του ηλεκτρικού μαγνητικού πεδίου. Ο συνδυασμός ενός θετικού και ενός αρνητικού ηλεκτρικού μαγνητικού φορτίου που διαχωρίζεται από μια πολύ μικρή απόσταση καλείται *ηλεκτρικό δίπολο*. Αυτά είναι συνδεδεμένα ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία, επειδή είναι σε ισχύ οι μοριακοί δεσμοί και δεν είναι ελεύθεροι να κινηθούν προς ένα άλλο μόριο. Η δημιουργία των ηλεκτρικών διπόλων από αυτόν τον διαχωρισμό του ηλεκτρικού μαγνητικού φορτίου καλείται *επαγόμενη πόλωση*.

Σε μερικά υλικά, όπως τα υδρογόνο-βασισμένα στα βιολογικά υλικά, τα ηλεκτρικά δίπολα υπάρχουν ήδη, ακόμη και ελλείψει ενός εφαρμοσμένου πεδίου  $\mathbf{E}$ . Αυτά τα μόνιμα δίπολα είναι τυχαία προσανατολισμένα, έτσι ώστε τα καθαρά πεδία που παράγουν είναι μηδέν. Όταν ένα πεδίο  $\mathbf{E}$  εφαρμόζεται, τα μόνιμα δίπολα ευθυγραμμίζονται μερικώς με το εφαρμοσμένο  $\mathbf{E}$ , όπως διευκρινίζεται στο σχήμα 1.20. Το εφαρμοσμένο  $\mathbf{E}$  ασκεί μια δύναμη στο θετικό ηλεκτρικό

μαγνητικό φορτίο του διπόλου σε μια κατεύθυνση και στο αρνητικό ηλεκτρικό μαγνητικό φορτίο στην αντίθετη κατεύθυνση, αναγκάζοντας το δίπολο για να περιστραφεί ελαφρώς, και έτσι μερικώς να ευθυγραμμίσει με το εφαρμοσμένο  $\mathbf{E}$ . Αυτή η μερική ευθυγράμμιση των μόνιμων διπόλων μειώνει την τυχαιοποίηση έτσι ώστε το καθαρό πεδίο  $\mathbf{E}$  που παράγεται από τη συλλογή των διπόλων δεν είναι πλέον μηδέν. \*



### Σχήμα 1.20

Απεικόνιση της μερικής ευθυγράμμισης ενός μόνιμου ηλεκτρικού διπόλου από ένα εφαρμοσμένο πεδίο  $\mathbf{E}$ .

Η τρίτη επίδραση των εφαρμοσμένων πεδίων  $\mathbf{E}$  στα υλικά ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία είναι διευκρινισμένη στο [σχήμα 1.21](#). Μερικά ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία (ηλεκτρόνια και ιόντα) στα υλικά είναι ελεύθερα υπό την έννοια ότι είναι αόριστα συνδεδεμένα, και μπορούν να κινηθούν μεταξύ των μορίων σε απάντηση σε ένα εφαρμοσμένο πεδίο  $\mathbf{E}$ . Αυτά τα ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία κινούν μια σύντομη απόσταση, συγκρούονται με άλλα μόρια, και κινούνται έπειτα σε μια διαφορετική κατεύθυνση, με συνέπεια κάποια μακροσκοπική μέση ταχύτητα στην κατεύθυνση του εφαρμοσμένου πεδίου  $\mathbf{E}$ . Η μετακίνηση αυτών των ελεύθερων ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων αποτελεί ένα ρεύμα, το οποίο καλείται *ρεύμα διεξαγωγής*. Τα μέταλλα και οι ιστοί υψηλής περιεκτικότητας σε νερό έχουν περισσότερα ελεύθερα ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία από τα μονωτικά υλικά (όπως το γυαλί, το πλαστικό, το κόκκαλο, ή το λίπος).

---

\* Επειδή τα ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία επανατοποθετούνται αποτελεσματικά μέσα στο υλικό από είτε την επαγόμενη πόλωση είτε την ευθυγράμμιση των μόνιμων διπόλων, το ρεύμα εμφανίζεται να παράγεται; αυτός ο τύπος προφανούς ρεύματος σε συνδυασμό με το ποσοστό αλλαγής του ηλεκτρικού πεδίου καλείται ρεύμα μετατοπίσεων (δείτε την [παράγραφο της 2.4.2](#)), και διαδραματίζει έναν βασικό ρόλο στους πυκνωτές και στη διάδοση των κυμάτων EM. Το ρεύμα μετατοπίσεων ενισχύεται από τη μετακίνηση των συνδεδεμένων ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων, ενώ το ρεύμα διεξαγωγής προκαλείται από τη μετακίνηση των ελεύθερων ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων.





### Σχήμα 1.21

Ελεύθερα ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία στα υλικά που αποκτούν μια ταχύτητα σε απάντηση σε ένα εφαρμοσμένο πεδίο  $\mathbf{E}$ . Η θετική κίνηση ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων στην ίδια κατεύθυνση με το  $\mathbf{E}$ , και τα ηλεκτρικά μαγνητικά φορτία κινούνται σε μια κατεύθυνση απέναντι από την κατεύθυνση του  $\mathbf{E}$ .

Τα ρεύματα διεξαγωγής που φέρονται από τα καλώδια μετάλλων είναι αυτά που συνδέουμε συνήθως με την ηλεκτρική ενέργεια. Τα ρεύματα διεξαγωγής προκαλούν επίσης την απώλεια θέρμανσης και δύναμης σε ένα υλικό. Περισσότερες πληροφορίες για το ρεύμα διεξαγωγής βρίσκονται στην παράγραφο 1.14.

Ομοίως στο πώς το  $\mathbf{E}$  προκαλεί τη μερική ευθυγράμμιση των μόνιμων ηλεκτρικών διπόλων στα υλικά, το  $\mathbf{B}$  προκαλεί τη μερική ευθυγράμμιση των μόνιμων μαγνητικών διπόλων στα υλικά (αλλά δεν υπάρχει καμία επίδραση του  $\mathbf{B}$  ανάλογη με το διαχωρισμό του ηλεκτρικού μαγνητικού φορτίου από ένα εφαρμοσμένο πεδίο  $\mathbf{E}$ ). Η ευθυγράμμιση των μαγνητικών διπόλων γίνεται πολύ σημαντική κατά τη διάρκεια των εφαρμογών απεικόνισης μαγνητικής αντίληξης (MRI), όπως περιγράφεται στην παράγραφο 6.4.

Επειδή οι αλληλεπιδράσεις του  $\mathbf{E}$  και του  $\mathbf{B}$  με τα υλικά είναι πάρα πολύ σύνθετες για να παρακολουθήσουν από την άποψη των μεμονωμένων ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων, τρεις παράμετροι καθορίζονται για να αποτελέσουν αυτές τις αλληλεπιδράσεις σε μια μακροσκοπική κλίμακα. Η επαγόμενη πόλωση και η ευθυγράμμιση των μόνιμων ηλεκτρικών διπόλων αποτελούνται από *επιτρεπτότητα*, αποκαλούμενη επίσης *διηλεκτρική σταθερά*, η οποία περιγράφει πόσες επαγόμενες πόλωσεις και μερικές ευθυγράμμισεις των μόνιμων ηλεκτρικών διπόλων εμφανίζονται για ένα δεδομένο εφαρμοσμένο ρεύμα  $\mathbf{E}$ . Το ρεύμα αγωγής αποτελείται από την αγωγιμότητα, η οποία περιγράφει πόση πυκνότητα ρεύματος διεξαγωγής ένα δεδομένο εφαρμοσμένο  $\mathbf{E}$  θα παραγάγει. Η ευθυγράμμιση των μόνιμων μαγνητικών διπόλων αποτελείται από τη *διαπερατότητα*, η οποία περιγράφει πόση μερική ευθυγράμμιση των μόνιμων μαγνητικών διπόλων εμφανίζεται για ένα δεδομένο εφαρμοσμένο  $\mathbf{B}$ .

Η διηλεκτρική σταθερά αντιπροσωπεύεται συχνά από το ελληνικό γράμμα έψιλον ( $\epsilon$ ); οι μονάδες της είναι farads ανά μέτρο (F/m). Η διηλεκτρική σταθερά του ελεύθερου διαστήματος (κανένα ηλεκτρικό μαγνητικό φορτίο) καλείται  $\epsilon_0$  και στο διεθνές σύστημα των μονάδων (SI),

$\epsilon_0 = 8.854 \times 10^{-12} \text{ F/m}$ . Σχετική διηλεκτρική σταθερά ορίζεται ως  $\epsilon_r = \epsilon/\epsilon_0$ ; είναι η διηλεκτρική σταθερά σχετικά με αυτό του ελεύθερου διαστήματος, και είναι μονάδα. Η αγωγιμότητα αντιπροσωπεύεται συχνά από το ελληνικό γράμμα σίγμα ( $\sigma$ ); οι μονάδες της είναι Siemens ανά μέτρο (S/m), το οποίο είναι το ίδιο ως 1/ohm-m. Η διαπερατότητα αντιπροσωπεύεται συνήθως με το ελληνικό γράμμα (μ); οι μονάδες είναι henrys ανά μέτρο (H/m). Η διαπερατότητα του ελεύθερου διαστήματος είναι  $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$ , και η σχετική διαπερατότητα ορίζεται ως  $\mu_r = \mu/\mu_0$ ; αυτό είναι μονάδα. Για τις περισσότερες εφαρμογές, το ανθρώπινο σώμα είναι τόσο αδύναμο μαγνητικά που μπορούμε να υποθέσουμε  $\mu = \mu_0$ , έτσι  $\mu_r = 1$ . **Παράρτημα Α** συζητά τις ηλεκτρικές ιδιότητες των συγκεκριμένων ανθρώπινων ιστών λεπτομερέστερα.

---

\* Το farad είναι η μονάδα της χωρητικότητας, η οποία αντιπροσωπεύει την αποθήκευση του ηλεκτρικού μαγνητικού φορτίου. Στην πράξη, η παράμετρος για την αγωγιμότητα περιλαμβάνει κανονικά δύο συνιστώσες. Η πρώτη ( $\sigma_c$ ) αντιπροσωπεύει την αγωγιμότητα λόγω της ελεύθερης μετακίνησης ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων, που οδηγεί στον κλασσικό ορισμό του ρεύματος αγωγής  $J_c = \sigma_c E$ . Επιπλέον, το ρεύμα μετατοπίσεων που προκαλείται από την κίνηση των συνδεδεμένων ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων μπορεί να έχει ένα τμήμα που είναι ομοφασικό με το ηλεκτρικό πεδίο. Απολογισμοί αυτού του ομοφασικού όρου για την ενεργειακή απώλεια σύσχετισμού με την κίνηση των συνδεδεμένων ηλεκτρικών μαγνητικών φορτίων και μπορούν να αντιπροσωπευθούν από μια άλλη συνιστώσα της αγωγιμότητας,  $\sigma_d = \omega\epsilon_0\epsilon''$ . Μαζί διαμορφώνουν την ενεργή αγωγιμότητα,  $\sigma_{eff} = \sigma_c + \sigma_d$ . (Η ενεργής αγωγιμότητα συχνά απλά καλείται αγωγιμότητα, και πολλά βιβλία χρησιμοποιούν ακριβώς τη μεταβλητή  $\sigma$  για να την αντιπροσωπεύσουν.) Η ενεργής αγωγιμότητα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να καθορίσει τη συνολική απώλεια ενός ηλεκτρομαγνητικού κύματος καθώς περνά μέσω ενός υλικού και του ενεργού ρεύματος αγωγής,  $J_{c,eff} = \sigma_{eff}E$ . Περισσότερη λεπτομέρεια δίνεται στην παράγραφο 1.14. Το henry είναι η μονάδα της αυτεπαγωγής, η οποία αντιπροσωπεύει την αντίσταση στην χρονικά μεταβαλλόμενη αλλαγή του ρεύματος.

## 1.7 Άλλοι ορισμοί ηλεκτρομαγνητικών πεδίων

Δύο άλλοι ορισμοί χρησιμοποιούνται στη θεωρία ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Ένας από τους είναι *ισχύς μαγνητικού πεδίου ή ένταση μαγνητικού πεδίου*, που καθορίζεται \* ως

$$H = \frac{B}{\mu \left( \frac{A}{m} \right)} \quad (1.7)$$

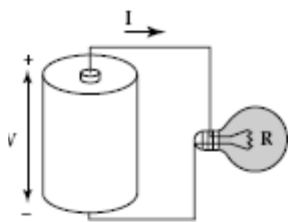
ο οποίος έχει τις μονάδες των αμπερ ανά μέτρο (a/m). Όπως συζητείται στο κεφάλαιο 3, το **H** είναι συχνά καταλληλότερο να χρησιμοποιηθεί από το **B** στην περιγραφή των αλληλεπιδράσεων κυμάτων EM. Στην πράξη, και το **B** και το **H** αναφέρονται συχνά απλά ως μαγνητικά πεδία. Ο άλλος ορισμός είναι *ηλεκτρική πυκνότητα ροής ή ηλεκτρική μετατόπιση*, που ορίζεται ως

$$D = \epsilon E \left( \frac{C}{m^2} \right) \quad (1.8)$$

ο οποίος έχει τις μονάδες των Coulomb ανά τετραγωνικό μέτρο ( $C/m^2$ ). Μερικές φορές χρησιμοποιώντας το **D** είναι καταλληλότερο από το **E** στη θεωρία πεδίων EM, αλλά σε αυτό το βιβλίο θα χρησιμοποιούμε συνήθως το **E**.

## 1.8 Κυματοειδή που Χρησιμοποιούνται σε Ηλεκτρομαγνητικά

Η μορφή του κύματος ως λειτουργία του χρόνου καλείται *κυματοειδές*. Ο απλούστερος τύπος ηλεκτρικού κυματοειδούς είναι σταθερός με το χρόνο. Αυτό καλείται το *άμεσο ρεύμα ή συνεχές ρεύμα* (επίσης ονομάζονται *στατικά πεδία*). Μια μπαταρία είναι ένα καλό παράδειγμα μιας πηγής DC ενέργειας που μπορεί να συνδεθεί με ένα φορτίο όπως μια λάμπα, όπως διευκρινίζεται στο σχήμα 1.22. Η τάση στην μπαταρία (V volts) καθορίζεται όσον αφορά τα θετικά και αρνητικά τερματικά, ακριβώς όπως έχει επισημανθεί σε μια μπαταρία. Το ρεύμα (I amps) ορίζεται να ρέει από το θετικό στο αρνητικό τερματικό μέσω του αντιστάτη (ohms). Μια λάμπα είναι ένας αντιστάτης που μετατρέπει το ρεύμα στην ίνα του σε φως (και θερμότητα). Ο νόμος του Ohm δηλώνει ότι  $V=IR$ . Η δύναμη που διαλύεται στον αντιστάτη δίνεται από  $P = V^2/R = I^2R$  (watts). Μια από τις σημαντικότερες πτυχές των DC πεδίων για τις βιοηλεκτρομαγνητικές εφαρμογές είναι ότι τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία δεν παράγουν το ένα το άλλο. Επομένως αποσυνδέονται (όπως αναφέρθηκε προηγουμένως στην παράγραφο 1.4), και καθεμία μπορεί να αναλυθεί χωριστά. Επίσης, ένα DC σήμα απαιτεί μια αγωγή πορεία προκειμένου να διαδωθεί, και το ρεύμα επιδιώκει τη πορεία λιγότερης αντίστασης. Στο παράδειγμα μας με τη λάμπα, το DC ρεύμα ακολουθεί το καλώδιο. Εάν το καλώδιο είναι σπασμένο ή αποσυνδεδεμένο (όπως από έναν διακόπτη), το ρεύμα δεν ρέει πλέον. Χαμηλής συχνότητας κύματα (συνήθως λιγότερο από 10 MHz) προσεγγίζονται συχνά ως στατικά, και καλούνται *ημιστατικά*. Αντιμετωπίζονται έπειτα σαν τα DC πεδία.



### ΣΧΗΜΑ 1.22

Ένα απλό κύκλωμα που επεξηγεί την πόλωση (+/-) μιας πηγής DC τάσης (μπαταρία) και του ρεύματος. Η ίνα της λάμπας ενεργεί ως αντιστάτης R σε αυτό το κύκλωμα.

---

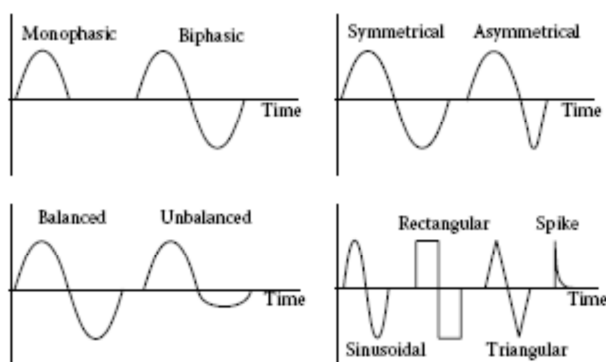
\* Πότε η διαπερατότητα  $\mu$  ή διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon$  είναι μια σύνθετη ποσότητα, όπως περιγράφεται στην παράγραφο 1.14, οι εξισώσεις 1,7 και 1,8 ακόμα ισχύουν εάν  $\mu$  ή  $\epsilon$  αντικαθίσταται από το σύνθετο αντίστοιχό του.

Πολλές εφαρμογές στα ηλεκτρομαγνητικά χρησιμοποιούν τα κύματα που είναι κύματα ημιτόνου μονής συχνότητας όπως περιγράφονται στο επόμενο τμήμα. Αυτά τα κύματα καλούνται συχνά *εναλλασσόμενα ρεύματα* ή *εναλλασσόμενα κύματα*, επειδή το ρεύμα εναλλάσσεται από θετικό σε αρνητικό και πίσω πάλι. Τα κινητά τηλεφωνά, η τηλεόραση και οι ραδιοσταθμοί (οτιδήποτε με μια κεραία), φούρνοι μικροκυμάτων, και ανοικτής καθόδου σε αυτήν την κατηγορία. Ένα σημαντικό χαρακτηριστικό των κυμάτων εναλλασσόμενου ρεύματος είναι ότι τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία μπορούν να παραγάγουν το ένα το άλλο και επομένως συνδέονται και δεν μπορούν να αναλυθούν χωριστά. Αυτό επίσης σημαίνει ότι τα σήματα δεν απαιτούνται για να μείνουν σε ένα καλώδιο, και μπορούν επομένως να διαδώθούν μέσω του αέρα ή άλλων υλικών. Αυτά τα σήματα επιλέγουν γενικά τη πορεία λιγότερης αυτεπαγωγής παρά τη πορεία λιγότερης αντίστασης. Μια άλλη σημαντική εκτίμηση αυτού του τύπου πεδίου είναι ότι ένα ενιαίο καλώδιο δεν γειώνει απαραίτητα τη συσκευή. Συνήθως οι πολλαπλάσιες παράλληλες συνδέσεις παράλληλα ή μια μεταλλική πλάκα ή ένα πλέγμα χρησιμοποιούνται για να παρέχουν μια καλή γείωση εναλλασσόμενου ρεύματος. Αυτό μπορεί να γίνει σημαντικό στις εφαρμογές ηλεκτροθεραπείας.

Άλλες εφαρμογές χρησιμοποιούν τις ηλεκτρικές υπογραφές που είναι πιά σύνθετες και είναι ένας συνδυασμός πεδίων εναλλασσόμενου ρεύματος συνεχούς ρεύματος και πολλαπλάσιας-συχνότητας. Παραδείγματος χάριν, τα παλόμενα συστήματα χρησιμοποιούνται για την ηλεκτροθεραπεία για τον έλεγχο πόνου, στο κόκκαλο και στην θεραπεία ιστού, και στην υποκίνηση μυών. Αυτά τα συστήματα χρησιμοποιούν τους πολλούς διαφορετικούς τύπους

σφυγμών που παρουσιάζονται στο σχήμα 1.23. Ακόμα κι αν ο συμμετρικός διφασικός σφυγμός μπορεί να φανεί οπτικά όπως ένα κύμα ημιτόνου εναλλασσόμενου ρεύματος, περιγράφεται στην επόμενη ενότητα, δεν είναι. Το γεγονός ότι ο σφυγμός αρχίζει και σταματάει (σε αντιδιαστολή με το να συνεχιστεί επάνω για πάντα, όπως ο κολπώδης) είναι πολύ σημαντικό. Ένας σφυγμός μπορεί να αντιπροσωπευθεί από μαθηματική άποψη ως ποσό των κυμάτων ημιτόνου των διαφορετικών συχνοτήτων (μια σειρά Fourier). Οι συχνότητες των μεμονωμένων κυμάτων ημιτόνου που απαιτούνται για να απεικονίσουν το σφυγμό καλούνται περιεχόμενο συχνότητας του σφυγμού. Ένα συνεχές κύμα ημιτόνου έχει μόνο μια μονή συχνότητα, και τα ποσά των κυμάτων ημιτόνου έχουν μόνο τις συχνότητες στα κύματα που συνοψίζονται. Οι σφυγμοί έχουν συνήθως ένα πολύ ευρύτερο φάσμα των συχνοτήτων (δηλαδή αποτελούνται από το ποσό πολλών μεμονωμένων κυμάτων ημιτόνου των διαφορετικών συχνοτήτων), ακόμα κι αν είναι απλά διφασικοί κολπώδεις που σταματούν και αρχίζουν.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί εδώ ότι τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα για τα βιολογικά συστήματα είναι σχεδόν πάντα γραμμικά όσον αφορά τη συχνότητα. Αυτό σημαίνει ότι το αποτέλεσμα από έναν συνδυασμό συχνοτήτων θα ήταν το ίδιο εάν χρησιμοποιήσουμε όλες τις συχνότητες ταυτόχρονα ή εάν τους χρησιμοποιήσουμε διαδοχικά και προσθέσουμε έπειτα επάνω τα αποτελέσματα από κάθε συχνότητα χωριστά. Αυτό είναι πολύ τυχερό, επειδή σημαίνει ότι η ημιτονοειδής ανάλυση που περιγράφεται σε όλο αυτό το βιβλίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ουσιαστικά οποιαδήποτε εφαρμογή, ακόμη και σε παλόμενες εφαρμογές.



**ΣΧΗΜΑ 1.23**

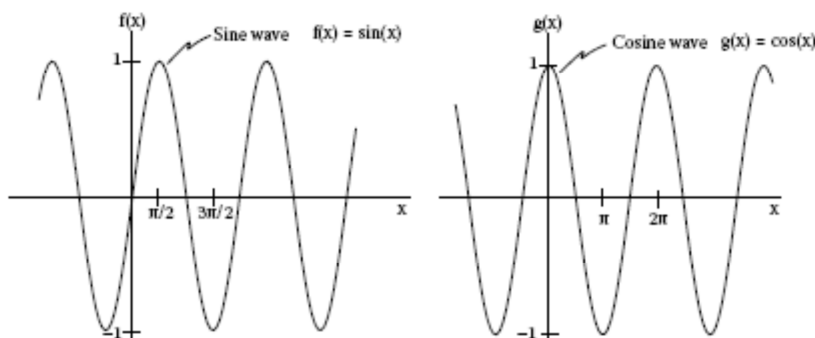
Διάφοροι τύποι σφυγμών που χρησιμοποιούνται στις ηλεκτροφυσιολογικές εφαρμογές.

Υπάρχουν μερικοί απλοί τρόποι να καθοριστεί το σχετικό περιεχόμενο συχνότητας των διαφορετικών σφυγμών. Κατ' αρχάς, ο μέσος όρος του σφυγμού κατά τη διάρκεια του χρόνου δίνει το DC (μηδενική συχνότητα) όρο. Εάν ο μέσος όρος κατά τη διάρκεια του χρόνου είναι μηδέν, ο DC όρος είναι επίσης μηδέν. Οι συμμετρικοί, ισορροπημένοι διφασικοί σφυγμοί έχουν μηδέν περιεχόμενο DC συχνότητας, και τίποτ' άλλο έχει το διαφορετικό από το μηδέν DC περιεχόμενο. Αυτό σημαίνει ότι οποιοσδήποτε σφυγμός με ένα DC τμήμα θα παρουσιάσει τουλάχιστον μερικά από τα χαρακτηριστικά που βλέπουμε στο κεφάλαιο 2 (που εξετάζει τα

χαμηλής συχνότητας ή ημιστατικά σήματα). Οι σφυγμοί με τους γρηγορότερους χρόνους ανόδου (οι ορθογώνιοι και σφυγμοί ακίδων, ιδιαίτερα) θα έχουν το περιεχόμενο υψηλότερης συχνότητας. Οι υψηλές συχνότητες περιλαμβάνονται στις γρήγορες αλλαγές. Στην πραγματικότητα, εάν ο ορθογώνιος σφυγμός αυξήθηκε πραγματικά στιγμιαία, θα είχε το άπειρο περιεχόμενο συχνότητας. Φυσικά, αυτό είναι αδύνατο σε ένα πραγματικό σύστημα, και οι ορθογώνιοι σφυγμοί έχουν έναν μικρό αλλά πεπερασμένο χρόνο ανόδου. Για να φανεί σαν ημιτονοειδής σφυγμός πρέπει να έχει μόνο μια συχνότητα, όπως το κύμα ημιτόνου εναλλασσόμενου ρεύματος. Αυτό δεν συμβαίνει, όμως, λόγω των κλειστών και των ανοιχτών σημείων. Ο ημιτονοειδής σφυγμός είναι πραγματικά ένα κύμα ημιτόνου που πολλαπλασιάζεται με έναν μονοφασικό ορθογώνιο σφυγμό και έχει το περιεχόμενο συχνότητας και των δύο. Μια καλή εμπειροτεχνική μέθοδος για τον καθορισμό του περιεχομένου συχνότητας ενός σφυγμού είναι να αγνοηθούν οποιαδήποτε επίπεδα τμήματα (όπως η κορυφή του ορθογώνιου σφυγμού), και έπειτα όσο στενότερος ο σφυγμός είναι έγκαιρος, τόσο υψηλότερες οι συχνότητες που περιέχει.

### 1.9 Ημιτονοειδείς λειτουργίες EM

Οι ημιτονοειδής, ή οι ημιτονοειδές λειτουργίες κυμάτων, χρησιμοποιούνται ευρέως για να περιγράψουν τις συμπεριφορές στα φυσικά συστήματα, συμπεριλαμβανομένων των ηλεκτρομαγνητικών συστημάτων. Το σχήμα 1.24 εμφανίζει ένα κύμα ημιτόνου, το  $f(x) = \sin(x)$ , και ένα κύμα συνημιτόνου,  $g(x) = \cos(x)$ .  $x$  καλείται ανεξάρτητη μεταβλητή και το  $f$  και τα  $g$  είναι εξαρτώμενες μεταβλητές. Αυτές οι λειτουργίες είναι και τα δύο αποκαλούμενα ημιτονοειδής, επειδή περιγράφονται από τη τριγωνομετρική των λειτουργιών  $\sin(x)$  και  $\cos(x)$ . Οι τιμές των λειτουργιών  $\sin(x)$  και  $\cos(x)$  για τις διάφορες τιμές του  $x$  μπορούν να βρεθούν στα μαθηματικά βιβλία και τους πίνακες και από την εφαρμοσμένη μηχανική και τους επιστημονικούς υπολογιστές.



**ΣΧΗΜΑ 1.24**

Ημιτονοειδείς λειτουργίες του  $x$ : ένα κύμα ημιτόνου και ένα κύμα συνημιτόνου. Αν και δεν εμφανίζονται, αυτά τα κύματα επεκτείνονται θεωρητικά στο άπειρο και στις δύο άκρες του οριζόντιου άξονα.

Στα ηλεκτρομαγνητικά, οι χαρακτηριστικές ανεξάρτητες μεταβλητές είναι το διάστημα( $z$ ) και χρόνος ( $t$ ). Εδώ θα χρησιμοποιήσουμε το χρόνο ως ανεξάρτητη μεταβλητή στην περιγραφή των ιδιοτήτων των ημιτονοειδών. Όταν ο χρόνος είναι η ανεξάρτητη μεταβλητή, η λειτουργία

λέγεται ότι είναι στη χρονικό πεδίο χρόνου. Οποιαδήποτε ημιτονοειδής λειτουργία του χρόνου μπορεί να γραφτεί στη γενική μορφή

$$g(t) = A \cos(\omega t - \varphi) \quad (1.9)$$

όπου το  $A$  καλείται το *εύρος*, η *τιμή κορυφής*, ή η *μέγιστη αξία* ; είναι το *ακτίνιο* ή η *γωνιακή συχνότητα* και  $\varphi$  είναι η *γωνία φάσης*. Το σχήμα 1.25 δείχνει  $g(t)$  που σχεδιάζεται και ως λειτουργία του  $t$  και ως λειτουργία του  $\omega t$ . Η *περίοδος*  $T$  ορίζεται ως ο χρόνος μεταξύ οποιωνδήποτε δύο αντίστοιχων παρόμοιων σημείων στο κυματοειδές, όπως μεταξύ των δύο κορυφών στο σχήμα 1.25 (α) Η συχνότητα  $f$  ορίζεται ως

$$f = \frac{1}{T \left( \text{Hz} = \frac{1}{\text{s}} \right)} \quad (1.10)$$

με τις μονάδες των hertz (Hz). Η συχνότητα ακτινίου (ή γωνιακή συχνότητα)  $\omega$  συσχετίζεται με το  $f$  ως

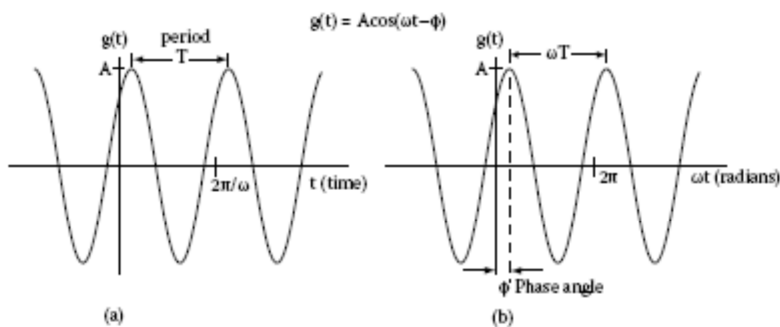
$$\omega = 2\pi f \left( \frac{\text{rad}}{\text{s}} \right) \quad (1.11)$$

με τις μονάδες των ακτινίων ανά δευτερόλεπτο (rad/s). Πιθανώς έχετε παρατηρήσει ότι το  $g(t) = A \cos(\omega t - \varphi)$  είναι ακριβώς  $A \cos(\omega t)$  που μετατοπίζεται προς τα δεξιά. Το σχήμα 1.25 (b) δείχνει ότι είναι η γωνία  $\varphi$  στα ακτίνια από τα οποία το  $A \cos(\omega t)$  μετατοπίζεται στα δεξιά για να παραχθεί το  $A \cos(\omega t - \varphi)$ , όταν σχεδιάζεται ενάντι σε  $\omega t$ . Σημειώστε ότι όταν  $\varphi = \pi/2$  ακτίνια,  $A \cos(\omega t - \frac{\pi}{2})$  είναι ακριβώς το ίδιο με  $A \sin(\omega t)$ . Αυτό επεξηγεί το γεγονός ότι οποιαδήποτε ημιτονοειδής λειτουργία του χρόνου μπορεί να γραφτεί υπό μορφή εξίσωσης 1.9.

Δύο ημιτονοειδής που εκφράζονται υπό μορφή εξίσωσης 1.9 θεωρούνται *ομοφασικές* εάν οι γωνίες φάσης τους είναι ίσες, το οποίο σημαίνει ότι ευθυγραμμίζονται στο χρόνο.

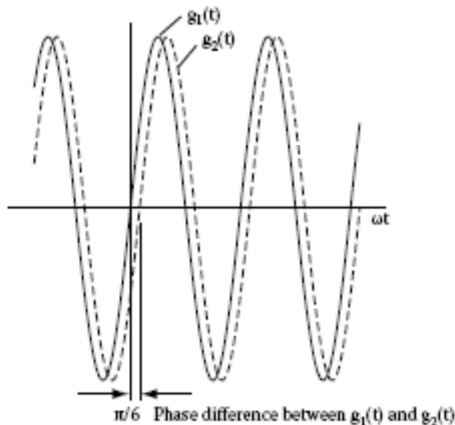
Θεωρούνται από τη φάση όταν οι γωνίες φάσης τους δεν

είναι ίσες, οπότε σ'αυτή την περίπτωση δεν θα ευθυγραμμίζονται στο χρόνο. Σχήμα 1.26



**ΣΧΗΜΑ 1.25**

Γενική μορφή μιας ημιτονοειδούς λειτουργίας ή ενός κύματος. (a) σχεδιάζεται ως λειτουργία του χρόνου  $t$ , και (b) σχεδιάζεται ως λειτουργία της φάσης ( $\omega t$ ). Η περίοδος του κύματος  $T$  είναι η απόσταση μεταξύ δύο ίδιων σημείων στο κύμα, όπως φαίνεται (a) μεταξύ των κορυφών. Η μετατόπιση φάσης είναι  $\phi$ , όπως φαίνεται στο (b) αυτό είναι ισοδύναμο με μια χρονική καθυστέρηση σε (a). Εάν το μέγεθος  $A$  αυξάνονταν, το κύμα θα γινόταν πιο ψηλό. Εάν η συχνότητα  $\omega$  αυξάνονταν, οι κορυφές θα ήταν πιο στενές και η περίοδος  $T$  θα ήταν μικρότερη. Εάν η μετατόπιση φάσης  $\phi$  αυξάνονταν, το κύμα θα κινούταν μακρύτερα προς τα δεξιά.



**ΣΧΗΜΑ 1.26**

Δύο ημιτονοειδείς λειτουργίες από τη φάση από  $\pi/6$  των ακτινίων. Η λειτουργία  $g_2(t)$  lags  $g_1(t)$  (δηλ., φθάνει αργότερα). Θυμηθείτε,  $360^\circ = 2\pi$  των ακτινίων, έτσι  $\pi/6$  είναι ισοδύναμο με  $30^\circ$ .

εμφανίζει δύο λειτουργίες,  $g_1(t)$  και  $g_2(t)$ , οι οποίες είναι από τη φάση από  $\pi/6$  ακτίνια. Οι γωνίες και οι διαφορές φάσης στη φάση προσδιορίζονται συχνά στις μοίρες, που γίνονται με τη μετατροπή των γωνιών στις μονάδες των ακτινίων στις γωνίες στις μονάδες των μοίρων, αν και δεν είναι αυστηρά σωστό να γίνει έτσι επειδή  $\omega t$  έχει ως μονάδες τα ακτίνια και το  $\phi$  και το  $\omega t$  πρέπει να έχουν τις ίδιες μονάδες. (Για να μετατρέψετε από τα ακτίνια σε μοίρες,

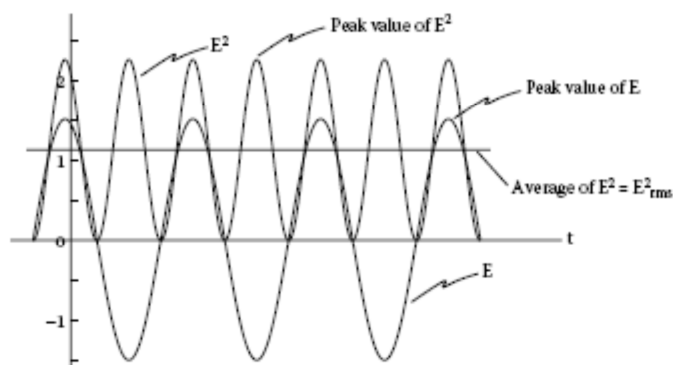


πολλαπλασιάστε τα ακτίνια με  $180/\pi$ . Για να μετατρέψετε από τις μοίρες σε ακτίνια, πολλαπλασιάστε τους βαθμούς με  $\pi/180$ .) Κατά συνέπεια,  $g_1(t)$  και  $g_2(t)$  θεωρείται ότι είναι από τη φάση από  $\pi/6$  τα ακτίνια, ή  $30^\circ$ .

## 1.10 Ενεργείς ή αποτελεσματικές τιμές

Σε πολλές περιπτώσεις, είναι κατάλληλο να περιγραφούν τα χρονικά μεταβαλλόμενα πεδία από την άποψη των *ενεργών* (RMS) τιμών. Από ιδιαίτερη σπουδαιότητα είναι η χρήση των τιμών RMS στην περιγραφή της μέσης δύναμης, την οποία ο περισσότερος εξοπλισμός EM μετρά. Η σχέση μεταξύ των μέσων τιμών δύναμης και RMS είναι διευκρινισμένη στο [σχήμα 1.27](#). Η στιγμιαία (μη μέση) δύναμη που μεταφέρεται στον ιστό από ένα χρονικά μεταβαλλόμενο πεδίο  $E$  είναι ανάλογη προς  $E^2$  σε οποιαδήποτε στιγμή του χρόνου (δείτε την [παράγραφο 1.16](#)). Για παράδειγμα, εάν το  $E$  είναι μια ημιτονοειδής λειτουργία του χρόνου, η στιγμιαία δύναμη που μεταφέρεται θα είναι ανάλογη προς το τετράγωνο ενός κύματος ημιτόνου, όπως παρουσιάζεται στο [σχήμα 1.27](#). Αυτή η στιγμιαία δύναμη κυμαίνεται από μηδέν σε κάποια μέγιστη τιμή, η οποία είναι ανάλογη προς την τιμή κορυφής  $E^2$ .

Η μέση τιμή της δύναμης, που είναι συνήθως πρωταρχικής σπουδαιότητας, είναι ανάλογη προς της μέσης τιμής  $E^2$ , που παρουσιάζεται επίσης στο [σχήμα 1.27](#). Σε αυτήν την απεικόνιση, η τιμή κορυφής του  $E$  είναι 1,5, η τιμή κορυφής  $E^2$  είναι 2,25, και η μέση τιμή του  $E^2$  είναι  $1/2$  από το 2,25, το οποίο είναι 1.125. Αλλά η μέση τιμή του  $E^2$  μπορεί επίσης να γραφτεί ως  $(1.5/\sqrt{2})$ . Επομένως, σε αυτήν την απεικόνιση, το μέγεθος  $(1.5/\sqrt{2})$  είναι η αξία rms της λειτουργίας  $E$ . Γενικά, η μέση τιμή του *τετραγώνου* μιας ημιτονοειδούς λειτουργίας είναι ίση με  $[\text{την τιμή κορυφής} / \sqrt{2}]^2$ . Κατά συνέπεια, η αξία rms οποιουδήποτε κύματος ημιτόνου είναι η τιμή κορυφής της που διαιρείται με  $\sqrt{2}$ . Παραδείγματος χάριν, η αξία rms του  $E$  είναι



**ΣΧΗΜΑ 1.27**

Το  $\mathbf{E}$  είναι μια ημιτονοειδής λειτουργία του  $t$ . Επίσης εμφανίζεται ως  $E^2$ . Η μέση τιμή του  $E^2$  είναι μιάμιση η τιμή κορυφής του  $E^2$ , επίσης ίση με  $E_{rms}^2$ .

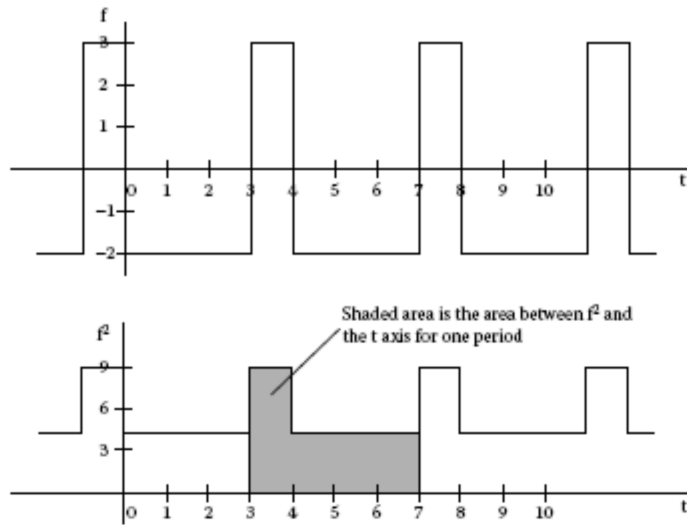
$$E_{rms} = \frac{E}{\sqrt{2}} \quad (1.12)$$

όπου το  $\mathbf{E}$  είναι η τιμή κορυφής του πεδίου  $\mathbf{E}$ . Η τιμή rms καλείται επίσης *αποτελεσματική τιμή*, επειδή έχει την ίδια επίδραση στην παραγωγή της μέσης δύναμης με μια σταθερή λειτουργία της ίδιας τιμής που δεν μεταβάλλεται με το χρόνο.

Γενικά, όπως δίνεται από το όνομά της, η τιμή rms μιας λειτουργίας ορίζεται ως η τετραγωνική ρίζα του μέσου όρου του τετραγώνου της λειτουργίας. Κατά συνέπεια, για να βρούμε την τιμή rms μιας δεδομένης λειτουργίας, το πρώτο τετράγωνο, βρίσκει έπειτα το μέσο όρο (μέσο) της ρυθμιζόμενης λειτουργίας, και έπειτα βάζει τετραγωνική ρίζα σε αυτή. Για τις ημιτονοειδείς λειτουργίες, αυτή η διαδικασία δίνει πάντα μια τιμή rms που είναι ίση με την τιμή κορυφής που διαιρείται με  $\sqrt{2}$ . Σαν παράδειγμα εύρεσης της τιμής του rms μιας ημιτονοειδής λειτουργίας, υπολογίστε την τιμή rms της λειτουργίας  $f$  που παρουσιάζεται στο [σχήμα 1.28](#), το οποίο είναι μια περιοδική λειτουργία του  $t$ . Πρώτα ρυθμίζουμε το  $f$  όπως φαίνεται στην κάτω γραφική παράσταση. Κατόπιν βρίσκουμε το μέσο όρο του  $f^2$  με την εύρεση της περιοχής μεταξύ του  $f^2$  και του άξονα  $x$ , ο οποίος εμφανίζεται σκιασμένος για μια περίοδο  $f$  στο σχήμα. Η περιοχή είναι  $9 \times 1 + 4 \times 3 = 21$ . Η μέση τιμή του  $f^2$  είναι αυτή η περιοχή που διαιρείται μέχρι την περίοδο (που είναι 4). Κατά συνέπεια, ο μέσος όρος του  $f^2$  είναι  $21/4$ . Η τιμή rms του  $f$  είναι η τετραγωνική ρίζα του μέσου όρου του  $f^2$ , η οποία είναι  $\sqrt{21}/2 = 2.29$ .

## 1.11 Ιδιότητες Κυμάτων στα Χωρίς Απώλειες Υλικά

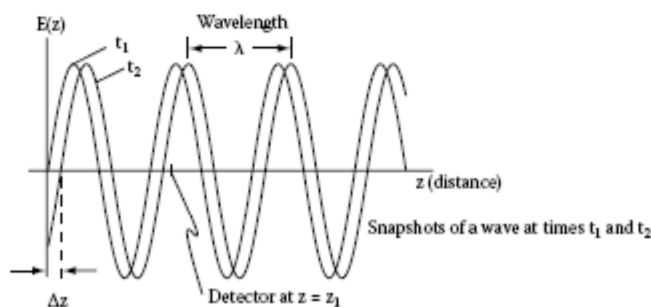
Για πολλές φυσικές διαμορφώσεις, οι λύσεις στις εξισώσεις του Maxwell πιο βολικά διατυπώνονται από την άποψη της διάδοσης των ημιτονοειδών λειτουργιών κυμάτων, ή των κυμάτων. Επειδή μια κατανόηση των ιδιοτήτων των κυμάτων είναι ουσιαστική για ένα μεγάλο μέρος του υπολοίπου του βιβλίου, αναθεωρούμε εκείνες τις ιδιότητες εδώ. Αυτό το τμήμα καλύπτει τα χωρίς απώλειες υλικά, όπου  $\sigma = 0$ . Τα χωρίς απώλειες υλικά μερικές φορές επίσης καλούνται *τέλεια διηλεκτρικά*. Καμία δύναμη δεν χάνεται ή κατατίθεται σε ένα χωρίς απώλειες υλικό, και τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα δεν θα την αναγκάσουν για να θερμάνουν επάνω. Το γυαλί και τα περισσότερα πλαστικά είναι χωρίς απώλειες ή σχεδόν-χωρίς απώλειες υλικά. Τα χωρίς απώλειες υλικά κάνουν τους καλούς ηλεκτρικούς μονωτές, επειδή δεν περιέχουν κανένα ελεύθερο ηλεκτρικό μαγνητικό φορτίο. Κύματα στα με απώλειες υλικά



**ΣΧΗΜΑ 1.28**

Απεικόνιση για τον υπολογισμό της τιμής rms της λειτουργίας f. Η γραφική παράσταση στην κορυφή εμφανίζει το f ως λειτουργία του t, και η κατώτατη εμφανίζει  $f^2$  ως λειτουργία του t.

καλύπτονται στη παράγραφο 1.14. Το σχήμα 1.29 επεξηγεί τις έννοιες της διάδοσης των κυμάτων. Για παράδειγμα, το σχήμα δείχνει το μέγεθος του ηλεκτρικού πεδίου  $E$  ως λειτουργία της απόστασης z σε δύο διαφορετικές στιγμές του χρόνου, του  $t_1$  και του  $t_2$ . Αυτές οι γραφικές παραστάσεις μπορούν να θεωρηθούν ως στιγμιότυπα ενός κύματος που διαδίδεται προς τα δεξιά. Το κυματοειδές που εμφανίζεται καλείται ένα ημιτονοειδές κύμα (δείτε την παράγραφο 1.9) επειδή περιγράφεται από κάθε τριγωνομετρική λειτουργία  $\sin(\omega t - \beta z - \varphi)$  ή  $\cos(\omega t - \beta z - \chi)$ . Το  $\omega$  είναι η συχνότητα ακτινίου στα ακτίνια ανά δευτερόλεπτο (rad/s), το  $\beta$  είναι η σταθερά διάδοσης στα ακτίνια ανά μέτρο (rad/m), και  $\varphi$  και  $\chi$  είναι οι γωνίες φάσης. Το μήκος κύματος  $\lambda$  ορίζεται ως η απόσταση στα μέτρα σε μια στιγμή του χρόνου μεταξύ οποιωνδήποτε δύο αντιστοιχιών



**ΣΧΗΜΑ 1.29**

Απεικόνιση ενός κύματος διάδοσης. Το μέγεθος του  $E$  εμφανίζεται ως λειτουργία της απόστασης  $z$  σε δύο διαφορετικές στιγμές του χρόνου. Το κύμα επεκτείνεται απείρως μακριά και στις θετικές και αρνητικές κατευθύνσεις  $z$ , αν και εμφανίζεται μόνο πέρα από μια περιορισμένη περιοχή του  $z$ .

σημεία στο κύμα. Στο σχήμα τα δύο αντίστοιχα σημεία είναι γειτονικές κορυφές (μέγιστα) του κύματος. Το μέγεθος της ταχύτητας φάσης  $v_p$  του κύματος ορίζεται ως

$$v_p = \frac{\Delta z}{\Delta t \left(\frac{m}{s}\right)} \quad (1.13)$$

Όπου το  $\Delta t = t_2 - t_1$  είναι μια μικρή διαφορά στο χρόνο, και  $\Delta z$  είναι μια μικρή απόσταση που το κύμα διαδίδει στο χρόνο  $\Delta t$ . Η ταχύτητα φάσης, όπως το όνομά της υπονοεί, περιγράφει πόσο γρήγορα το κύμα κινείται και συχνά επίσης καλείται ταχύτητα της διάδοσης. Η σχέση μεταξύ  $\omega$ ,  $\beta$ , και  $v_p$  είναι

$$\beta = \frac{\omega}{v_p \left(\frac{rad}{m}\right)} \quad (1.14)$$

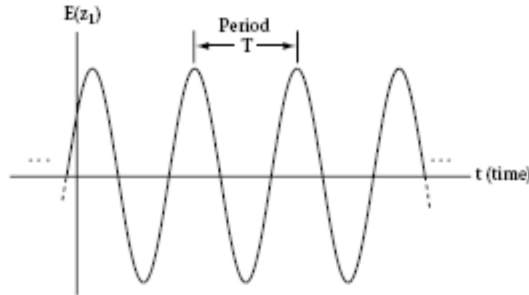
Εάν ένας ανιχνευτής που καταχωρεί το μέγεθος του  $E$  ως λειτουργία του χρόνου τοποθετήθηκε σε ένα σημείο  $z_1$  στον άξονα  $z$  στο σχήμα 1.29, η έξοδος του ανιχνευτή ως λειτουργία του χρόνου θα ήταν η ημιτονοειδής λειτουργία του χρόνου που παρουσιάζεται στο σχήμα 1.30, με την περίοδο  $T$ , τη συχνότητα  $f$ , και τη συχνότητα ακτινίου  $\omega$ , όπως καθορίζεται στην παράγραφο 1.9. Το μήκος κύματος, η ταχύτητα φάσης, και η συχνότητα συσχετίζονται κοντά από

$$\lambda = \frac{v_p}{f(m)} \quad (1.15)$$

Η ταχύτητα φάσης ενός κύματος στο ελεύθερο διάστημα υποδεικνύεται συχνά από το  $c$  ή  $c_0$ . Για τα επίπεδα κύματα (ένα συγκεκριμένο είδος διάδοσης του κύματος που περιγράφεται στην παράγραφο της 3.2.2) η ταχύτητα φάσης στο ελεύθερο διάστημα είναι  $c = 3 \times 10^8 m/s$ . Αυτό είναι επίσης η ταχύτητα του φωτός σε ένα κενό, δεδομένου ότι το φως είναι ένα από τα κύματα που ταξιδεύει σε αυτήν την ταχύτητα. Συνδυάζοντας τις εξισώσεις 1.11, 1.14, και 1.15 δίνεται η σχέση μεταξύ της σταθεράς διάδοσης  $\beta$  και του μήκους κύματος  $\lambda$ :

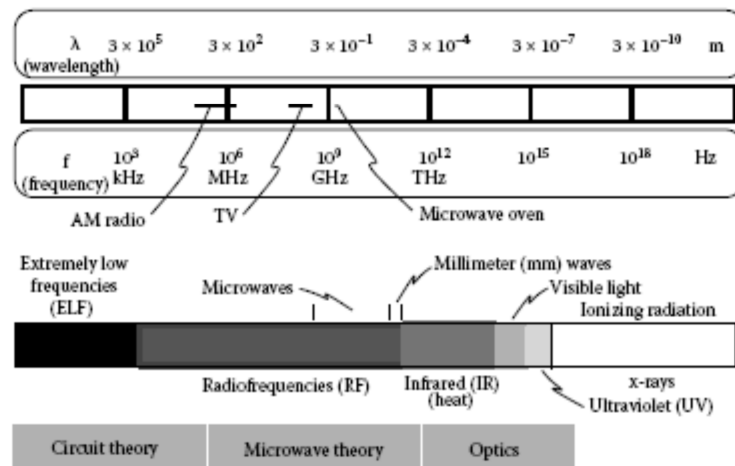
$$\beta = \frac{2\pi}{\lambda \left(\frac{rad}{m}\right)} \quad (1.16)$$

Επειδή οι ημιτονοειδείς λειτουργίες είναι τόσο διαδεδομένες στις περιγραφές των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων, τα χαρακτηριστικά των πεδίων EM περιγράφονται συχνά από το φάσμα συχνοτήτων ή την περιοχή συχνοτήτων. Το **σχήμα 1.31** εμφανίζει απλουστευμένο αντιπροσωπευτικό δείγμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος συχνοτήτας και με τη συχνότητα  $f$  και με το μήκος κύματος  $\lambda$  στο ελεύθερο διάστημα που υποδεικνύεται.



**ΣΧΗΜΑ 1.30**

Η έξοδος ενός ανιχνευτή που τοποθετείται στη θέση  $z = z_1$  στο σχήμα 1.29. Το κυματοειδές επεκτείνεται απείρως μακριά και στις θετικές και αρνητικές κατευθύνσεις  $t$ , αν και εμφανίζεται μόνο για μια περιορισμένη περιοχή του  $t$ .



**ΣΧΗΜΑ 1.31**

Απλουστευμένη απεικόνιση της έκτασης του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος συχνοτήτων και πώς οι χαρακτηρισμοί της εναρμόνισης **πίνακας 1.1** στο φάσμα συχνοτήτας για τα χαρακτηριστικά συστήματα.

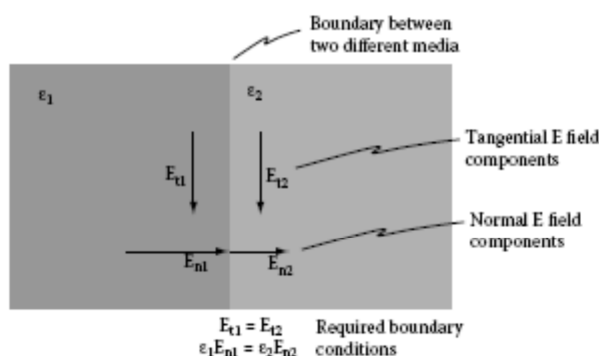
Μερικές από τις γνωστές ζώνες συχνοτήτων, όπως οι ραδιο ζώνες ραδιοφωνικής μετάδοσης AM και οι ζώνες τηλεοπτικής ραδιοφωνικής μετάδοσης, είναι υποδειγμένες στον σχήμα. Οι

εξισώσεις του Maxwell ισχύουν πέρα από αυτήν την ολόκληρη περιοχή. Είναι καταπληκτικό, πράγματι, ότι ένα σύνολο εξισώσεων θα μπορούσε να ισχύσει πέρα από περισσότερα από 18 μεγέθη σε κάποια παράμετρο. Φυσικά, ακόμα κι αν οι εξισώσεις του Maxwell ισχύουν πέρα από αυτήν την ολόκληρη σειρά, και ακόμα κι αν είναι παραπλανητικά απλές με μορφή, δεν είναι βεβαίως εύκολο να λυθούν. Καμία γενική λύση που ισχύει πέρα από ολόκληρη τη σειρά δεν είναι διαθέσιμη. Αντ' αυτού, οι ειδικές τεχνικές χρησιμοποιούνται για να βρουν τις λύσεις για τις συγκεκριμένες κατηγορίες των προβλημάτων στα διάφορα φάσματα συχνότητων. Μια γενική περιγραφή αυτών των τεχνικών δίνεται στην παράγραφο 1.18, και περισσότερη λεπτομέρεια μπορεί να βρεθεί στο [Κεφάλαιο 5](#).

### 1.12 Οριακές Συνθήκες για τα Χωρίς Απώλειες Υλικά

Οι οριακές συνθήκες είναι σχέσεις μεταξύ των πεδίων EM που πρέπει να ικανοποιηθούν στη αλληλεπίδραση μεταξύ δύο διαφορετικών υλικών, όπως απαιτείται από τις εξισώσεις του Maxwell. Επειδή αυτές οι οριακές συνθήκες είναι χρήσιμες στην ερμηνεία και την εξήγηση των χαρακτηριστικών συμπεριφορών των αλληλεπιδράσεων πεδίων EM με τα βιολογικά συστήματα, τις συζητάμε εδώ.

Το [σχήμα 1.32](#) επεξηγεί τις οριακές συνθήκες στο πεδίο **E**. Επειδή το **E** είναι ένα διάνυσμα, μπορεί να επιλυθεί σε δύο συνιστώσες, μια παράλληλη (εφαπτόμενη) στο όριο και μια κάθετη (κανονική) στο όριο. Η επίλυση των διανυσμάτων στις συνιστώσες εξηγείται στο [σχήμα 1.33](#), το οποίο επεξηγεί πώς το διάνυσμα **A** μπορεί να επιλυθεί στα διαφορετικά ζευγάρια των συνιστώσεων που είναι κάθετα (κανονικά) το ένα στο άλλο. Τα διανύσματα είναι προστιθέμενα γραφικά στην αρχή και στο τέλος. Κατά συνέπεια, η αρχή **A<sub>2</sub>** τοποθετείται στο τέλος του **A<sub>1</sub>**, και έπειτα το άθροισμα του **A<sub>1</sub>** και **A<sub>2</sub>** είναι ένα διάνυσμα από την αρχή του **A<sub>1</sub>** στο τέλος του **A<sub>2</sub>**, το οποίο στο [σχήμα 1.33 \(α\)](#) είναι το διάνυσμα **A**. **A<sub>1</sub>** και **A<sub>2</sub>** είναι κανονικά το ένα στο άλλο. Το [σχήμα 1.33 \(β\)](#) επιδεικνύει πώς δύο άλλα διανύσματα, **A<sub>3</sub>** και **A<sub>4</sub>**,



**ΣΧΗΜΑ 1.32**

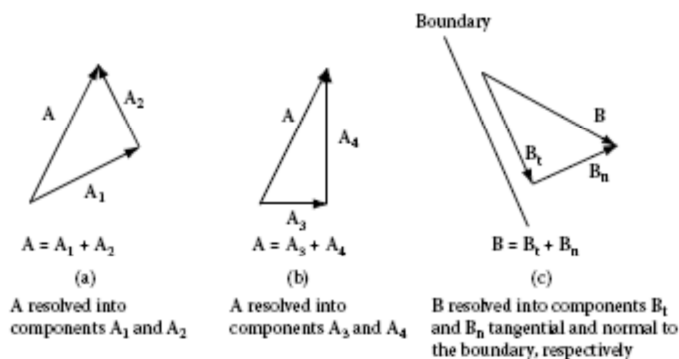
Απεικόνιση των όρων στο πεδίο  $\mathbf{E}$  που εξαρτώνται από τις εξισώσεις του Maxwell για να είναι ικανοποιητική στην αλληλεπίδραση (όριο) μεταξύ δύο μέσων με διαφορετικές διηλεκτρικές σταθερές  $\epsilon$ .

προσθέστε μέχρι το ίδιο διάνυσμα  $\mathbf{A}$ .  $A_3$  και  $A_4$  είναι επίσης κανονικά το ένα στο άλλο. Κατά συνέπεια, λέμε ότι το  $\mathbf{A}$  μπορεί να επιλυθεί στις συνιστώσες  $A_1$  και  $A_2$ . Το  $\mathbf{A}$  μπορεί επίσης να επιλυθεί στις συνιστώσες  $A_3$  και  $A_4$ , καθώς επίσης και σε πολλές άλλες συνιστώσες. Το σχήμα 1.33 (c) επιδεικνύει πώς το διάνυσμα  $\mathbf{B}$  μπορεί να επιλυθεί σε δύο συνιστώσες  $B_t$  και  $B_n$ , όπου η  $B_t$  είναι η συνιστώσα που είναι εφαπτόμενη (παράλληλα) σε μια δεδομένη γραμμή ορίου και  $B_n$  είναι η συνιστώσα που είναι κανονικά (κάθετη) στη γραμμή ορίου.

Οι εξισώσεις του Maxwell αξιώνουν ότι οι κανονικές συνιστώσες του πεδίου  $\mathbf{E}$  σε ένα ηλεκτρικό μαγνητικό φορτίο-ελεύθερο ορίου ικανοποιούν αυτήν την εξίσωση:

$$\epsilon_1 E_{n1} = \epsilon_2 E_{n2} \tag{1.17}$$

όπου  $E_{n1}$  είναι η κανονική συνιστώσα του πεδίου  $\mathbf{E}$  στο μέσο 1 στο όριο,  $E_{n2}$  είναι η κανονική συνιστώσα του πεδίου  $\mathbf{E}$  στο μέσο 2 στο όριο,  $\epsilon_1$  είναι η διηλεκτρική σταθερά του



**ΣΧΗΜΑ 1.33**

Επίλυση των διανυσμάτων στις συνιστώσες. (a) Το  $\mathbf{A}$  επιλύεται στις συνιστώσες  $A_1$  και  $A_2$ . (b) Το  $\mathbf{A}$  επιλύεται στις συνιστώσες  $A_3$  και  $A_4$ . (c) Το  $\mathbf{B}$  επιλύεται στις συνιστώσες  $B_t$  και  $B_n$ .

**Η ΔΥΣΚΟΛΙΑ ΣΤΗ ΔΙΑΔΟΣΗ ΜΕΣΩ ΤΩΝ ΣΤΡΩΜΑΤΩΝ ΜΥΩΝ ΔΕΡΜΑΤΟΣ - ΛΙΠΟΥΣ**

Μια από τις μεγάλες δυνάμεις των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων είναι ότι μπορούν να μεταδοθούν, σε έναν βαθμό ή άλλο, από το εξωτερικό στο εσωτερικό του σώματος. Πέρα από τις περισσότερες από τις περιοχές του σώματος, αυτό σημαίνει μετάδοση από τον αέρα ( $\epsilon_r = 1$ ), μέσω του δέρματος ( $\epsilon_r = 51$  σε 433 MHz, σύμφωνα με το παράρτημα A), έπειτα λίπος ( $\epsilon_r = 5$ ), έπειτα μυς ( $\epsilon_r = 64$ ) ή υλικό μυικής δύναμης. Οι οριακές συνθήκες μπορούν να μας δώσουν μια πρόχειρη κατανόηση για αυτό που συμβαίνει σε αυτά τα στρώματα του ιστού. Υποθέστε ότι ένα ηλεκτρικό πεδίο έχει τις συνιστώσες 1 V/m και στις εφαπτόμενες και στις κανονικές κατευθύνσεις. Η εφαπτόμενη συνιστώσα θα περάσει μέσω όλων των στρωμάτων του ιστού στον ιστό μυών χωρίς αλλαγή, όπως υποδεικνύεται από την εξίσωση 1,18.

(Εδώ παραμελούμε μερικούς σημαντικούς παράγοντες. Το πεδίο θα μειωνόταν από τους με απώλειες ιστούς, ιδιαίτερα μυς, και οι αντανάκλασεις θα εμφανίζονταν μέσα στα στρώματα. Αλλά για μια πρώτης τάξης προσέγγιση στις χαμηλές συχνότητες, μπορούμε να υποθέσουμε ότι το επαπτόμενο πεδίο περνά μέσω των στρωμάτων αδιατάρακτο.)

Το κανονικό πεδίο, αφ' ετέρου, αλλάζει σίγουρα από τα στρώματα του ιστού, όπως δίνεται από την εξίσωση 1,17. Στο στρώμα δέρματος, το 1 πεδίο  $V/m$  γίνεται  $(1V/m)(\epsilon_{r\ air}/\epsilon_{r\ skin}) = 1/51 V/m$ . Το πεδίο στο δέρμα περνά έπειτα στο παχύ στρώμα με ένα μέγεθος  $(1/51 V/m)(\epsilon_{r\ skin}/\epsilon_{r\ fat}) = 1/5 V/m$ . Στη συνέχεια, το πεδίο στο λίπος περνά στο στρώμα μυών με ένα μέγεθος  $(1/5 V/m)(\epsilon_{r\ fat}/\epsilon_{r\ muscle}) = 1/64 V/m$ . Σημείωση ότι το πεδίο στο λίπος είναι κατά προσέγγιση δέκα φορές μεγαλύτερο από τα πεδία είτε στο δέρμα είτε στο μυ, ενώ θέλουμε γενικά το μεγαλύτερο πεδίο βαθιά μέσα στο σώμα στο μυ ή την περιοχή μυϊκής δύναμης. Οι οριακές συνθήκες δείχνουν ότι το παχύ στρώμα είναι πιθανό να έχει ένα πολύ μεγαλύτερο πεδίο. Αυτό το πρόβλημα επιδεινώνεται από τις πολλαπλάσιες αντανάκλασεις που εμφανίζονται σε αυτά τα στρώματα στις υψηλότερες συχνότητες. Ένα μόνιμο κύμα (δείτε την παράγραφο της 3.3.1) μπορεί να δημιουργηθεί στο παχύ στρώμα, το οποίο μπορεί να δημιουργήσει ακόμα τις υψηλότερες συγκεντρώσεις πεδίων. Τα μεγάλα πεδία στο λίπος μπορούν να δημιουργήσουν τα πολύ επίπονα υποδερμικά ηλεκτρικά εγκαύματα που είναι δύσκολο να θεραπευτούν, και πρέπει να αποφευχθούν. Ένας κοινός τρόπος σε αυτήν την επίδραση είναι να τοποθετηθεί ένας βόλος (εξάρτημα πίεσης) του ύδατος μεταξύ της ηλεκτρομαγνητικής πηγής και του σώματος. Το νερό μπορεί να ψυχθεί για να μειώσει τη θερμότητα και κοντά στην επιφάνεια του σώματος. Με το να διαδωθεί το πεδίο στο νερό πρώτα, η συγκέντρωση της δύναμης στην επιφάνεια του σώματος μπορεί να ελαχιστοποιηθεί, και σαν αποτέλεσμα στον τομέα διανομών πίο ομοιόμορφα πεδία.

το μέσο 1, και  $\epsilon_2$  είναι η διηλεκτρική σταθερά του μέσου 2. Σημείωση ότι η εξίσωση 1.17 πρέπει για να είναι αληθινή μόνο στη διεπαφή ή στο όριο, μεταξύ των δύο μέσων. Το πεδίο  $\mathbf{E}$  μπορεί να αλλάξει σημαντικά ως λειτουργία της θέσης στο μέσο, και η εξίσωση 1.17 δεν απαιτείται να ικανοποιηθεί σε οποιαδήποτε σημεία εκτός από εκείνα στο όριο.

Η οριακή συνθήκη για τις επαπτόμενες συνιστώσες του  $\mathbf{E}$  στο όριο είναι

$$E_{t1} = E_{t2} \quad (1.18)$$

όπου  $E_{t1}$  και  $E_{t2}$  είναι οι επαπτόμενες συνιστώσες του  $\mathbf{E}$  στο όριο στα μέσα 1 και 2, αντίστοιχα. Μια από τις σημαντικές επιδράσεις αυτής της εξίσωσης είναι ότι στην επιφάνεια του μετάλλου, το επαπτόμενο ηλεκτρικό πεδίο είναι πάντα μηδέν. Αυτό είναι επειδή δεν υπάρχει κανένα ηλεκτρικό πεδίο μέσα σε ένα ιδανικό μέταλλο (είτε επαπτόμενο είτε κανονικό), και επομένως το επαπτόμενο πεδίο στην εξωτερική επιφάνεια είναι επίσης μηδέν. Αυτό έχει τις επιπτώσεις σε πολλές πτυχές των ηλεκτρομαγνητικών. Παραδείγματος χάριν, στο σχέδιο των συστηματικών ερευνών για να μετρηθούν τα ηλεκτρικά πεδία που περιγράφονται στην παράγραφο 1.2, οι μεταλλικοί βραχίονες της μετρητικής κεραίας θα έχουν μηδέν επαπτόμενο ηλεκτρικό πεδίο. Το



εφαπτόμενο ηλεκτρικό πεδίο που είναι πολύ κοντά αλλά όχι άμεσα σε επαφή με τους βραχίονες της κεραίας θα ανιχνευθεί, εντούτοις, μέσω μιας διαδικασίας το σχετικό μαγνητικό πεδίο δημιουργεί ένα μετρήσιμο ρεύμα στην κεραία. Αλλά η τοποθέτηση της μεταλλικής κεραίας στο πεδίο αναγκάζει το εφαπτόμενο ηλεκτρικό πεδίο στην κεραία σε μηδέν, και επηρεάζει ελαφρώς τα πεδία εδώ κοντά. Εάν η κεραία ήταν πολύ μεγάλη, η παρουσία της κεραίας θα διατάρασσε σημαντικά όλα τα πεδία που η κεραία προσπαθεί να μετρήσει, δημιουργώντας τις λανθασμένες μετρήσεις. Σημειώστε ότι η ειδική προσοχή πρέπει επίσης να ληφθεί για όλα τα καλώδια που συνδέουν αυτές τις κεραίες με τον εξωτερικό εξοπλισμό μέτρησης, επειδή τα μεταλλικά καλώδια μπόρεσαν επίσης να διαταράξουν τα πεδία. Για να αποφύγουμε τη διαταραχή πεδίων, αυτά γίνονται συχνά από το πλαστικό υψηλής-ειδικής αντίστασης, χωρίς καθόλου μέταλλο!

Σαν παράδειγμα των οριακών συνθηκών, υποθέστε ότι το μέσο 1 στο [Σχήμα 1.32](#) είναι αέρας, και το μέσο 2 είναι μυϊκός ιστός. Στις χαμηλές συχνότητες,  $\epsilon_2/\epsilon_1 \approx 10^6$ . Από την εξίσωση 1,17, αυτό σημαίνει ότι  $E_{n2}/E_{n1} \approx 10^{-6}$ . Το κανονικό πεδίο  $\mathbf{E}$  του μυ στο όριο επομένως θα ήταν πολύ μικρότερο από το κανονικό πεδίο  $\mathbf{E}$  του αέρα στο όριο. Αφ' ετέρου, από την εξίσωση 1,18, οι εφαπτόμενες συνιστώσες του  $\mathbf{E}$  στον αέρα και στο μυ είναι ίσες στο όριο. Επειδή το  $\mathbf{E}$  στον αέρα είναι ένας συνδυασμός συναφών και διεσπαρμένων πεδίων (παράγραφος 1.6), για αυτό είναι δύσκολο να συναχθούν τα οριστικά συμπεράσματα για τα σχετικά μεγέθη των εσωτερικών τμημάτων πεδίων  $\mathbf{E}$  έναντι στα συναφή τμήματα πεδίων  $\mathbf{E}$  από τις οριακές συνθήκες μόνο. Αλλά αποδεικνύεται ότι όταν το προσπίπτων  $\mathbf{E}$  είναι συνήθως κανονικό στο βιολογικό ιστό στις χαμηλές συχνότητες, το εσωτερικό  $\mathbf{E}$  είναι μικρότερο από όταν το προσπίπτων  $\mathbf{E}$  είναι συνήθως παράλληλο στο βιολογικό ιστό, όπως θα εξηγηθεί λεπτομερέστερα αργότερα σχετικά με τον [Πίνακα 5.1](#).

### 1.13 Σύνθετοι αριθμοί σε Ηλεκτρομαγνητικά (η μετατροπή διανυσματικού)

Όταν οι πηγές στα συστήματα EM είναι ημιτονοειδείς λειτουργίες, μια ισχυρή μέθοδος αποκαλούμενη *μετατροπή διανυσματικού* χρησιμοποιείται συνήθως για να λύσει τις εξισώσεις πεδίων EM. Σε αυτήν την μέθοδο, τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία και άλλες λειτουργίες ενδιαφέροντος μετασχηματίζονται από τις λειτουργίες του χρόνου  $t$  στις λειτουργίες της συχνότητας ακτινίου  $\omega$ . Αυτό είναι ισοδύναμο με το ρητό ότι στο πεδίο συχνότητας, ξέρουμε ότι η χρονική μορφή του κύματος είναι ημιτονοειδής, έτσι πρέπει μόνο να ξέρουμε το εύρος  $A$  και τη φάση  $\phi$  από το κύμα για να καταλάβουμε εντελώς τι το κύμα κάνει. Μέσω αυτής της

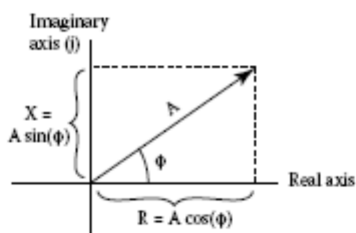
σκεπτόμενης διαδικασίας, έχουμε μετασχηματίσει τη σκέψη μας από το *πεδίο χρόνου* στο *πεδίο συχνότητας*. Παραδείγματος χάριν (αρχίζοντας από την εξίσωση 1.9), ένα κύμα στο πεδίο του χρόνου δίνεται από

$$g(t) = A \cos(\omega t - \varphi) \quad (1.19)$$

Δεδομένου ότι ξέρουμε ότι το κύμα είναι ημιτονοειδές  $[\cos(\omega t - \varphi)]$  και ξέρουμε τη συχνότητα  $\omega$ , το εύρος  $A$  και η φάση  $\varphi$  είναι όλα αυτά που απαιτούνται για να καταλάβουμε πλήρως αυτό το κύμα. Οι συνδυασμοί των μετασχηματισμένων παραμέτρων (εύρος  $A$  και φάση  $\varphi$ ) στο πεδίο συχνότητας καλούνται *διανυσματικά*. Η μορφή διανυσματικού της εξίσωσης 1,19 μπορεί να γραφτεί ως

$$\tilde{G} = A e^{j\varphi} = A \angle \varphi. \quad (1.20)$$

Η επίταυλα(~) επάνω από το σύμβολο δείχνει ένα διανυσματικό στο πεδίο συχνότητας. Η μέθοδος μετατροπής του διανυσματικού αποτελείται από το μετασχηματισμό όλων των λειτουργιών EM και των εξισώσεων πεδίου συχνότητας, που λύνει τις μετασχηματισμένες εξισώσεις EM για τα phasors, και έπειτα που μετασχηματίζει τα διανυσματικά πίσω στο πεδίο του χρόνου για να λάβει τις επιθυμητές ποσότητες πεδίων EM.



### ΣΧΗΜΑ 1.34

Γεωμετρική σχέση μεταξύ της γωνιακής και συνιστώσας  $(R + jX)$  μορφής της σημείωσης διανυσματικού.

Η μέθοδος του διανυσματικού είναι πολύ συμφέρουσα επειδή οι εξισώσεις EM στο πεδίο συχνότητας είναι αλγεβρικές εξισώσεις, οι οποίες είναι ευκολότερες να λυθούν από τις αντίστοιχες εξισώσεις στο πεδίο του χρόνου, το οποίο είναι μερικές διαφορικές εξισώσεις. Συχνά στα μαθηματικά ευκολότερα γίνεται σε μια συνιστώσα μορφή του διανυσματικού. Το Σχήμα 1.34 δείχνει τη σχέση μεταξύ της γωνιακής μορφής του διανυσματικού (Εξίσωση 1.20) και η συνιστώσα μορφή που δίνεται από κάτω:

$$\tilde{G} = R + jX \quad (1.20)$$

Το πραγματικό  $R$  και τα φανταστικά μέρη  $X$  του διανυσματικού συσχετίζονται με το εύρος  $A$  και τις συνιστώσες  $\varphi$  φάσης μέσω απλής τριγωνομετρίας, όπως φαίνεται στο σχήμα 1.34. Το

διανυσματικό είναι ένας σύνθετος αριθμός. Ένας σύνθετος αριθμός είναι ένας αριθμός που έχει ένα μέρος που περιέχει την τετραγωνική ρίζα  $-1$ , τον οποίο εμείς υποδεικνύουμε  $j = \sqrt{-1}$ , και που καλείται *φανταστικός αριθμός*. Μερικά βιβλία χρησιμοποιούν το γράμμα  $i$  αντί του  $j$ . Σημείωση ότι το  $j^2 = -1$ .

Ένας σύνθετος αριθμός αποτελείται από ένα πραγματικό μέρος και ένα φανταστικό μέρος. Για παράδειγμα,  $3 + j2$  είναι ένας σύνθετος αριθμός;  $3$  είναι το πραγματικό μέρος και  $j2$  είναι το φανταστικό μέρος. Τα διανυσματικά ηλεκτρικών πεδίων, για παράδειγμα, γράφονται συχνά ως  $E_r + jE_i$ , όπου το  $E_r$  είναι το πραγματικό μέρος και το  $jE_i$  είναι το φανταστικό μέρος. Τα πραγματικά και φανταστικά μέρη των διανυσματικών έχουν τα σημαντικά αντίστοιχα ισοδύναμα στο πεδίο του χρόνου. Η λειτουργία του πεδίου του χρόνου που αντιστοιχεί στο πραγματικό μέρος του phasor είναι  $90^\circ$  από τη φάση με τη λειτουργία του πεδίου του χρόνου που αντιστοιχεί στο φανταστικό μέρος του διανυσματικού. Κατά συνέπεια, το  $j$  στο πεδίο συχνότητας συνδέεται με μια μετατόπιση φάσης  $90^\circ$  στο πεδίο του χρόνου. Η χρήση των μετατροπών διανυσματικού στη θεωρία πεδίων EM οδηγεί στον καθορισμό των σύνθετων ποσοτήτων όπως η σύνθετη διηλεκτρική σταθερά και η σύνθετη διαπερατότητα (δείτε το επόμενο τμήμα).

Η χρήση της μετατροπής διανυσματικού οδηγεί επίσης στον καθορισμό της *σύνθετης αντίστασης*  $Z$ , η οποία είναι η αναλογία της τάσης του διανυσματικού στο ρεύμα του διανυσματικού:

$$Z = \frac{\tilde{V}}{\tilde{I}} \cdot (\text{ohms}) \quad (1.22)$$

Το μέγεθος της σύνθετης αντίστασης δίνει την αναλογία των μεγεθών της τάσης και του ρεύματος. Η φάση της σύνθετης αντίστασης λέει από πόσες μοίρες η τάση οδηγεί το ρεύμα. Η σύνθετη αντίσταση είναι όπως η αντίσταση, υπό την έννοια ότι αντιτάσσει το ρεύμα του διανύσματος. Δηλαδή για μια δεδομένη τάση διανύσματος, το ρεύμα είναι μεγαλύτερο εάν η σύνθετη αντίσταση είναι μικρότερη. Στην πραγματικότητα, εάν η σύνθετη αντίσταση είναι ένας πραγματικός αριθμός (κανένα φανταστικό μέρος, που σημαίνει ότι η φάση δεν είναι μηδέν), η σύνθετη αντίσταση είναι μια αντίσταση. Εάν η σύνθετη αντίσταση έχει μια φάση που δεν είναι μηδέν, είναι σύνθετη και είναι έπειτα διαφορετική από την αντίσταση. Η σύνθετη αντίσταση λαμβάνει υπόψη τα αποτελέσματα της ικανότητας και της αυτεπαγωγής στο ρεύμα του διανυσματικού. Η σημαντική διαφορά είναι η επίδραση στην απώλεια δύναμης. Όταν το ρεύμα περνά μέσω ενός αντιστάτη (που έχει αυστηρά την πραγματική σύνθετη αντίσταση), η δύναμη χάνεται πάντα. Όταν το ρεύμα περνά μέσω μιας σύνθετης αντίστασης, η δύναμη δεν είναι υποχρεωτικά χαμένη εντελώς. Στην περίπτωση των αυτεπαγωγών ή των ικανοτήτων, η δύναμη καθυστερεί απλά ή καταχωρείται, δεν χάνεται. Μερικές φορές λέμε ότι η δύναμη αντηχείται, το

οποίο σημαίνει περνά μεταξύ των διαφορετικών μερών του κυκλώματος χωρίς να απορροφηθεί. Η σύνθετη αντίσταση καθορίζεται μόνο στο πεδίο συχνότητας; δεν καθορίζεται στο πεδίο του χρόνου.

## 1.14 Ιδιότητες κυμάτων στα με απώλειες υλικά

Τα κύματα που διαδίδονται στον ελεύθερο χώρο (αέρας) συμπεριφέρονται όπως περιγράφονται στην παράγραφο 1.11 εντούτοις, τα βιολογικά υλικά είναι με απώλειες, και αυτή η απώλεια αλλάζει τον τρόπο που το κύμα αλληλεπιδρά με το υλικό και, κατά συνέπεια, τη συμπεριφορά διάδοσής του. Ένα υλικό είναι με απώλειες εάν η δύναμη  $\sigma \neq 0$ . Η ισχύς θα αποθηκευτεί στο με απώλειες υλικό καθώς ένα κύμα περνά μέσα της, προκαλώντας κατά συνέπεια την απώλεια στο κύμα διάδοσης. Εάν η δύναμη κατατίθεται στο υλικό, το υλικό θα θερμάνει παραπάνω.

Για να καταλάβετε καλύτερα πώς η ηλεκτρομαγνητική δύναμη αποθηκεύεται σε ένα με απώλειες υλικό, επιστρέψτε στο νόμο του Ampere. Η εξίσωση 1,5 περιγράφει πώς ένα χρονικά μεταβαλλόμενο ηλεκτρικό πεδίο παράγει ένα μαγνητικό πεδίο. Το διανυσματικό ισοδύναμο της εξίσωσης 1,5 (που τίθεται από  $\mathbf{H}=\mathbf{B}/\mu$ ) είναι

$$\nabla \times \tilde{\mathbf{H}} = \tilde{\mathbf{J}}_c + j\omega \epsilon_{bound} \tilde{\mathbf{E}} \quad (1.23)$$

Το τερματικό ρεύμα  $\tilde{\mathbf{J}}_c$  είναι το ρεύμα διεξαγωγής,  $\tilde{\mathbf{J}}_c = \sigma_c \tilde{\mathbf{E}}$ , όπου η αγωγιμότητα  $\sigma_c$  αντιπροσωπεύει την κινητικότητα των ελεύθερων ηλεκτρονίων στο υλικό. Η διηλεκτρική λόγω των συνδεδεμένων φορτίων για τα με απώλειες υλικά έχει και πραγματικές και φανταστικές συνιστώσες:

$$\epsilon_{bound} = \epsilon_{b,real} - j\epsilon_{b,imag} \quad (1.24)$$

Θυμηθείτε ότι η διηλεκτρική χαρακτηρίζει την αλληλεπίδραση μεταξύ του ηλεκτρικού πεδίου και των συνδεδεμένων φορτίων στο υλικό. Αυτή η αλληλεπίδραση οδηγεί σε μια κίνησης ταλάντωσης τα συνδεδεμένα φορτία. Η μερίδα της κίνησης που είναι  $90^\circ$  από τη φάση με το ηλεκτρικό πεδίο χαρακτηρίζεται από το πραγματικό μέρος διηλεκτρική,  $\epsilon_{b,real}$ . Αυτό είναι μια χωρίς απώλειες αλληλεπίδραση. Αλλά καθώς τα συνδεδεμένα φορτία ταλαντεύονται, θερμαίνονται λόγω της τριβής όπως οι δυνάμεις στο εσωτερικό του μορίου και από τα κοντινά μόρια. Αυτή η συνιστώσα κίνησης είναι στη φάση με το ηλεκτρικό πεδίο και αντιπροσωπεύεται από το φανταστικό μέρος της διηλεκτρικής,  $\epsilon_{b,imag}$ .

Εξετάζοντας όλα αυτά τα αποτελέσματα, η εξίσωση 1,23 μπορεί να γραφτεί στη μορφή

$$\nabla \times \tilde{\mathbf{H}} = \sigma_c \tilde{\mathbf{E}} + j\omega(\epsilon_{b,real} - j\epsilon_{b,imag})\tilde{\mathbf{E}} \quad (1.25)$$

Η ένωση του όρου διεξαγωγής με το φανταστικό μέρος της διηλεκτρικής (δεδομένου ότι και οι δύο είναι στη φάση με το ηλεκτρικό πεδίο) δίνει:

$$\nabla \times \tilde{H} = (\sigma_c + \omega \varepsilon_{b,imag}) \tilde{E} + j\omega \varepsilon_{b,real} \tilde{E} \quad (1.26)$$

Ο πρώτος όρος στη δεξιά πλευρά αυτής της εξίσωσης,  $(\sigma_c + \omega \varepsilon_{b,imag}) \tilde{E}$ , αντιπροσωπεύει το ρεύμα που παράγει μια απώλεια (θερμότητα) στο υλικό μέσω της μετακίνησης των ελεύθερων φορτίων και των συνδεδεμένων φορτίων. Ο συνδυασμός των δύο συνιστώσεων σε αυτό το με απώλειες τερματικό ρεύμα οδηγεί φυσικά σε έναν καθορισμό της *αποτελεσματικής αγωγιμότητας*:

$$\sigma_{eff} = \sigma_c + \omega \varepsilon_{b,imag} \quad (1.27)$$

Η αποτελεσματική αγωγιμότητα είναι η τιμή που δίνεται κανονικά στους πίνακες της αγωγιμότητας (όπως στο [παράρτημα Α](#)). Πολλοί κρατούν απλά τη χρήση; για να αντιπροσωπεύσετε την αποτελεσματική αγωγιμότητα και μην διακρίνετε μεταξύ της αγωγιμότητας (απώλεια) από τα ελεύθερα και συνδεδεμένα φορτία. Η εξίσωση 1,27 επίσης οδηγεί στον κοινό καθορισμό της *αποτελεσματικής πυκνότητας ρεύματος διεξαγωγής* (συχνά ως αποκαλούμενο ρεύμα διεξαγωγής):

$$\tilde{J}_{c,ff} = \sigma_{eff} \tilde{E} \quad (1.28)$$

Ο τελευταίος όρος στην εξίσωση 1,26,  $j\omega \varepsilon_{b,real} \tilde{E}$ , είναι το ρεύμα μετατοπίσεων, το οποίο αντιπροσωπεύει το χωρίς απώλειες τμήμα της ταλάντωσης των συνδεδεμένων φορτίων. Όσο υψηλότερη η συχνότητα  $\omega$ , τόσο γρηγορότερα τα συνδεδεμένα φορτία ταλαντεύονται στο υλικό και τόσο μεγαλύτερο το ρεύμα μετατοπίσεων που παράγεται (καθώς επίσης και η απώλεια που οφείλεται στο δεύτερο όρο στην εξίσωση 1.27). Το  $j$  δείχνει ότι το χωρίς απώλειες ρεύμα μετατοπίσεων (ο τελευταίος όρος στην εξίσωση 1.26) είναι  $90^\circ$  από τη φάση με το με απώλειες ρεύματος τερματικού. Συχνά  $\varepsilon_{b,real}$ , υποδεικνύεται απλά  $\varepsilon$  στους πίνακες των διηλεκτρικών ιδιοτήτων.

Επιπλέον, στην πράξη, οι όροι στη δεξιά πλευρά της εξίσωσης 1,26 συνδυάζονται συχνά για να γράψουν την εξίσωση όπως

$$\nabla \times \tilde{H} = j\omega \varepsilon_{complex} \tilde{E} \quad (1.29)$$

όπου σύνθετη διηλεκτρική  $\varepsilon_{complex}$  ορίζεται ως

$$\varepsilon_{complex} = \varepsilon' - j\varepsilon'' = \varepsilon_0(\varepsilon'_r - j\varepsilon''_r) \quad (1.30)$$

Εδώ η  $\varepsilon'$  αντιπροσωπεύει την χωρίς απώλειες συνιστώσα των υλικών ιδιοτήτων και η  $\varepsilon''$  αντιπροσωπεύει τις συνδυασμένες συνιστώσες της υλικής αλληλεπίδρασης (λόγω και στα δύο συνδεδεμένα και ελεύθερα φορτία) που οδηγούν στην απώλεια. Συγκρίνοντας την εξίσωση 1,29 με την εξίσωση 1,26, οι ακόλουθες σχέσεις ισχύουν:

$$\varepsilon' = \varepsilon_{b,real} \quad (1.31)$$

$$\omega\varepsilon'' = \sigma_c + \omega\varepsilon_{b,imag} = \sigma_{eff} \quad (1.32)$$

Με παρόμοιο τρόπο, η σύνθετη διαπερατότητα ορίζεται ως

$$\mu_{complex} = \mu' - j\mu'' = \mu_0(\mu'_r - j\mu''_r) \quad (1.33)$$

Όπου  $\mu_0$  είναι η διαπερατότητα του ελεύθερου διαστήματος και της ποσότητας  $(\mu'_r - j\mu''_r)$  που καλείται *σύνθετη σχετική διαπερατότητα*. Το  $\mu'$  περιγράφει τη χωρίς απώλειες αλληλεπίδραση μεταξύ του μαγνητικού πεδίου και των μαγνητικών διπόλων του υλικού, ενώ το  $\mu''$  αντιπροσωπεύει οποιαδήποτε απώλεια που συνδέεται με την ευθυγράμμιση των μαγνητικών διπόλων. Για τις περισσότερες εφαρμογές, το ανθρώπινο σώμα είναι τόσο αδύναμα μαγνητικό που μπορούμε να υποθέσουμε  $\mu_{complex} = \mu_0$ , ακόλουθα  $\mu'_r = 1$  και  $\mu''_r = 0$ .

Ο λόγος των  $\varepsilon'$  και  $\varepsilon''$  είναι πολύ χρήσιμος για να καταλάβετε το βαθμό της απώλειας του υλικού που εξετάζεται. Αυτός ο λόγος καλείται η *απώλεια εφαπτομένης*  $\tan \delta = \varepsilon''/\varepsilon' = \sigma_{eff}/\omega\varepsilon'$  ή *συντελεστής διάχυσης* επειδή αντιπροσωπεύει τη γωνία  $\varepsilon_{complex}$  στο σύνθετο πλάνο. Συχνά οι πίνακες των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των υλικών δίνουν την απώλεια εφαπτομένης ( $\tan \delta$ ) και σχετική διηλεκτρική  $\varepsilon'_r$ .

Να θυμάστε ότι  $\varepsilon' = \varepsilon_0\varepsilon'_r$ , η αποτελεσματική αγωγιμότητα μπορεί να βρεθεί από αυτούς τους πίνακες για τις συγκεκριμένες συχνότητες ενδιαφέροντος χρησιμοποιώντας  $\sigma_{eff} = \omega\varepsilon_0\varepsilon'_r \tan \delta$ .

Όταν η απώλεια εφαπτομένη είναι μεγάλη, αυτό σημαίνει ότι το υλικό είναι πολύ απωλειακό. Αυτή η απώλεια θα μπορούσε να προκληθεί είτε από την ελεύθερη αγωγιμότητα φορτίων, όπως στα μέταλλα, είτε από έναν συνδεδεμένο τερματικό απώλειας φορτίου με απώλειες σε έναν διηλεκτρικό. Τα μέταλλα είναι πολύ καλοί αγωγοί. Στην πραγματικότητα, στις περισσότερες βιοηλεκτρομαγνητικές εφαρμογές, μπορούν να θεωρηθούν *τέλειοι αγωγοί*, το οποίο προσεγγίζεται με  $\sigma_{eff} \rightarrow \infty$ .

Τώρα το ηλεκτρικό πεδίο  $\mathbf{E}$  μέσα σε έναν *τέλειο* αγωγό ( $\sigma_{eff} \rightarrow \infty$ ) πρέπει να είναι μηδέν, από την πυκνότητα ρεύματος διεξαγωγής  $\vec{J}_{c,eff} = \sigma_{eff}\vec{E}$  θα ήταν απείρως αδύνατον. Δεδομένου ότι η απώλεια σε ένα μέταλλο είναι ανάλογη προς το τετράγωνο της ισχύος

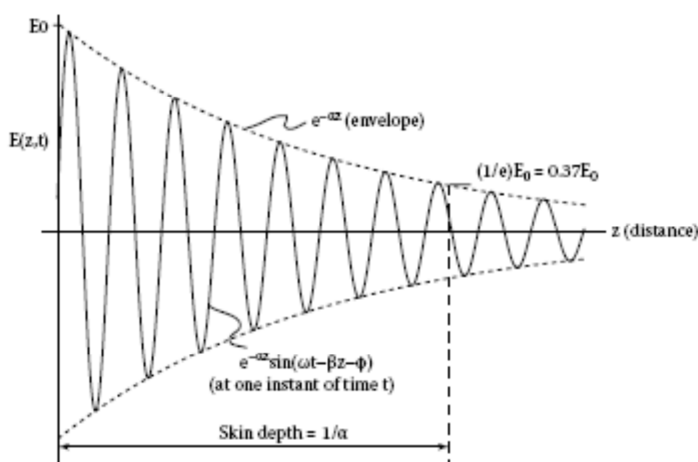
ηλεκτρικών πεδίων, η απώλεια σε έναν τέλειο αγωγό είναι θεωρητικά μηδέν. Μια από τις λίγες εξαιρέσεις στο βιοηλεκτρομαγνητισμό όπου το μέταλλο δεν μπορεί να θεωρηθεί ένας τέλειος αγωγός είναι το μεγάλο πηνίο ηλεκτρομαγνητών MRI. Σε εκείνη την περίπτωση, ένα πολύ μεγάλο (1-4 tesla) μαγνητικό πεδίο πρέπει να παράγεται, το οποίο απαιτεί τα πολύ μεγάλα ρεύματα στο πηνίο. Το μικρό ποσό αντίστασης (έλλειψη τέλειας αγωγιμότητας) στο πηνίο μετάλλων είναι αρκετό να θερμάνει το πηνίο και να προκαλέσει την απώλεια πολλής δύναμης. Η υπέρψυξη του πηνίου με το υγρό άζωτο αυξάνει την αγωγιμότητά του (μειώνεται η αντίστασή του) και επιτρέπει σε αυτό για να λειτουργήσει κατάλληλα. Μια σημαντική ενδιαφέρουσα σημείωση για τα αγωγικά υλικά είναι ότι τα δύο μέρη της αγωγιμότητας ( $\sigma_c$  από τη μετακίνηση των ελεύθερων φορτίων και  $\omega\varepsilon_{b,imag}$  από την κίνηση των συνδεδεμένων φορτίων) συμπεριφέρονται πολύ διαφορετικά ως λειτουργία της συχνότητας. Το ελεύθερο τμήμα φορτίου της αγωγιμότητας  $\sigma_c$  καλείται μερικές φορές στατική αγωγιμότητα επειδή είναι η μόνη παρούσα συνιστώσα στο συνεχές ρεύμα (όπου  $\omega = 0$ ), και επειδή αυτό δεν αλλάζει με τη συχνότητα. Δεδομένου ότι αντιπροσωπεύει την κινητικότητα των ελεύθερων ηλεκτρονίων, εξαρτάται μάλλον έντονα από τη θερμοκρασία, και ως εκ τούτου η αποτελεσματικότητα της υπερψύξης ο ηλεκτρομαγνήτης MRI. Η συνδεδεμένη συνιστώσα φορτίου  $\omega\varepsilon_{b,imag}$  εξαρτάται έντονα από τη συχνότητα και (συχνά) σε μια μικρότερη έκταση στη θερμοκρασία. Στις πολύ υψηλές συχνότητες αυτός ο όρος εξουσιάζει, και στις πολύ χαμηλές συχνότητες είναι ανύπαρκτος. Κατά συνέπεια, θεωρητικά, θα ήταν δυνατό να μετρηθούν οι επιμέρους συνιστώσες της αγωγιμότητας χωριστά με τη μέτρηση της αποτελεσματικής αγωγιμότητας στις διαφορετικές συχνότητες. Αυτό δεν γίνεται γενικά στις μετρήσεις (που είναι γιατί οι πίνακες ουσιαστικά πάντα δίνουν την αποτελεσματική αγωγιμότητα σε ορισμένες συχνότητες), αλλά γίνεται συχνά στα μοντέλα προσομοίωσης \* των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των υλικών που εκτείνονται σε μια ευρεία ζώνη των συχνοτήτων, ιδιαίτερα για τα μίγματα.

Όταν η εφαπτομένη απώλειας είναι μικρή, το υλικό έχει πολύ χαμηλή απώλεια. Αυτοί οι τύποι υλικών είναι καλοί μονωτές ή σχεδόν τέλεια διηλεκτρικά. Τα γυαλιά και τα περισσότερα πλαστικά είναι χαμηλής απώλειας υλικά. Όπως περιγράφεται στο παράρτημα Α, τα πλαστικά έχουν χρησιμοποιηθεί από διάφορους ερευνητές για να δημιουργήσουν τα φανταστικά μοντέλα του ανθρώπινου κεφαλιού ή του κορμού με τις ακριβείς ηλεκτρικές ιδιότητες του δέρματος ή του κόκκαλου. Το δέρμα, το κόκκαλο, και το λίπος είναι ιστοί χαμηλής περιεκτικότητας σε νερό και έχουν τη σχετικά χαμηλή απώλεια. Η προσθήκη μόνο των μικρών ποσών αγωγικού υλικού (όπως τα άλατα) στο πλαστικό είναι επαρκής για να δημιουργήσει τα φανταστικά μοντέλα των ιστών χαμηλής απώλειας. Είναι δυσκολότερο να χρησιμοποιηθούν τα πλαστικά για να δημιουργηθούν φανταστικά για τους ιστούς χαμηλής περιεκτικότητας σε νερό όπως ο μυς και ο εγκέφαλος. Οι περισσότεροι ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει τα βασισμένα στο νερό υλικά για

να αντιπροσωπεύσουν αυτούς τους ιστούς, αν και μερικά μοντέλα με τα πλαστικά που ναρκώνονται με τον άνθρακα και άλλα ιδιαίτερα αγωγιμα υλικά έχουν χρησιμοποιηθεί.

Πολλά βιοηλεκτρομαγνητικά υλικά δεν είναι ούτε υψηλής ούτε χαμηλή απώλειας. Οι εφαπτομένες απώλειες τους είναι μέτριες, και πέφτουν στο μεγάλο μέσο έδαφος όπου και τα ρεύματα διεξαγωγής και μετατοπίσεων διαδραματίζουν σημαντικούς ρόλους. Για αυτά τα υλικά, είναι πολύ χρήσιμο να αναφερθεί ότι ο όρος ρεύματος διεξαγωγής (που χρησιμοποιεί την αποτελεσματική αγωγιμότητα) αποτελεί την απώλεια στο υλικό και οποιαδήποτε επόμενα αποτελέσματα θέρμανσης, και ότι ο όρος ρεύματος μετατοπίσεων αποτελεί την εξωτερική κίνηση των συνδεδεμένων φορτίων, και είναι ένα χωρίς απώλειες ρεύμα.

\* Τέτοια μοντέλα περιλαμβάνουν την εξίσωση Cole-Cole και την εξίσωση Debye.



Σχήμα 1.35

Πολλαπλασιαστικό κύμα της μορφής  $E(z, t) = E_0 e^{-az} \sin \omega t - \beta z - \varphi$ , που εμφανίζεται σε μια στιγμή του χρόνου. Το μέγιστο μέγεθος αυτού του κύματος σε ένα με απώλειες υλικό μειώνεται εκθετικά συναρτήσει της διανυόμενης απόστασης. Ο φάκελός του δίνεται από  $e^{-az}$ , και το αποτελεσματικό βάθος διείσδυσης, ή το βάθος δέρματος, δίνεται από  $1/\alpha$ .

Σε ένα με απώλειες υλικό, το αποτελεσματικό ρεύμα διεξαγωγής δημιουργεί μια απώλεια στο υλικό καθώς το κύμα διαδίδεται, και το μέγεθος του κύματος μειώνεται εκθετικά. Αυτό εκφράζεται από τον τύπο  $E(z, t) = E_0 e^{-az} \sin(\omega t - \beta z - \varphi)$  για το ηλεκτρικό πεδίο και είναι διευκρινισμένο στο σχήμα 1.35. Η σταθερή μείωση του  $a$  αντιπροσωπεύει πόσο γρήγορα το



κύμα μειώνεται καθώς διαδίδεται; αυτό δίνεται στις μονάδες των nepers ανά μέτρο. Πραγματικά, το neper (Np) είναι πραγματικά αδιάστατο, έτσι οι μονάδες του  $\alpha$  μπορούν επίσης να θεωρηθούν ως απώλεια ανά μέτρο. Το πεδίο μέσα στο σώμα συναρτήσει της απόστασης διάδοσης μπορεί να βρεθεί από  $E_0 e^{-\alpha z}$ , όπου  $E_0$  είναι το συναφές πεδίο ακριβώς μέσα στην επιφάνεια του σώματος, και το  $z$  είναι η απόσταση διάδοσης (πόσο μακριά το πεδίο έχει διαπεράσει στο σώμα).

Η μείωση είναι μια συνάρτηση της διηλεκτρικής και της αγωγιμότητας του υλικού, και της συχνότητας. \* Η σταθερά μείωσης του  $\alpha$  υπολογίζεται ως

$$\alpha = \omega \sqrt{\frac{\mu' \epsilon'}{2} \left( \sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_{eff}}{\omega \epsilon'}\right)^2} - 1 \right)} \cdot \left(\frac{Np}{m}\right) \quad (1.34)$$

Σχεδόν όλα τα βιολικά είναι μη μαγνητικά, έτσι  $\mu' = \mu_0$ . Σημειώστε ότι η αύξηση της αποτελεσματικής αγωγιμότητας ή της συχνότητας αυξάνει την απώλεια, και ως εκ τούτου τη μείωση. Η μείωση χρησιμοποιείται για να καθορίσει μια σημαντική παράμετρο αποκαλούμενη *βάθος δέρματος* (δείτε την [Παράγραφο 3.4.1](#)). Το βάθος δέρματος δίνεται από το  $1/\alpha$  και οι μονάδες του είναι στα μέτρα. Το βάθος δέρματος είναι η απόσταση που το κύμα διαδίδεται πριν το μέγεθός του μειωθεί στο  $1/e = 0.37$ , ή περίπου  $1/3$  της αρχικής τιμής του, όπου  $e = 2.718$  είναι η βάση του φυσικού λογαρίθμου.

---

\* Οι ακόλουθες δύο εξισώσεις υποθέτουν ότι δεν υπάρχει καμία μείωση στο υλικό λόγω των μαγνητικών απωλειών στα δίπολα, έτσι η διαπερατότητα είναι εξ ολοκλήρου πραγματική ( $\mu'' = 0$ ) αυτό συμβαίνει για όλους τους ανθρώπινους ιστούς και τα περισσότερα άλλα διηλεκτρικά.

Η σταθερά διάδοσης εξαρτάται επίσης από την διηλεκτρική, την αγωγιμότητα, και τη συχνότητα:

$$\beta = \omega \sqrt{\frac{\mu' \epsilon'}{2} \left( \sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_{eff}}{\omega \epsilon'}\right)^2} + 1 \right)} \cdot (rad/m) \quad (1.35)$$

Η σταθερά διάδοσης προσδιορίζει πόση μετατόπιση φάσης (στα ακτίνια) εμφανίζεται στο κύμα όπως διαδίδεται μέσω της απόστασης. Χρησιμοποιώντας αυτή της τιμή για τη σταθερά διάδοσης  $\beta$ ; το μήκος κύματος για το με απώλειες υλικό μπορεί έπειτα να βρεθεί από την εξίσωση 1,16.

Τώρα δοκιμάστε ένα παράδειγμα. Για μια συχνότητα  $f = 433$  MHz, η γωνιακή συχνότητα,  $\omega$ , είναι  $2,72 \times 10^9$  rad/s. Από το παράρτημα Α, πίνακας Α.1, μπορούμε να διαβάσουμε τις τιμές

σχετικής διαπερατότητας για τους μύς  $\epsilon_r = 64.21$  και αγωγιμότητας  $\sigma = 0.9695 \text{ S/m}$ . Δεδομένου ότι χρησιμοποιούμε γενικά τα  $2/3$  του  $\mu$  για να αντιπροσωπεύσουμε το ανθρώπινο σώμα, πολλαπλασιάζουμε μαζί  $\epsilon_r$  και  $\sigma$  με το  $2/3$ , δίνεται  $\epsilon_r = 42.81$  και  $\sigma = 0.6463 \text{ S/m}$ . Έπειτα μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε την εξίσωση 1,34 για να υπολογίσουμε  $a = 17.85 \text{ Np/m}$  και την εξίσωση 1,35 για να υπολογίσουμε  $\beta = 62.07 \text{ rad/m}$ . Έπειτα από την εξίσωση 1,16, η οποία εφαρμόζεται και σε με απώλειες και χωρίς απώλειες περιπτώσεις, το μήκος κύματος  $\lambda = 10,1 \text{ cm}$ . Μπορούμε επίσης να υπολογίσουμε την ταχύτητα της διάδοσης στα  $2/3$  του  $\mu$  σε  $433 \text{ MHz}$  από την εξίσωση 1,14 (λύνοντας το  $v_p$ ), το οποίο δίνεται  $v_p = 4.38 \times 10^7 \text{ m/s}$ . Εάν το ηλεκτρικό πεδίο ακριβώς μέσα στο σώμα είναι  $E_0 = 1 \text{ V/m}$ , το πεδίο  $z = 10 \text{ cm}$  μέσα στα  $2/3$  του υλικού των μυών θα είναι  $E_0 e^{-az} = 0.0168$ . Η δύναμη θα μειωθεί από  $e^{-2az}$  σε 2,8% της αρχικής τιμής της.

## 1.15 Οριακές συνθήκες για τα με απώλειες υλικά

Οι οριακές συνθήκες στα με απώλειες υλικά, παρόμοια με τις εξισώσεις 1,17 και 1,18, πρέπει να ικανοποιηθούν από τις κανονικές και εφαπτόμενες συνιστώσες των ηλεκτρικών πεδίων του διανυσματικού στο πεδίο των συχνοτήτων. Στα όρια, αυτά είναι

$$\epsilon_{complex1} \vec{E} = \epsilon_{complex2} \vec{E} \quad (1.36)$$

$$\vec{E} = \vec{E} \quad (1.37)$$

Χρησιμοποιώντας τον καθορισμό σύνθετης διηλεκτρικής, η εξίσωση 1,30, και η σχέση μεταξύ  $\epsilon''$  και  $\sigma_{eff}$  από την εξίσωση 1.32, η οριακή συνθήκη στο κανονικό πεδίο  $E$ , η εξίσωση 1.36, μπορούν να ξαναγραφούν ως

$$(\sigma_{eff1} + j\omega\epsilon'_1) \vec{E} = (\sigma_{eff2} + j\omega\epsilon'_2) \vec{E} \quad (1.38)$$

Ο πρώτος όρος σε κάθε πλευρά αυτής της εξίσωσης αντιπροσωπεύει την αποτελεσματική πυκνότητα ρεύματος διεξαγωγής κανονική στο όριο σε κάθε πλευρά, και ο δεύτερος όρος αντιπροσωπεύει το (90° εκτός φάσης) το κανονικό ρεύμα μετατοπίσεως σε κάθε πλευρά. Κατά συνέπεια, η εξίσωση 1,38 μπορεί να ερμηνευθεί όπως

$$\vec{J}_{c,eff\ n1} + \vec{J}_{displacement\ n1} = \vec{J}_{c,eff\ n2} + \vec{J}_{displacement\ n2} \quad (1.39)$$

Στις εξισώσεις που περιέχουν τους σύνθετους αριθμούς, το πραγματικό μέρος της αριστερής πλευράς πρέπει να είναι ίσο με το πραγματικό μέρος της δεξιάς πλευράς, και το φανταστικό μέρος στην αριστερή πλευρά πρέπει να είναι ίσο με το φανταστικό μέρος στη δεξιά πλευρά. Λαμβάνοντας υπόψη την εξίσωση 1,39, η εξίσωση 1,38 δείχνει ότι τα κανονικά ρεύματα διεξαγωγής πρέπει να είναι ίσα διαμέσου του ορίου, και τα κανονικά ρεύματα μετατοπίσεων πρέπει να είναι ίσα διαμέσου του ορίου. Αυτή η αξίωση κρατά επειδή είναι  $90^\circ$  έξω από τη φάση η μια με την άλλη, και πάντα τα ρεύματα πρέπει να είναι ίσα στο όριο.

## 1.16 Ενεργειακή απορρόφηση

Σε πολλές αλληλεπιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων, η ενεργειακή μεταφορά είναι πρωταρχικής εκτίμησης. Παραδείγματος χάριν, στην υπερθερμία για τη θεραπεία καρκίνου το ηλεκτρικό πεδίο μεταφέρεται στο σώμα σε θερμότητα, η οποία είναι η επιθυμητή έκβαση της θεραπείας. Για τα κινητά κύτταρα, η ενεργειακή μεταφορά πρέπει να είναι κάτω από τους προκαθορισμένους κανονισμούς. Το πεδίο  $\mathbf{E}$  μπορεί να μεταφέρει την ενέργεια στα ηλεκτρικά φορτία μέσω των δυνάμεων που ασκεί πάνω τους, αλλά το πεδίο  $\mathbf{B}$  δεν διαβιβάζει την ενέργεια στα φορτία. Οι δυνάμεις που το  $\mathbf{B}$  ασκεί στα φορτία μπορούν να αλλάξουν τις κατευθύνσεις τους, αλλά όχι την ενέργειά τους, επειδή αυτές οι  $\mathbf{B}$ -πεδίου-ασκημένες δυνάμεις είναι πάντα σε μια κάθετο κατεύθυνσης στις ταχύτητες των φορτίων. Το πεδίο  $\mathbf{B}$  μπορεί, εντούτοις, να μεταφέρει την ενέργεια μέσω των δυνάμεων στα μόνιμα μαγνητικά δίπολα. Επειδή ο βιολογικός ιστός είναι συνήθως μη μαγνητικός (περιέχει πολύ λίγα μόνιμα μαγνητικά δίπολα), αυτή η τελευταία επίδραση δεν είναι προεξέχουσα στις βιολογικές αλληλεπιδράσεις EM.

Για τα ημιτονοειδή πεδία κατάστασης EM, η δύναμη (χρονικό ποσοστό ενέργειας) που μεταφέρεται στα φορτία σε ένα απειροελάχιστο στοιχείο όγκου  $\Delta v$  ενός υλικού δίνεται από

$$P = \sigma_{eff} E_{rms}^2 \Delta v \quad (W) \quad (1.40)$$

όπου  $\omega$  είναι η συχνότητα ακτινίου στα ακτίνια ανά δευτερόλεπτο (rad/s) (η παράγραφος 1.8) και  $E_{rms}$  είναι η μέση τετραγωνική ρίζα της τιμής (rms) (παράγραφος 1.13) του ηλεκτρικού πεδίου  $\mathbf{E}$  σε εκείνο το σημείο. Κατά συνέπεια, η εξίσωση 1,40 είναι μια σχέση σημείου, επειδή εφαρμόζεται μόνο στο δεδομένο σημείο όπου το  $\mathbf{E}$  έχει εκείνη την ιδιαίτερη τιμή. Το χρονικό ποσοστό ενεργειακής αλλαγής καλείται ισχύς, η οποία έχει τις μονάδες σε Watt (W). Η μονάδα της ενέργειας είναι το τζάουλ (J). Ένα Watt είναι ίσο με ένα τζάουλ ανά δευτερόλεπτο. Δεδομένου ότι  $\Delta v$  έχει τις μονάδες του  $\mu\text{m}^3$ , η ποσότητα  $\sigma_{eff} E_{rms}^2$  έχει τις μονάδες  $\text{W}/\text{m}^3$ , η οποία είναι η πυκνότητα της απορροφημένης δύναμης.

Ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης (SAR) ορίζεται ως η μεταφερόμενη δύναμη που διαιρείται με τη μάζα του αντικειμένου. Συγκεκριμένα αναφέρεται στην κανονικοποίηση στη μάζα, και το

ρυθμό απορρόφησης στο ποσοστό ενέργειας που απορροφάται από το αντικείμενο. Για τα ημιτονοειδή πεδία κατάστασης EM το χρονικό-μέσο SAR δίνεται από

$$SAR = \sigma_{eff} E_{rms}^2 / \rho \text{ (W/kg)} \quad (1.41)$$

όπου  $\rho$  είναι η μαζική πυκνότητα του αντικειμένου σε  $kg/m^3$ , η οποία είναι κοντά στο  $1.0 kg/m^3$  για τους περισσότερους βιολογικούς ιστούς εκτός από τον πνεύμονα, ο οποίος είναι περίπου  $0.347 kg/m^3$ . Πάλι, η εξίσωση 1,41 είναι μια σχέση σημείου, έτσι καλείται συχνά το τοπικό SAR. Ο χώρος του μέσου όρου SAR για ένα σώμα ή ένα μέρος του σώματος λαμβάνεται με τον υπολογισμό του τοπικού SAR σε κάθε σημείο στο σώμα και τον υπολογισμό μέσου όρου πέρα από ολόκληρο το σώμα ή του μέρους του σώματος που εξετάζεται.

Από την εξίσωση 1,41, βλέπουμε ότι το SAR μεταβάλλεται άμεσα με  $\sigma_{eff}$ . Γενικά μιλώντας, ο ιστός με την υψηλότερη περιεκτικότητα σε νερό, όπως ο μυς, είναι με περισσότερες απώλειες για ένα δεδομένο μέγεθος πεδίου  $E$  από τον ξηρότερο ιστό, όπως το κόκκαλο και το λίπος, όπως μπορεί να δει από το παράρτημα A. Επίσης, όσο υψηλότερη η συχνότητα, τόσο υψηλότερο  $\sigma_{eff}$ , λόγω του μέρους της απώλειας που προκαλείται από την κίνηση των συνδεδεμένων φορτίων. Εάν το ίδιο πεδίο ήταν παρόν και στις υψηλές και χαμηλές συχνότητες, η ισχύς που απορροφάται θα ήταν υψηλότερη στις υψηλότερες συχνότητες. Οι υψηλές συχνότητες μειώνονται περισσότερο όπως διαδίδεται μέσω των ιστών από τις χαμηλές συχνότητες, εντούτοις, τόσο σε γενικές γραμμές πολύ λιγότερο πεδίο είναι παρόν στις υψηλές συχνότητες. Λεπτομερής δοσιμετρία (Κεφάλαιο 5) απαιτείται για να καθορίσει πόσο το πεδίο είναι παρόν προκειμένου να καθοριστούν οι εντοπισμένες κατανομές SAR.

## Η ΕΞΙΣΩΣΗ ΤΗΣ ΒΙΟΘΕΡΜΟΤΗΤΑΣ

Η άνοδος θερμοκρασίας στον ιστό καθορίζεται από το ποσοστό ηλεκτρομαγνητικής απόθεσης ισχύς στον ιστό ( $W_{em}$ ) και το μεταβολικό ποσοστό θέρμανσης ( $W_m$ ), καθώς επίσης και το θερμικό διασκεδασμό από τη διεξαγωγή ( $W_c$ ) και τη ροή αίματος ( $W_b$ ). Η άνοδος θερμοκρασίας προβλέπεται από την εξίσωση της βιοθερμότητας:

$$\frac{\partial(\Delta T)}{\partial t} = \frac{1}{4186c} (W_{em} + W_m - W_c - W_b) \quad (1.42)$$

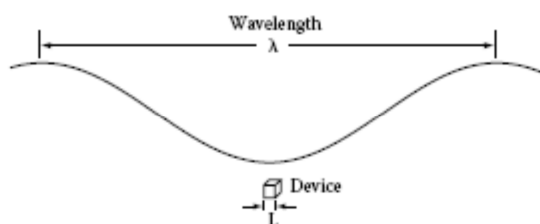
όπου το  $c$  είναι η συγκεκριμένη θερμότητα του ιστού. Τα αποτελέσματα ροής και διεξαγωγής αίματος αναγκάζουν την άνοδο θερμοκρασίας για να είναι μη γραμμική. Συχνά η θερμοκρασία αυξάνεται γραμμικά προτού να αυξήσει η αγγειοδιαστολή την ροή του αίματος ώστε να αρχίσει το ποσοστό της αύξησης. Σε μια επεξεργασία υπερθερμίας  $50 W$ , αυτή η γραμμική σειρά διαρκεί περίπου 3 λεπτά. Δεδομένου ότι περισσότερη ενέργεια απορροφάται στον ιστό, η ροή αίματος φθάνει σε μια σταθεροποιημένη κατάσταση και τα υψίπεδα θερμοκρασίας σε επίπεδο κατάσταση.

Οι όγκοι έχουν συχνά μια υψηλή διάχυση του αίματος στην περιφέρεια και χαμηλή διάχυση στο κέντρο. Η σταθερή κατάσταση της ροής του αίματος στον φυσιολογικό ιστό είναι επίσης φυσιολογικά υψηλότερη απ'ό,τι στον όγκο, ψύχοντας έτσι τον φυσιολογικό ιστό ενώ ο όγκος συνεχίζει να αυξάνεται στη θερμοκρασία.

Αυτή η παραλλαγή μεταξύ της θερμοκρασίας των φυσιολογικών και ιστών όγκων αρχίζει συχνά σε περίπου 10 λεπτά στην επεξεργασία και φθάνει σε σταθερή κατάσταση σε περίπου 20 λεπτά. Κατά συνέπεια, είναι πολύ σημαντικό να διατηρηθεί η απόθεση σταθερής ισχύος για μια εκτεταμένη χρονική περίοδο προκειμένου να ληφθούν τα θεραπευτικά επίπεδα ανόδου θερμοκρασίας για την υπεθερμία θεραπείας του καρκίνου. Η εξίσωση βιοθερμότητας χρησιμοποιείται επίσης για να προβλέψει την άνοδο της θερμοκρασίας για τις εφαρμογές ασφάλειας, την εμφυτεύσιμη ηλεκτρονικών συσκευών (όπου η ισχύς που κατατίθεται μπορεί να είναι από τα ρεύματα διεξαγωγής παρά την ηλεκτρομαγνητική απορρόφηση), και άλλες εφαρμογές.

## 1.17 Ηλεκτρομαγνητική συμπεριφορά ως λειτουργία του μεγέθους και του μήκους κύματος

Όπως διευκρινίζεται στο Σχήμα 1.31, οι εξισώσεις του Maxwell ισχύουν πέρα από ένα εξαιρετικά ευρύ φάσμα συχνότητας. Οι χαρακτηριστικές συμπεριφορές των πεδίων EM, εντούτοις, είναι σημαντικά διαφορετικές για τα διαφορετικά φάσματα συχνότητας. Για να είμαστε πιο συγκεκριμένοι, οι χαρακτηριστικές συμπεριφορές εξαρτώνται από το μέγεθος της συσκευής EM ή του συστήματος σε σύγκριση με το μήκος κύματος. Υποθέστε ότι το  $L$  είναι

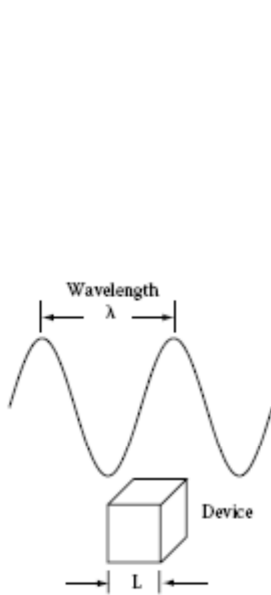


ΣΧΗΜΑ:1.36

Το μήκος κύματος είναι μεγάλο έναντι στο μέγεθος της συσκευής.

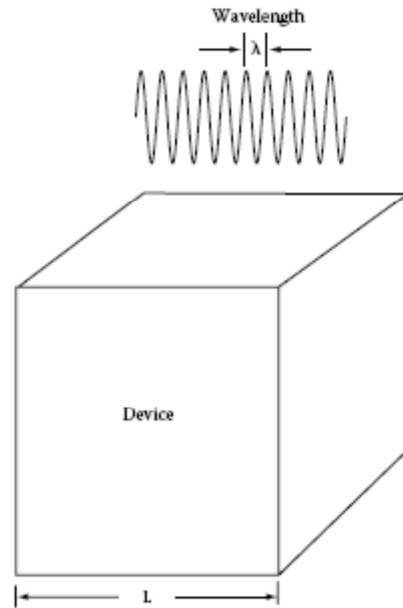
η μεγαλύτερη διάσταση της συσκευής ή του συστήματος που εξετάζεται και  $\lambda$  είναι το μήκος κύματος των πεδίων EM. Έπειτα οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται για να λύσουν τις εξισώσεις του Maxwell και τη χαρακτηριστική συμπεριφορά των πεδίων EM μπορούν να συνοψιστούν από την άποψη τριών κατηγοριών:  $\lambda \gg L$  (Σχήμα 1.36),  $\lambda \approx L$  (Σχήμα 1.37), και  $\lambda \ll L$  (Σχήμα 1.38), όπως φαίνεται στον πίνακα 1.1. Για πολλές τυπικές συσκευές, αυτές οι τρεις κατηγορίες αντιστοιχούν στη χαμηλή συχνότητα, τη μέση συχνότητα, και την υψηλή συχνότητα, αντίστοιχα. Εντούτοις, οι κατηγορίες καθορίζονται πραγματικά από την άποψη του  $L$  και του  $\lambda$ , ανεξάρτητα από τη συχνότητα. Παραδείγματος χάριν,  $\lambda \gg L$  θα μπορούσε να ισχύσει στις υψηλές συχνότητες όταν το  $L$  είναι η μεγαλύτερη διάσταση ενός μικροκυκλώματος. Σαν προοίμιο στη συζήτηση των χαρακτηριστικών συμπεριφορών EM σε κάθε μια από αυτές τις περιοχές, πρέπει

να επισημάνουμε ότι οι εξισώσεις του Maxwell , εξισώσεις 1,3 και 1,5 (νόμοι του Faraday και του Ampere), αφορούν το **E** και το **B** κατά τέτοιο τρόπο ώστε το **E** και το **B** θεωρούνται *συνδεδεμένα*. Δηλαδή ένα χρονικά-μεταβαλλόμενο **B** δημιουργεί ένα **E** (η εξίσωση 1.3), και στη συνέχεια το χρονικά-μεταβαλλόμενο **E** δημιουργεί το **B** (εξίσωση 1.5). Κατά συνέπεια, όταν μεταβάλλονται τα πεδία με το χρόνο, κανένα δεν μπορεί να υπάρξει χωρίς άλλο, επειδή κάθε ένα ενεργεί ως πηγή του άλλου. Όταν τα πεδία δεν μεταβάλλονται με το χρόνο, θεωρούνται αποσυνδεδεμένα, επειδή έπειτα δεν ενεργούν ως πηγές το ένα στο άλλο.



ΣΧΗΜΑ:1.37

Το μήκος κύματος και το μέγεθος της συσκευής είναι συγκρίσιμα.



ΣΧΗΜΑ:1.38

Το μέγεθος της συσκευής είναι μεγάλο έναντι του μήκος κύματος.

### ΠΙΝΑΚΑΣ 1.1

Περίληψη των τεχνικών EM και των χαρακτηριστικών ως συνάρτηση της σχέσης μεταξύ της συσκευής ή του μεγέθους L του συστήματος και του μήκους κύματος λ

Όταν  $\lambda \gg L$  (χαμηλή συχνότητα για τις περισσότερες τυπικές συσκευές) (Σχήμα 1.36)

Η θεωρία ηλεκτρικού κυκλώματος και η ημιστατική θεωρία πεδίου EM χρησιμοποιούνται. Τα αποτελέσματα διάδοσης είναι αμελητέα. Το **E** και το **B** αποσυνδέονται. Η ενέργεια μεταδίδεται από τα σύρματα και τα καλώδια, αλλά όχι στις ακτίνες μέσω του αέρα.

Όταν  $\lambda \approx L$  (μέση συχνότητα για τις περισσότερες τυπικές συσκευές) (Σχήμα 1.37)

Η θεωρία μικροκυμάτος χρησιμοποιείται. Τα αποτελέσματα διάδοσης κυριαρχούν. Το **E** και το **H** συνδέονται έντονα. Η ενέργεια μεταδίδεται μέσω των καλωδίων, κοίλων κυματοδηγών, και ακτινοβολείται μέσω του αέρα.

Όταν  $\lambda \ll L$  (υψηλή συχνότητα για τις περισσότερες τυπικές συσκευές) (Σχήμα 1.38)

Οπτικές και η θεωρία ακτίνων χρησιμοποιούνται. Τα αποτελέσματα διάδοσης κυριαρχούν. Η ενέργεια ακτινοβολείται μέσω του αέρα και δεν μεταδίδεται μέσω των μεταλλικών καλωδίων ή κατά μήκος των μεταλλικών συρμάτων, αλλά μπορεί να διαβιβαστεί μέσω των οπτικών ινών.

---

Όταν  $\lambda \gg L$  (Σχήμα 1.36), η θεωρία ημιστατικού πεδίου EM εφαρμόζεται, το οποίο σημαίνει ότι η χωρική διανομή των πεδίων EM πέρα από την έκταση της συσκευής είναι η ίδια με αυτήν των στατικών πεδίων, αλλά τα πεδία μεταβάλλονται με το χρόνο. Για τις περισσότερες εφαρμογές ανθρώπινου σώματος, τα πεδία λιγότερο από 1 MHz, ή ακόμα και 10 MHz, μπορούν να θεωρηθούν ότι είναι ημιστατικά. Το **E** και το **B** θεωρούνται αποσυνδεδεμένα όταν οι όροι  $\partial E/\partial t$  και  $\partial B/\partial t$  στις εξισώσεις 1,3 και 1,5 είναι αρκετά μικροί για να παραμεληθούν, όπως συχνά παρατηρείται σε αυτό το φάσμα. Επομένως, ένα πεδίο **B** μπορεί να υπάρξει χωρίς ένα αντίστοιχο συνδεδεμένο πεδίο **E**. Επίσης, ένα πεδίο **E** μπορεί να παραχθεί από τα φορτία, όπως περιγράφεται από την εξίσωση 1,4, χωρίς ένα αντίστοιχο συνδεδεμένο πεδίο **B**. Σε μερικές διαμορφώσεις σε αυτό το φάσμα, εν τούτοις, ένα χρονικά-μεταβαλλόμενο πεδίο **B** μπορεί ακόμα να παραγάγει ένα σημαντικό πεδίο **E**. Σε αυτήν την περίπτωση, το πεδίο **E**, φυσικά, παράγεται από το πεδίο **B**. Ένα παράδειγμα αυτού εμφανίζεται στα Σχήματα 1.12 έως 1.14.

Σε αυτήν την χαμηλής συχνότητας σειρά, μια μοναδική πιθανή διαφορά μπορεί να καθοριστεί (δείτε την παράγραφο 1.2), και η ηλεκτρική θεωρία κυκλωμάτων (νόμοι του Kirchhoff) είναι μια καλή προσέγγιση στις εξισώσεις του Maxwell. Η θεωρία κυκλωμάτων χρησιμοποιείται ευρέως σε αυτό το φάσμα επειδή είναι πολύ απλούστερη από τις εξισώσεις του Maxwell. Τα αποτελέσματα διάδοσης είναι αμελητέα σε αυτό το φάσμα, και η ενέργεια δεν μπορεί να ακτινοβοληθεί αποτελεσματικά μέσω του αέρα; μεταδίδεται κατά μήκος των συρμάτων και μέσω των καλωδίων. Όταν  $\lambda \approx L$  (Σχήμα 1.37), δηλαδή όταν είναι το μήκος κύματος του ίδιου μεγέθους με το μέγεθος του συστήματος, η θεωρία πεδίου EM ή η θεωρία μικροκυμάτος πρέπει να χρησιμοποιηθεί. Μια μοναδική πιθανή διαφορά δεν μπορεί να καθοριστεί σε αυτό το φάσμα, εκτός από ειδικές περιπτώσεις (δείτε Παράγραφο 3.5.1). Οι επιπτώσεις διάδοσης κυριαρχούν σε αυτό το φάσμα, και τα πεδία **E** και **H** περιγράφονται

πρώτιστα από την άποψη της διάδοσης των κυμάτων. Το **E** και το **H** συνδέονται έντονα. Ούτε τα πεδία **E** ούτε **H** δεν μπορούν να υπάρξουν μόνα τους; η παρουσία του ενός παράγει το άλλο. Η ενέργεια μεταδίδεται χαρακτηριστικά κατά μήκος των ομοαξονικών καλωδίων, των κοίλων σωλήνων αποκαλούμενων κυματοδηγών, και που ακτινοβολούνται μέσω του αέρα. Οι υπολογισμοί είναι συχνά δυσκολότεροι σε αυτό το φάσμα απ'ό,τι στα άλλα δυο φάσματα, επειδή οι εξισώσεις του Maxwell πρέπει να λυθούν χωρίς ισχυρές προσεγγίσεις όπως τη θεωρία κυκλωμάτος ή τη θεωρία ακτίνας.

Όταν  $\lambda \ll L$  (Σχήμα 1.38), τα πεδία EM περιγράφονται από την οπτική θεωρία, εκτός από τις εξαιρετικά υψηλές συχνότητες, όπου χρησιμοποιούνται οι θεωρίες κατάλληλες για τις ακτίνες X. Η θεωρία της ακτίνας είναι μια προσέγγιση που χρησιμοποιείται συχνά στην οπτική θεωρία. Πάλι, τα αποτελέσματα διάδοσης κυριαρχούν εδώ, και το **E** και το **H** συνδέονται έντονα μαζί. Το ένα δεν μπορεί να υπάρξει χωρίς το άλλο. Μια μοναδική πιθανή διαφορά μπορεί να καθοριστεί σε ειδικές περιπτώσεις, αλλά η έννοια χρησιμοποιείται σπάνια σε αυτό το φάσμα. Η ενέργεια δεν μπορεί να μεταδοθεί κατά μήκος των συρμάτων σε αυτό το φάσμα, επειδή είναι με πολλές απώλειες; ακτινοβολείται συχνά μέσω του αέρα ή μεταδίδεται μέσω των διηλεκτρικών κυματοδηγών όπως οι οπτικές ίνες. Αυτό το φάσμα περιλαμβάνει το υπέρυθρο, το ορατό φως, το υπεριώδες φως, και των ακτίνων X τμήματος του φάσματος EM. Το ανώτερο μέρος της συχνότητας αυτού του φάσματος συχνότητας καλείται *ιονίζουσα ακτινοβολία* φάσματος επειδή η ενέργεια των διακριτών-ενέργειας μεταφοράς πακέτων του κύματος EM, τα αποκαλούμενα φωτόνια, είναι αρκετά μεγάλη να προκαλέσει τον ιονισμό των ατόμων που το κύμα αντιμετωπίζει, με τον αντίστοιχο κίνδυνο στους βιολογικούς ιστούς. Κάτω από τη ζώνη συχνότητας ιονισμού, τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα θεωρούνται *μη ιονίζοντα* επειδή δεν σπάζουν τους μοριακούς δεσμούς.

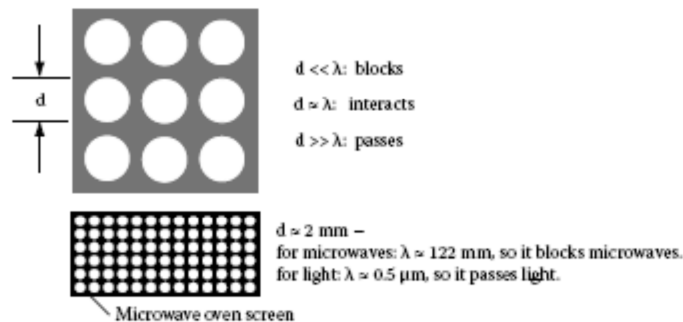
Ο πίνακας 1.1 και το σχήμα 1.31 δείχνουν τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά που ισχύουν για κάθε γενικό μέρος του φάσματος. Οι σειρές είναι μόνο κατά προσέγγιση αναπαραστάσεις, και η μετάβαση από μια σειρά σε άλλη είναι βαθμιαία, όχι απότομη. (Επίσης, για μερικά μικροκυκλώματα, η θεωρία κυκλωμάτος μπορεί να ισχύσει στις υψηλότερες συχνότητες από υποδειγμένες στο σχήμα 1.31 επειδή το  $\lambda$  είναι πολύ μικρό για αυτά τα κυκλώματα.)

### **Η μεταβαλλόμενη συμπεριφορά μιας πόρτας φούρνου μικροκυμάτων σε δύο συχνότητες**

Το σχήμα 1.39 επεξηγεί πώς η συμπεριφορά μιας κοινής συσκευής, η οθόνη σε μια πόρτα φούρνου μικροκυμάτων, μπορεί να εξηγηθεί από την άποψη των χαρακτηρισμών του πίνακα 1.1. Όταν ένα σήμα EM είναι συναφές σε μια μεταλλική πλάκα που περιέχει μια σειρά τρυπών της διαμέτρου  $d$ , το σήμα εμποδίζεται συνήθως όταν  $d \ll \lambda$ ; το σήμα αλληλεπιδρά έντονα και περνά μέσα όταν  $d \approx \lambda$ ; και το σήμα περνά μέσω των τρυπών σχεδόν ελεύθερα όταν  $d \gg \lambda$ .



Η οθόνη σε μια πόρτα φούρνου μικροκυμάτων περιέχει συνήθως τρύπες με διάμετρο της τάξης των 2mm. Το μήκος κύματος των πεδίων μικροκυμάτων EM που παράγονται από το φούρνο είναι συνήθως περίπου 122 mm (η συχνότητα είναι 2.450 MHz). Το μήκος κύματος του φωτός που παράγεται από τη λάμπα στο φούρνο είναι της τάξης των 0,5 μικρόμετρων ( $\mu\text{m}$ ). Η οθόνη εμποδίζει έτσι το σήμα μικροκυμάτων επειδή για το,  $d \ll \lambda$ . Αφ' ετέρου, το φως περνά μέσω των τρυπών σχεδόν ελεύθερα επειδή για το,  $d \gg \lambda$ . Η οθόνη επομένως περιέχει πολύ καλά την ενέργεια μικροκυμάτων αλλά αφήνει το ορατό ελαφρύ πέρασμα έτσι ώστε το περιεχόμενο του φούρνου κατευθείαν να μπορεί να παρατηρηθεί.



ΣΧΗΜΑ 1.39

Συμπεριφορά της οθόνης σε μια πόρτα φούρνου μικροκυμάτων που εξηγείται από την άποψη των χαρακτηρισμών του πίνακα 1.1. Το κύμα (διαδίδοντας σε ή από το χαρτί) είναι συναφές σε μια πλάκα που γεμίζει με τις τρύπες. Εάν οι τρύπες είναι μεγάλες έναντι του μήκος κύματος (όπως στην περίπτωση του φωτός), οι τρύπες είναι διαφανείς (και μπορούμε να δούμε στο φούρνο μικροκυμάτων). Εάν οι τρύπες είναι μικρές έναντι του μήκος κύματος (όπως στην περίπτωση των μικροκυμάτων), οι πλάκες ενεργούν σαν να είναι στερεές (και τα κυμάτα μένουν μέσα στην κοιλότητα μικροκυμάτων).

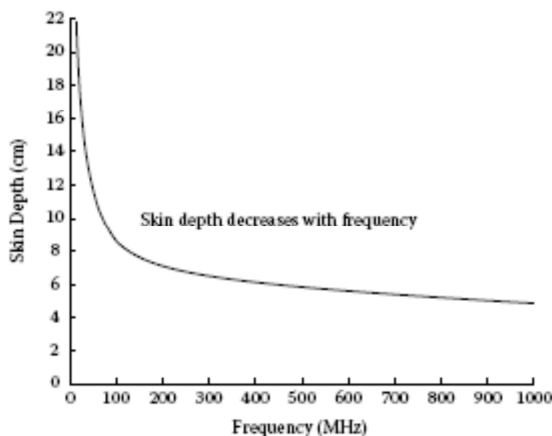
Επειδή τα χαρακτηριστικά των πεδίων EM είναι τόσο θαυμάσια διαφορετικά σε κάθε ένα από τα τρία φάσματα που περιγράφονται ανωτέρω, η πολύτιμη διορατικότητα μπορεί να κερδηθεί με την ταξινόμηση των αλληλεπιδράσεων πεδίων EM από την άποψη αυτών των σειρών. Συνεπώς, περιγράφουμε τη συμπεριφορά πεδίων EM σε κάθε μια από αυτές τις σειρές στα χωριστά κεφάλαια, που αρχίζουν στο [κεφάλαιο 2](#).

## 1.18 Ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία

Η ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία είναι η επιστήμη του καθορισμού για το πόσο πολύ το ηλεκτρικό πεδίο (δόση) υπάρχει για τις συγκεκριμένα πηγές και τα περιβάλλοντα. Η δοσιμετρία αποτελείται από δύο βασικά μέρη. Κατ' αρχάς, το συναφές  $\mathbf{E}$  και τα πεδία  $\mathbf{B}$  πρέπει να καθοριστούν. Συνήθως, αυτά τα πεδία καθορίζονται είτε από τη φύση των πηγών παράγοντας

τους είτε από τις μετρήσεις. Δεύτερον, το  $\mathbf{E}$  και τα πεδία  $\mathbf{B}$  μέσα στο αντικείμενο (παραδείγματος χάριν, άνθρωποι ή άλλα ζώα) πρέπει να καθοριστούν, είτε από τον υπολογισμό είτε από τη μέτρηση. Η σχέση μεταξύ των συναφών πεδίων EM και των εσωτερικών πεδίων EM είναι μια ισχυρή λειτουργία της συχνότητας των συναφών πεδίων, του μεγέθους και της μορφής του σώματος, και των ηλεκτρομαγνητικών ιδιοτήτων του σώματος. Συνήθως, οι διαφορετικές τεχνικές χρησιμοποιούνται για να υπολογίσουν και να μετρήσουν τα εσωτερικά πεδία σε κάθε μια από τις σειρές που περιγράφονται στον [πίνακα 1.1](#). Αυτά τα τεχνικά και χαρακτηριστικά αποτελέσματα περιγράφονται στα επόμενα κεφάλαια. Σε όλες τις περιπτώσεις, η σχέση μεταξύ των συναφών πεδίων και των εσωτερικών πεδίων είναι πολύ περίπλοκη.

Γενικά, η διείσδυση των συναφών πεδίων στους βιολογικούς οργανισμούς μειώνεται καθώς η συχνότητα αυξάνεται. Αυτή η επίδραση εμφανίζεται στη γραφική παράσταση στο [σχήμα 1.40](#), το οποίο εμφανίζει βάθος δερμάτος



ΣΧΗΜΑ 1.40

Βάθος δερμάτος ως λειτουργία της συχνότητας για ένα γεγονός επίπεδου κύματος σε ένα διηλεκτρικό ημιδιάστημα που έχει επιτρεπτότητα και μια αγωγιμότητα ίσες με τα δύο τρίτα αυτού του ιστού μυών. Το βάθος δερμάτος είναι η απόσταση στην οποία το κύμα έχει μειωθεί  $1/e$  (περίπου  $1/3$ ) της αρχικής τιμής του λόγω τη μείωσης (απώλεια) στον ιστό. Οι ιστοί με την υψηλότερη περιεκτικότητα σε νερό (π.χ., μυς, εγκέφαλος) είναι πίο αγωγιμοί και επομένως έχουν τα μικρότερα βάθη δερμάτος (τα πεδία δεν διαπερνούν όσον αφορά σε αυτούς τους ιστούς). Οι ιστοί με τη χαμηλότερη περιεκτικότητα σε νερό (π.χ., λίπος, κόκκαλο) είναι λιγότερο αγωγιμοί και έχουν τα μεγαλύτερα βάθη δερμάτος. Το χαμήλωμα της συχνότητας αυξάνει πάντα το βάθος δερμάτος (και ως εκ τούτου πόσο μακριά το κύμα θα διαδωθεί στο σώμα).

Σε συνάρτηση της συχνότητας για ένα γεγονός επίπεδου κύματος σε ένα διηλεκτρικό ημιδιάστημα που έχει επιτρεπτότητα και μια αγωγιμότητα ίσες με τα δύο τρίτα αυτού του ιστού μυών. Από το διηλεκτρικό ημιδιάστημα, σημαίνουμε ότι το μισό από όλο το διάστημα είναι γεμάτο με το ένα διηλεκτρικό, και το άλλο μισό είναι γεμάτο με ένα άλλο διηλεκτρικό (συχνά ελεύθερο διάστημα), με μια επίπεδη διεπαφή μεταξύ των δύο. Τα δύο τρίτα της επιτρεπτότητας και της αγωγιμότητας του μυός χρησιμοποιήθηκαν, επειδή αυτός είναι περίπου ο μέσος όρος όλων των ιστών σε ένα συνηθισμένο άνθρωπο. Το βάθος δερμάτος ορίζεται ως το βάθος στο οποίο τα πεδία EM έχουν μειωθεί  $1/e$  (δηλ., 0.37) της τιμής τους στην επιφάνεια του σώματος (δείτε τις παραγράφους 1.14 και τις 3.4.1). Ενώ η γραφική παράσταση είναι για ένα διηλεκτρικό ημιδιάστημα, μια παρόμοια επίδραση εμφανίζεται στους ανθρώπους και σε άλλα ζώα. Δεδομένου ότι η συχνότητα αυξάνεται, η διείσδυση γίνεται γενικά όλο και λιγότερο. Στις οπτικές συχνότητες, η διείσδυση είναι πολύ μικρή, και ο,τιδήποτε αποτελέσματα τα πεδία EM έχουν στο σώμα είναι πρώτιστα αποτελέσματα επιφάνειας. Ακόμη και στις συχνότητες μικροκυμάτων, η διείσδυση είναι σχετικά ρηχή (μερικά εκατοστόμετρα).

### **ΠΩΣ ΤΑ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΠΕΔΙΑ ΕΧΟΥΝ ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ ΣΤΟ ΣΩΜΑ**

Ο βιοηλεκτρομαγνητισμός είναι η μελέτη για το πώς τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία έχουν επιπτώσεις στο σώμα. Αυτό περιλαμβάνει τις θεραπευτικές εφαρμογές καθώς επίσης και τα φυσικά αποτελέσματα και τις ανησυχίες ασφάλειας. Σαφώς, μερικές βιολογικές επιπτώσεις που παρατηρήθηκαν και χρησιμοποιούνται, που σημαίνει ότι πρέπει να υπάρξουν βιολογικοί μηχανισμοί με τους οποίους τα πεδία έχουν επιπτώσεις στο σώμα. Κατά τρόπο ενδιαφέροντα, ακόμα και μετά από δεκαετίες εκτενούς έρευνας, μερικοί μηχανισμοί ποσολογούνται καλά και γίνονται κατανοητοί, αλλά άλλοι παραμένουν αόριστοι και αμφισβητήσιμοι. Επτά βασικά αποτελέσματα γίνονται κατανοητά καλά και περιγράφονται παρακάτω.

#### **Οπτικές Φωτοψίες (ηλεκτρικοί φακοί) (0,05 ηλεκτρικό πεδίο V/m)**

Μια από τις πιο ευαίσθητες αντιδράσεις στα ηλεκτρομαγνητικά πεδία είναι η υποκίνηση των προφανών ηλεκτρικών φακών, ή *φωτοψιών*, στο μάτι. Αυτοί προκαλούνται από μια αλλαγή των συναπτικών δυνατοτήτων στους δέκτες ή τους νευρώνες του αμφιβληστροειδή. Αρχικά θεωρείται ότι τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία προκάλεσαν την άμεση υποκίνηση του οπτικού φλοιού, αλλά αυτή η θεωρία έχει αντικατασταθεί από τότε από το συναπτικό πιθανό μοντέλο. Η εμφάνιση των τυχαίων ηλεκτρικών φακών προέρχεται από τα αμφιβληστροειδικά κύτταρα, τα οποία υποκινούνται για να παραγάγουν τις μετασυναπτικές δυνατότητες ενέργειας. Τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία μπορούν να αλλάξουν την προσυναπτική στήριξη δυνατότητας του κυττάρου, και αυτή η δυνατότητα μπορεί να ενισχυθεί πολύ στη προσυναπτική μεμβράνη του κυττάρου. Η πιο ευαίσθητη συχνότητα για τις οπτικές φωτοψίες είναι 20 MHz. Σε αυτήν την συχνότητα ένα ηλεκτρικό πεδίο 50 mV/m στον αμφιβληστροειδή είναι σε θέση να παράγει οπτικά αποτελέσματα. Αυτό είναι τουλάχιστον δύο μεγέθη χαμηλότερα από ότι απαιτείται για άλλες ευαίσθησιες υποκίνησης νεύρων.

#### **Απομακρυσμένη υποκίνηση νεύρων (Αίσθηση) (ηλεκτρικό πεδίο 6 V/m)**

Η διέγερση νεύρων μπορεί να προκληθεί από τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία αρχίζοντας την αποπόλωση της νευρικής μεμβράνης. Αυτό ενεργοποιεί τα περιορισμένης-τάσης ιονικά κανάλια, τα οποία παράγουν μια δυνατότητα ενέργειας διάδοσης κάτω από το μήκος του νευρώνα, και έτσι μια αίσθηση. (συνεχίζεται στην επόμενη σελίδα)

Η διέγερση νευρών εμφανίζεται όταν αποπολώνεται η μεμβράνη από περίπου 15 έως 20 mV και εξαρτάται από την ισχύ του εφαρμοσμένου πεδίου, την πόλωσή της σε σχέση με τον επιμήκη άξονα του νευρώνα, και το χρονικό διάστημα που η διέγερση είναι σε θέση. Τα πιο ευαίσθητα όρια παρατηρήθηκαν είναι για τα μεγαλύτερα εμύελων νεύρα (περίπου 20  $\mu\text{m}$  στη διάμετρο), με έναν μονοφασικό σφυγμό ηλεκτρικού πεδίου 6 V/m που είναι ενεργός για 100 έως 200  $\mu\text{s}$  και επαναλαμβάνεται κάθε 2ms.

### **Άμεση διέγερση των μυϊκών κυττάρων (ηλεκτρικό πεδίο 6 έως 12 V/m)**

Τα μυϊκά κύτταρα διεγείρονται ποιο εύκολα με την τόνωση των κινητών νευρώνων μέσω του μηχανισμού που συζητήθηκε παραπάνω. Μπορούν επίσης να υποκινηθούν άμεσα από τα πεδία που είναι περίπου δέκα φορές μεγαλύτερα από εκείνα για την διέγερση των νευρών. Ένας μονοφασικός σφυγμός ηλεκτρικών πεδίων 6 V/m πρέπει να είναι παρών για περίπου 1 έως 10 ms για το σκελετικό μυ. Ένα πεδίο 12 V/m απαιτείται για την υποκίνηση του καρδιακού μυός.

### **Ηλεκτρομετασχηματισμός**

Ηλεκτρομετασχηματισμός, όπου πόροι προϊόντων ηλεκτρικών πεδίων σε μια μεμβράνη κυττάρων (που συζητείται στην παράγραφο 1.1), εμφανίζεται όταν τοποθετείται ένα πολύ ισχυρό μαγνητικό (και σχετικά ηλεκτρικό) πεδίο πέρα από μια κυψελοειδή μεμβράνη. Ένα 50 V/cm παλλόμενο ηλεκτρικό πεδίο με μια "διάρκεια" μεγαλύτερη από 0,1 ms έχει αποδειχθεί ότι παράγει αντιστρέψιμο ηλεκτρομετασχηματισμό (οι πόροι κλείνουν επάνω όταν αφαιρείται το πεδίο), και ένα πεδίο περίπου 200 V/cm παράγει τον αμετάκλητο ηλεκτρομετασχηματισμό (οι πόροι δεν κλείνουν επάνω με το πεδίο αφαιρούμενο). Όταν η δυνατότητα μεμβρανών αυξάνεται σε περίπου 800 έως 1.000 mV, οι μεμονωμένοι πόροι μπορούν να γίνουν διευρυμένοι και να επιτρέψουν στο υγρό (συνήθως φάρμακα) να ρέει. Το προκληθέν ηλεκτρικό πεδίο που απαιτείται για να παραγάγει αυτές τις δυνατότητες μεμβρανών εξαρτάται από τις ειδικές ρυθμίσεις - εάν το πεδίο προκαλείται εξωτερικός στο σώμα, σε ένα μεμονωμένο κύτταρο, σε μια ολόκληρη ομάδα κυττάρων, και ούτω καθ'εξής. Ο ηλεκτρομετασχηματισμός έχει παρατηρηθεί σε πεδία με ένταση τόσο χαμηλή όπως 50 έως 300 V/cm.

### **Θερμικές επιδράσεις (θέρμανση)**

Πιθανώς η καλύτερη κατανόηση των ηλεκτρομαγνητικών αλληλεπιδράσεων είναι θερμικές αλληλεπιδράσεις με το σώμα. Αυτές μπορούν να είναι θεραπευτικές (όπως στην περίπτωση της θεραπείας θερμότητας για τους μυϊκούς πόνους και υπερθερμίας για τη θεραπεία του καρκίνου). Η θέρμανση ιστού προκαλείται από την απόθεση της δύναμης από την ιοντική αγωγιμότητα του ιστού καθώς επίσης και οι απώλειες που συνδέθηκαν με την κίνηση των μορίων που προκαλείται από τη μεταβολή του χρόνου του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου. Η απόθεση δύναμης μετρείται από τον ειδικό ρυθμό απορρόφησης (SAR), που περιγράφεται στην παράγραφο 1.14. Μια τιμή SAR 1 W/kg θα απαιτήσει 1,1 ώρες της συνεχούς έκθεσης για να επιτύχει μια αύξηση 1°C στη θερμοκρασία. Χαρακτηριστικά αυτό απαιτεί ένα εσωτερικό μέγεθος ηλεκτρικών πεδίων 45 V/m σε μια συχνότητα 1 kHz, 35 V/m σε 100 MHz, και 27 V/m σε 1 GHz. Οι μικρές κλίσεις της θερμοκρασίας μέσα στο σώμα μπορούν επίσης να παραγάγουν την αίσθηση, ακόμη και πόνο, όπως εκείνοι που συνδέονται με υπερθερμία στη διεπαφή οστού-μυών (δείτε την παράγραφο 6.3).

### **Ηχητικά αποτελέσματα (ηλεκτρικό πεδίο 300 V/m)**

Όταν ένα κεφάλι ενός ατόμου εκτίθεται στα παλλόμενα ή πολύ υψηλής συχνότητας ηλεκτρομαγνητικά πεδία που παράγουν ένα SAR 100 W/kg ή υψηλότερο, ενδέχεται να εμφανίσουν ανεπιθύμητες ακουστικές. Σε 2,45 GHz, η μόνη συχνότητα όπου έχει επιδράσεις στην ακοή που έχει μελετηθεί εκτενώς,

απαιτεί ένα ηλεκτρικό πεδίο μεγαλύτερο από 300 V/m στο κεφάλι. Αυτό παράγει μια μικρή, παροδική θερμική αντίδραση που ακολουθεί το παλμό, ο οποίος παράγει στη συνέχεια ένα θερμοελαστικό κύμα στο κρανίο που μπορεί να γίνει αντιληπτό από τον κανονικό μηχανικό ακουστικό μηχανισμό του αυτιού.

### **Αποτελέσματα μαγνητοϋδροδυναμικής (Γεύση και Ίλιγγος)**

Πολύ υψηλά μαγνητικά πεδία (επάνω από 1.5 T) μπορούν να προκαλέσουν μια δύναμη στην ροή ιόντων (συνήθως στο αίμα) στο σώμα. Αυτή η επίδραση είναι η πιο διαδεδομένη όταν τα ιόντα είναι ρέουν κάθετα προς το μαγνητικό πεδίο. Οι προκληθείσες δυνάμεις μπορούν να προκαλέσουν τις περίεργες αισθήσεις γεύσης και ίλιγγου. Αυτή η επίδραση εμφανίζεται επίσης όταν κινείτε το κεφάλι σας γρήγορα σε ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο όπως το παρόν σε ένα όργανο MRI. Επιπλέον, τα μεταστρεφόμενα μαγνητικά πεδία μπορούν να προκαλέσουν την αντίσταση σε διεξαγωγή υγρού (πάλι, όπως το αίμα). Αυτή η επίδραση είναι αρκετά μικρή αλλά μετρήσιμη. Για ένα χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο 5T/s, η πίεση μέσα στο ανθρώπινο αγγειακό σύστημα θα αλλάξει κατά λιγότερο από 1% . Πολυάριθμοι άλλοι πιθανοί μηχανισμοί για τα βιοηλεκτρομαγνητικά αποτελέσματα έχουν προταθεί αλλά ακόμα πλήρως δεν γίνονται κατανοητά. Αυτοί περιγράφονται στο [κεφάλαιο 6](#).

## **Κεφάλαιο 2**

# **EM Συμπεριφορά Όταν το Μήκος Κύματος Είναι Μεγάλο Έναντι στο Μέγεθος Αντικειμένου**

### **2.1 Εισαγωγή**

Στο [κεφάλαιο 1](#) εξηγήσαμε ότι τα χαρακτηριστικά των πεδίων EM και των αλληλεπιδράσεών τους με τα αντικείμενα μεταβάλλονται εντυπωσιακά με την αναλογία του μήκους κύματος των πεδίων EM στο μέγεθος αντικειμένου. Ο σκοπός αυτού του κεφαλαίου είναι να περιγραφεί λεπτομερώς η συμπεριφορά των πεδίων EM και της αλληλεπίδρασής τους με τα αντικείμενα όταν το μήκος κύματος είναι μεγάλο έναντι στο μέγεθος του αντικειμένου. Όπως υποδεικνύεται

από το σχήμα 1.31, το μήκος κύματος στο ελεύθερο διάστημα είναι 300 μ όταν η συχνότητα είναι 1 MHz.

Συνεπώς, για τα αντικείμενα για το μέγεθος των ανθρώπων, το μήκος κύματος θα είναι μεγάλο σε σύγκριση με το μέγεθος αντικειμένου στις συχνότητες κάτω από 1 MHz. (Σημείωση από την εξίσωση 1,15 που το μήκος κύματος μεταβάλλεται αντιστρόφως ως συχνότητα.) Κατά συνέπεια, η συζήτηση σε αυτό το κεφάλαιο αναφέρεται συνήθως στη χαμηλής συχνότητας περιοχή του φάσματος, συμπεριλαμβανομένων των συνήθως χρησιμοποιημένων συχνοτήτων ηλεκτροφόρων καλωδίων 50 και 60 Hz, και τι αναφέρεται ως ζώνη εξαιρετικά-χαμηλής-συχνότητας (ELF). Η ζώνη ELF υποδεικνύεται ως ζώνη των συχνοτήτων από 30 έως 300 Hz.

Πολλά φυσικά εμφανιζόμενα ηλεκτρικά και μαγνητικά αποτελέσματα βλέπουμε σε αυτήν την χαμηλής συχνότητας σειρά. Η αστραπή και άλλες στατικές απαλλαγές είναι παραδείγματα της χωρητικής απαλλαγής που είναι ικανά στα μεγάλα ποσά πηγής πολύ ρεύματος σε μια πολύ μικρή περιοχή και σε μικρό χρόνο, κατά συνέπεια κάνοντας ενδεχομένως τη σημαντική ζημία ή επιβάλλοντας τον πόνο σε εκείνη την μικρή περιοχή. Αυτή η ίδια επίδραση μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε μικρότερη κλίμακα, περισσότερο ελεγχόμενο τρόπο στον ηλεκτροφυσιολογία, που χρησιμοποιεί τα παλόμενα πεδία για να θεραπεύσει το κόκκαλο ή το μαλακό ιστό, να τονώσει τα χαλασμένα νεύρα ή τους μυς, και να μειώσει τον πόνο.

Το νευρικό σύστημα αποτελείται από ένα ογκώδες δίκτυο των νευροδιαβιβαστών και των δεκτών. Με τη διασύνδεση με αυτό το φυσικό ηλεκτρικό σύστημα που χρησιμοποιεί τα ηλεκτρόδια, κάποιο μπορεί να λάβει τα νευρικά σήματα για την ανάλυση ή να υποκινήσει τα νεύρα για να παραγάγει τη βιομηχανική λειτουργία. Η ηλεκτρομυογραφία, τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα, η καρδιακή απινίδωση ή η βηματοδότηση, και η άμεση υποκίνηση νεύρων είναι μερικές από τις εφαρμογές που βλέπουμε συνήθως σε αυτήν την ζώνη συχνότητας. Οι περισσότερες εφαρμογές στη χαμηλής συχνότητας ζώνη είναι για είτε την υποκίνηση είτε τη λήψη των νεύρων και των ιστών, μάλλον από την απεικόνιση. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι τα χαμηλής συχνότητας πεδία δεν μπορούν εύκολα να επικεντρώνονται στην παροχή καλών εικόνων. Μια εξαίρεση σε αυτό είναι απεικόνιση σύνθετης αντίστασης. Οι ιστοί υψηλής- και χαμηλής περιεκτικότητας σε νερό του σώματος έχουν πολύ διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες (δηλ., μονωτές σε αντιδιαστολή με τους αγωγούς), και αυτό χρησιμοποιείται για να παρέχει τις τοπικές εικόνες του σώματος. Μερικές απλές εμπορικές συσκευές όπως οι ηλεκτρικές κλίμακες που μετρούν το βάρος σας και υπολογίζουν το δείκτη σωματικής μάζας του σώματος σας χρησιμοποιούν αυτή την έννοια. Τέλος, δεδομένου ότι το πλέγμα δύναμης στηρίζεται στα χαμηλής συχνότητας (50 ή 60 Hz) πεδία, πολύ έρευνα έχει γίνει για να καθορίσει εάν αυτά τα πεδία, που είναι τώρα τόσο κυρίαρχα στο περιβάλλον μας, είναι ασφαλή ή επικίνδυνα σε μικρές

δόσεις. Αυτές οι εφαρμογές καλύπτονται σε αυτό το κεφάλαιο για να παρέχουν μια κατανόηση για το πώς η θεωρία των χαμηλής συχνότητας πεδίων είναι μεταφρασμένη σε εφαρμογή.

## 2.2 Χαμηλής συχνότητας προσεγγίσεις

Διάφορες χρήσιμες προσεγγίσεις μπορούν να γίνουν όταν το μήκος κύματος είναι μεγάλο έναντι στο μέγεθος του αντικειμένου. Αυτές οι προσεγγίσεις καλούνται συχνά χαμηλής συχνότητας προσεγγίσεις επειδή, όπως εξηγήθηκε νωρίτερα, η συχνότητα είναι χαρακτηριστικά χαμηλή όταν το μήκος κύματος είναι μεγάλο έναντι στο μέγεθος αντικειμένου.

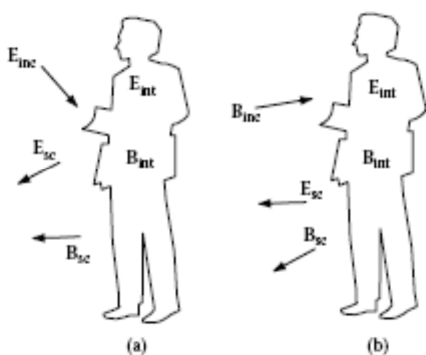
Μια σημαντική χαμηλής συχνότητας προσέγγιση είναι η θεωρία ηλεκτρικού-κυκλώματος, η οποία είναι μια προσέγγιση στις εξισώσεις του Maxwell ( Παράγραφοι 1.4 και 1.5). Η τάση και το ρεύμα είναι οι κύριες μεταβλητές στη θεωρία ηλεκτρικού-κυκλώματος, που αποτελείται από την τάση του Kirchhoff και τους νόμους του ρεύματος, μαζί με μερικές βοηθητικές σχέσεις. Ευτυχώς, η θεωρία ηλεκτρικού-κυκλώματος είναι πολύ απλούστερη από τη θεωρία πεδίων EM. Περιλαμβάνει χαρακτηριστικά δύο κλιμακωτές συναρτήσεις (μη διανυσματικές), τάση και ρεύμα, οι οποίες μεταβάλλονται με το χρόνο. EM η θεωρία πεδίου, αφ' ετέρου, συνήθως περιλαμβάνει τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία, και όποιες είναι διανυσματικές συναρτήσεις που μεταβάλλονται με τρεις μεταβλητές χώρου καθώς επίσης και με το χρόνο. Η ζωή θα ήταν δύσκολη πράγματι εάν έπρεπε για να λύσουμε τις εξισώσεις του Maxwell για κάθε κατάσταση για την οποία η θεωρία κυκλώματος χρησιμοποιείται συνήθως.

Η άλλη βασική χαμηλής συχνότητας προσέγγιση καλείται *ημιστατική θεωρία πεδίου EM*. Σε αυτήν την προσέγγιση, η χωρική παραλλαγή των χαμηλής συχνότητας πεδίων  $E$  και  $B$  προσεγγίζεται ως η ίδια με αυτό των στατικών (μη μεταβαλλόμενων με το χρόνο) πεδίων EM. Αυτό είναι μια πολύτιμη προσέγγιση επειδή οι εξισώσεις πεδίων EM είναι απλούστερες για τα στατικά πεδία από ότι είναι για τα χρονικώς μεταβαλλόμενα πεδία. Η ημιστατική θεωρία πεδίων EM χρησιμοποιείται όποτε οι πληροφορίες για το πεδίο  $E$  ή  $B$  πεδίων απαιτούνται στις χαμηλές συχνότητες. Παραδείγματος χάριν, χρησιμοποιείται για να υπολογίσει τα πρότυπα πεδίων  $E$  που παράγονται από τα υψηλής τάσεως ηλεκτροφόρα καλώδια. Αφ' ετέρου, η θεωρία ηλεκτρικού κυκλώματος χρησιμοποιείται όταν περιλαμβάνουν τα συστήματα τα συσσωρευμένα στοιχεία όπως τους αντιστάτες, τους πυκνωτές, τα πηνία, και τις κρυσταλλολυχνίες, οπότε σ'αυτή την περίπτωση η διανομή των πεδίων  $E$  και  $B$  δεν απαιτείται συνήθως.

Ένα παράδειγμα ενός ημιστατικού πεδίου  $E$  είναι αυτό που παράγεται από μια ημιτονοειδής χρονικά μεταβαλλόμενη χαμηλής συχνότητας πιθανής διαφοράς που εφαρμόζεται μεταξύ δύο παράλληλων μεταλλικών πλακών (ένας πυκνωτής). Αυτή η πιθανή διαφορά παράγει ένα πεδίο  $E$  μεταξύ των πλακών που είναι παρόμοιο με αυτό που παρουσιάζεται στο [σχήμα 1.3](#),

αλλά το σχέδιο συνολικά μεταβάλλεται ημιτονοειδής με το χρόνο. Δηλαδή το μέγεθος του διανύσματος που εμφανίζεται σε κάθε σημείο αλλάζει ημιτονοειδής με το χρόνο σε συγχρονισμό με όλα τα άλλα διανύσματα; εντούτοις, το σχετικό χωρικό πρότυπο παραμένει το ίδιο. Αυτή η ημιτονοειδής μεταβολή περιλαμβάνει τις αρνητικές τιμές (αναφερθείτε στην παράγραφο 1.9 και το σχήμα 1.24), το οποίο σημαίνει ότι τα διανύσματα αντιστρέφουν τις κατευθύνσεις περιοδικά. Στο παράδειγμα της διαμόρφωσης παράλληλων-πλακών, τα πεδία  $\mathbf{E}$  βρίσκονται από την ημιστατική προσέγγιση με την επίλυση των στατικών εξισώσεων πεδίων EM και έπειτα να αφήσουν το προκύπτον  $\mathbf{E}$  να μεταβάλλεται ημιτονοειδής με το χρόνο, ο οποίος είναι πολύ ευκολότερος από την άμεση επίλυση των χρονικά μεταβαλλόμενων εξισώσεων πεδίων EM.

Μια σημαντική συνέπεια της ημιστατικής θεωρίας πεδίων είναι ότι τα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{B}$  μπορούν να υπάρξουν ανεξάρτητα, ή θεωρούνται *αποσυνδεδεμένα*. Αυτό μπορεί να φανεί από τις εξισώσεις του Maxwell. Όπως υποδεικνύεται από τις εξισώσεις 1,3 και 1,4, το  $\mathbf{E}$  μπορεί να παραχθεί και από είτε ένα χρονικά-μεταβαλλόμενο  $\mathbf{B}$  είτε μια διανομή των φορτίων, είτε και τα δύο. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι ένα χρονικά-μεταβαλλόμενο  $\mathbf{B}$  δεν είναι απαραίτητο για να παραγάγει το  $\mathbf{E}$ , απλά φορτία. Στην πραγματικότητα, στη στατική περίπτωση,  $\partial B/\partial t$  είναι μηδέν και δεν θα συμβάλει στο  $\mathbf{E}$ . Στην ημιστατική περίπτωση,  $\partial B/\partial t$  είναι συχνά (αν και όχι πάντα) αρκετά μικρό να παραμεληθεί σε σύγκριση με τις συνεισφορές στο  $\mathbf{E}$  λόγω των φορτίων. Κατά συνέπεια, ένα ημιστατικό πεδίο  $\mathbf{E}$  μπορεί να παραχθεί από μια διανομή φορτίων ανεξάρτητα από οποιοδήποτε  $\mathbf{B}$ , όπως υποδεικνύεται περισσότερο



ΣΧΗΜΑ 2.1

Τα εσωτερικά και διεσπαρμένα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{B}$  λόγω (a) σε ένα συναφές  $\mathbf{E}$  μόνο και (b) ένα συναφές  $\mathbf{B}$  μόνο. Τα εσωτερικά και διεσπαρμένα πεδία δεν είναι γενικά τα ίδια σε (a) και (b).

συγκεκριμένα από την εξίσωση 1.4. Ομοίως, από τις εξισώσεις 1,5 και 1,6, βλέπουμε ότι όταν μπορεί το  $\partial E/\partial t$  να παραμεληθεί στην εξίσωση 1,5, ένα  $\mathbf{B}$  μπορεί να παραχθεί από ένα ρεύμα ανεξάρτητα από οποιοδήποτε  $\mathbf{E}$ . Αφ' ετέρου, στην υψηλής συχνότητας περίπτωση, όταν δεν



μπορούν να παραμεληθούν τα  $\partial B/\partial t$  και  $\partial E/\partial t$ , οι εξισώσεις 1,3 και 1,5 δείχνουν ότι το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{B}$  συνδέονται μαζί, και το ένα δεν μπορεί να υπάρξει χωρίς άλλο.

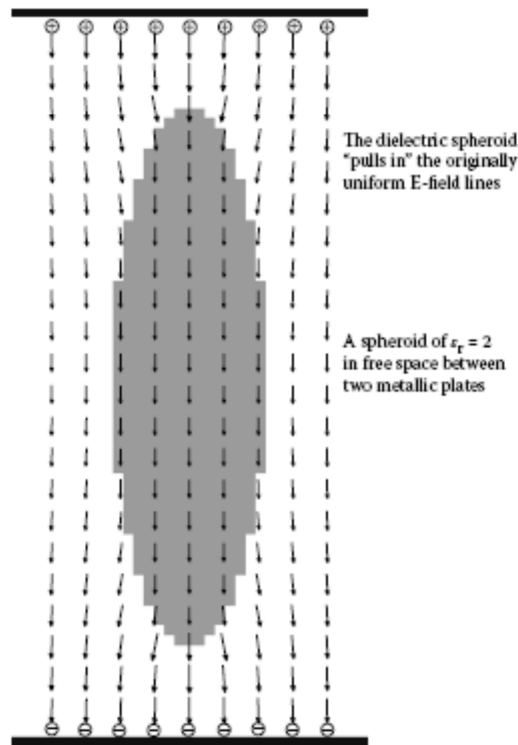
Συνεπεία της ημιστατικής προσέγγισης, όταν το μήκος κύματος είναι μεγάλο έναντι στο μέγεθος αντικειμένου, μπορούμε να περιγράψουμε την αλληλεπίδραση των πεδίων EM με τα αντικείμενα από την άποψη των δύο περιπτώσεων που περιγράφονται στο σχήμα 2.1. Μια τυπική κατάσταση αποτελείται από ένα σύνολο πηγών που παράγει τα γνωστά πεδία EM στα οποία ένα αντικείμενο τοποθετείται έπειτα. Μερικοί ορισμοί είναι χρήσιμοι: Τα περιστατικά  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{B}$  είναι τα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{B}$  που παράγονται από τις πηγές χωρίς την παρουσία του αντικείμενου. Το εσωτερικά  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{B}$  είναι τα πεδία που υπάρχουν μέσα στο αντικείμενο. Αποτελούνται από τα αρχικά συναφή πεδία που τροποποιούνται από την παρουσία του αντικείμενου. Τα εξωτερικά πεδία είναι τα πεδία έξω από το αντικείμενο. Αποτελούνται από το αρχικά συναφή  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{B}$  συν τα διεσπαρμένα  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{B}$ , τα οποία είναι τα πεδία που παράγονται από την παρουσία του αντικείμενου στα συναφή πεδία. Μερικές φορές τα εσωτερικά πεδία είναι πρωτεύοντος ενδιαφέροντος, και μερικές φορές τα διεσπαρμένα πεδία είναι πρωτεύοντος ενδιαφέροντος. Στις χαμηλές συχνότητες, τα εσωτερικά πεδία είναι συνήθως πιο ενδιαφέρον.

Επειδή το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{B}$  αποσυνδέονται στις χαμηλές συχνότητες, τα εσωτερικά πεδία μπορούν να βρεθούν με την εύρεση του εσωτερικών  $\mathbf{E}$  και του  $\mathbf{B}$  λόγω του συναφές  $\mathbf{E}$  μόνο, και έπειτα την εύρεση του εσωτερικών  $\mathbf{E}$  και του  $\mathbf{B}$  λόγω του συναφές  $\mathbf{B}$  μόνο, όπως διευκρινίζονται στο σχήμα 2.1. Το συνολικό εσωτερικό  $\mathbf{E}$  είναι το διανυσματικό ποσό του εσωτερικού  $\mathbf{E}$  στο (α) και του εσωτερικού  $\mathbf{E}$  στο (β). Μια παρόμοια διαδικασία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να βρεί το εσωτερικό  $\mathbf{E}$  και το διεσπαρμένο  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{B}$ . Τα τυπικά παραδείγματα κάθε είδους εσωτερικού πεδίου δίνονται στα επόμενα τμήματα.

## 2.3 Πεδία που προκαλούνται στα αντικείμενα από τα συναφή πεδία $\mathbf{E}$ στο ελεύθερο διάστημα

Το σχήμα 2.2 εμφανίζει υπολογισμένο εσωτερικό  $\mathbf{E}$  σε ένα τμήμα ενός απλού δισδιάστατου μοντέλου ενός διηλεκτρικού ωσηδούς σφαιροειδούς που τοποθετείται στο ομοιόμορφο  $\mathbf{E}$  (παρόμοιο με αυτό που παρουσιάζεται στο σχήμα 1.3) που υπήρχε μεταξύ δύο μεταλλικών πλακών πριν από το παρεμβλημένο αντικείμενο. (Το ωσηδές σφαιροειδές A έχει τη μορφή ενός αυγού.) Όταν το διάστημα μεταξύ των πλακών είναι πολύ μεγάλο έναντι στο μήκος του σώματος, αυτή η διαμόρφωση παράγει περίπου το ίδιο πρότυπο πεδίων που εμφανίζεται όταν τοποθετείται το σώμα σε ένα ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{E}$  στο ελεύθερο διάστημα. Σε αυτόν τον αριθμητικό υπολογισμό (μια πεπερασμένης-διαφοράς λύση πεδίου συχνότητας των εξισώσεων του Maxwell), εμείς δεν κατέστησαμε το διάστημα μεταξύ των πλακών μεγαλύτερο επειδή

αυτός απαιτεί περισσότερη μνήμη υπολογιστών, αλλά τα χαρακτηριστικά των προτύπων πεδίων είναι περίπου τα ίδια με εκείνους για ένα ωσηδές σφαιροειδές που τοποθετείται σε ένα ομοιόμορφο  $\mathbf{E}$  στο ελεύθερο διάστημα.

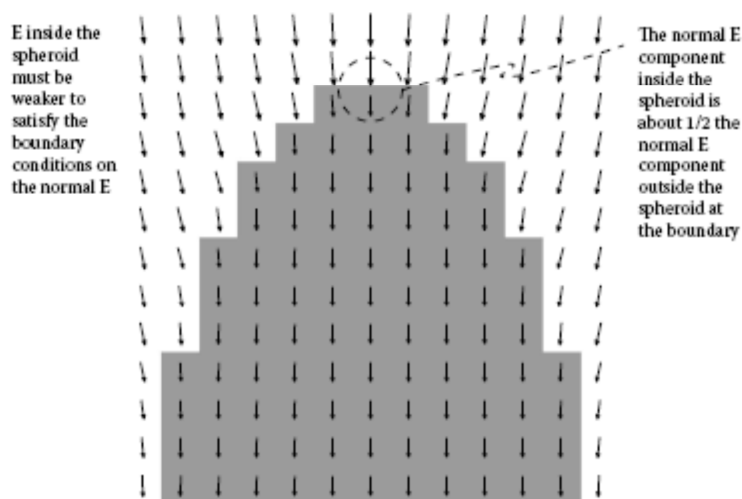


ΣΧΗΜΑ 2.2

Υπολογισμένα πεδία  $\mathbf{E}$  σε ένα δισδιάστατο μοντέλο ενός ωσηδούς σφαιροειδούς μεταξύ δύο μεταλλικών πλακών, που προσεγγίζει ένα σφαιροειδές που τοποθετείται σε ένα ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{E}$ . Τα πεδία  $\mathbf{E}$  υπολογίστηκαν σε ένα λεπτότερο πλέγμα αλλά παρουσιάστηκαν σε ένα πιο χονδροειδές πλέγμα για να εμφανίσουν πιο σαφώς γενικό πρότυπο πεδίων. (Τα πεδία στο λεπτότερο πλέγμα εμφανίζονται στο [σχήμα 2.3](#).) Το ηλεκτρικό πεδίο τείνει να τραβεί μέσα προς το σφαιροειδές, όπου η κανονική συνιστώσα του μειώνεται στο όριο. Αυτός ο τύπος μοντέλου δείχνει κατά προσέγγιση τι θα συνέβαινε σε έναν άνθρωπο με το ηλεκτρικό πεδίο που προσανατολίζεται από το κεφάλι στο δάχτυλο.

Στο [σχήμα 2.2](#), σχετική επιτρεπτότητα (δείτε την [παράγραφο 1.6](#)) του ωσηδούς σφαιροειδούς είναι  $\epsilon_r = 2$ , το οποίο είναι μια συγκριτικά μικρή τιμή, δεδομένου ότι σχετική επιτρεπτότητα του ελεύθερου διαστήματος είναι 1. Χρησιμοποιήσαμε αυτήν την συγκριτικά

μικρή τιμή σχετικής επιτρεπτότητας για επεξηγηματικούς λόγους, επειδή οι μεγαλύτερες τιμές καθιστούν τα εσωτερικά πεδία πάρα πολύ μικρά για να δουν. Η παρουσία του διηλεκτρικού αντικειμένου διαταράσσει το αρχικά ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{E}$  με έναν τρόπο που μπορεί να θεωρηθεί ως διηλεκτρικό τράβηγμα στα διανύσματα πεδίων  $\mathbf{E}$ . Στα ομαλά ωσηδές σφαιροειδή, το μέγεθος του εσωτερικού πεδίου  $\mathbf{E}$  είναι ομοιόμορφο στο διάστημα, αλλά σε αυτό το μοντέλο, στο οποίο το εξωτερικό όριο κλιμακας-επιτυγχάνεται (μια συνέπεια της αριθμητικής μεθόδου υπολογισμού), το  $\mathbf{E}$  είναι μόνο κατά προσέγγιση ομοιόμορφο λόγω της κλίμακας αναβάθμισης. Τα διανύσματα  $\mathbf{E}$  στο σχήμα 2.2 υπολογίστηκαν σε ένα λεπτότερο πλέγμα, αλλά παρουσιάστηκαν σε ένα πιο χονδροειδές πλέγμα για να εμφανίσουν πιο σαφώς γενικό πρότυπο πεδίου.



ΣΧΗΜΑ 2.3

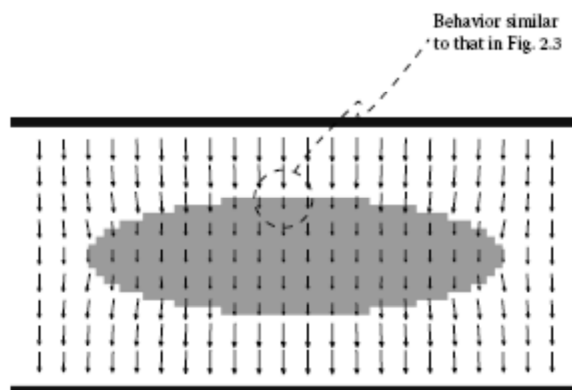
Το πρότυπο πεδίου γύρω από το πάνω μέρος του σφαιροειδούς στο σχήμα 2.2 όπως υπολογίζεται στο λεπτότερο πλέγμα. Από αυτήν την εικόνα, είναι σαφέστερο ότι οι κανονικές συνιστώσες του πεδίου μειώνονται στο όριο, αλλά οι εφαπτόμενες συνιστώσες παραμένουν οι ίδιες.

Το σχήμα 2.3 εμφανίζει διευρυμένη όψη του προτύπου πεδίου γύρω από το πάνω μέρος του σφαιροειδούς όπως υπολογίζεται στο λεπτότερο πλέγμα. Σημειώστε ότι το πεδίο  $\mathbf{E}$  είναι πιο αδύνατο στο εσωτερικό του αντικειμένου από έξω. Για τα ημιστατικά πεδία  $\mathbf{E}$ , το πεδίο  $\mathbf{E}$  είναι ουσιαστικά πάντα πιο αδύνατο στα υλικά με υψηλότερη επιτρεπτότητα. Η ηλεκτρική πυκνότητα  $\mathbf{D}$  ροής, αφ' ετέρου, ελέγχεται μόνο από την πηγή του πεδίου (η διανομή των φορτίων στις μεταλλικές πλάκες σε έναν πυκνωτή, παραδείγματος χάριν). Για τα μοντέλα που εμφανίζονται εδώ, το  $\mathbf{D}$  είναι ομοιόμορφο. Αυτό σημαίνει ότι οι πηγές (διανομή φορτίων) είναι ομοιόμορφες, δημιουργώντας κατά συνέπεια ένα ομοιόμορφο σύνολο γραμμών ροής  $\mathbf{D}$ . Η επίδραση που αυτές

οι γραμμές ροής έχουν σε μια περιοχή σε ένα φορτίο (δηλ., η δύναμη στο φορτίο) μετριέται από το  $\mathbf{E}$ . Το διηλεκτρικό υλικό εισάγει τα ηλεκτρικά δίπολα που περιστρέφονται σε μια κατεύθυνση για να ακυρώσουν μερικώς το συναφές πεδίο  $\mathbf{E}$ , και ως εκ τούτου μειώνουν τη δύναμη που (και  $\mathbf{E}$ ) ένα φορτίο θα δοκίμαζε.

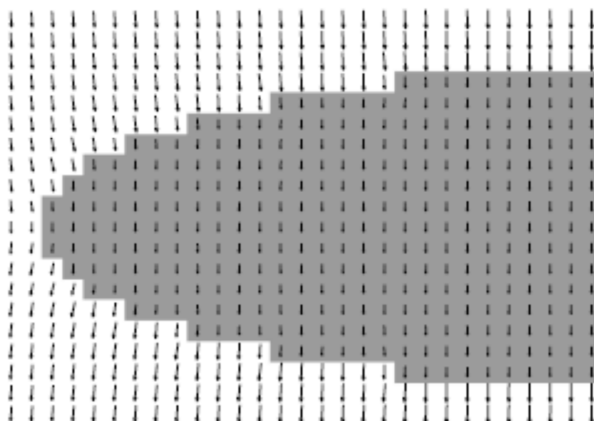
Το γεγονός ότι το  $\mathbf{E}$  είναι πιά αδύνατο μέσα στο διηλεκτρικό απ'ό,τι στον περιβάλλοντα αέρα μπορεί να περιγραφεί από μαθηματική άποψη από την άποψη των οριακών συνθηκών. Όπως εξηγείται σχετικά με την εξίσωση 1,17 και το [σχήμα 1.32](#), οι οριακές συνθήκες στο  $\mathbf{E}$  απαιτούν ότι η κανονική συνιστώσα του  $\mathbf{E}$  πρέπει να είναι ασυνεχές στο όριο μεταξύ δύο διηλεκτρικών από την αναλογία επιτρεπτοτήτων. Σε αυτήν την περίπτωση, εάν  $\epsilon_1$  είναι η επιτρεπτότητα του αέρα και  $\epsilon_2$  είναι η επιτρεπτότητα του σφαιροειδούς, έπειτα η εξίσωση 1,17 απαιτεί το  $E_{n2} = (\epsilon_1/\epsilon_2)E_{n1} = (1/2)E_{n1}$  στο όριο. Από το [σχήμα 2.3](#), μπορείτε να δείτε αυτού στην κορυφή του σφαιροειδούς, τα πεδία  $\mathbf{E}$  είναι κατά προσέγγιση κανονικά στο όριο, και ότι η κανονική συνιστώσα στο διηλεκτρικό είναι μισή της κανονικής συνιστώσας στον αέρα. Αυτά τα πεδία δεν είναι τα πεδία δεξιά στο όριο, αλλά είναι αρκετά στενά στο όριο ότι ικανοποιούν περίπου τη σχέση που απαιτείται από τις οριακές συνθήκες.

Τα [σχήματα 2.4](#) και [2.5](#) εμφανίζουν πρότυπα πεδίων  $\mathbf{E}$  για ένα ωσηδές σφαιροειδές με μακρύ κάθετο άξονά του στο αρχικά ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{E}$  στο οποίο τοποθετείται, κυρίως στραμμένο κατά  $90^\circ$  όσον αφορά τον προσανατολισμό του [σχήματος 2.2](#). Η συμπεριφορά είναι παρόμοια, με τα πεδία  $\mathbf{E}$  πιά αδύνατα στο διηλεκτρικό απ'ό,τι στον περιβάλλοντα αέρα επάνω από και κάτω από το αντικείμενο.



ΣΧΗΜΑ 2.4

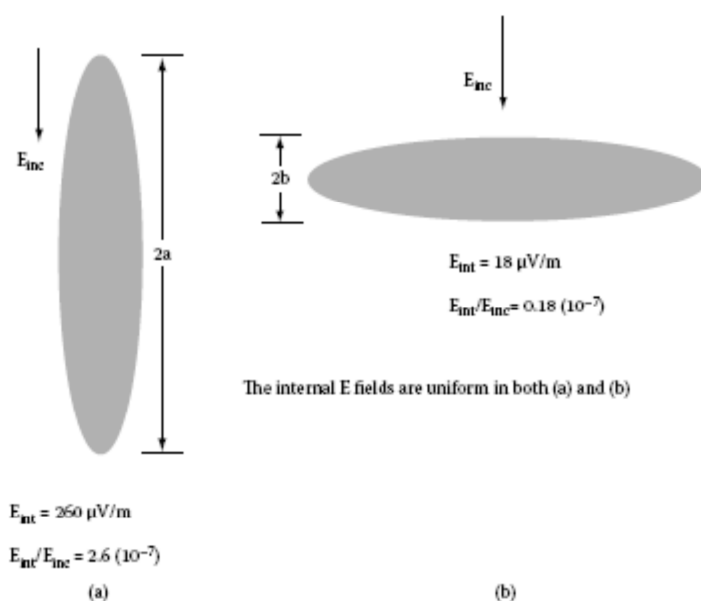
Υπολογισμένα πεδία  $\mathbf{E}$  σε ένα μοντέλο παρόμοιο με αυτό που χρησιμοποιείται στο [σχήμα 2.2](#), αλλά με το μακρύ άξονα της καθέτου σφαιροειδών στο αρχικά ομοιόμορφο  $\mathbf{E}$  στο οποίο τοποθετήθηκε. Αυτός ο τύπος μοντέλου δείχνει κατά προσέγγιση τι θα συνέβαινε σε έναν άνθρωπο με το ηλεκτρικό πεδίο που προσανατολίζεται από τον ώμο στον ώμο. Τα πεδία εμφανίζονται λεπτομερέστερα στο [σχήμα 2.5](#).



ΣΧΗΜΑ 2.5

Το πρότυπο πεδίων κοντά στο αριστερό μισό του σφαιροειδούς στο σχήμα 2.4 όπως υπολογίζεται στο λεπτότερο πλέγμα.

Εάν η επιτρεπτότητα του διηλεκτρικού αυξανόταν σε μια πολύ μεγαλύτερη τιμή, οι οριακές συνθήκες θα απαιτούσαν το κανονικό  $E$  στο διηλεκτρικό του ορίου για να είναι πολύ μικρότερο από το κανονικό  $E$  στον αέρα του ορίου. Αυτό εξηγεί το ακόλουθο σημαντικό χαρακτηριστικό των πεδίων  $E$  σε αυτήν την χαμηλής συχνότητας περιοχή του φάσματος: τα πεδία  $E$  μέσα στα διηλεκτρικά αντικείμενα με σχετικά υψηλές επιτρεπτότητες είναι συνήθως πολύ μικρότερα από τα πεδία  $E$  στον περιβάλλοντα αέρα. Αυτή η συμπεριφορά θα διευκρινιστεί και θα εξηγηθεί πιο πλήρως στα επόμενα τμήματα.



ΣΧΗΜΑ 2.6

Σύγκριση των εσωτερικών πεδίων σε δύο σφαιροειδή, (a) με το συναφές  $\mathbf{E}$  παράλληλο στο μακρύ άξονα του σφαιροειδούς, και (b) με τη συναφή κάθετο  $\mathbf{E}$  στο μακρύ άξονα του σφαιροειδούς. Και στις δύο περιπτώσεις το γεγονός  $\mathbf{E}$  είναι 1 kV/m, η αγωγιμότητα είναι 0,067 S/m, η συχνότητα είναι 60 Hz,  $a = 0,875$  m, και  $b = 0,138$  m. Τα εσωτερικά πεδία  $\mathbf{E}$  υπολογίστηκαν σε τρεις διαστάσεις χρησιμοποιώντας μια προσέγγιση μακρύ-μήκους κύματος στις εξισώσεις του Maxwell. Τα στοιχεία για τα διαγώνια τμήματα των παρόμοιων δισδιάστατων μοντέλων εμφανίζονται στα [σχήματα 2.2](#) έως [2.5](#).

Οι τρισδιάστατες ημιστατικές λύσεις των εξισώσεων του Maxwell στις σφαιροειδείς συντεταγμένες για ένα ωσηδές σφαιροειδές μοντέλο δίνουν τα πιο συγκεκριμένα αποτελέσματα για τα εσωτερικά πεδία στα σφαιροειδή αντικείμενα, όπως διευκρινίζονται στο [σχήμα 2.6](#), σε αυτήν την περίπτωση για τα αντικείμενα με ρεαλιστικότερα σχετικές επιτρεπτότητες κοντά σε εκείνες των ιστών. Και στις δύο περιπτώσεις που εμφανίζονται, τα εσωτερικά πεδία είναι έξι ή επτά μεγέθη μικρότερα από το συναφές πεδίο στο οποίο τα αντικείμενα τοποθετήθηκαν. Αυτό αποδίδεται στην υψηλή επιτρεπτότητα και την αγωγιμότητα των αντικειμένων, τα οποία είναι κατά προσέγγιση μέσοι όροι όλων των ιστών στο ανθρώπινο σώμα. Αν και σχετική επιτρεπτότητα είναι της τάξης των  $10^6$ , σε αυτήν την χαμηλή συχνότητα η αγωγιμότητα κυριαρχεί πιθανώς τον καθορισμό των εσωτερικών πεδίων.

Η αναλογία του εσωτερικού έως συναφούς πεδίου  $\mathbf{E}$  για την περίπτωση που εμφανίζεται στο (a) είναι σχεδόν δεκαπέντε φορές μεγαλύτερη από αυτή για την περίπτωση που εμφανίζεται στο (b) ακόμα κι αν το αντικείμενο είναι το ίδιο σε κάθε περίπτωση. Αυτή η διαφορά μπορεί να εξηγηθεί από την άποψη των οριακών συνθηκών. Το συναφές πεδίο στο (b) είναι συνήθως κανονικό στη διεπαφή διηλεκτρικού-αέρα πέρα από ένα πολύ μεγαλύτερο τμήμα της επιφάνειας του σώματος από ότι είναι στο (a). Επειδή η οριακή συνθήκη όπως δηλώνεται στην εξίσωση 1,17 απαιτεί το εσωτερικό κανονικό πεδίο να είναι μικρότερο από το εξωτερικό κανονικό πεδίο από την αναλογία επιτρεπτοτήτων, το εσωτερικό πεδίο είναι μικρότερο στο (b) επειδή η οριακή συνθήκη το αναγκάζει να είναι εκείνο σε ένα μεγαλύτερο τμήμα της επιφάνειας στο όριο.

## 2.4 Πρότυπα πεδίων $\mathbf{E}$ για τις διαμορφώσεις ηλεκτροδίων

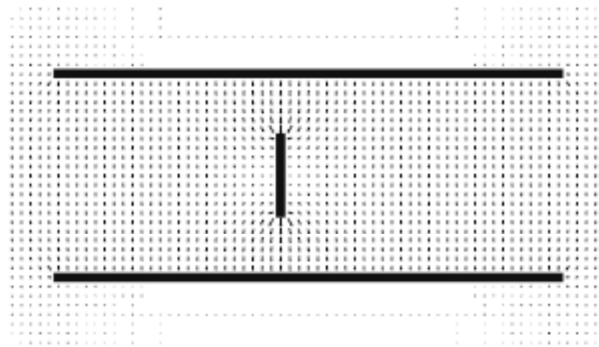
Στο τελευταίο τμήμα, συζητήσαμε τα αποτελέσματα πεδίων  $\mathbf{E}$  των αντικειμένων που τοποθετήθηκαν στα ομοιόμορφα πεδία  $\mathbf{E}$  στο ελεύθερο διάστημα, όπως προσεγγίζεται από τα αντικείμενα που τοποθετήθηκαν μεταξύ των μεταλλικών πλακών όπου το πεδίο ήταν ομοιόμορφο προτού να τοποθετηθεί εκεί το αντικείμενο. Σε αυτό το τμήμα, συζητάμε τα

αποτελέσματα πεδίων  $\mathbf{E}$  που παράγονται από τις διαμορφώσεις ηλεκτροδίων, όπως εκείνες που χρησιμοποιούνται στα εκτός σώματος πειράματα.

#### 2.4.1 Πυκνωτής-πλάκας ηλεκτροδίων

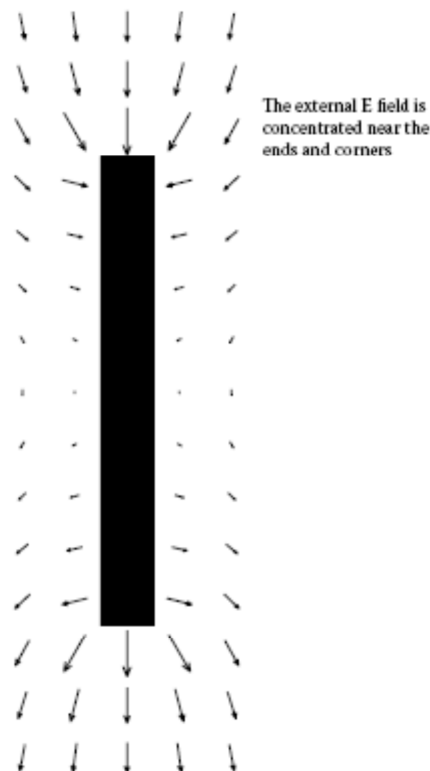
Ένα σημαντικό χαρακτηριστικό των αλληλεπιδράσεων πεδίων  $\mathbf{E}$  είναι διευκρινισμένο στο σχήμα 2.7, το οποίο εμφανίζει πρότυπο πεδίων  $\mathbf{E}$  που παράγεται από μια πηγή ρεύματος (που δεν εμφανίζεται) που συνδέεται μεταξύ δύο μεταλλικών πλακών (ένας πυκνωτής) στην παρουσία ενός λεπτού μεταλλικού αντικειμένου. Η παρουσία του αντικειμένου διαταράσσει το ειδήλως ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{E}$  σημαντικά, ιδιαίτερα κοντά στις αιχμηρές γωνίες στο τέλος του. Το σχήμα 2.8 εμφανίζει διευρυμένη όψη της περιοχής γύρω από το αντικείμενο. Αυτό είναι ένα παράδειγμα ενός γενικού χαρακτηριστικού, που οι αιχμηρά γωνίες και τα αντικείμενα προκαλούν μια συγκέντρωση και σε μια αύξηση των πεδίων  $\mathbf{E}$ , όπως απαιτείται από τις οριακές συνθήκες. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί ως εξής: η υψηλή αγωγιμότητα του μετάλλου καθιστά τα πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στο μέταλλο πολύ μικρά. Δεδομένου ότι οι επαπτόμενες συνιστώσες του  $\mathbf{E}$  πρέπει να είναι ίσες στο όριο, το επαπτόμενο  $\mathbf{E}$  στον αέρα του ορίου πρέπει επομένως να είναι πολύ μικρό, περίπου μηδέν. Αυτό σημαίνει ότι το πεδίο  $\mathbf{E}$  στον αέρα του ορίου μετάλλου πρέπει παντού να είναι κανονικό στο μέταλλο. Για το  $\mathbf{E}$  για να είναι κανονικό στο μέταλλο παντού γύρω από τις γωνίες σημαίνει ότι τα διανύσματα πεδίων  $\mathbf{E}$  πρέπει να συσσωρευθούν μέσα, καθιστώντας κατά συνέπεια το μέγεθος του  $\mathbf{E}$  μεγάλο. Το λεπτότερο και αιχμηρότερο αντικείμενο, τόσο περισσότερο προκύπτει την συγκέντρωση των πεδίων  $\mathbf{E}$ . Καθένας που έχει αφήσει κατά λάθος ένα πιρούνι ή άλλο αιχμηρό μεταλλικό αντικείμενο σε έναν φούρνο μικροκυμάτων έχει δει βεβαίως την επίδραση (σπινθήρες!) από αυτήν την συγκέντρωση πεδίων.

Το γεγονός ότι τα πεδία  $\mathbf{E}$  συγκεντρώνονται στις γωνίες των αντικειμένων μετάλλων επηρεάζει διάφορες βιολογικές εφαρμογές. Όπως εξηγείται στην παράγραφο 1.12, οι έλεγχοι ηλεκτρικών πεδίων πρέπει να γίνουν από τα πολύ μικρά τμήματα μετάλλων, με το υπόλοιπο του ελέγχου που γίνεται από τα πλαστικά υψηλός-ειδικής αντίστασης. Επίσης, τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται για την παράδοση των παλόμενων ηλεκτρομαγνητικών πεδίων (PEMFs) στρογγυλεύονται στις γωνίες για να παρέχουν την ομοιόμορφη παράδοση σφυγμού.



ΣΧΗΜΑ 2.7

Υπολογισμένο δισδιάστατο πρότυπο πεδίων  $E$  για ένα λεπτό μεταλλικό αντικείμενο που τοποθετείται στο (αρχικά ομοιόμορφο)  $E$  μεταξύ των πλακών του πυκνωτή. Τα πεδία επικεντρώνονται στις άκρες του μεταλλικού αντικειμένου.



ΣΧΗΜΑ 2.8

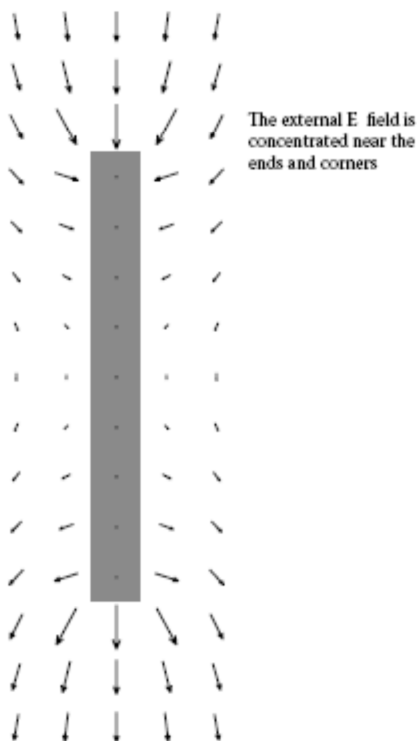
Η επεκταθείσα όψη της περιοχής γύρω από το λεπτό μεταλλικό αντικείμενο στο [σχήμα 2.7](#). Σύμφωνα με τη συγκέντρωση πεδίων κοντά στις άκρες του αντικειμένου, αυτό είναι σαφές ότι τα πεδία γίνονται κανονικά (κάθετα) στο αντικείμενο μετάλλου [σχήμα 2.8](#). Αυτό είναι επειδή τα επαπτόμενα ηλεκτρικά πεδία στην επιφάνεια του μετάλλου είναι περίπου μηδέν.

Μια παρόμοια συγκέντρωση των πεδίων  $E$  παράγεται από τα διηλεκτρικά αντικείμενα, όπως διευκρινίζεται στο [σχήμα 2.9](#), το οποίο εμφανίζει μια κοντινή προβολή της ίδιας ρύθμισης



πυκνωτή όπως στο σχήμα 2.7, αλλά με ένα λεπτό διηλεκτρικό αντικείμενο που έχει σχετική επιτρεπτότητα 100, αντί ενός μεταλλικού αντικειμένου. Το διηλεκτρικό έχει την επίδραση του τραβήγματος των γραμμών πεδίου  $\mathbf{E}$  σε αυτό (όπως στο σφαιροειδές παράδειγμα στην παράγραφο 2.3), διαστρεβλώνοντας κατά συνέπεια τα ειδήλως σχετικά ομοιόμορφα πεδία και συγκεντρώνοντας τα πεδία  $\mathbf{E}$  γύρω από τις γωνίες.

Ένα ενδιαφέρον παράδειγμα αυτής της γενικής επίδρασης θα ήταν εσείς που στέκεστε στο έδαφος σε μια καταιγίδα. Τα έντονα φορτισμένα σύννεφα παράγουν ένα ισχυρό πεδίο  $\mathbf{E}$  μεταξύ των σύννεφων και της γης, παρόμοιων με το  $\mathbf{E}$  που παράγεται μεταξύ των μεταλλικών πλακών στο σχήμα 2.7. Θα ήσαστε όπως το αντικείμενο μεταξύ των πλακών, που συγκεντρώνουν το πεδίο  $\mathbf{E}$  στις άκρες του σώματός σας. Εάν δείξετε ένα δάχτυλο προς τον ουρανό, το προκύπτων λεπτότερο και δειγμένο αντικείμενο θα αύξανε τη συγκέντρωση του πεδίου  $\mathbf{E}$ , ίσως αρκετό για να προκαλέσει τον ιονισμό και τη διακοπή του αέρα ή, με άλλα λόγια, της αστραπής. Τα αλεξικέραυνα είναι αισθητά τονισμένα για αυτόν τον λόγο. Οι παίκτες γκολφ (στων οποίων λέςχες μετάλλων εμφανίζονται ηλεκτρικά παρόμοια με τα αλεξικέραυνα, οι αγρότες στα τρακτέρ, και οι αναβάτες αλόγου είναι όλες ιδιαίτερα επιρρεπείς σε κεραυνούς λόγω των ψηλών μυτερών περιγραμμάτων τους και της υψηλής πιθανότητας ότι είναι η πιό ψηλή διεύθυνση



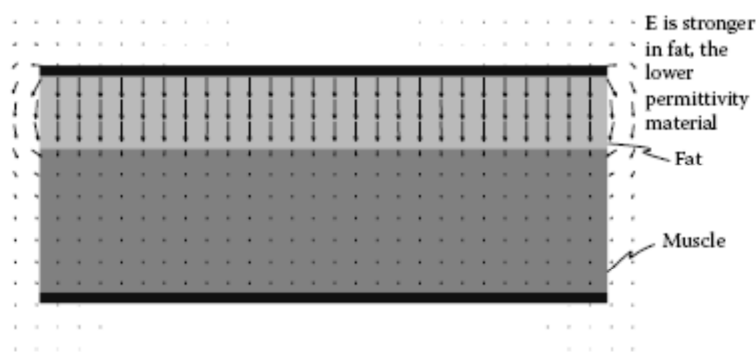
ΣΧΗΜΑ 2.9

Επεκταθείσα όψη της περιοχής γύρω από ένα λεπτό διηλεκτρικό αντικείμενο με σχετική επιτρεπτότητα 100 που τοποθετείται μεταξύ των πλακών του πυκνωτή στο σχήμα 2.7. Η

επίδραση στο πεδίο είναι παρόμοια με αυτήν για ένα αντικείμενο μετάλλων που εμφανίζεται στο [σχήμα 2.8](#). Τα πεδία συγκεντρώνονται στις άκρες και τις γωνίες και είναι σχεδόν κάθετα στην επιφάνεια του αντικειμένου.

αντικείμενων στην περιοχή. Ο Franklin Ben και το βασικό πείραμα θα ολοκλήρωναν επίσης τον ίδιο σκοπό του πεδίου  $\mathbf{E}$ , ιδιαίτερα εάν η συμβολοσειρά βαμβακιού ήταν υγρή και αγώγιμη. Αυτό είναι, φυσικά, κάτι που τα παιδιά σήμερα διδάσκονται είναι πολύ επισφαλής! Η καλύτερη στρατηγική στην καταγίδα είναι να καταστήσει τον εαυτό σας όσο το δυνατόν πιο στρογγυλό και αμβλύτερο. Να βρεθείτε ξαπλωμένοι μπρούμυτα στο έδαφος δεν είναι ένα καλό πράγμα που κάνετε, επειδή μπορείτε να τραυματιστείτε ή να σκοτωθείτε από τα ρεύματα στο έδαφος που παράγονται από τα φορτισμένα σύννεφα. Αντ' αυτού, χαρακτηριστικά συνιστάται να σκύβετε και να βάζετε ένα χέρι στο έδαφος.

Μια άλλη ενδιαφέρουσα επίδραση εμφανίζεται όταν τοποθετούνται τα στρώματα των διαφορετικών υλικών μεταξύ των πλακών του πυκνωτή. Η πυκνότητα  $\mathbf{D}$  ροής είναι σταθερή σε όλα τα στρώματα, αλλά η επίδραση που μετριέται από το  $\mathbf{E}$  είναι πολύ διαφορετική στα διαφορετικά στρώματα. Το [σχήμα 2.10](#) εμφανίζει πεδία  $\mathbf{E}$  που εμφανίζονται σε δύο στρώματα, ένα με επιτρεπτότητα και με αγωγιμότητα παρόμοια με εκείνη του μυός, και άλλο παρόμοιο με εκείνη του λίπους. Το πεδίο  $\mathbf{E}$  στο λίπος είναι προφανώς πολύ μεγαλύτερο από το πεδίο  $\mathbf{E}$  στο μυ. Αυτό εμφανίζεται επειδή τα πεδία  $\mathbf{E}$  στα δύο μέσα είναι σχεδόν ομοιόμορφα και κανονικά στη διεπαφή μεταξύ των δύο υλικών. Η συνθήκη ορισμού (η εξίσωση 1.38) απαιτεί αυτό



ΣΧΗΜΑ 2.10

Υπολογισμένο δισδιάστατο πρότυπο πεδίου  $\mathbf{E}$  σε μια στιγμή του χρόνου για δύο στρώματα του υλικού που έχει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του λίπους και του μυός που τοποθετούνται μεταξύ των πλακών του πυκνωτή σε 100 kHz.

$$(\sigma_f + j\omega\epsilon_f)\tilde{\mathbf{E}} = (\sigma_m + j\omega\epsilon_m)\tilde{\mathbf{E}} \quad (2.1)$$

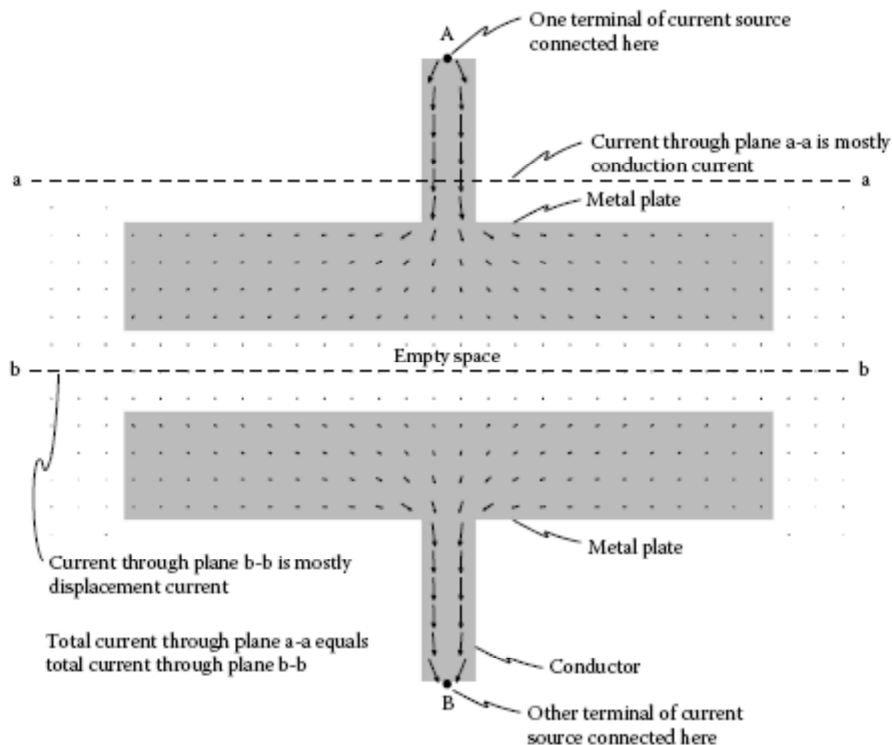
στο όριο, όπου ο δείκτης  $f$  αναφέρεται στο λίπος και ο δείκτης  $\mu$  στο μυ.

Για τους όρους που εμφανίζονται στο σχήμα 2.10,  $\omega = 2\pi \times 10^5$  radians/s,  $\sigma_f = 0.026 \frac{S}{m}$ ,  $\epsilon_f = 180\epsilon_0$ ,  $\sigma_m = 0.477 S/m$  και  $\epsilon_m = 5,758\epsilon_0$ . Δεδομένου ότι η αγωγιμότητα και η επιτρεπτότητα του μυός είναι και οι δύο πολύ μεγαλύτερες από εκείνες του λίπους, η οριακή συνθήκη απαιτεί ότι  $\vec{E}_{nm}$  είναι πολύ μικρότερο από  $\vec{E}_{nf}$ . Κατά συνέπεια, το λίπος θερμαίνεται πολύ περισσότερο από το μυ, όπως περιγράφεται από την εξίσωση 1,41. Αν και  $\sigma_f$  είναι μικρότερο από  $\sigma_m$ , το  $E_{rms}$  στο λίπος είναι μεγαλύτερο από αυτό στο μυ, και δεδομένου ότι το συγκεκριμένο ποσοστό απορρόφησης (SAR) μεταβάλλεται ως  $E_{rms}^2$ , το SAR στο λίπος είναι αρκετά μεγαλύτερο απ'ό,τι στο μυ. Το αποτέλεσμα αυτό φαίνεται καθαρά όταν θερμαίνεται εκ νέου μια λιπαρή μπριζόλα χοιρινού κρέατος (ή λουρίδα του μπέικον) σε έναν φούρνο μικροκυμάτων. Το λίπος της μπριζόλας χοιρινού κρέατος είναι πολύ σφηγγμένο πριν οι σαρκωμένες μερίδες να ζεσταθούν.

Αυτό το απλό παράδειγμα επεξηγεί μια σημαντική χαρακτηριστική συμπεριφορά: Πεδία  $\mathbf{E}$  κανονικά στη διεπαφή μεταξύ πεδίων μιας υψηλής επιτρεπτότητας υλικού και μιας χαμηλής επιτρεπτότητας υλικού παράγουν υψηλά πεδία  $\mathbf{E}$  στην χαμηλής επιτρεπτότητας υλικά. Αυτή η χαρακτηριστική συμπεριφορά εξηγεί γιατί μερικοί εφαρμοστές EM που χρησιμοποιούνται στους όγκους θερμότητας για τη θεραπεία καρκίνου αναγκάζουν το λίπος να υπερθερμανθεί; παράγουν τα πεδία  $\mathbf{E}$  κανονικά στη διεπαφή λίπους-μυών.

#### 2.4.2 Ρεύμα μετατοπίσεων

Ο πυκνωτής του σχήματος 2.11 επεξηγεί μια άλλη σημαντική έννοια: *ρεύμα μετατόπισης*. Οι όροι  $J + \epsilon \partial E / \partial t$  στην εξίσωση 1,5 αντιπροσωπεύουν τη συνολική πυκνότητα ρεύματος. Η εξίσωση 1,5 καλείται *σχέση σημείου* επειδή περιγράφει τη σχέση μεταξύ των πεδίων σε κάθε σημείο στο σύστημα (όχι πέρα από το σύστημα συνολικά). Η αγωγιμότητα του τρέχοντος ρεύματος  $\mathbf{J}$  διεξαγωγής είναι πυκνότητα ρεύματος λόγω της μετακίνησης των φορτίων (δείτε την παράγραφο 1.6), και στα σημεία στο ελεύθερο διάστημα και στα σημεία στα υλικά. Ο όρος  $\epsilon \partial E / \partial t$  στο ελεύθερο διάστημα δεν περιλαμβάνει τη μετακίνηση του φορτίου σε όλα (δεδομένου ότι δεν υπάρχει κανένα ελεύθερο φορτίο στο ελεύθερο διάστημα), αλλά έχει τις ίδιες μονάδες με το  $\mathbf{J}$  ( $A/m^2$ ), και έχει τα χαρακτηριστικά μιας πυκνότητας ρεύματος. Αυτό καλείται *πυκνότητα ρεύματος μετατόπισης*.



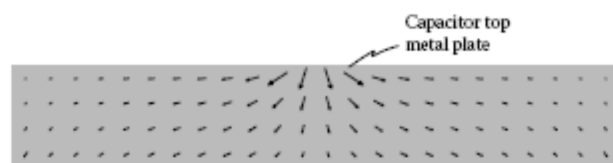
ΣΧΗΜΑ 2.11

Υπολογισμένη συνολική πυκνότητα ρεύματος (διεξαγωγή συν τη μετατόπιση) σε ένα δισδιάστατο μοντέλο ενός πυκνωτή παράλληλων πλακών. Τα καλώδια που μπαίνουν εμφανίζονται στην κορυφή και το κατώτατο σημείο, και οι αγωγοί είναι παχιοί (εμφανισμένοι σε γκριζό). Το κενό διάστημα είναι μεταξύ και γύρω από τους αγωγούς. Μια ημιτονοειδής πηγή ρεύματος συνδέεται μεταξύ των σημείων A και B. Η πυκνότητα ρεύματος εμφανίζεται σε μια στιγμή του χρόνου όταν η πηγή ρεύματος είναι μέγιστη. Το συνολικό ρεύμα μέσω κάθε επιπέδου είναι ίσο, έτσι οι περιοχές με ένα μικρότερο διαγώνιο τμήμα (τα καλώδια) έχουν μια μεγαλύτερη πυκνότητα ρεύματος, και οι περιοχές με ένα μεγαλύτερο διαγώνιο τμήμα (πλάκες και η περιοχή μεταξύ τους) έχουν μια χαμηλότερη πυκνότητα ρεύματος.

Συμπεριλαμβανομένου αυτού ο όρος ήταν ο θρίαμβος του James Clerk Maxwell στη διατύπωση των διάσημων εξισώσεων που ονομάστηκαν μετά από αυτόν (παράγραφοι 1.4 και 1.5). Στα υλικά,  $\epsilon \partial E / \partial t$  περιλαμβάνονται τα αποτελέσματα της πόλωσης (περιστροφή ή πόλωση των ηλεκτρικών διπόλων όπως περιγράφεται στην παράγραφο 1.6), αλλά όχι εκείνα του ελεύθερου φορτίου, τα οποία συμπεριλαμβάνονται στο ρεύμα διεξαγωγής.

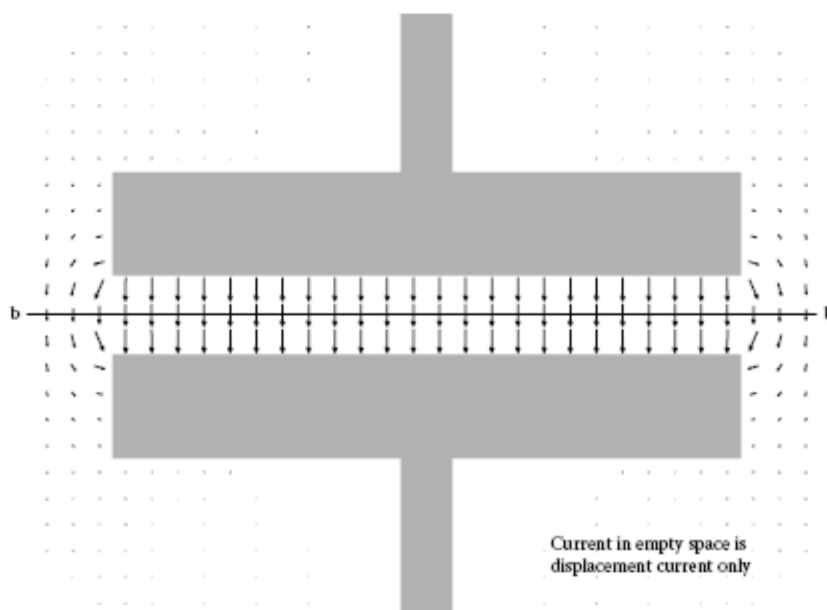
Το ρεύμα μετατοπίσεων είναι πολύ σημαντικό στους πυκνωτές (και επίσης στο πώς τα πεδία συμπεριφέρονται μέσα στα χαμηλής απώλειας υλικά του ανθρώπινου σώματος, όπως το λίπος, το κόκκαλο, και ο χόνδρος). Το σχήμα 2.11 εμφανίζει διανυσματική πλοκή της συνολικής πυκνότητας ρεύματος  $J + \epsilon \partial E / \partial t$  σε ένα στιγμιότυπο εγκαίρως όταν η ημιτονοειδής πηγή

ρεύματος είναι ένα μέγιστο. Η πυκνότητα ρεύματος διεξαγωγής διαδίδει έξω στις παχιά πλάκες διεύθυνσης, όπως φαίνεται με περισσότερη λεπτομέρεια στα σχήματα 2.12. 2.13 που εμφανίζουν πυκνότητα ρεύματος μόνο στον αέρα μεταξύ και γύρω από τις πλάκες, που σχεδιάζονται σε μια διαφορετική κλίμακα. Όλο το ρεύμα που παρέχεται από την πηγή ρεύματος πρέπει να περάσει μέσα από όλα τα παράλληλα επίπεδα στο α-α στο σχήμα 2.11. Αυτό σημαίνει ότι το συνολικό ρεύμα (χρονική διατομική περιοχή πυκνότητας ρεύματος) που περνά μέσω οποιουδήποτε παράλληλου επιπέδου στο α-α στο σχήμα 2.11 είναι το ίδιο και είναι ίσο με το ρεύμα που παρέχεται από την πηγή ρεύματος. Στο επίπεδο α-α, το ρεύμα αποτελείται από



ΣΧΗΜΑ 2.12

Ένα κοντινό πλάνο της πυκνότητας ρεύματος στην κορυφή του αγωγού του πυκνωτή στο σχήμα 2.11 (που σχεδιάζεται σε μια διαφορετική κλίμακα). Εδώ το ρεύμα είναι κυρίως ρεύμα διεξαγωγής.



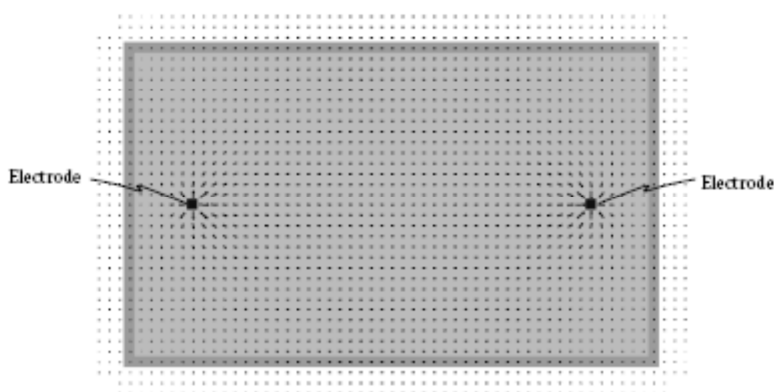
ΣΧΗΜΑ 2.13

Υπολογισμένη πυκνότητα ρεύματος στον πυκνωτή του σχήματος 2.11, αλλά της εμφάνισης μόνο πυκνότητας ρεύματος στο κενό διάστημα που περιβάλλει τους αγωγούς, που σχεδιάζεται σε μια διαφορετική κλίμακα από το σχήμα 2.11. Εδώ το ρεύμα αποτελείται από το ρεύμα μετατόπισης μόνο.

το ρεύμα διεξαγωγής στο σύρμα τις περισσότερες φορές; το ρεύμα μετατόπισης στον αέρα είναι αμελητέο. Το συνολικό ρεύμα που περνά μέσω του επιπέδου b-b στο σχήμα 2.13, εντούτοις, αποτελείται μόνο από το ρεύμα μετατόπισης, δεδομένου ότι δεν υπάρχει κανένα ελεύθερο φορτίο παρών εκεί. Αυτό το παράδειγμα επιδεικνύει πώς το ρεύμα μετατόπισης συνεχίζει αποτελεσματικά το ρεύμα μέσω του διαστήματος όπου κανένα φορτίο δεν είναι παρών, κάνοντας συνολικό ρεύμα (διεξαγωγή συν τη μετατόπιση) συνεχές.

### 2.4.3 Διαμορφώσεις ηλεκτροδίων μέσα στο γυαλί

Μια πειραματική διαμόρφωση που χρησιμοποιείται μερικές φορές στο εργαστήριο για να εκθέσει τις λύσεις στα πεδία  $\mathbf{E}$  είναι διευκρινισμένη στο [σχήμα 2.14](#), το οποίο εμφανίζει πεδία  $\mathbf{E}$  που παράγονται από δύο ηλεκτρόδια καλωδίων που τοποθετούνται σε ένα αλατούχο διάλυμα σε ένα δοχείο με τους μη αγωγίμους τοίχους (όπως



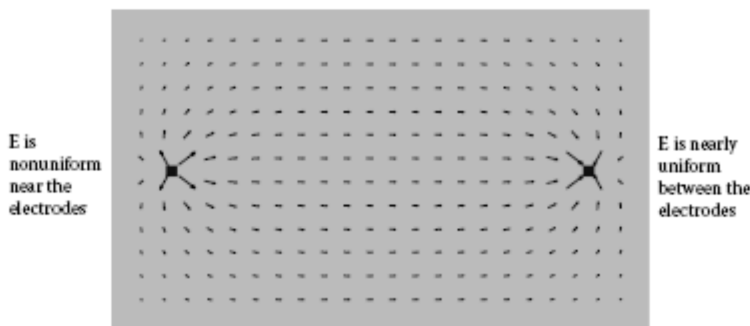
ΣΧΗΜΑ 2.14

Υπολογισμένα πεδία  $\mathbf{E}$  σε ένα δισδιάστατο μοντέλο δύο ηλεκτροδίων καλωδίων (τα μαύρα τετράγωνα) που τοποθετούνται σε ένα αλατούχο διάλυμα σε ένα δοχείο. Μια ημιτονοειδής πηγή ρεύματος 60 Hz συνδέεται μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. Τα πεδία  $\mathbf{E}$  εμφανίζονται σε μια στιγμή του χρόνου όταν η πηγή ρεύματος είναι ένα μέγιστο.

ο δίσκος καλλιέργειας μικροβίων). Ο αριθμός εμφανίζει υπολογισμένο πεδίο  $\mathbf{E}$  σε ένα δισδιάστατο μοντέλο. Αυτά τα αποτελέσματα είναι παρόμοια με εκείνα ενός τρισδιάστατου μοντέλου που κοιτάζει κάτω στο δοχείο από την κορυφή, με τα πεδία που εμφανίζονται σε κάθετο επίπεδο προς τα ηλεκτρόδια. Το σχήμα 2.15 εμφανίζει τα πεδία ακριβώς στο διάλυμα, για να δώσει μια πιο στενή όψη του προτύπου πεδίων. Τα πεδία  $\mathbf{E}$  είναι κανονικά στις επιφάνειες ηλεκτροδίων, και είναι κάπως ομοιόμορφα στην κεντρική περιοχή μεταξύ των

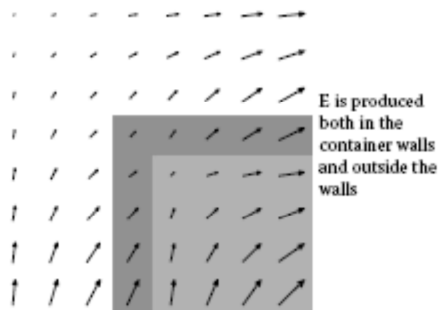
ηλεκτροδίων, αλλά είναι αρκετά ανομοιόμορφα στις περιοχές γύρω από τα ηλεκτρόδια. Το σχήμα 2.16 εμφανίζει μια κοντινή προβολή της περιοχής γύρω από την επάνω αριστερή γωνία του σχήματος 2.14. Τα πεδία  $E$  παράγονται τόσο στα τοιχώματα του δοχείου και στο χώρο έξω από τα τείχη.

Μια πλάγια όψη της διαμόρφωσης ηλεκτροδίων του σχήματος 2.14 εμφανίζεται στο σχήμα 2.17, το οποίο εμφανίζει υπολογισμένα πεδία  $E$  σε ένα άλλο δισδιάστατο μοντέλο. Αυτά τα δισδιάστατα αποτελέσματα είναι παρόμοια με εκείνα που θα λαμβάνονταν από ένα τρισδιάστατο μοντέλο σε ένα επίπεδο που περνά μέσω των κέντρων ηλεκτροδίου. Το πρότυπο πεδίου σε αυτό το επίπεδο είναι αρκετά ομοιόμορφο μεταξύ των ηλεκτροδίων, αλλά πάλι είναι μεταβλητό κοντά στα άκρα των ηλεκτροδίων.



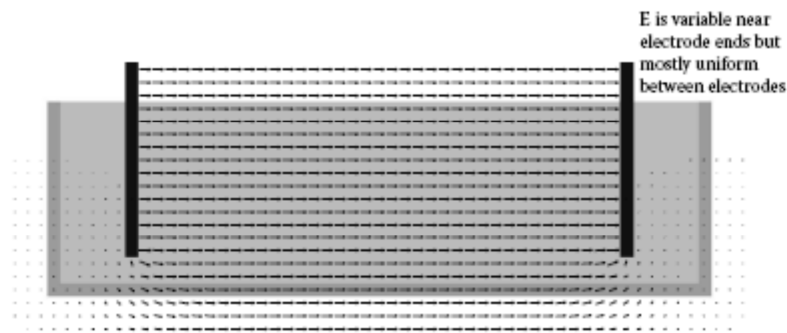
ΣΧΗΜΑ 2.15

Μια κοντινή προβολή των πεδίων  $E$  ακριβώς στο διάλυμα του σχήματος 2.14. Τα πεδία  $E$  παρεμβάλλονται και σχεδιάζονται σε ένα πιο χονδροειδές πλέγμα από,τι στο σχήμα 2.14 για να εμφανίσουν πρότυπο πεδίου πιο σαφές. Τα πεδία είναι σχεδόν ομοιόμορφα μεταξύ των ηλεκτροδίων αλλά σημειώνουν τη σημαντική πλαισίωση και την ανομοιομορφία κοντά στα ηλεκτρόδια.



ΣΧΗΜΑ 2.16

Μια κοντινή προβολή των πεδίων  $E$  στην περιοχή της επάνω αριστερής γωνίας του σχήματος 2.14.



ΣΧΗΜΑ 2.17

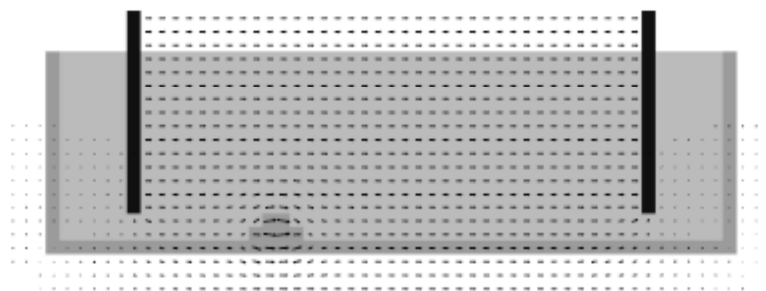
Υπολογισμένα πεδία  $E$  σε ένα δισδιάστατο μοντέλο δύο ηλεκτροδίων καλωδίων (που εμφανίζονται στο Μαύρο) που τοποθετούνται σε ένα μη μεταλλικό δοχείο αλατούχου (μια πλάγια όψη). Μια ημιτονοειδής πηγή ρεύματος 60 Hz (που δεν εμφανίζεται) συνδέεται μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. Τα πεδία είναι σχεδόν ομοιόμορφα μεταξύ των ηλεκτροδίων αλλά έχουν την πλαισίωση στις άκρες.

Το [σχήμα 2.18](#) εμφανίζει την επίδραση ενός μη αγωγίμου “χτυπήματος” που αντιπροσωπεύει ενδεχομένως ένα βιολογικό δείγμα στο κατώτατο σημείο του μη αγωγίμου δοχείου. Η μη αγωγίμη πρόσκρουση αναγκάζει το ρεύμα για να ρεύσει γύρω από την πρόσκρουση στο αλατούχο, διαστρεβλώνοντας κατά συνέπεια το πρότυπο πεδίου  $E$  στην εγγύτητά της, όπως εμφανίζεται στην κοντινή προβολή του [σχήματος 2.19](#). Το πεδίο  $E$  μέσα στην πρόσκρουση είναι υψηλότερο από τον περιβάλλοντα αλατούχο για τον ίδιο λόγο που τα πεδία στο λίκος του [σχήματος 2.10](#) είναι υψηλότερα από εκείνα στο μυ.

Μια άλλη διαμόρφωση ηλεκτροδίων εμφανίζεται στο [σχήμα 2.20](#), όπου ένα ηλεκτρόδιο πλάκας έχει αντικαταστήσει το αριστερό ηλεκτρόδιο του [σχήματος 2.14](#). Μια πιά στενή όψη των πεδίων γύρω από τα ηλεκτρόδια (το [σχήμα 2.21](#)) επιδεικνύει πώς το πεδίο  $E$  είναι κανονικό στην πλάκα στην περιοχή ακριβώς δεξιά της πλάκας, αλλά δεν είναι πολύ διαφορετικό από το πρότυπο στο [σχήμα 2.14](#) γύρω από το ηλεκτρόδιο καλωδίων. Πάλι, σημειώστε τη συγκέντρωση των πεδίων  $E$  στην άκρη του ηλεκτροδίου καλωδίων έναντι στην πλάκα.

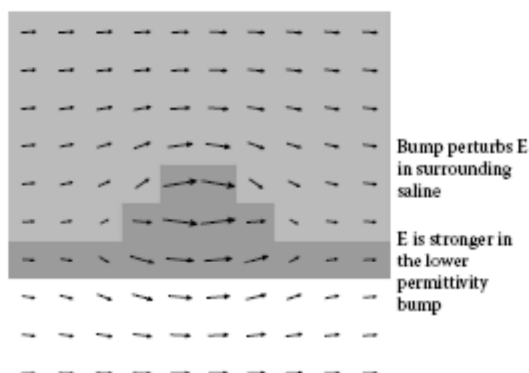
Δύο ηλεκτρόδια πλακών εμφανίζονται στο [σχήμα 2.22](#), με μια πιά στενή όψη που παρουσιάζεται στο [σχήμα 2.23](#). Το πρότυπο πεδίου  $E$  μεταξύ των πλακών είναι πιά ομοιόμορφο από σε οποιοδήποτε από τις άλλες διαμορφώσεις που εμφανίζονται προηγουμένως. Αυτό θα αναμενόταν από τη γεωμετρία των διαμορφώσεων επειδή τα πεδία  $E$  πρέπει να είναι κανονικά στα μεταλλικά ηλεκτρόδια. Τα ηλεκτρόδια πλακών θα ήταν προφανώς μια καλύτερη επιλογή σε οποιοδήποτε πείραμα στο οποίο ένα ομοιόμορφο πεδίο  $E$  επιδιώκεται.





ΣΧΗΜΑ 2.18

Υπολογισμένα πεδία  $E$  στο μοντέλο του σχήματος 2.17, αλλά με μια μη αγωγίμη πρόσκρουση στο κατώτατο σημείο του μη αγωγίμου δοχείου. Το πεδίο είναι υψηλότερο στην πρόσκρουση χαμηλής-αγωγιμότητας. Η πρόσκρουση διαταράσσει όχι μόνο τα πεδία μέσα σε αυτό, αλλά και τα πεδία κοντά στο διάλυμα.



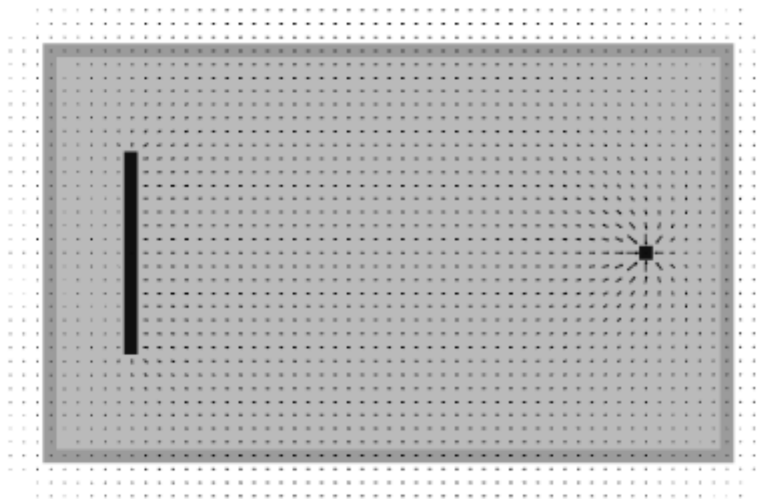
ΣΧΗΜΑ 2.19

Μια κοντινή προβολή των πεδίων  $E$  γύρω από την πρόσκρουση του σχήματος 2.18.

Αυτή η δισδιάστατη προσομοίωση δεν εμφανίζει ότι η επίδραση των γωνιών αυτών των πλακών εμφανίζει πρόσωπο με προβολή, αλλά δεδομένου ότι ξέρουμε ότι τα πεδία συγκεντρώνονται στις γωνίες των πλακών, όπως κάνουν στις άκρες των καλωδίων, τα πιο ομοιόμορφα πεδία θα παραχθούν από τις πλάκες με τις στρογγυλεμένες γωνίες (ή από τις στρογγυλές πλάκες).

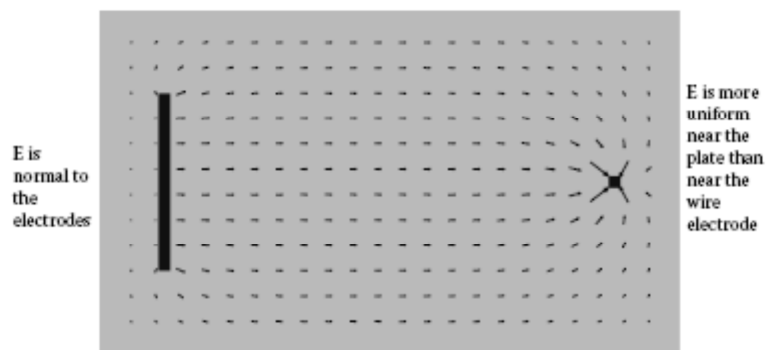
Τα σχήματα 2.24 και 2.25 εμφανίζουν τι συμβαίνει τότε ένα μοντέλο μιας μη αγωγίμης μεμβράνης που εσωκλείει ένα εσωτερικό διάλυμα (ένα τραχύ μοντέλο ενός βιολογικού κυττάρου) τοποθετείται μεταξύ των ηλεκτροδίων πλακών του σχήματος 2.22. Το μη αγωγίμο ρεύμα δυνάμεων μεμβράνης να ρέει γύρω από αυτό, και τα πεδία  $E$  στη μεμβράνη είναι πολύ υψηλότερα από το γύρω διάλυμα, για τους ίδιους λόγους όπως εξηγείται σχετικά στο σχήμα 2.10. Τα πεδία στην περιοχή του διαλύματος μέσα στη μεμβράνη είναι ουσιαστικά μηδέν, όπως βλέπουμε στο σχήμα 2.25.

Τα πρότυπα πεδίων που παρουσιάζονται στα **σχήματα 2.14** μέχρι 2,25 επεξηγούν τη φύση των προτύπων πεδίων **E** που παράγονται από τις διάφορες διαμορφώσεις ηλεκτροδίων στο διάλυμα. Σε μερικές περιπτώσεις τα πεδία **E** είναι περίπου ομοιόμορφα πέρα από μια περιορισμένη περιοχή, αλλά κοντά στα ηλεκτρόδια δεν είναι κοντά στην ύπαρξη ομοιόμορφων, ειδικά κοντά στα μικρά ή αιχμηρά ηλεκτρόδια. Αυτά τα αποτελέσματα πρέπει να ληφθούν υπόψη προσεκτικά κάνοντας τα πειράματα στα οποία η δοσιμετρία (δύναμη ή διανομή) των πεδίων **E** είναι σημαντική.



ΣΧΗΜΑ 2.20

Υπολογισμένα πεδία **E** στο μοντέλο του **σχήματος 2.14**, αλλά με το αριστερό ηλεκτρόδιο καλωδίων που αντικαθίσταται από ένα ηλεκτρόδιο πλάκα. Τα πεδία είναι ακόμα σχεδόν ομοιόμορφα μεταξύ των ηλεκτροδίων, αλλά πλαισιώνοντας τα πεδία θα δούμε από κοντά το καλώδιο και τις άκρες της πλάκας. Τα πεδία κοντά στην πλάκα είναι πιο ομοιόμορφα από τα πεδία κοντά στο ηλεκτρόδιο.

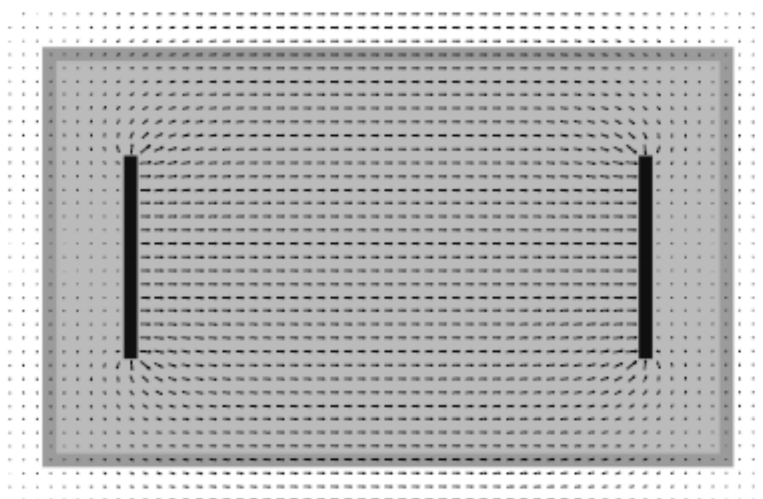


ΣΧΗΜΑ 2.21

Μια κοντινή προβολή των πεδίων  $E$  στην περιοχή κοντά στα ηλεκτρόδια του σχήματος 2.20. Τα πεδία  $E$  παρεμβάλλονται και σχεδιάζονται σε ένα πιο χονδροειδές πλέγμα από,τι στο σχήμα 2.20 για να εμφανίσουν πρότυπο πεδίου πιο σαφές.

## 2.5 Ηλεκτρόδια για τη Λήψη και την Υποκίνηση στο Σώμα

Τα ηλεκτρόδια μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε δύο βασικούς τρόπους στις ιατρικές εφαρμογές. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη λήψη, για να λάβουν τα σήματα από το σώμα, όπως για τη διάγνωση της καρπικής σήραγγας και άλλων αναταραχών νεύρων ή για την απεικόνιση και τον έλεγχο σύνθετης αντίστασης. Τα ηλεκτρόδια μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν



ΣΧΗΜΑ 2.22

Υπολογισμένα πεδία  $E$  στο μοντέλο του σχήματος 2.20, αλλά με το σωστό ηλεκτρόδιο καλωδίων που αντικαθίσταται από ένα ηλεκτρόδιο πλάκας.

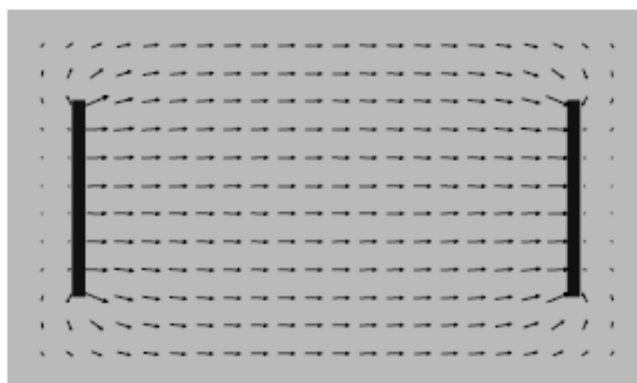
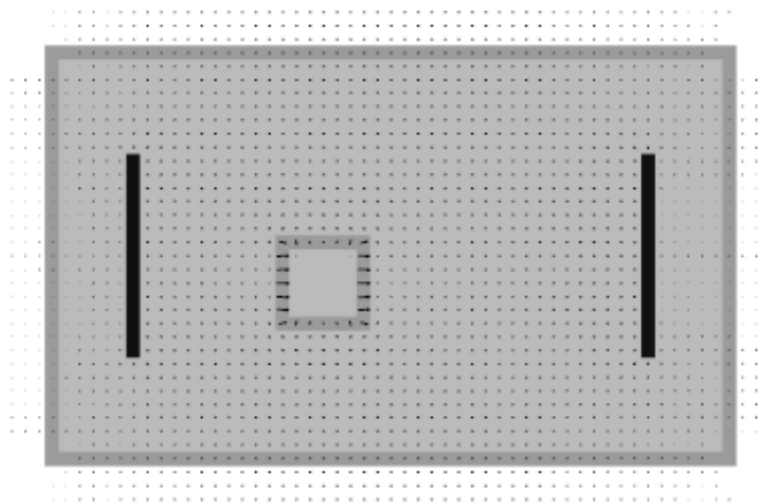


Plate electrodes  
produce a more  
uniform  $E$  than  
wire electrodes

ΣΧΗΜΑ 2.23

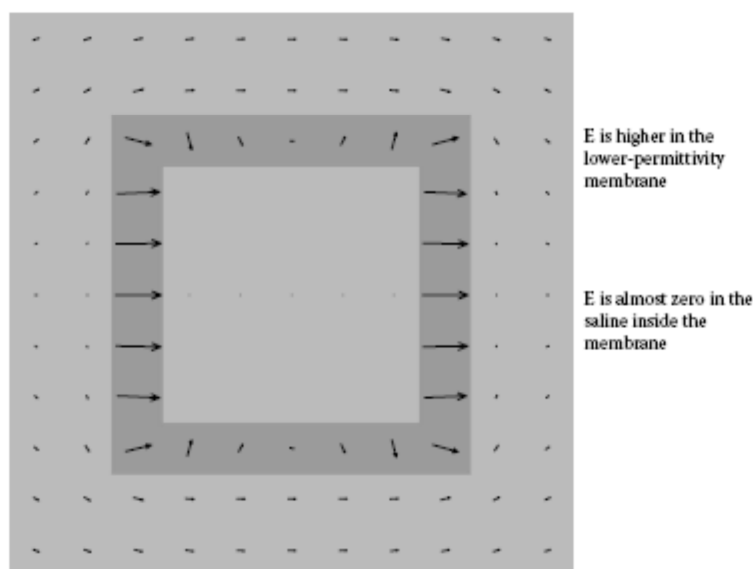
Μια κοντινή προβολή των πεδίων  $E$  ακριβώς στο διάλυμα του σχήματος 2.22. Τα πεδία  $E$  παρεμβάλλονται και σχεδιάζονται σε ένα πίο χονδροειδές πλέγμα απ'ό,τι στο σχήμα 2.22 για να εμφανίσουν πρότυπο πεδίων πίο σαφές. Η ομοιομορφία των πεδίων βελτιώνεται με τη χρησιμοποίηση δύο ηλεκτροδίων πλάκας, αλλά η πλαισίωση βλέπει ακόμα κοντά στα άκρα τους.

για την υποκίνηση, παραδείγματος χάριν, που παραδίδει τους κλονισμούς για το καρδιακή απινίδωση ή που δίνει ρυθμό, που παρέχει τα παλόμενα ηλεκτρομαγνητικά πεδία για τη θεραπεία πόνου και που θεραπεύει του μυός, των κόκκαλων, και των νεύρων, ή για την υποκίνηση του εγκεφάλου για τον έλεγχο της ασθένειας Parkinson ή των διανοητικών διαταραχών. Μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν για τις επεμβατικές θεραπείες όπως η θερμική εκτομή της καρδιάς, και για τη μέτρηση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών σώματος και άλλων υλικών. Τα ηλεκτρόδια είτε για την υποκίνηση είτε τη λήψη μπορούν να χρησιμοποιηθούν πέρα από τις πολύ μεγάλες περιοχές του σώματος, τις μικρότερες περιοχές, είτε τις πολύ εντοπισμένες περιοχές. Μπορούν να είναι επεμβατικά εξωτερικά, μέσα στο γυαλί, ή εντελώς χωρισμένα από το σώμα. Αυτό το τμήμα θα παράσχει μια έρευνα για τις πολλές εφαρμογές των ηλεκτροδίων και των χαμηλής συχνότητας ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στις ιατρικές εφαρμογές.



ΣΧΗΜΑ 2.24

Τα υπολογισμένα πεδία  $E$  στο μοντέλο του σχήματος 2.22, αλλά με ένα απλό μοντέλο μιας μη αγωγίμης μεμβράνης που εσωκλείει ένα εσωτερικό διάλυμα τοποθέτησαν στο διάλυμα μεταξύ της πλάκας ηλεκτροδίων.



ΣΧΗΜΑ 2.25

Μια κοντινή προβολή των πεδίων  $E$  γύρω από και μέσα στη μεμβράνη του σχήματος 2.24. Τα πεδία είναι υψηλότερα σε μεμβράνη χαμηλής διηλεκτρικής και σχεδόν μηδέν στο εσωτερικό.

Τα ηλεκτρόδια αλληλεπιδρούν με τα βασικά στοιχεία του νευρικού συστήματος, οι νευρώνες που συνδυάζονται για να δημιουργήσουν τα νεύρα, τα οποία διαβιβάζουν τις ώθησεις σε όλο το σώμα. Ένα προστατευτικό λιπαρό επίστρωμα καλείται μυελίνη και μονώνει τις ίνες νεύρων, έτσι ώστε διάφορες ίνες να μπορούν να τρέξουν δίπλα-δίπλα σε μια δέσμη χωρίς παρεμπόδιση η μια την άλλη. Από αυτή την άποψη, τα νεύρα λειτουργούν σαν τις γραμμές μετάδοσης και διαμορφώνονται μερικές φορές με αυτόν τον τρόπο ηλεκτρικά. Το κύτταρο νεύρων χρησιμοποιεί έναν συνδυασμό ηλεκτρικής ενέργειας και ηλεκτροχημείας. Οι συναπτικοί ακροδέκτες στα άκρα του νεύρου κρατούν τις χημικές ουσίες νευροδιαβιβαστών στους μεμβρανώδεις σάκους. Όταν το ηλεκτρικό σήμα φθάνει στο τέλος του νεύρου, οι νευροδιαβιβαστές απελευθερώνονται. Οι χημικοί νευροδιαβιβαστές που διαδίδονται πέρα από το χάσμα μεταξύ των νευρώνων, και στον επόμενο νευρώνα υποκινούν την παραγωγή ενός ηλεκτρικού φορτίου, το οποίο μεταφέρει την ώθηση νεύρων στον επόμενο νευρώνα. Κατά συνέπεια, κατά μήκος του μήκους ενός νευρώνα, το σήμα είναι καθαρώς ηλεκτρικό, και στις συνδέσεις, είναι ηλεκτροχημικό. Η ηλεκτρική ενέργεια μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να υποκινήσει το νευρώνα είτε κατά μήκος του μήκους της είτε σε μια σύνδεση. Η λήψη των ηλεκτρικών σημάτων πρέπει γενικά να γίνει κατά μήκος του μήκους ενός νευρώνα.

Για όλες τις εφαρμογές που χρησιμοποιούν τα ηλεκτρόδια στις χαμηλές συχνότητες, είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι το ρεύμα περνά από ένα ηλεκτρόδιο σε άλλο. Η περιοχή ενδιαφέροντος σώματος πρέπει να είναι μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. Σχεδόν, συχνά υποτίθεται ότι το ρεύμα περνά ομοίμορφα μεταξύ των ηλεκτροδίων, αλλά αυτό είναι σπάνια

περίπτωση στο σώμα λόγω της ανομοιομορφίας των ιστών. Η πυκνότητα ρεύματος θα είναι μεγαλύτερη στους υψηλής περιεκτικότητας σε νερό ιστούς (υψηλή αγωγιμότητα) και θα χαμηλώσει στους χαμηλής περιεκτικότητας σε νερό ιστούς. Επίσης, το ρεύμα επικεντρώνεται στις γωνίες ή τα σημεία, έτσι τα ηλεκτρόδια που προορίζονται να παρέχουν την ομοιόμορφη κάλυψη πέρα από μια σχετικά μεγάλη περιοχή είναι γενικά κυκλικά ή έχουν στρογγυλέψει τις γωνίες, όπως συζητήθηκε στην προηγούμενη ενότητα. Τα ηλεκτρόδια πρέπει να λαμβάνουν από τα συγκεκριμένα σημεία (όπως οι μεμονωμένοι νευρώνες) ή να διαβιβάσουν στις μικρές περιοχές (όπως οι εμφυτευμένοι καρδιακοί βηματοδότες) είναι μικρά και μυτερά. Για όλες τις εφαρμογές, που διατηρούν την καλή ηλεκτρική επαφή μεταξύ του ηλεκτροδίου και του σώματος είναι πολύ σημαντικά. Τα αγωγήμα πηκτώματα χρησιμοποιούνται συχνά (όπως στις μετρήσεις ηλεκτροκαρδιογραφημάτων), και τα ειδικευμένα υλικά χρησιμοποιούνται για να αποτρέψουν τη συγκέντρωση του μη αγωγίμου ινώδους ιστού ( ουλώδης ιστός) γύρω από τα εμφυτεύσιμα ηλεκτρόδια. Οι εφαρμογές που περιγράφονται κατωτέρω εφαρμόζουν αυτές τις αρχές στις συνήθως χρησιμοποιημένες ιατρικές συσκευές.

## **2.5.1 Ηλεκτρόδια για τη λήψη**

### **2.5.1.1 Ηλεκτροφυσιολογική αξιολόγηση**

Ηλεκτροφυσιολογική κλινική αξιολόγηση, καλείται επίσης ηλεκτρονευρομυογραφία (ENMG; ή όταν συνδέεται μόνο με έναν μυ, μια ηλεκτρομυογραφία [EMG]), χρησιμοποιείται για να καθορίσει τη λειτουργία και την ακεραιότητα των συγκεκριμένων μερών του νευρομυϊκού συστήματος. Η νευρομυϊκή σύνδεση, οι σκελετικοί μύες, οι απομακρυσμένες αισθητήριες ίνες νεύρων, οι αντανακλάσεις, και μερικές διαβάσεις κεντρικών νευρικών συστημάτων μπορούν να εξεταστούν χρησιμοποιώντας ENMG, ακόμη και μεμονωμένοι μηχανικοί νευρώνες. Τα πιο εντοπισμένα ηλεκτρόδια δοκιμής, οι πιο αναλυτικές πληροφορίες που μπορούν να ληφθούν. Τα ηλεκτρόδια επιφάνειας είναι το λιγότερο εντοπισμένα και το λιγότερο επεμβατικά. Τα ηλεκτρόδια βελόνας είναι πιο εντοπισμένα και πιο επεμβατικά. Τα μικρογραφημένα ηλεκτρόδια βελόνας που γίνονται από το πυρίτιο είναι πιο εντοπισμένα και προορίζονται γενικά να εμφυτευθούν στο σώμα (και ως εκ τούτου είναι πιο επεμβατικά). Μερικές φορές και τα ηλεκτρόδια υποκίνησης και καταγραφής χρησιμοποιούνται ταυτόχρονα για να καθορίσουν την επίδραση της υποκίνησης μιας περιοχής και να καθορίσουν εάν τα σήματα περνούν μέσω του νευρικού συστήματος όπως αναμένεται. Οι μελέτες διεξαγωγής νεύρων είναι τώρα πολύ κοινές για τη διάγνωση των αναταραχών νεύρων όπως το σύνδρομο του καρπιαίου σωλήνα και ο νευρικός τραυματισμός. Τόσο το μέγεθος των σημάτων που διαβιβάζονται σε όλο το σώμα και η χρονική καθυστέρησή τους χρησιμοποιούνται.

### **2.5.1.2 Ενδοκυτταρική καταγραφή: Λήψη των σημάτων από τον εγκέφαλο και τα νεύρα**

Οι εργαστηριακές μελέτες ήταν σε θέση από καιρό να ελέγξουν τα μεμονωμένα κύτταρα νεύρων εξωτερικά στο σώμα. Αυτές οι μελέτες έχουν χρησιμοποιηθεί εκτενώς για την ανάπτυξη και την αξιολόγηση των φαρμάκων νευροδιαβιβαστών και μια γενική μελέτη του νευρικού συστήματος. Μέχρι σήμερα, δεν έχει υπάρξει κανένας τρόπος να εκτελεστούν αυτές οι δοκιμές σε έναν οργανισμό διαβίωσης, επειδή τα κύτταρα νεύρων είναι πάρα πολύ μικρά. Πρόσφατα, εντούτοις, διάφορες ομάδες έχουν αναπτύξει τα πολύ μικροσκοπικά ηλεκτρόδια και τις συστοιχίες ηλεκτροδίων που γίνονται με τη χάραξη του πυριτίου, και ήταν σε θέση να λάβουν τα σήματα από τους μεμονωμένους νευρώνες.

Αν και χρησιμοποιείται ακόμα κυρίως για την έρευνα, αυτή η τεχνολογία προχωρεί γρήγορα προς τις εμπορικές εφαρμογές που εστιάζουν στη μεμονωμένη υποκίνηση νεύρων περισσότερο από τη νευρική καταγραφή. Τα ίδια μικροσκοπικά ηλεκτρόδια είναι χρήσιμα και για τα δύο. Η εμφύτευση αυτών των συστοιχιών ηλεκτροδίων είναι βασική στην επιτυχία τους, και αυτό απαιτεί τις μεθόδους για και να επικοινωνήσει με αυτές (δείτε την επαγωγική τηλεμετρία, την παράγραφο 1.5, και την τηλεμετρία μικροκυμάτων, παράγραφος 3.7) και παραδίδει τη δύναμη σε αυτές (επαγωγική τηλεμετρία). Αλλα ζητήματα περιλαμβάνουν να συσκευάσουν τον υπολογιστή, τη μνήμη, και το δικαίωμα συστημάτων επικοινωνιών μαζί με τα ηλεκτρόδια και τη διαχείριση της εντοπισμένης θερμότητας που παράγεται από το σύστημα. Οι μέθοδοι επεξεργασίας σήματος για να ερμηνεύσουν τα λαμβανόμενα σήματα ή αποτελεσματικότερα να υποκινήσουν τα νεύρα λαμβάνουν επίσης τη σημαντική ερευνητική προσοχή.

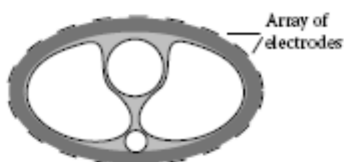
### **2.5.1.3 Απεικόνιση σύνθετης αντίστασης**

Θα ήταν εξαιρετικά χρήσιμο εάν οι μετρήσεις σύνθετης αντίστασης θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για να χαρτογραφήσουν τη σύνθετη αντίσταση του εσωτερικού του σώματος. Ένας τέτοιος χάρτης θα παρείχε όχι μόνο τις μορφομετρικές πληροφορίες όπως αυτήν που παρέχεται από τις ακτίνες Χ υπολογισμένες ανιχνεύσεις τομογραφίας (CT), αλλά και τις πρόσθετες φυσιολογικές πληροφορίες. Παραδείγματος χάριν, τα αποστήματα θα εμφάνιζαν πιθανώς σαφώς σε έναν τέτοιο χάρτη επειδή η αγωγιμότητά τους θα ήταν διαφορετική από αυτήν του περιβάλλοντος ιστού, ενώ η πυκνοτήτά τους, που μετρείται σε μια των ακτίνων Χ ανίχνευση CT, να μην είναι πολύ διαφορετική από τον περιβάλλοντα ιστό.

Μια μέθοδος για τη σύνθετη αντίσταση θα ήταν να χρησιμοποιηθεί μια σειρά ηλεκτροδίων γύρω από την περιφέρεια του σώματος, όπως διευκρινίζεται στο σχήμα 2.26, και να εφαρμοστούν διαδοχικά οι τάσεις μεταξύ των ζευγαριών των ηλεκτροδίων, που μετρούν τα

ρεύματα μέσω όλων των ηλεκτροδίων κάθε φορά. Το διαγώνιο τμήμα του σώματος θα διαιρούταν έπειτα σε μαθηματικά κύτταρα και τα χρησιμοποιημένα στοιχεία για να υπολογίσουν την αγωγιμότητα ή την διηλεκτρική από κάθε ένα από τα μαθηματικά κύτταρα με την επίλυση ενός συνόλου ταυτόχρονων εξισώσεων. Αυτό είναι παρόμοιο με μερικές τεχνικές αναδημιουργίας που χρησιμοποιούνται στις των ακτίνων X ανιχνεύσεις CT.

Αυτές οι τεχνικές αναδημιουργίας λειτουργούν καλά με τις ακτίνες X επειδή οι ακτίνες X ταξιδεύουν στις ευθείες γραμμές μέσω του σώματος. Αυτές οι ίδιες τεχνικές αναδημιουργίας δεν λειτουργούν καλά με την απεικόνιση σύνθετης αντίστασης, εντούτοις, επειδή τα ρεύματα δεν ταξιδεύουν στις ευθείες γραμμές μεταξύ των ηλεκτροδίων μέσω του σώματος, όπως διευκρινίζεται στο επόμενο τμήμα. Οι ειδικές τεχνικές έχουν χρησιμοποιηθεί για να προσπαθήσουν να αποτελέσουν τους διαφορετικούς διαδρόμους ρεύματος, αλλά με περιορισμένη επιτυχία. Στον ανθρώπινο θώρακα, διάδρομος χαμηλής αντίστασης του θωρακικού τοιχώματος που περιβάλλει τους πνεύμονες υψηλής-σύνθετης αντίστασης μετακινεί τα ρεύματα ηλεκτροδίων γύρω αντί μέσω του εσωτερικού, που καθιστά το πολύ δύσκολο να πάρει αρκετά στοιχεία απεικόνισης από το εσωτερικό για να παρέχει τις χρήσιμες εικόνες των πνευμόνων, οι των οποίων τεχνικές αναδημιουργίας χρησιμοποιούνται. Επιπλέον, η ανάλυση (μέγεθος των μαθηματικών κυττάρων) περιορίζεται από τον αριθμό χρησιμοποιούμενων ηλεκτροδίων. Ένας ανέφικτα μεγάλος αριθμός ηλεκτροδίων θα απαιτούταν για τα πολύ μικρά μαθηματικά κύτταρα.



**ΣΧΗΜΑ2.26**

Μια συστοιχία ηλεκτροδίων που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί στην επιφάνεια του σώματος για την απεικόνιση σύνθετης αντίστασης.

Αν και η απεικόνιση σύνθετης αντίστασης μπορεί να βρεί μερικές πρακτικές χρήσεις, εμφανίζεται απίθανη να πλησιάσει την ανάλυση και τη χρησιμότητα των μεθόδων απεικόνισης των ακτίνων X ή μαγνητικής αντήχησης. Εάν η απεικόνιση σύνθετης αντίστασης θα μπορούσε να γίνει χρήσιμη, θα είχε το πλεονέκτημα απλούστερο και λιγότερο ακριβό από μερικές άλλες τεχνικές απεικόνισης.

#### 2.5.1.4

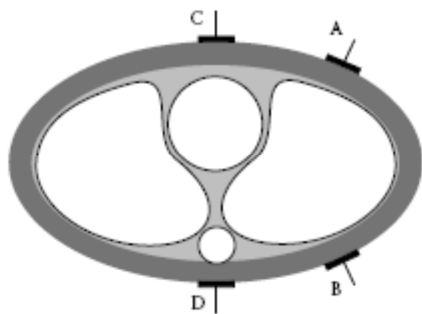
***Έλεγχος σύνθετης αντίστασης για την περιεκτικότητα σε υγρό πνεύμονος και τα τοις εκατό λίπους σώματος***



Η ιδέα της χρησιμοποίησης των πεδίων ΕΜ για τη διάγνωση των όρων μέσα στο ανθρώπινο σώμα είναι ελκυστική επειδή η διανομή των εσωτερικών πεδίων  $E$  εξαρτάται έντονα από την αγωγιμότητα και τη διηλεκτρική των ιστών, και η αγωγιμότητα και η διηλεκτρική των ιστών μεταβάλλονται σε μεγάλο βαθμό με τον τύπο ιστού και την κατάσταση. Παραδείγματος χάριν, η αγωγιμότητα και η διηλεκτρική του ιστού μυών είναι κατά προσέγγιση δύο έως είκοσι φορές μεγαλύτερη από εκείνη του λιπαρού ιστού, ανάλογα με τη συχνότητα. Με μια τέτοια αντίθεση στις ηλεκτρικές ιδιότητες ιστού, θα φαινόταν ότι τα πεδία ΕΜ θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για να αισθανθούν την παρουσία και τον όρο των διάφορων ιστών, και να παρέχουν έτσι τις διαγνωστικές πληροφορίες για το εσωτερικό του σώματος. Ένας πιθανός τρόπος να χρησιμοποιηθούν αυτές οι διαγνωστικές πληροφορίες είναι με τη μέτρηση σύνθετης αντίστασης μεταξύ δύο ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στην επιφάνεια του σώματος. Η σύνθετη αντίσταση είναι μια σύνθετη τιμή και μετριέται με τη λήψη της αναλογίας της τάσης διανύσματος στο ρεύμα διανύσματος. Αυτό σημαίνει ότι και το μέγεθος και η φάση της τάσης και του ρεύματος πρέπει να μετρηθούν. Όσο χαμηλότερη η συχνότητα, τόσο λιγότερη παραλλαγή αναμένεται στη φάση της τάσης και του ρεύματος. Κατά συνέπεια, για συνεχές ρεύμα (DC), συχνά ακριβώς η αντίσταση (μέγεθος της τάσης που διαιρείται με το μέγεθος του ρεύματος) χρησιμοποιείται. Αυτό απλοποιεί τη μέτρηση αρκετά αλλά χάνει μερικές από τις πληροφορίες ειδικά διαθέσιμες.

Το σχέδιο και η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων είναι πολύ σημαντικά στην αποτελεσματικότητα της μέτρησης σύνθετης αντίστασης. Η διανομή πεδίων μεταξύ των ηλεκτροδίων πρέπει να περάσει μέσω της περιοχής ενδιαφέροντος με την ελάχιστη πλαισίωση στις περιοχές όχι ενδιαφέροντος. Λόγω των χαμηλών συχνοτήτων που χρησιμοποιούνται με τα ηλεκτρόδια, δεν είναι δυνατό να περιληφθούν τα πεδία σε μια μικρή περιοχή κατά χρησιμοποίηση των εξωτερικών ηλεκτροδίων, οι τόσο συνήθως πολύ μεγάλες περιοχές του σώματος εξετάζονται. Η βασική ιδέα είναι διευκρινισμένη στο [σχήμα 2.27](#), το οποίο εμφανίζει διαγώνιο τμήμα ενός στοιχειώδους μοντέλου που έχει μερικά από τα ακαθάριστα χαρακτηριστικά γνωρίσματα του ανθρώπινου θώρακα, της καρδιάς, των πνευμόνων, και της σπονδυλικής στήλης. Η σύνθετη αντίσταση μετρήσε μεταξύ των ηλεκτροδίων Α και Β αναμένεται για να απεικονίσει πρώτιστα τις ηλεκτρικές ιδιότητες του πνεύμονα, εάν τα ρεύματα μεταξύ των ηλεκτροδίων εξαρτήθηκαν πρώτιστα από τις σύνθετες αντιστάσεις κατά μήκος της ευθείας γραμμής μεταξύ τους. Αυτό θα μπορούσε να είναι χρήσιμο, παραδείγματος χάριν, στον έλεγχο της περιεκτικότητας σε υγρό πνεύμονα, δεδομένου ότι η σύνθετη αντίσταση ενός υγρού πνεύμονα θα αναμενόταν για να είναι αρκετά χαμηλότερη από αυτή ενός ξηρού πνεύμονα. Ομοίως, η σύνθετη αντίσταση που μετράται μεταξύ των ηλεκτροδίων Γ και το Δ θα αναμενόταν για να απεικονίσει πρώτιστα τις ηλεκτρικές ιδιότητες της καρδιάς.

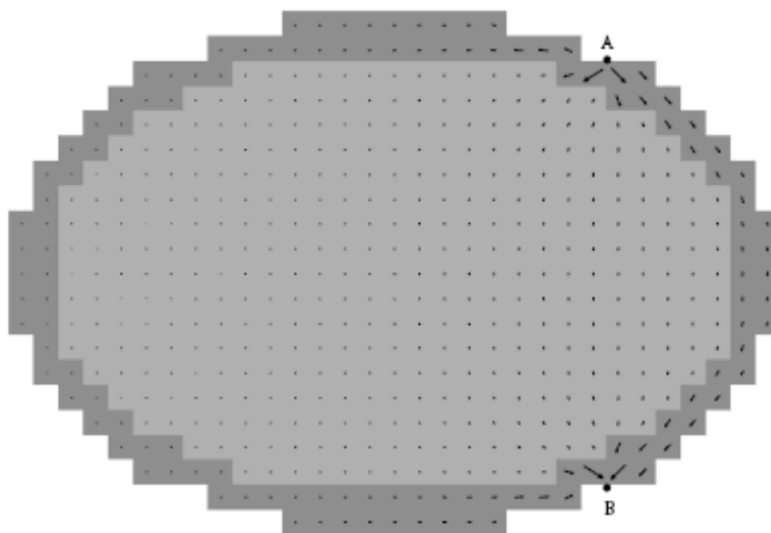
Εντούτοις, τα ρεύματα μεταξύ των ηλεκτροδίων δεν εξαρτώνται πρώτιστα από τις σύνθετες αντιστάσεις κατά μήκος της ευθείας πορείας γραμμής μεταξύ τους. Τείνουν να ακολουθήσουν τους διαδρόμους λιγότερων σύνθετων αντιστάσεων μεταξύ των ηλεκτροδίων, όχι απαραίτητως ευθείας πορείας γραμμών. Στο [σχήμα 2.27](#), τα ρεύματα μεταξύ των ηλεκτροδίων Α και Β θα τείνουν να περάσουν γύρω από τους πνεύμονες από το θωρακικό τοίχωμα, το οποίο έχει μια πολύ χαμηλότερη σύνθετη αντίσταση από τους πνεύμονες. Επειδή μόνο ένα μέρος του ρεύματος διατρέχει του πνεύμονα, η σύνθετη αντίσταση περιέχει τις λιγότερες πληροφορίες για τον πνεύμονα. Αυτή η επίδραση είναι διευκρινισμένη στο [σχήμα 2.28](#), που εμφανίζει απλουστευμένο δισδιάστατο μοντέλο ακριβώς ενός τοίχου και ενός εσωτερικού, με την αγωγιμότητα εσωτερικού δέκα φορές του μικρότερου από αυτή του τοίχου. Μια πηγή ρεύματος συνδέεται με τα ηλεκτρόδια στα σημεία Α και Β. Όπως το σχήμα δείχνει, τα ρεύματα στον τοίχο είναι μεγαλύτερα από τα ρεύματα στο εσωτερικό. Με παρόμοιο τρόπο, η σύνθετη αντίσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων Γ και Δ περιέχει τις λιγότερες πληροφορίες για την καρδιά λόγω της μετακίνησης επίδρασης στον τοίχο.



**ΣΧΗΜΑ 2.27**

Διαγώνιο τμήμα ενός ακαθάριστου μοντέλου του ανθρώπινου θώρακα που περιλαμβάνει την καρδιά, τους πνεύμονες, και τη σπονδυλική στήλη.

Οι διάφορες τεχνικές έχουν χρησιμοποιηθεί στις προσπάθειες να υπερνικηθεί αυτή η δυσκολία. Μια μέθοδος είναι να τεθούν τα δαχτυλίδια γύρω από τα ηλεκτρόδια, τα οποία καλούνται *ηλεκτρόδια φρουράς*. Οι οδηγίες ηλεκτροδίων φρουράς μειώνουν τα ανεπιθύμητα ρεύματα διακλαδώσεων, αλλά μειώνουν επίσης την ευαισθησία μετρήσης. Η υψηλή σύνθετη αντίσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων και του δέρματος μπορεί επίσης να είναι ένα πρόβλημα. Χρησιμοποιώντας τις υψηλότερες συχνοτήτες μειώνεται αυτή η δυσκολία.



### ΣΧΗΜΑ 2.28

Υπολογισμένα ρεύματα σε ένα απλουστευμένο δισδιάστατο μοντέλο του ανθρώπινου θώρακα που περιλαμβάνει ακριβώς έναν τοίχο και ένα εσωτερικό. Μια πηγή ρεύματος 100 kHz συνδέεται στα σημεία A και B. Η αγωγιμότητα του τοίχου είναι 0,5 S/m, και του εσωτερικού είναι 0,05 S/m. Η σχετική αγωγιμότητα και του τοίχου και του εσωτερικού είναι  $3 \times 10^4$ .

Οι εφαρμογές των μετρήσεων σύνθετης αντίστασης που χρησιμοποιούνται στην έρευνα περιλαμβάνουν τη μέτρηση της περιεκτικότητας σε υγρό πνεύμονα, παρακολούθηση των καρδιακών λειτουργιών, και αίσθησης κορεσμού ουροδόχου κύστης. Οι μεταβολές στις μετρήσεις σύνθετης αντίστασης από ασθενή σε ασθενή, ανάλογα με το μέγεθος των ασθενών και διαμορφώνουν, παρόντα προβλήματα στην ανάπτυξη των αξιόπιστων διαγνωστικών συσκευών βασισμένων στις μετρήσεις σύνθετης αντίστασης. Παραδείγματος χάριν, η μέτρηση σύνθετης αντίστασης σε έναν ασθενή με έναν δεδομένο βαθμό πληρότητας της ουροδόχου κύστης να είναι αρκετά διαφορετική από τις μετρήσεις σύνθετης αντίστασης σε έναν άλλο ασθενή με τον ίδιο βαθμό πληρότητας ουροδόχου κύστης. Τέτοιες συσκευές μπορεί να είναι πίο χρήσιμες στην παρακολούθηση των αλλαγών σε έναν ασθενή συνάρτηση του χρόνου.

Μια εμπορική εφαρμογή της μέτρησης σύνθετης αντίστασης ενσωματώνεται στις κλίμακες που μετρούν και το βάρος και την περιεκτικότητα σε λίπος του σώματος. Δύο ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην κλίμακα, μια για κάθε πόδι, και η σύνθετη αντίσταση μεταξύ τους μετριέται. Δεδομένου ότι ο μυς διευθύνει καλύτερα από το λίπος και το κόκκαλο και είναι επίσης βαρύτερος, ένας συνδυασμός πληροφοριών για το βάρος και τη σύνθετη αντίσταση θα μπορούσε θεωρητικά να παρέχει τις πληροφορίες για το ποσοστό σωματικού λίπους. Δυστυχώς, η γενική σύνθετη αντίσταση εξαρτάται επίσης από τη σύνθετη αντίσταση επαφών μεταξύ του ποδιού και της κλίμακας (έτσι η μέτρηση μετά από ένα μπάνιο ή ένα ντους προτιμάται). Επίσης,

δεδομένου ότι το κόκκαλο και το λίπος έχουν τις πολύ παρόμοιες σύνθετες αντιστάσεις αλλά τα διαφορετικά βάρη, το σχετικό μέρος του κόκκαλου πρέπει να είναι γνωστό. Κατά συνέπεια, ο χρήστης καλείται να εισαγάγει το βάρος και το κατά προσέγγιση ανάστημα (ύψος και μικρή, μέση, ή μεγάλη δομή οστών). Δεδομένου ότι όλες αυτές οι παράμετροι ελέγχουν τη σύνθετη αντίσταση του σώματος, το καθιστούν πολύ δύσκολο να πάρουν μια ακριβή αριθμητική αξιολόγηση του λίπους ποσοστού από μεμονωμένο άτομο. Το σχετικό ποσοστό κατά τη διάρκεια του χρόνου μέσα σε ένα άτομο είναι πολύ ευκολότερο να το προβλέψουμε. Επομένως, αυτές οι κλίμακες είναι πιθανό να δώσουν τις λογικές τιμές για τις αλλαγές στο ποσοστό λίπους για ένα άτομο, αλλά είναι λιγότερο πιθανό να δώσουν τις ακριβείς τιμές για το πραγματικό ποσοστό οποιαδήποτε στιγμή.

## **2.5.2 Ηλεκτρόδια για την υποκίνηση**

### **2.5.2.1 Καρδιακοί βηματοδότες και Απινιδωτές**

Η καρδιά είναι ένα φυσικό παράδειγμα ενός κρίσιμου βιοηλεκτρομαγνητικού συστήματος. Ο χτύπος της καρδιάς ελέγχεται από δύο σημαντικά εσωτερικά κέντρα υποκίνησης που συνδέονται και συντονίζονται συνήθως. Ο φλεβοκομβοκολπικός κόμβος (SA) βρίσκεται στον τοίχο του δεξιού κόλπου κοντά στην ανώ φλέβα κοίλης. Ο κολποκοιλιακός κόμβος (AV) είναι στο μεσοκολπικό διάφραγμα κοντά στο άνοιγμα του στεφανιαίου κόλπου. Για να αρχίσει ένα κτύπο της καρδιάς, ο κόμβος SA δημιουργεί ένα παλμό του οποίου το δυναμικό αυξάνεται ραγδαία από -70 mV ως +20 mV (σχετικά με το εξωκυττάριο υγρό) αυτός ο παλμός συμβάλλει τους κόλπους και ταξιδεύει στον κόμβο AV, όπου υποβάλλεται σε μια μικρή καθυστέρηση. Ο κόμβος AV συνδέεται με το υπόλοιπο της καρδιάς μέσω μιας ινώδους δέσμης (δέσμη δική του) που διαιρεί σε αριστερούς και δεξιούς κλάδους και συνδέεται με τον κοιλιακό ιστό Purkinje. Οι ίνες που αποτελούν αυτήν την δέσμη έχουν τροποποιηθεί συγκεκριμένα για να διευθύνουν τις ηλεκτρικές ωθήσεις στους άλλους στεφανιαίους ιστούς για να τους αναγκάσουν να συμβληθούν με το αίμα αντλίας μέσα στην καρδιά. Ο συγχρονισμός της καρδιακής δυνατότητας ενέργειας μεταξύ των διάφορων δομών της καρδιάς ελέγχει τη φύση και την ταχύτητα του κτύπου της καρδιάς.

Τα ηλεκτρικά σήματα από την καρδιά διευθύνονται αναπόφευκτα σε άλλες περιοχές του σώματος επίσης, λόγω του αγωγισμού υγρού και των οργάνων που έρχονται σε επαφή με την καρδιά. Ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG), που χρησιμοποιείται για να εντοπίσει τα σήματα ελέγχου της καρδιάς, είναι μια χαρτογράφηση των ηλεκτρικών τάσεων που παράγονται από την καρδιά στην επιφάνεια του σώματος. Τα εξωτερικά ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην επιφάνεια του σώματος για να λάβουν αυτά τα ηλεκτρικά σήματα. Όπως με οποιαδήποτε τάση, οι δυνατότητες επιφάνειας πρέπει να μετρηθούν σχετικά με μια αναφορά (ή την γείωση)

ηλεκτρόδιου. Στην απλή περίπτωση τρεις-μολύβδοι, το ηλεκτρόδιο γείωσης είναι συνδεδεμένο με το σωστό πόδι. Αυτό σημαίνει ότι οι άλλες δύο τάσεις που μετριοούνται θα μετρηθούν σχετικά με το σωστό πόδι. Όταν έξι ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται, οι δυνατότητες μεταξύ οποιουδήποτε ζευγαριού μπορούν να μετρηθούν καθώς επίσης και η δυνατότητα μεταξύ κάθε ηλεκτροδίου και γείωσης.

Τα καρδιακά ηλεκτρικά σήματα δυσλειτουργούν μερικές φορές. Κατά τη διάρκεια μιας καρδιακής προσβολής, παραδείγματος χάριν, η καρδιά μπορεί να πάει στον ινιδισμό όπου τα ηλεκτρικά σήματα γίνονται ταραγμένα και δεν προχωρούν γύρω από την καρδιά στη σωστή κατάταξη, κατά συνέπεια μην επιτρέποντας στην καρδιά για να συμβληθεί κατάλληλα για την άντληση του αίματος. Κατόπιν εξωτερικός απινιδωτής μπορεί να χρησιμοποιηθεί. Αυτός ο απινιδωτής χρησιμοποιεί ένα ζευγάρι των ηλεκτροδίων (κουπιά) που τοποθετούνται στο στήθος έτσι ώστε το ρεύμα που περνά μεταξύ τους θα περάσει επίσης μέσω όσο το δυνατόν περισσότερου της καρδιάς. Πάλι, το ένα από αυτά τα ηλεκτρόδια γειώνεται, και το άλλο έχει μια μεγάλη τάση, που παράγει έναν κλονισμό πέρα από την καρδιά που προσπαθεί να επανεκκινήσει την κανονική ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. Οι απινιδωτές μπορούν επίσης να εμφυτευθούν εσωτερικά στο σώμα. Σε εκείνη την περίπτωση, το πακέτο μπαταριών τοποθετείται στη θωρακική κοιλότητα ώμων ή του ασθενή. Η περίπτωση μετάλλων (συνήθως τιτάνιο) του πακέτου μπαταριών αφήνεται σε επαφή με το σώμα (δηλ., που δεν μονώνεται με το πλαστικό), και ένα καλώδιο μολύβδου μετάλλων είναι χειρουργικά συνημμένο κοντά σε ένα ηλεκτρικά ευαίσθητο σημείο στην καρδιά. Το εσωτερικό πακέτο μπαταριών μπορεί έπειτα να δώσει έναν αρκετά μεγάλο σφυγμό για να επανεκκινήσει την καρδιά εάν είναι απαραίτητο. Τα δύο ηλεκτρόδια σε αυτήν την κατάσταση είναι η άκρη του καλωδίου που συνδέεται με την καρδιά και η περίπτωση του πακέτου μπαταριών. Μια πολύ παρόμοια συσκευή μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον καρδιακό ρυθμό. Ένας βηματοδότης λειτουργεί χαρακτηριστικά συνεχώς, ελέγχοντας των περισσότερων εάν όχι όλων των κτύπων της καρδιάς, ενώ ο απινιδωτής λειτουργεί χαρακτηριστικά μόνο όταν απαιτείται περιστασιακά.

#### **2.5.2.2 Παλόμενα ηλεκτρομαγνητικά πεδία**

Τα παλόμενα ηλεκτρομαγνητικά πεδία (PEMFs) έχουν χρησιμοποιηθεί για διάφορες ιατρικές εφαρμογές. Τα ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του σώματος συχνότερα χρησιμοποιούνται για αυτές τις εφαρμογές, αν και τα εσωτερικά ηλεκτρόδια μπορούν να χρησιμοποιηθούν στις απομονωμένες εφαρμογές. Τα παλόμενα ηλεκτρομαγνητικά πεδία, όπως εκείνοι που περιγράφονται στην παράγραφο 1.8, χρησιμοποιούν τα χρονικά μεταβαλλόμενα πεδία για να υποκινήσουν το σώμα για τον έλεγχο πόνου, το κόκκαλο και τη θεραπεία ιστού, και την υποκίνηση νεύρων.

Τα παλόμενα ηλεκτρομαγνητικά πεδία έχουν βρεθεί για να είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικά θεραπεύοντας σπασίματα και τους μαλακούς τραυματισμούς ιστού, ιδιαίτερα εκείνοι που δεν αποκρίνονται στις συνηθισμένες θεραπευτικές μεθόδους. Αυτή η μέθοδος έχει χρησιμοποιηθεί ιστορικά. Από 1812, η διάβαση των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων μέσω των βελόνων που παρεμβλήθηκαν στο χάσμα σπασίματος βρέθηκε για να υποκινεί τη θεραπεία κόκκαλων, και από τα μέσα του 1800s, αυτή η ΣΥΝΕΧΗΣ υποκίνηση θεωρήθηκε μέθοδος επιλογής για τα αργά-θεραπεύσιμα σπασίματα. Το κόκκαλο σήμερα που θεραπεύει τα συστήματα PEMF χρησιμοποιεί χαρακτηριστικά έναν ορθογώνιο σφυγμό με ένα επαναληπτικό ποσοστό εβδομήντα δύο σφυγμών ανά δευτερόλεπτο. Ο βιολογικός μηχανισμός για την αποτελεσματικότητα αυτής της επεξεργασίας δεν γίνεται κατανοητός καλά, και υπάρχουν διάφορες θεωρίες. Γενικά γίνεται αποδεκτό ότι αυτό δεν είναι μια θερμική επίδραση, επειδή η παραδοθείσα δύναμη είναι πάρα πολύ χαμηλή για να αυξήσει τη θερμοκρασία αρκετά. Είναι δυνατό ότι η φύση του ίδιο του χάσματος δημιουργεί τα ισχυρότερα πεδία στο χάσμα από ειδάλλως το αναμενόμενο, σαν τα υψηλά πεδία που παράγονται στο λίπος από υπερθερμία μικροκυμάτων. Πιθανώς η ευρύτητα κρατημένη πεποίθηση είναι ότι τα παλόμενα πεδία καθυστερούν τους οστεοκλάστες που καταστρέφουν το κόκκαλο αυξάνοντας το ποσοστό νέου σχηματισμού κόκκαλων.

Μια άλλη εφαρμογή των παλόμενων ηλεκτρομαγνητικών πεδίων είναι για τον έλεγχο του πόνου στο γόνατο, την πλάτη, και τον ώμο. Χαρακτηριστικά πολλά ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται, τοποθετημένος στρατηγικά γύρω από αυτές τις περιοχές. Οι περισσότεροι επαγγελματίες τοποθετούν τα ηλεκτρόδια σύμφωνα με την έννοια ότι δοκιμάζουν για την υπερδιέγερση ήπια τα νεύρα για να χρησιμοποιήσουν τη φυσική τάση του σώματος να διαποτιστεί το νεύρο και επομένως να σταλούν λιγότερα σήματα πόνου. Κατά συνέπεια, προσπαθούν να στρέψουν τα ηλεκτρόδια έτσι ώστε τα πεδία μεταξύ τους θα είναι πρώτιστα στα νεύρα. Αυτό είναι μακριά από μια ακριβή επιστήμη. Η πυκνότητα ρεύματος είναι ιδιαίτερα ανομοιόμορφη μεταξύ των ηλεκτροδίων. Τα κόκκαλα (πολύ επικρατώντα μέσα οι περιοχές με τον πόνο) δεν διευθύνουν καθώς επίσης και ο περιβάλλοντας μυς, το νεύρο, και το αίμα. Τα ρεύματα μεταξύ των ηλεκτροδίων επομένως συγκεντρώνονται σε εκείνες τις περιοχές. Είναι επίσης πιθανό ότι η κατεύθυνση του ρεύματος (παράλληλα ή κάθετα στο νεύρο) είναι μια σημαντική εκτίμηση. Στην πράξη, οι περισσότεροι ηλεκτροθεραπευτές θα πειραματιστούν απλά με έναν μεμονωμένο ασθενή, και την ανατροφοδότηση χρήσης από τον ασθενή για να τοποθετήσουν τα ηλεκτρόδια στις αποτελεσματικότερες θέσεις. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιείται εκτενώς και σε ανθρώπινο και κτηνιατρικό φάρμακο.

Τα παλόμενα ηλεκτρομαγνητικά πεδία χρησιμοποιούνται επίσης για μια ευρεία μεταβολή της μειωμένης ανάγκης εφαρμογών παράδοσης φαρμάκων. Η ιοντοφόρηση είναι μια μέθοδος για να αναγκάσει ηλεκτρικά τα φάρμακα πέρα από μια διαδερμική διαπροσωπεία που χρησιμοποιεί

μια σχετικά μικρή τάση (0,1 έως 10 V) πέρα από το όριο δερμάτος. Αυτή η μέθοδος εμφανίζεται να μην δημιουργεί τις δομικές αλλαγές στα κύτταρα ή το δέρμα, αλλά μάλλον ακριβώς δημιουργεί τις ιονικές διαβάσεις ότι ένα αγωγίμο ρευστό (φάρμακο) θα ακολουθήσει κατευθείαν τις προϋπάρχουσες υδάτινες διαβάσεις. Αυτή τη στιγμή, ένας περιορισμένος αριθμός φαρμάκων μπορεί να παραδοθεί σε αυτήν την μέθοδο. Αυτή η μέθοδος έχει επεκταθεί σε μια σχετικά νέα θεραπεία καρκίνου αποκαλούμενη χημειοθεραπεία, η οποία έχει χρησιμοποιηθεί για ποικίλους δερματικούς όγκους, συμπεριλαμβανομένων των όγκων κεφαλιών και λαιμών, μελανώματα, επιφανειακά τραύματα καρκίνου του μαστού, και τα λοιπά. Σε αυτήν την θεραπεία, την αντίσταση των κακοήθων κυττάρων στη διείσδυση από ορισμένους χημειοθεραπευτικούς πράκτορες χαμηλώνει προσωρινά από ο ηλεκτρομετασχηματισμός, ο οποίος δημιουργεί τους προσωρινούς πόρους (διαβάσεις) στις μεμβράνες των κακοήθων κυττάρων από την εφαρμογή των σύντομων ΣΥΝΕΧΩΝ σφυγμών που παράγουν τα ηλεκτρικά πεδία διάφορων kilovolts ανά εκατοστόμετρο. Μόλις τα κύτταρα ενσωματωθούν, οι χημειοθεραπευτικοί πράκτορες μπορούν να εισαγάγουν τα κακοήθη κύτταρα και να τα καταστρέψουν. Η ηλεκτροχημειοθεραπεία δεν μπορεί μόνο να αυξήσει την αποτελεσματικότητα ορισμένων χημειοθεραπευτικών πρακτόρων, αλλά και μπορεί να μειώσει τις παρενέργειες επειδή τα κακοήθη κύτταρα μπορούν να καταστραφούν με τις πολύ χαμηλότερες δόσεις των χημειοθεραπευτικών πρακτόρων απ'ό,τι με τη συμβατική συστημική χημειοθεραπεία. Αυτή η μέθοδος είναι πλήρως διαφορετική από την υπερθερμία (θέρμανση) που συνδυάζεται με τη χημειοθεραπεία, η οποία περιγράφεται στο κεφάλαιο 6.

### **2.5.2.3 Άμεση υποκίνηση νεύρων**

Τα ηλεκτρόδια για τη νευρική καταγραφή περιγράφηκαν στο προηγούμενο τμήμα. Αυτά τα ίδια ηλεκτρόδια έχουν χρησιμοποιηθεί για τη νευρική υποκίνηση επίσης. Η βαθιά διεγερση του εγκεφάλου για τη θεραπεία της ασθένειας Parkinson χρησιμοποιεί αυτήν την περίοδο μια συσκευή πολύ παρόμοια με έναν καρδιακό βηματοδότη. Ένα πακέτο μπαταριών συναρμολογείται στον ώμο, και ένας μολυβδος καλωδίων δημιουργείται το λαιμό στον εγκέφαλο, όπου ένα εμφυτευμένο ηλεκτρόδιο μπορεί να υποκινήσει τον εγκέφαλο για να ανακουφίσει τις δονήσεις. Οι μελλοντικές εκδόσεις αυτής της συσκευής μπορούν να χρησιμοποιήσουν τη συμπαγέστερη ηλεκτρονική που ενσωματώνεται άμεσα με στα ηλεκτρόδια υποκίνησης, προλαμβάνοντας κατά συνέπεια την ανάγκη για το πακέτο μπαταριών ώμων και το μακροχρόνιο μολυβδο στον εγκέφαλο.

Και τα εξωτερικά ηλεκτρόδια και τα εισβολόμενα ηλεκτρόδια βελόνων χρησιμοποιούνται για την υποκίνηση των νεύρων και των μυών για τη θεραπεία και για διαγνωστικούς λόγους. Η άμεση υποκίνηση νεύρων έχει μια ευρεία σειρά πιθανών εφαρμογών στον ορίζοντα επίσης. Η

υποκίνηση του οπτικού νεύρου για τα αμφιβληστροειδικά μοσχεύματα και του ακουστικού νεύρου για τα κοχλιατά μοσχεύματα, καθώς επίσης και παρακάμπτοντας έναν χαλασμένο νωτιαίο μυελό, όλα έχουν καταδειχθεί στο εργαστήριο. Η επεξεργασία της ουρικής, πρωκτικής, και στυτικής δυσλειτουργίας έχει προταθεί επίσης χρησιμοποιώντας τα εμφυτεύσιμα νευρικά διεγερτικά. Αυτές οι συσκευές έχουν ακόμα πολλά έτη ανάπτυξης πριν φθάσουν στην επικρατούσα εφαρμογή, αλλά έχουν εμφανίσει ικανοποιητική υπόσχεση για να δημιουργήσουν ένα μεγάλο μέρος της έρευνας και στο ακαδημαϊκό και εμπορικό επίπεδο.

#### 2.5.2.4 Εκτομή

Η εκτομή αναφέρεται στη χρησιμοποίηση των μεγάλων ποσών εντοπισμένης θερμότητας (κάψιμο) για να μεταχειριστεί τις φυσικές καταστάσεις. Η καρδιακή εκτομή χρησιμοποιεί αυτήν την εντοπισμένη θερμότητα για να καταστρέψει την άρρωστη-διεύθυνση των διαβάσεων στους καρδιακούς μύες. Στις στεφανιαίες αρτηρίες, χρησιμοποιείται για να διαλύσει την πλάκα και να καθαρίσει τις αρτηρίες. Αυτό γίνεται χαρακτηριστικά είτε με τη δύναμη μικροκυμάτων παραδοθείσα πολύ τοπικά (συνήθως με μια απέραντη ομοαξονική γραμμή ή μια πολύ μικρή μονοπωλιακή κεραία) είτε ένα ανθεκτικό καλώδιο είτε ένα πηνίο που τοποθετείται με σε επαφή με την πλάκα. Η εκτομή λέιζερ χρησιμοποιείται συχνά για να μεταχειριστεί την ενδομητρίωση με το κάψιμο ή την αφαίρεση του ανεπιθύμητου ιστού στην επιφάνεια της μήτρας. Όλες οι εφαρμογές εκτομής απαιτούν τον πολύ ακριβή έλεγχο της εντοπισμένης θέρμανσης.

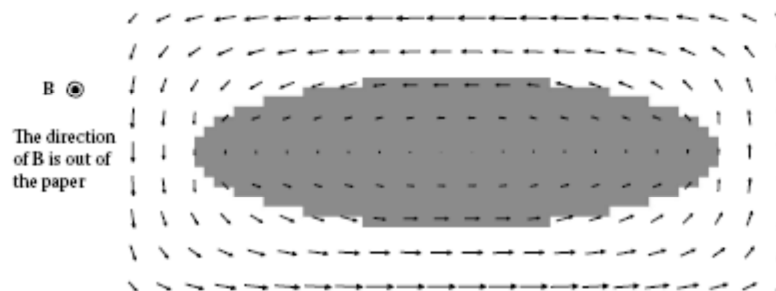
## 2.6 Πεδία που προκαλούνται στα αντικείμενα από τα συναφή πεδία **B** στο ελεύθερο διάστημα

Το σχήμα 2.29 εμφανίζει υπολογισμένο εσωτερικό **E** σε ένα απλό δισδιάστατο μοντέλο μιας ωοειδούς σφαιροειδούς διεύθυνσης που τοποθετείται 60 Hz ημιτονοειδή χρονικά μεταβαλλόμενο και στο χώρο το ομοιόμορφο πεδίο **B** στο ελεύθερο διάστημα. Το πεδίο **B** σε αυτήν την περίπτωση κατευθύνεται από το χαρτί (το πεδίο **B** είναι παράλληλο στο δευτερεύοντα [ σύντομο ] άξονα του σφαιροειδούς, το οποίο κατευθύνεται επίσης από το χαρτί). Όπως εξηγείται στην παράγραφο 1.4, το χρονικά μεταβαλλόμενο πεδίο **B** παράγει τα πεδία **E** που περικυκλώνουν το πεδίο **B**. Μια κοντινή όψη των πεδίων **E** στο σφαιροειδές εμφανίζεται στο [σχήμα 2.30](#). Όταν το πεδίο **B** είναι παράλληλο στο σημαντικότερο (μακροχρόνιο) άξονα του σφαιροειδούς, το προκληθέν πρότυπο πεδίων **E** είναι όπως φαίνεται στο [σχήμα 2.31](#), που εμφανίζει ένα διαγώνιο τμήμα του σφαιροειδούς, με το πεδίο **B** που κατευθύνεται από το χαρτί. Μια όψη με ένα λεπτότερο πλέγμα εμφανίζεται στο [σχήμα 2.32](#). Το πρότυπο είναι παρόμοιο σε



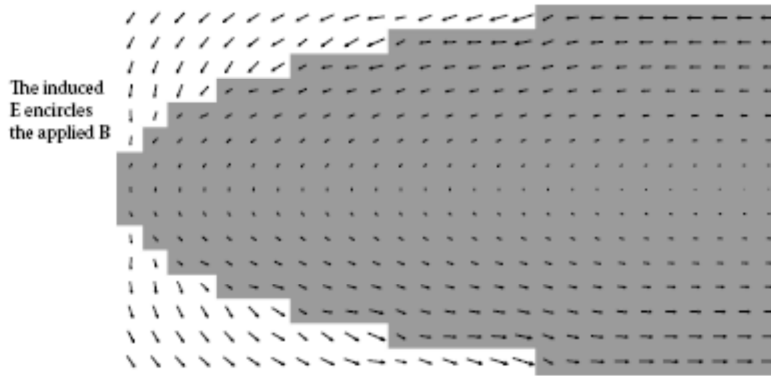
κάθε διαγώνιο τμήμα της καθέτου σφαιροειδών με το σημαντικότερο άξονα. Όπως στον άλλο προσανατολισμό του αντικειμένου όσον αφορά το πεδίο **B**, το προκληθέν πεδίο **E** περικυκλώνει το πεδίο **B**. Αν και τα ορθογώνια μαθηματικά κύτταρα του μοντέλου δεν αντιπροσωπεύουν τα ομαλά όρια ενός ωοειδούς σφαιροειδούς πολύ καλά, το πρότυπο των προκληθέντων πεδίων **E** είναι περίπου το ίδιο με αυτό για ένα πραγματικό ωοειδές σφαιροειδές.

Το σχήμα 2.33 εμφανίζει τα αποτελέσματα των τρισδιάστατων αναλυτικών υπολογισμών για τα πεδία **E** που προκαλούνται σε ένα ωοειδές σφαιροειδές από ένα ημοτινοειδής χρονικά μεταβαλλόμενο, στο χώρο ομοιόμορφο πεδίο **B**. Όταν το πεδίο **B** είναι παράλληλο στο σημαντικότερο άξονα του σφαιροειδούς, όπως φαίνεται στο σχήμα 2.33 (a), το προκληθέν πεδίο **E** σε οποιαδήποτε κάθετο διαγώνιοι τμημάτων στο σημαντικότερο άξονα δίνεται από  $\omega B r / 2$ , όπου  $r$  είναι η απόσταση από το σημαντικό άξονα σφαιροειδών στο σημείο στο οποίο το πεδίο **E** είναι αξιολογημένο, και; είναι η συχνότητα ακτινίου του πεδίου **B**. Αυτό δείχνει ότι όσο υψηλότερη είναι η συχνότητα ακτινίου  $\omega$  τόσο περισσότερα ηλεκτρικά πεδία παράγονται. Επίσης, μακρύτερα από τον άξονα, τόσο μεγαλύτερο το ηλεκτρικό πεδίο. Το μέγιστο πεδίο **E** που προκαλείται από ένα πεδίο **B** 1 mT σε μια συχνότητα 60 Hz ( $\omega = 2\pi \times 60$ ) είναι 25,8 mV/m, που βρίσκεται στην εξωτερική επιφάνεια του σφαιροειδούς.



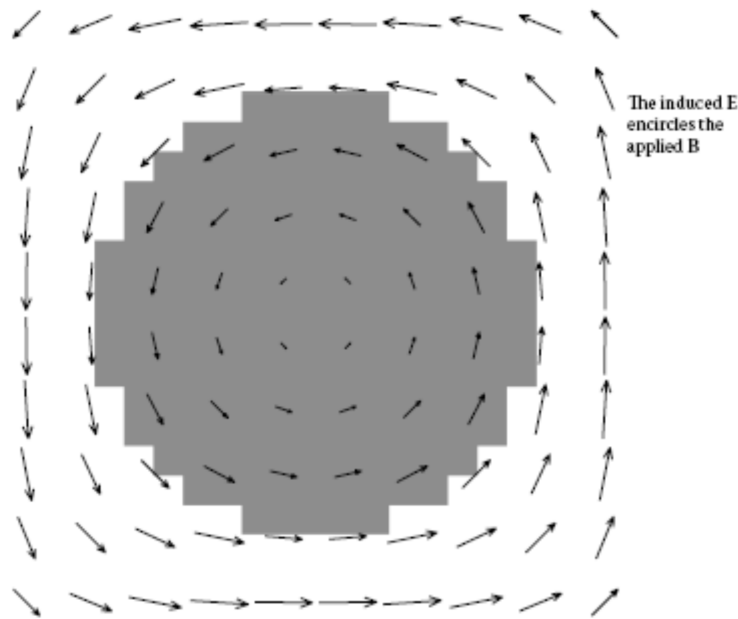
ΣΧΗΜΑ 2.29

Υπολογισμένα πεδία **E** σε ένα διαγώνιο τμήμα ενός δισδιάστατου μοντέλου ενός ωοειδούς σφαιροειδούς στο ελεύθερο διάστημα που εκτίθεται σε μια ομοιόμορφη κάθετη 60 Hz **B** πεδίου στο σημαντικότερο άξονα του σφαιροειδούς (δηλ., το **B** κατευθύνεται από το χαρτί). Τα πεδία υπολογίστηκαν σε ένα λεπτότερο πλέγμα και παρουσιάστηκαν σε ένα πιο χονδροειδές πλέγμα για να εμφανίσουν πιο σαφώς γενικό πρότυπο πεδίων.



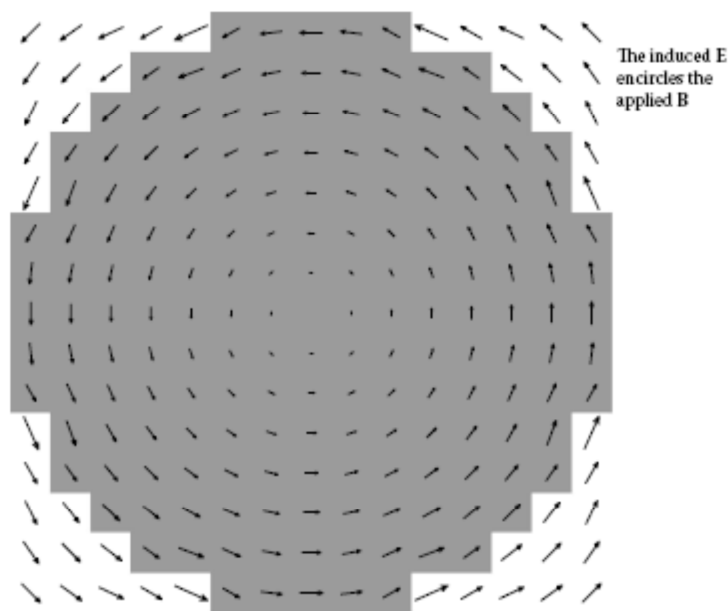
ΣΧΗΜΑ 2.30

Το πρότυπο πεδίων  $\mathbf{E}$  στο αριστερό μισό του σφαιροειδούς στο σχήμα 2.29, που εμφανίζεται όπως υπολογίζεται στο λεπτότερο πλέγμα.



ΣΧΗΜΑ 2.31

Υπολογισμένα πεδία  $\mathbf{E}$  σε ένα διαγώνιο τμήμα ενός δισδιάστατου μοντέλου ενός ωσειδούς σφαιροειδούς στο ελεύθερο διάστημα που εκτίθεται σε μια ομοιόμορφη κάθετη 60 Hz  $\mathbf{B}$  πεδίου στο δευτερεύοντα άξονα του σφαιροειδούς (δηλ., το  $\mathbf{B}$  κατευθύνεται από το χαρτί). Τα πεδία υπολογίστηκαν σε ένα λεπτότερο πλέγμα και παρουσιάστηκαν σε ένα πιο χονδροειδές πλέγμα για να εμφανίσουν πιο σαφώς γενικό πρότυπο πεδίων. Το  $\mathbf{E}$  περικυκλώνει το εφαρμοσμένο  $\mathbf{B}$  και είναι ισχυρότερο έξω από το αντικείμενο.



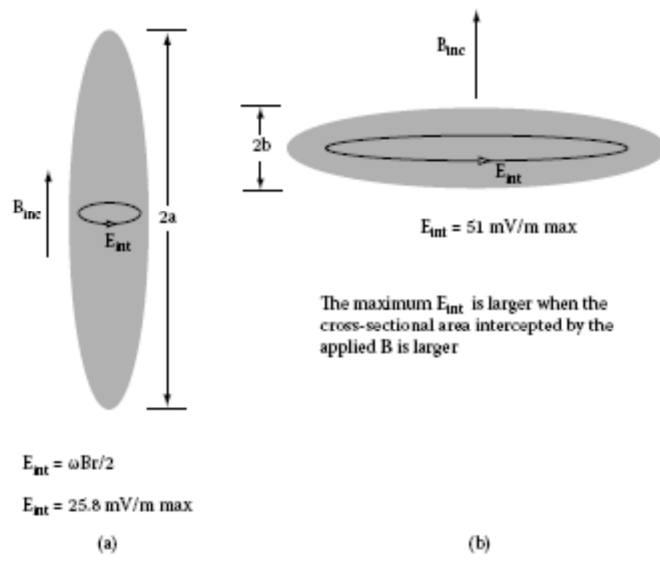
ΣΧΗΜΑ 2.32

Μια κοντινή προβολή των πεδίων στο [σχήμα 2.31](#), που εμφανίζει τα πεδία που υπολογίζονται στο λεπτότερο πλέγμα.

Όταν το πεδίο  $\mathbf{B}$  είναι παράλληλο στο δευτερεύοντα άξονα του σφαιροειδούς ([σχήμα 2.33 \(b\)](#)), το μέγιστο που προκαλείται στο πεδίο  $\mathbf{E}$ , που βρίσκεται στην εξωτερική επιφάνεια του σφαιροειδούς, είναι σχεδόν δύο φορές εκείνη η τιμή. Η διαφορά μπορεί να εξηγηθεί από την άποψη της διατομικής περιοχής που παρεμποδίζεται από το πεδίο  $\mathbf{B}$  σε κάθε περίπτωση. Στο [σχήμα 2.33 \(α\)](#), η διατομική περιοχή που παρεμποδίζεται από το  $\mathbf{B}$  είναι αρκετά λιγότερο από αυτό που παρεμποδίζεται από το πεδίο  $\mathbf{B}$  στο [σχήμα 2.33 \(β\)](#). Αυτό είναι μια απεικόνιση μιας γενικής συμπεριφοράς: των πεδίων  $\mathbf{E}$  που προκαλούνται σε ένα σώμα από ένα στο χώρο ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{B}$  είναι γενικά μεγαλύτερα όταν η διατομική περιοχή που παρεμποδίζεται από το  $\mathbf{B}$  είναι μεγαλύτερη, και βρίσκονται κοντά στην εξωτερική περιφέρεια του σώματος.

Τα πεδία  $\mathbf{E}$  που προκαλούνται σε ένα χονδροειδές δισδιάστατο μοντέλο ενός ζώου στο ελεύθερο διάστημα που εκτίθεται 60 Hz, στο χώρο ομοιόμορφου πεδίου  $\mathbf{B}$  εμφανίζονται στο [σχήμα 2.34](#). Πάλι, τα πεδία  $\mathbf{E}$  τείνουν να περιβάλλουν γύρω από το εφαρμοσμένο πεδίο  $\mathbf{B}$ , το οποίο κατευθύνεται από το χαρτί. Είναι γενικά μεγαλύτερα στον αέρα που περιβάλλει τον ιστό διεύθυνσης του μοντέλου από ότι είναι τα ίδια στον ιστό. Τα πεδία  $\mathbf{E}$  τείνουν επίσης να είναι μικρά για να είναι κοντά το κέντρο του συστήματος και μεγαλύτερα γύρω από το εξωτερικό, όπως στα σφαιροειδή μοντέλα. Το [σχήμα 2.35](#) εμφανίζει πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στο μοντέλο μόνο (σχεδιασμένα σε μια διαφορετική κλίμακα), όπου το κυκλοφορώντας πρότυπο είναι προφανέστερο.

Είναι ενδιαφέρον να σημειωθεί ότι τα πεδία **E** τείνουν να κυκλοφορήσουν γύρω από το κέντρο του κορμού, αλλά και σε μια μικρότερη έκταση γύρω από το κέντρο του κεφαλιού και το κέντρο των ποδιών. Η κυκλοφορία γύρω από το κέντρο του αριστερού ποδιού εμφανίζεται πίο σαφώς στο **σχήμα 2.36**, που εμφανίζει ακριβώς αριστερό πόδι του σχήματος 2.34, αλλά ακόμα συνδεδεμένο με ολόκληρο το ζώο. Το **σχήμα 2.37** εμφανίζει πεδία **E** σε ένα πόδι που έχει αποσυνδεθεί από το υπόλοιπο του ζώου αλλά έχει εκτεθεί στο ίδιο πεδίο **B**, που σχεδιάζεται στην ίδια κλίμακα όπως στο **σχήμα 2.36**. Αν και τα περισσότερα πεδία στην κορυφή του αποσυνδεδεμένου ποδιού είναι διαφορετικά από εκείνα του συνημμένου ποδιού, τα πεδία στο κατώτατο σημείο του αποσυνδεδεμένου ποδιού διαφέρουν από εκείνα στο συνημμένο πόδι λιγότερο από το μισό του 1%. Αυτό η σύγκριση δείχνει ότι τα πεδία τείνουν να κυκλοφορήσουν γύρω από το κέντρο του συνημμένου ποδιού σαν ήταν μια χωριστή οντότητα, και μόνο στην περιοχή όπου το πόδι είναι συνημμένο είναι τα πεδία σημαντικά διαφορετικά από εκείνα ενός αποσυνδεδεμένου ποδιού. Αυτή η επίδραση γίνεται περισσότερο έντονη καθώς το πόδι γίνεται πλέον πίο λεπτότερο, και έντονα λιγότερο όταν το πόδι γίνεται κοντότερο και παχύτερο (και δένει περισσότερο στο σώμα συνολικά).



ΣΧΗΜΑ 2.33

Σύγκριση των εσωτερικών πεδίων σε δύο σφαιροειδή, (a) με το συναφές **B** παράλληλο στο μακρύ άξονα του σφαιροειδούς, και (b) με το συναφή κάθετο **B** στο μακρύ άξονα του σφαιροειδούς. Και στις δύο περιπτώσεις το γεγονός **B** είναι 1 mT, η αγωγιμότητα είναι 0,067 S/m, η συχνότητα είναι 60 Hz,  $a = 0,875 \mu$ , και  $b = 0,138 \mu$ . Τα εσωτερικά πεδία **E** ευπολογίστηκαν σε τρεις διαστάσεις χρησιμοποιώντας μια προσέγγιση μακρύ-μήκους κύματος στις εξισώσεις του Maxwell. Τα πεδία **E** είναι ισχυρότερα όταν η διατομική περιοχή μέσω της οποίας το **B** περνά είναι μεγαλύτερη (περίπτωση b).

Το **σχήμα 2.38** εμφανίζει μια κοντινή προβολή των πεδίων **E** στο συνημμένο κεφάλι και το λαιμό του μοντέλου του **σχήματος 2.34**. Το πρότυπο πολύ σαφώς επιδεικνύει πώς τα πεδία κυκλοφορούν γύρω από το κέντρο του κεφαλιού, σχεδόν σαν αποσυνδεδεμένα. Μόνο τα πεδία κοντά στο λαιμό είναι σημαντικά διαφορετικά από εκείνα ενός αποσυνδεδεμένου κεφαλιού. Αυτή η επίδραση γίνεται περισσότερο έντονη ως περιοχή του προσαρτήματος όπου γίνεται ένα μεγαλύτερο μέρος ολόκληρης της περιοχής.

### Ηλεκτροφόρα καλώδια και άνθρωποι

Εάν ζωντανά κάτω ή τα κοντινά ηλεκτροφόρα καλώδια προκαλούν ή όχι τον καρκίνο (ιδιαίτερα λευχαιμία και μερικοί τύποι όγκων εγκεφάλου) συνεχίζει να είναι μια ερώτηση για τη διεθνείς συζήτηση και την έρευνα. Η πρόσφατη δεκαετία του '80 έφερε διάφορες επιδημιολογικές μελέτες από τις Ηνωμένες Πολιτείες και την Ευρώπη που εμφανίζουν στατιστικές συνδέσεις μεταξύ της λευχαιμίας παιδικής ηλικίας και της εγγύτητας στα ηλεκτροφόρα καλώδια. Οι πιο πρόσφατες ευρωπαϊκές μελέτες εμφάνισαν πιο αδύνατες ή ανύπαρκτες συνδέσεις, ιδιαίτερα κατά την κανονικοποίηση για την απόσταση από τα οδοστρώματα (η εξάτμιση αυτοκινήτων είναι μια γνωστή καρκινογόνος ουσία). Στις συχνότητες ηλεκτροφόρων καλωδίων (60 Hz στις Ηνωμένες Πολιτείες και 50 Hz αλλού) τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία αποσυνδέονται. Δεν παράγουν το ένα το άλλο και μπορούν να αξιολογηθούν ανεξάρτητα. Το μαγνητικό πεδίο από ένα ηλεκτροφόρο καλώδιο περικυκλώνει τη γραμμή (σύμφωνα με το δεξή κανόνα που περιγράφεται στην παράγραφο 1.3). Εάν ένα πρόσωπο στέκεται κοντά στο ηλεκτροφόρο καλώδιο, αυτό μπορεί να αξιολογηθεί ως μετωπικά συναφές μαγνητικό πεδίο. Αυτό το πεδίο θα παραγάγει τα κυκλοφορόντας ηλεκτρικά πεδία μέσα στο σώμα. Εντούτοις, τα βιολογικά αποτελέσματα από το μαγνητικό πεδίο γενικά δεν έχουν εμπλεχτεί στη συζήτηση, και η προσοχή έχει εστιάσει στο ηλεκτρικό πεδίο και τα σχετικά ρεύματα μέσα στο σώμα.

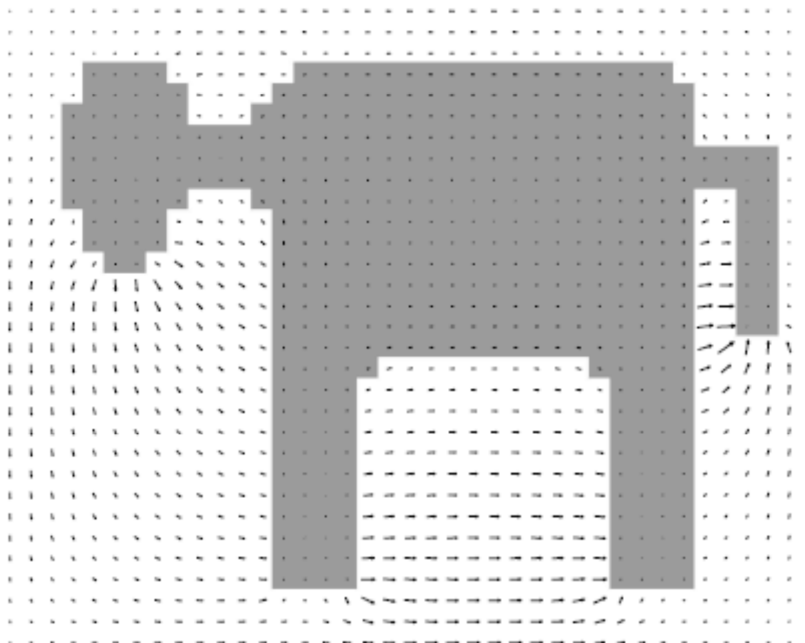
Το ηλεκτρικό πεδίο πηγαίνει από το ηλεκτροφόρο καλώδιο στο έδαφος και είναι κάθετα πολωμένο όσον αφορά ένα μόνιμο πρόσωπο κάτω από το ηλεκτροφόρο καλώδιο. Αυτό το πεδίο εισάγει το σώμα μέσω του κεφαλιού και των ώμων, περνά μέσω του κορμιού, και βγαίνει μέσω των ποδιών, όπως φαίνεται στο **σχήμα 2.39**. Εάν το πρόσωπο είναι απομονωμένο από το έδαφος (που φορά τα παπούτσια αντισφαίρισης και που στέκεται σε μια ξηρά επιφάνεια, παραδείγματος χάριν), το πεδίο τείνει να βγει ομοιόμορφα από τα πόδια, όπως διευκρινίζονται στο **σχήμα 2.39 (α)**, αλλά εάν το πρόσωπο στηρίζεται (η φθορά δερμάτος- τα παπούτσια και η στάση στην υγρή γλήδη), τα παρόντα περάσματα είναι έξω κυρίως μέσω των κατώτατων σημείων των ποδιών, όπως φαίνεται στο **σχήμα 2.39 (β)**.

Χρησιμοποιώντας τη πεπερασμένη διαφορά μέθοδο στο πεδίο του χρόνου που περιγράφεται στο **κεφάλαιο 5**, η πυκνότητα μέγιστου ρεύματος στο σώμα βρίσκεται για να είναι στον αστράγαλο και το γόνατο, όπως υποδεικνύεται στο **σχήμα 2.39 (γ)**. Αυτό αναμένεται, επειδή και οι δύο περιοχές είναι σχετικά οστεώδεις (το κόκκαλο δεν διευθύνει πολύ) με πολύ λίγα αγώγιμα υλικά στο διαγώνιο τμήμα τους. Το ρεύμα που περνά κάτω μέσω αυτών των περιοχών συγκεντρώνεται στις σχετικά μικρές περιοχές του περιβαλλόντων μυός και του λίπους, που δίνει τη μεγάλη πυκνότητα ρεύματος. Ένα λιγότερο προσδοκώμενο αποτέλεσμα ήταν ότι υπάρχουν περιοχές της μεγάλης πυκνότητας ρεύματος στο κορμί επίσης. Αυτό είναι επειδή οι πνεύμονες δεν είναι επίσης πολύ αγώγιμοι, και το ρεύμα πρέπει να διατρέξει της εξωτερικής περιοχής του κορμιού, κυρίως στις περιοχές μυών. Οι μύες της πλάτης, άμεσα πίσω από τους πνεύμονες, έχουν διάφορες περιοχές με τη μεγάλη πυκνότητα ρεύματος λόγω αυτής της συγκέντρωσης του ρεύματος.

Επιδημιολογικά και βιοαποτελέσματα έρευνας συνεχίζονται σήμερα. Η έρευνα βιοαποτελέσματος χρησιμοποιεί συχνά τα πειραματόζωα αντί των ανθρώπων. Η πυκνότητα ρεύματος σε αυτά τα ζώα πρόκειται προφανώς να είναι πολύ διαφορετική απ'ό,τι σε έναν άνθρωπο λόγω της διαφοράς τους στο μέγεθος και τον προσανατολισμό. Για ένα 1  $\mu\text{T}$ , το μαγνητικό πεδίο 60 Hz, παραδείγματος χάριν, ένας άνθρωπος θα έχει μια υπολογισμένη μέση πυκνότητα ρεύματος 1,3 έως 1,9  $\mu\text{A}/\text{m}^2$ , ενώ ένας αρουραίος θα έχει 0,3  $\mu\text{A}/\text{m}^2$  και ένα ποντίκι 0,12  $\mu\text{A}/\text{m}^2$ . Υπό αυτούς τους όρους, η μέγιστη υπολογισμένη πυκνότητα ρεύματος για τον άνθρωπο είναι 8  $\mu\text{A}/\text{m}^2$ , του αρουραίου 1,3'  $\mu\text{A}/\text{m}^2$ , και του ποντίκιου 0,4  $\mu\text{A}/\text{m}^2$ . Αυτή η έρευνα στηρίζεται στη δοσιμετρία (κεφάλαιο 5) για να καθορίσει τις σχετικές δόσεις για τους διαφορετικούς όρους έκθεσης και τα διαφορετικά ζώα.

## 2.7 Πρότυπα πεδίων $\mathbf{E}$ για τα εφαρμοσμένα πεδία $\mathbf{B}$ μέσα σε σωλήνα

Στα χαρακτηριστικά εργαστηριακά πειράματα, ένα βιολογικό δείγμα εκτίθεται σε ένα πεδίο  $\mathbf{B}$  που παράγεται από τα ρεύματα σε ένα πηνίο ή έναν συνδυασμό πηνίων, με το πεδίο  $\mathbf{B}$  που είναι περίπου ομοιόμορφο στο χώρο πέρα από την περιοχή του βιολογικού δείγματος. Στους υπολογισμούς που περιγράφονται κατωτέρω, έχουμε προσεγγίσει τα εργαστηριακά  $\mathbf{B}$  πεδία με τα στο χώρο ομοιόμορφα πεδία  $\mathbf{B}$ , τα οποία δίνουν συχνά μια ικανοποιητική προσέγγιση.



ΣΧΗΜΑ 2.34

Υπολογισμένα πεδία  $\mathbf{E}$  σε ένα δισδιάστατο χονδροειδές μοντέλο ενός ζώου στο ελεύθερο διάστημα που εκτίθεται σε ένα ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{B}$  60 Hz σε μια κατεύθυνση από το χαρτί. Η

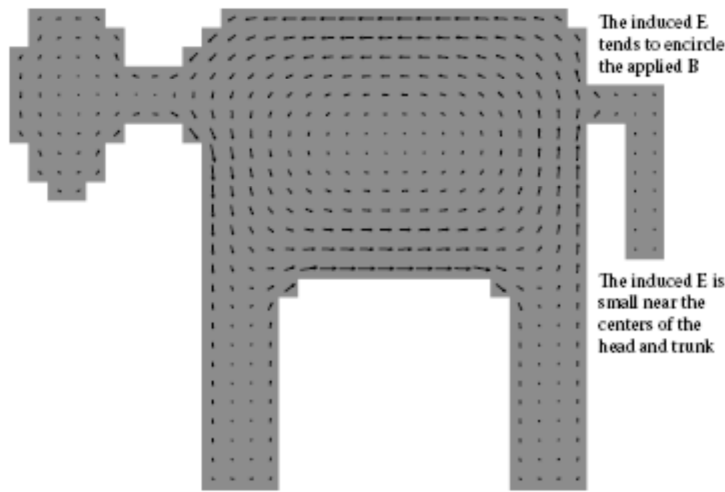
αγωγιμότητα του ζώου είναι 0,6 S/m. Ακόμα κι αν το εφαρμοσμένο πεδίο **B** είναι ομοιόμορφο, η διανομή πεδίων **E** μέσα στο ζώο είναι σαφώς ανομοιόμορφη. Το ζώο διαταράσσει σημαντικά τα πεδία τόσο εντός όσο και εκτός του ζώου.

Τα υπολογισμένα πεδία **E** που προκαλούνται από ένα στο χώρο ομοιόμορφο, ημιτονοειδή χρονικά μεταβαλλόμενο πεδίο **B** 60 Hz εφαρμοσμένο σε ένα δισδιάστατο μοντέλο ενός αλατούχου διαλύματος σε ένα στρογγυλό δοχείο με τους μη αγωγίμους τοίχους να εμφανίζονται στο [σχήμα 2.40](#). Σύμφωνα με τις συζητήσεις σχετικές με τα προηγούμενα παραδείγματα, το πεδίο **E** κυκλοφορεί γύρω από το εφαρμοσμένο πεδίο **B**. Αυτό εμφανίζεται πιο σαφώς στο [σχήμα 2.41](#), το οποίο παρουσιάζει τα πεδία **E** σε ένα πιο χονδροειδές πλέγμα, έτσι ώστε τα βέλη είναι μακρύτερα, και το γενικό πρότυπο είναι προφανέστερο. Σε αυτό το πιο χονδροειδές πλέγμα, εντούτοις, τα πεδία **E** στον τοίχο του δοχείου δεν είναι πλέον ευπροσδιόριστα.

Οι τετραγωνικές γωνίες στα πρότυπα εμφανίζονται λόγω του ορθογώνιου μαθηματικού πλέγματος που χρησιμοποιείται για να κάνει τους υπολογισμούς. (Τα πεδία **E** επικεντρώνονται στις γωνίες, ακόμα και όταν προκαλούνται τεχνητά οι γωνίες από το αριθμητικό μοντέλο. Καλούμε κανονικά αυτά τα αριθμητικά χειροποίητα αντικείμενα διαμόρφωσης που εντοπίζουν τα σφάλματα και τα αγνοούν, αλλά θα το δούμε παρακάτω.) Ένα ρεαλιστικότερο πρότυπο θα λαμβανόταν με το να χρησιμοποιήσει ένα πολύ μεγάλο πλέγμα με πολλά περισσότερα, μικρότερα μαθηματικά κύτταρα. Αυτό θα απαιτούσε την περισσότερη μνήμη υπολογιστών και πιο μακροχρόνιο χρόνο υπολογισμού, αλλά το προκύπτον πρότυπο θα ήταν πιο κυκλικά συμμετρικό.

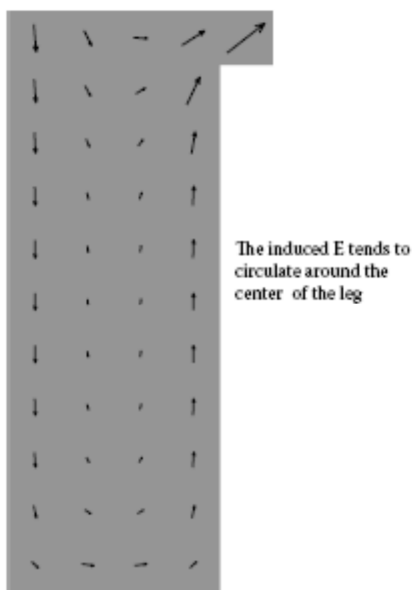
Σε μερικές προσομοιώσεις, όπως η διαμόρφωση των κυρτών επιφανειών μετάλλων, οι σκάλες αποτελέσματος δεν μπορούν ποτέ αρκετά να εξαλειφτούν, και η ακραία προσοχή πρέπει να ληφθεί και να αξιολογήσει τα πεδία επάνω ή πολύ κοντά στη σκάλα περπατημένης επιφάνειας. Παραδείγματος χάριν, εάν το SAR ή η πυκνότητα ρεύματος αξιολογήθηκε στην επιφάνεια ενός πηνίου μετάλλων που χρησιμοποιήθηκε για την πυρηνική μαγνητική αντήχηση (NMR) ή την απεικόνιση μαγνητικής αντήχησης (MRI), να εναντιοποιήσει την σκάλα του πηνίου θα μπορούσε να κάνει αυτές τις τιμές να εμφανιστούν πολύ μεγαλύτερες από ότι πραγματικά θα ήταν σε ένα ομαλό πηνίο και θα οδηγούσαν στα λανθασμένα συμπεράσματα. Η ειδική προσοχή πρέπει να ληφθεί όταν θα παρουσιάσουν οι υπολογίζοντας τιμές κορυφής, ως αυτές συνήθως (λανθασμένα) στις θέσεις σκάλας. \_ όταν χρησιμοποιείται αριθμητική προσομοίωση για τον υπολογισμό του πεδίου, είναι φρόνιμο να εξετάσουμε (οπτικά) στις χωρικές κατανομές του πεδίου κοντά στις μέγιστες τιμές για να εξασφαλιστεί ότι έχει νόημα πριν στηριχθεί σε αυτό. Όταν τα πεδία υπολογίζονται κατά μέσο όρο πέρα από διάφορα σημεία (όπως στην περίπτωση του υπολογισμού του 1 ή 10 υπολογισμένου κατά μέσο όρο g SAR,

παραδείγματος χάριν), αυτό το πρόβλημα τείνει να περιοριστεί, αλλά ένας οπτικός έλεγχος ακόμη και αυτών των υπολογισμένων κατά μέσο όρο τιμών κορυφής είναι μια καλή ιδέα.



ΣΧΗΜΑ 2.35

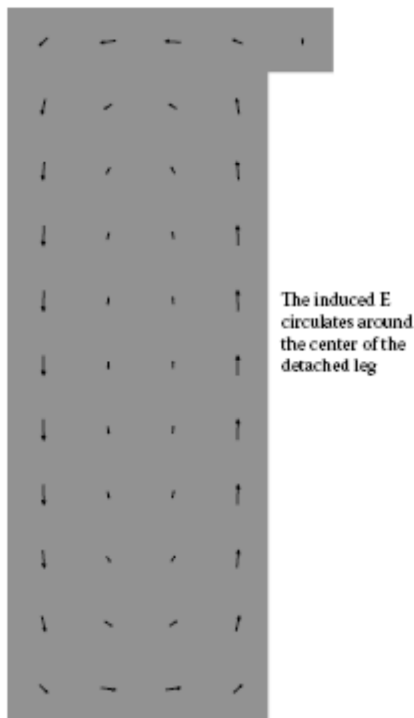
Το ίδιο μοντέλο όπως στο σχήμα 2.34, αλλά εμφάνιση μόνο πεδίων **E** μέσα στο ζώο που σχεδιάζεται σε μια διαφορετική κλίμακα για να εμφανίσει εσωτερικά πεδία πιο σαφέστερα. Όπως με ένα απλούστερο αντικείμενο (σχήματα 2.30 και 2.32, παραδείγματος χάριν), τα πεδία τείνουν να κυκλοφορήσουν γύρω από το εφαρμοσμένο πεδίο **B**, αν και αυτή τη φορά διάφορες μεμονωμένες περιοχές της κυκλοφορίας βλέπουνε (σώμα, κεφάλι, πόδια). Είναι επίσης ισχυρότερα κοντά στο εξωτερικό του ζώου.



ΣΧΗΜΑ 2.36

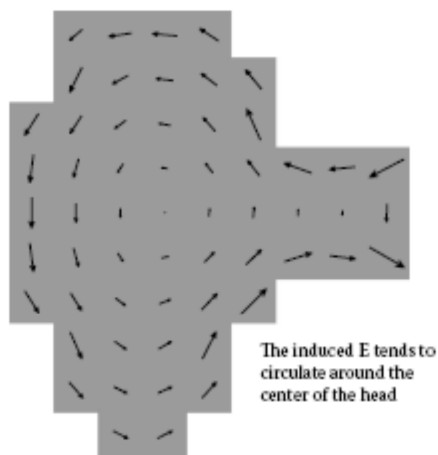
Μια όψη ακριβώς του αριστερού ποδιού συνδέθηκε με το μοντέλο του σχήματος 2.34, και τα πεδία **E** μέσα σε αυτο, που εμφανίζει μεμονωμένη περιοχή κυκλοφορίας της.





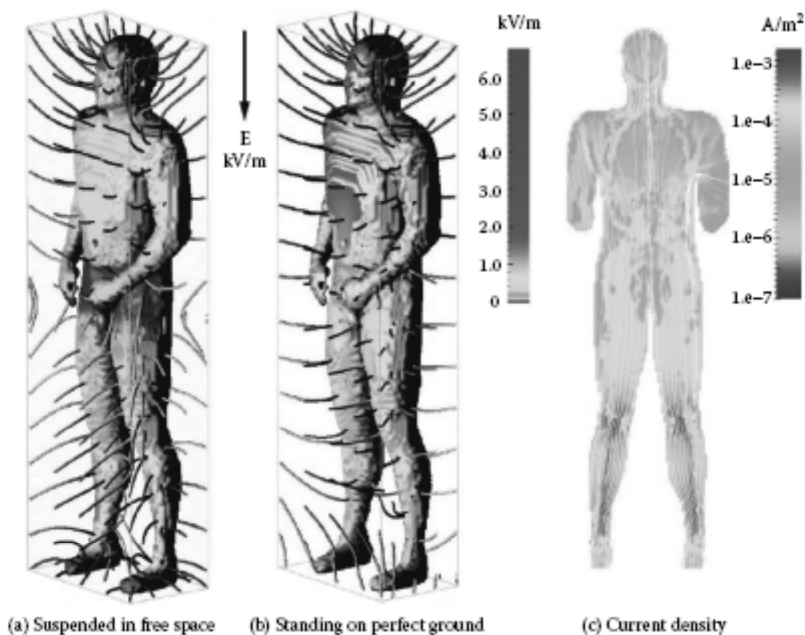
ΣΧΗΜΑ 2.37

Τα πεδία  $E$  μέσα σε ένα αποσυνδεδεμένο πόδι του μοντέλου του σχήματος 2.34, που σχεδιάζεται στην ίδια κλίμακα με εκείνου στο συνημμένο πόδι στο σχήμα 2.36.



ΣΧΗΜΑ 2.38

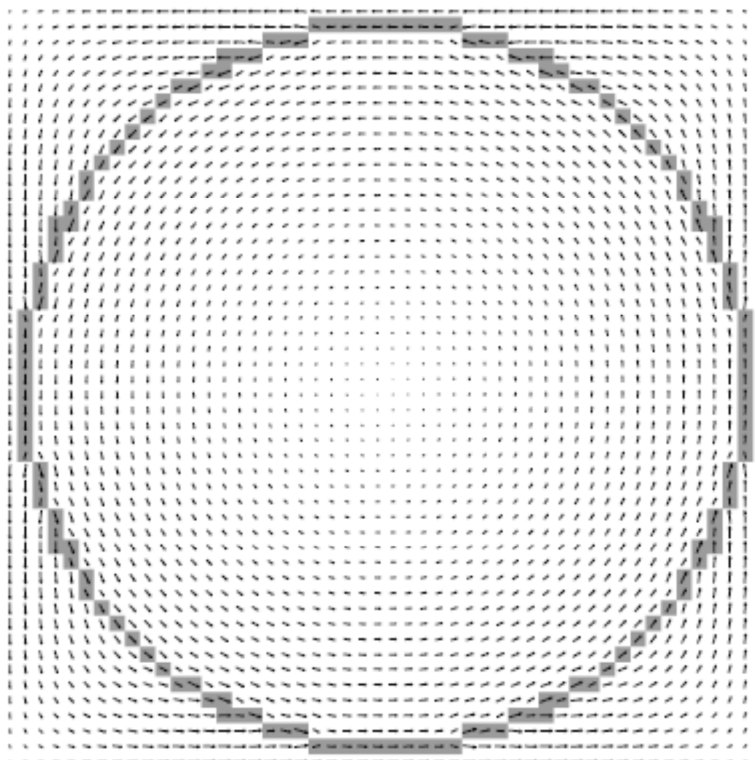
Μια όψη ακριβώς των πεδίων  $E$  στο συνημμένο κεφάλι και το λαιμό του μοντέλου του σχήματος 2.34, που εμφανίζει μεμονωμένη περιοχή κυκλοφορίας του.



ΣΧΗΜΑ 2.39

Παρακαλώ δείτε το ένθετο χρώματος μετά από τη σελίδα 146. Τα διανύσματα ηλεκτρικών πεδίων που κόβουν ένα ανθρώπινο σώμα που στέκεται σε ένα ομοιόμορφο 1 κάθετο ηλεκτρικό πεδίο kV/m σε 60 Hz για την περίπτωση (a) μονωμένα πόδια και (b) γειωμένα πόδια. Η πυκνότητα ρεύματος σε ένα κάθετο διαγώνιο τμήμα του σώματος εμφανίζεται σε (c). (Από Stuchly, το M., και Dawson, T., Proc. IEEE, 88, 643B "64, 2000 IEEE B© 2000. Με τη δικαιοδοσία..)

Μια ενδιαφέρουσα ερώτηση προκύπτει για το προκληθέν πρότυπο πεδίου  $E$  εάν ένα αντικείμενο διεύθυνσης τοποθετήθηκε στο αλατούχο διάλυμα του σχήματος 2.40, όπως το στρογγυλό αντικείμενο που παρουσιάστηκε στο σχήμα 2.42. Να αναμείνετε ότι το βασικό πρότυπο του σχήματος 2.40 θα ήταν κάπως τροποποιημένο από την παρουσία του αντικειμένου, αλλά ότι το πρότυπο στο αντικείμενο θα ήταν παρόμοιο με το πρότυπο στον αλατούχο σε εκείνη την θέση προτού να τοποθετηθεί εκεί το αντικείμενο. Αντίθετα, εντούτοις, η κοντινή προβολή του σχήματος 2.43 δείχνει ότι το πεδίο  $E$  μέσα στο αντικείμενο διεύθυνσης τείνει να κυκλοφορήσει γύρω από το κέντρο του αντικειμένου, όχι το κέντρο της πλάκας, όπως συμβαίνει ελλείψει του αντικειμένου. Το κέντρο της κυκλοφορίας μέσα στο αντικείμενο αντισταθμίζεται ελαφρώς, αλλά κοντά, στο κέντρο του αντικειμένου. Τα πεδία μέσα στο αντικείμενο είναι μικρότερα από το να περιβάλλουν αλατούχα διαλύματα επειδή η αγωγιμότητα του αντικειμένου είναι 8 S/m, ενώ η αγωγιμότητα του αλατούχου διαλύματος είναι 0,6 S/m. Η παρουσία του αντικειμένου αλλάζει επίσης το πρότυπο στο αλατούχο διάλυμα.

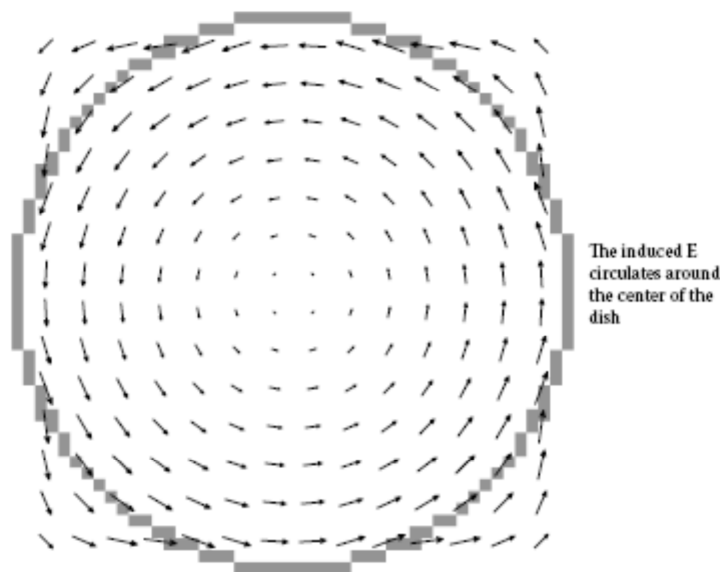


ΣΧΗΜΑ 2.40

Υπολογισμένα πεδία  $\mathbf{E}$  σε ένα δισδιάστατο μοντέλο ενός αλατούχου διαλύματος με μια αγωγιμότητα 0,6 S/m σε μια στρογγυλή μη αγωγίμη πλάκα που εκτίθεται σε ένα ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{B}$  60 Hz σε μια κατεύθυνση από το χαρτί.

Οι πλοκές των ρευμάτων στο αλατούχο διάλυμα και στο αντικείμενο, όπως φαίνεται στα σχήματα 2.44 και 2.45, δίνουν την πρόσθετη διορατικότητα στα αποτελέσματα που προκαλούνται από την παρουσία του αντικειμένου. Τα ρεύματα στο αντικείμενο είναι αρκετά ισχυρότερα απ'ό,τι στο αλατούχο διάλυμα, όπως παρουσιάζονται πιο σαφέστερα στο σχήμα 2.45. Κατά συνέπεια, ενώ η υψηλότερη αγωγιμότητα του αντικειμένου αναγκάζει τα πεδία  $\mathbf{E}$  για να είναι πιο αδύνατα στο αντικείμενο από το να περιβάλουν αλατούχο διάλυμα, προκαλούν επίσης τα προκληθέντα ρεύματα ( $\tilde{\mathbf{J}}_c = \sigma_c \tilde{\mathbf{E}}$ ; βλέπει τις παραγράφους 1.6 και 1.14) για να είναι υψηλότερα στο αντικείμενο από τον περιβάλλοντα φυσιολογικό ορό. Όπως εξηγείται στη σύνδεση με τα σχήματα 1.13 και 1.14, το πρότυπο ρεύμα μέσα στο αντικείμενο μπορεί να θεωρηθεί αποτελούμενο από ένα σφαιρικό συστατικό που κυκλοφορεί γύρω από το κέντρο της πλάκας, και ένα τοπικό συστατικό που κυκλοφορεί γύρω από το κέντρο του αντικειμένου. Επειδή το σφαιρικό συστατικό είναι πολύ πιο αδύνατο από τα δύο, ο συνδυασμός των δύο αποτελεσμάτων σε ένα κυκλοφορόντας πρότυπο στο αντικείμενο αντισταθμίζεται ελαφρώς από το κέντρο του αντικειμένου.

Για να επεξηγήσουμε αυτήν την επίδραση περαιτέρω, τοποθετήσαμε το αντικείμενο στο κέντρο της πλάκας, όπως φαίνεται στο [σχήμα 2.46](#). Με το αντικείμενο στο κέντρο, τα σφαιρικά ρεύματα και τα τοπικά ρεύματα είναι ένα και αυτό επειδή και τα δύο κυκλοφορούν γύρω από το ίδιο κέντρο. Κατά συνέπεια, το [σχήμα 2.46](#) εμφανίζει τι είναι τα τοπικά ρεύματα . Το [σχήμα 2.47](#) εμφανίζει μια πιο στενή όψη αυτών των ρευμάτων. Είναι προφανές ότι τα τοπικά ρεύματα στα [σχήματα 2.45](#) και [2.47](#) είναι σχεδόν τα ίδια, όπως αναμένονται, επειδή η αγωγιμότητα του αντικειμένου είναι πολύ μεγαλύτερη από αυτή του αλατούχου διαλύματος.



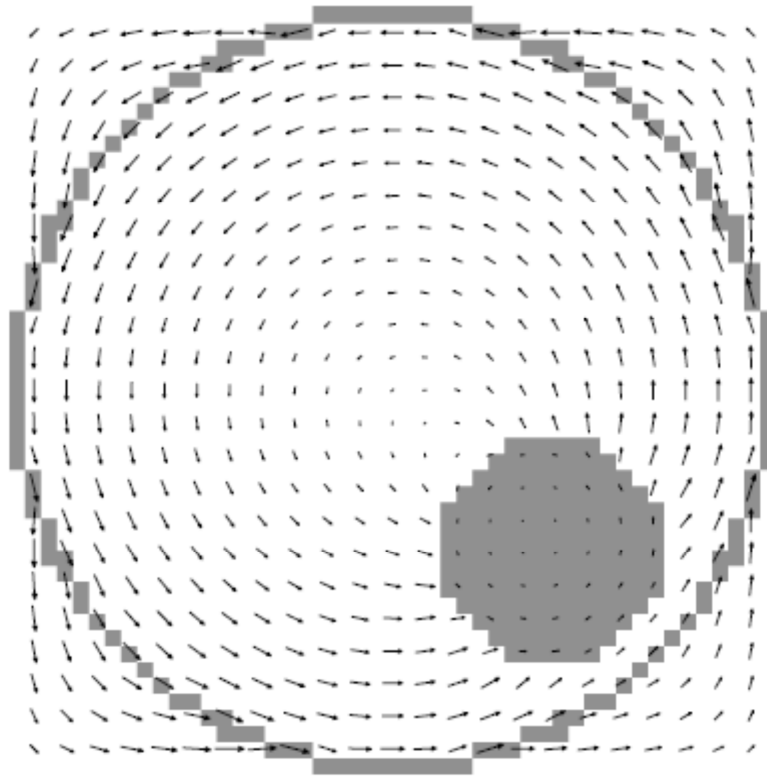
ΣΧΗΜΑ 2.41

Τα πεδία  $\mathbf{E}$  του [σχήματος 2.40](#) που παρουσιάζονται σε ένα πιο χονδροειδές πλέγμα για να εμφανίσουν πρότυπα πεδίων πιο σαφέστερα. Λόγω του πιο χονδροειδούς πλέγματος, τα πεδία στον τοίχο του δοχείου δεν εμφανίζονται συγκεκριμένα. Τα πεδία τείνουν να κυκλοφορήσουν γύρω από το εφαρμοσμένο πεδίο  $\mathbf{B}$  (έτσι και η πλάκα) και είναι ισχυρότερα προς τα έξω από την πλάκα.

Η συμπεριφορά που διευκρινίζεται στα [σχήματα 2.44](#) και [2.46](#) είναι χαρακτηριστική ενός αντικειμένου διεύθυνσης που τοποθετείται σε ένα διάλυμα διεύθυνσης που εκτίθεται σε ένα χώρο ομοιόμορφο ημιτονοειδές πεδίου  $\mathbf{B}$ . Όσο υψηλότερη η αγωγιμότητα του αντικειμένου έναντι στο διάλυμα, τόσο ισχυρότερο το τοπικό συστατικό έναντι στο σφαιρικό συστατικό, το οποίο καθιστά το τοπικό πρότυπο ρεύμα λιγότερο εξαρτώμενο από την ακριβή θέση του αντικειμένου μέσα στο σφαιρικό πρότυπο. Η κατανόηση αυτής της συμπεριφοράς είναι σημαντική στο σχεδιασμό των πειραμάτων στα οποία τα πεδία  $\mathbf{B}$  χρησιμοποιούνται για να εκθέσουν τις βιολογικές προετοιμασίες.

Μια αντιπαραβαλλόμενη συμπεριφορά εμφανίζεται εάν το αντικείμενο που τοποθετείται στο διάλυμα είναι μη αγώγιμο. Το προκληθέν πρότυπο πεδίο  $\mathbf{E}$  για αυτήν την περίπτωση εμφανίζεται στο [σχήμα 2.48](#). Τα πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στο αντικείμενο είναι τώρα ισχυρότερα από εκείνα που περιβάλλουν αλατούχα διαλύματα. Οι μονωμένες ιδιότητες του αντικειμένου αναγκάζουν επίσης τα προκληθέντα πεδία  $\mathbf{E}$  να είναι ισχυρότερα στη στενή περιοχή μεταξύ του αντικειμένου και του τοίχου του δοχείου. Το διάγραμμα των ρευμάτων που παρουσιάζεται στο [σχήμα 2.49](#) μας βοηθά να καταλάβουμε αυτό. Το ρεύμα στο αντικείμενο είναι αμελητέο επειδή αποτελείται μόνο από το ρεύμα μετατοπίσης, το οποίο είναι πολύ μικρό επειδή η συχνότητα είναι τόσο χαμηλή. Συνεπώς, το ρεύμα αναγκάζεται να ρεύσει γύρω από το αντικείμενο, προκαλώντας την συγκέντρωση ρεύματος στη στενή περιοχή μεταξύ του αντικειμένου και του τοίχου του δοχείου.

Τι θα συνέβαινε εάν τα ηλεκτρόδια μεταλλικών πλακών (που δεν συνδέονται με οποιαδήποτε πηγή) προστέθονταν σε ένα δοχείο της διεύθυνσης του διαλύματος που εκτέθηκε σε ένα ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{B}$ ; Για να εξετάσουμε αυτήν την ερώτηση, εμφανίζουμε αρχικά στο [σχήμα 2.50](#) πεδία  $\mathbf{E}$  που προκαλούνται σε ένα τετραγωνικό δοχείο αλατούχου που εκτίθεται σε ένα ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{B}$  χωρίς τα ηλεκτρόδια. Το διαφορετικό πρότυπο που οδηγεί όταν προστίθενται τα ηλεκτρόδια μετάλλων εμφανίζεται στο [σχήμα 2.51](#), με μια κοντινή προβολή του ανώτερου που εμφανίζεται κατά το ήμισυ μέσα [Σχήμα 2.52](#). Τα ηλεκτρόδια ισιώνουν έξω τις γραμμές πεδίων  $\mathbf{E}$  έτσι ώστε μεταξύ των ηλεκτροδίων δεν είναι πλέον κυκλικά γύρω από το κέντρο της πλάκας. Το πρότυπο πεδίων  $\mathbf{E}$  είναι παρόμοιο κατά κάποιον τρόπο με το πρότυπο που παράγεται από μια πηγή ρεύματος που συνδέεται μεταξύ των ηλεκτροδίων πλακών, όπως φαίνεται στο [σχήμα 2.22](#). Υπάρχει μια σημαντική διαφορά στα πρότυπα, εντούτοις. Τα πεδία  $\mathbf{E}$  στο [σχήμα 2.51](#) μεταβάλλονται περίπου γραμμικά με την απόσταση από την οριζόντια κεντρική γραμμή της πλάκας; σημειώνεται ότι είναι μηδέν κατά μήκος της κεντρικής γραμμής, και αλλάζει ακόμη και την κατεύθυνση μεταξύ των μισών κορυφών και κατώτατων σημείων των ηλεκτροδίων. Εκτός από κοντά στις άκρες των ηλεκτροδίων, είναι σχετικά ομοιόμορφα, κινούμενα από τα αριστερά προς το δεξιά μεταξύ των ηλεκτροδίων.



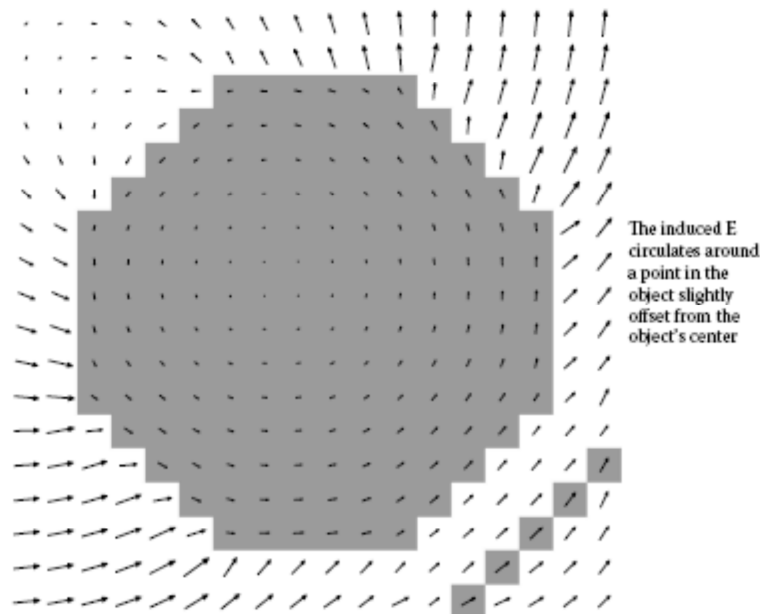
ΣΧΗΜΑ 2.42

Υπολογισμένα πεδία  $\mathbf{E}$  στο μοντέλο του σχήματος 2.40, στο οποίο ένα στρογγυλό αντικείμενο με την αγωγιμότητα  $8 \text{ S/m}$  έχει προστεθεί. Τα πεδία υπολογίστηκαν σε ένα λεπτότερο πλέγμα και παρουσιάστηκαν σε ένα πιο χονδροειδές πλέγμα. Το αντικείμενο διεύθυνσης έχει τα χαμηλότερα πεδία, και διαταράσσει το πρότυπο πεδίων και μέσα και έξω από αυτό.

Τι θα ήταν τα προκληθέντα πεδία  $\mathbf{E}$  σε ένα μη αγωγίμο μοντέλο μεμβρανών που τοποθετείται στη διαμόρφωση του σχήματος 2.51; Τα αποτελέσματα εμφανίζονται στο σχήμα 2.53, με μια κοντινή προβολή της μεμβράνης στο σχήμα 2.54. Τα αποτελέσματα είναι πολύ παρόμοια με εκείνα του σχήματος 2.25, στο οποίο η μεμβράνη τοποθετήθηκε μεταξύ των ηλεκτροδίων που διεγέρθηκαν από μια πηγή ρεύματος.

Από τα αποτελέσματα αυτής της δισδιάστατης προσομοίωσης, να υποθέσουμε ότι τα ηλεκτρόδια μετάλλων σε αλατούχο διάλυμα που εκτέθηκαν σε ένα ομοιόμορφο πεδίο  $\mathbf{B}$  θα μπορούσαν να είναι ένα καλό σύστημα για τις εκθέσεις μέσα στο σωλήνα στα πεδία  $\mathbf{E}$ , εάν το δείγμα θα μπορούσε να τοποθετηθεί σε μια σχετικά μικρή περιοχή επάνω (ή να κατεβάσει) από την κεντρική γραμμή της πλάκας. Αυτό το σύστημα έχει το πλεονέκτημα ότι δεν απαιτεί τις εξωτερικές συνδέσεις στα ηλεκτρόδια μετάλλων, αλλά έχει διάφορα μειονεκτήματα. Το προκληθέν πεδίο  $\mathbf{E}$  είναι πολύ λιγότερο στο χώρο ομοιόμορφο σε αυτό το σύστημα από ότι είναι στο σύστημα που διεγείρεται από μια πηγή ρεύματος. Επιπλέον, το μέγεθος των πεδίων  $\mathbf{E}$  θα αναμενόταν για να είναι πολύ μικρότερο για τις πρακτικές τιμές της διέγερσης πεδίων  $\mathbf{B}$

από,τι για τις πρακτικές τιμές της διέγερσης πηγής ρεύματος. Το προσεκτικό σχέδιο θα απαιτούταν για να καθορίσει εάν αυτό το είδος διέγερσης πεδίων  $\mathbf{B}$  θα μπορούσε να είναι πρακτικό.



ΣΧΗΜΑ 2.43

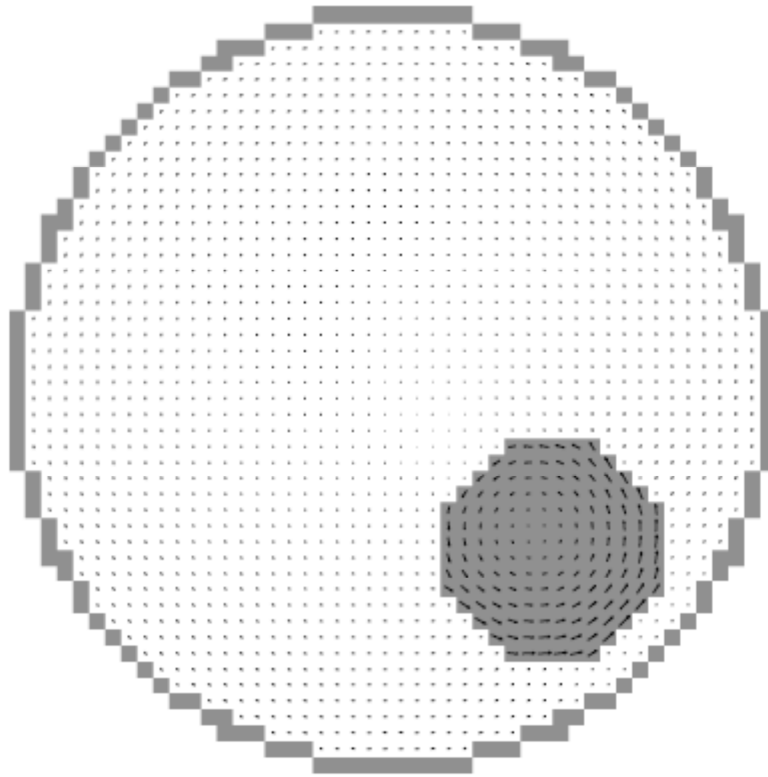
Μια κοντινή προβολή του προτύπου πεδίου στην περιοχή του αντικειμένου στο [σχήμα 2.42](#), που παρουσιάζεται στο λεπτότερο πλέγμα. Τα πεδία τείνουν να κυκλοφορήσουν μέσα στο αντικείμενο καθώς επίσης και έξω από αυτό.

Άλλη μια φορά, αυτά τα παραδείγματα επεξηγούν την επίδραση που οι έλεγχοι μέτρησης μπορούν να έχουν στη διανομή πεδίου με την αλλαγή του σε μία προσπάθεια να μετρηθεί αυτό - αν η κατάλληλη προσοχή δεν λαμβάνεται για να εξασφαλίσει ότι το αντίκτυπό του είναι ελάχιστο. Οποιοδήποτε αντικείμενο, μεταλλικό ή διηλεκτρικό, που τοποθετείται σε ένα πεδίο ΕΜ μπορεί να αλλάξει τη συμπεριφορά του πεδίου. Τα χέρια ενός προσώπου που κρατά ένα μικρόβιο πλάκας, κοντινά μικρόβια πλακών, τις ράβδους ή τις χάντρες ανακατώματος, ή τους τοίχους μιας αίθουσας δοκιμής μετάλλων όπου όλα έχουν τη δυνατότητα να αλλάξουν τη διανομή πεδίων στην αρχική πλάκα.

## 2.8 Μέτρηση των χαμηλής συχνότητας ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων

Στις χαμηλές συχνότητες, τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία αποσυνδέονται, τα οποία μέσα δεν παράγουν το ένα το άλλο. Κατά συνέπεια, μπορούν και πρέπει να μετρηθούν χωριστά, και τα

βιολογικά αποτελέσματά τους εξετάζονται γενικά ανεξάρτητα. Τα χαμηλής συχνότητας πεδία έχουν τέτοια μακροχρόνια μήκη κύματος όπου η μετατόπιση φάσης είναι συχνά αμελητέα.



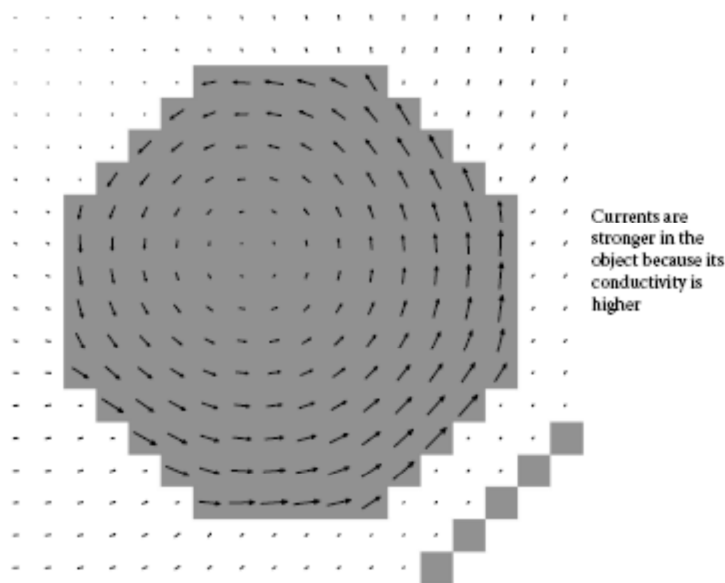
ΣΧΗΜΑ 2.44

Μια πλοκή του ρεύματος (διεξαγωγή συν τη μετατόπιση) στο μοντέλο του σχήματος 2.42. Το ρεύμα μετατοπίσεων είναι αμελητέο, όπως υποδεικνύεται από την απουσία ρεύματος στον τοίχο του δοχείου.

Προτού να συζητήσουμε τις λεπτομέρειες για το πώς τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία μετριοούνται, είναι σημαντικό να καταλάβουμε η διαφορά μεταξύ των αναλογικών και ψηφιακών ηλεκτρικών σημάτων. Εξετάζουμε την τάση, παραδείγματος χάριν. Η τάση είναι μια αναλογική τιμή, το οποίο σημαίνει ότι μπορεί να πάρει οποιαδήποτε τιμή (παραδείγματος χάριν, 1.2536...V) μέσα στην πιθανή σειρά του. Οι υπολογιστές καταχωρούν και επεξεργάζονται τις ψηφιακές τιμές, εντούτοις. Μια ψηφιακή τιμή προσδιορίζεται με μια σειρά δυαδικών ψηφίων, τα οποία είναι είτε 1 είτε 0, (κατάστημα υπολογιστών αυτοί ως είτε ανοιχτά είτε κλειστά ηλεκτρικά σήματα.) Ένα σύστημα 2-δυαδικών ψηφίων θα καθορίσει τέσσερις πιθανές μετρήσεις (από 0-0, 0-1, 1-0, 1-1). Έτσι εάν ένα σύστημα 2-δυαδικών ψηφίων μετρά τις τάσεις από 0 έως 3 V, 0-0 θα αντιπροσώπευε 0 V, 0-1 θα αντιπροσώπευε 1 V, 1-0 θα αντιπροσώπευε 2 V, και 1-1 θα αντιπροσώπευε 3 V.



Η πρόκληση κατά τη χρησιμοποίηση της ψηφιακής αντιπροσώπευσης είναι ότι οποιαδήποτε τιμή μεταξύ δύο ψηφιακών καθορισμένων τάσεων θα στρογγυλευόταν καθεμία πάνω η κάτω. Δεν υπάρχει καμία ενδιάμεση τιμή σε ένα ψηφιακό σήμα, αλλά φυσικά, υπάρχει ένας άπειρος αριθμός ενδιάμεσων τιμών σε ένα αναλογικό σήμα. Τα περισσότερα δυαδικά ψηφία σε ένα ψηφιακό σήμα, οι πιο ενδιάμεσες τιμές αυτό μπορούν να αντιπροσωπεύσουν. Για τα δυαδικά ψηφία  $n$ , υπάρχουν  $2^n$  πιθανές τιμές. Τα αναλογικά σήματα σχεδόν πάντα μετατρέπονται στα ψηφιακά σήματα χρησιμοποιώντας σήμερα τους αναλογικούς σε ψηφιακούς (Α-σε-D ή AD) μετατροπείς που είναι συνήθως διαθέσιμοι σε 8 - ..10 - ..12 - ..16 -, και τις τριανταδύαμιπτες προαιρετικές δυνατότητες. Ο αριθμός δυαδικών ψηφίων σε μια μέτρηση καθορίζει την ακρίβεια με την οποία μπορεί να επιλεγεί, να καταχωρηθεί, και να υποβληθεί σε επεξεργασία από έναν υπολογιστή. Τα περισσότερα δυαδικά ψηφία, η περισσότερη ακρίβεια, και επίσης η περισσότερη δύναμη μνήμης και επεξεργασίας υπολογιστών που απαιτείται για να τους καταχωρήσει και να χρησιμοποιήσει.



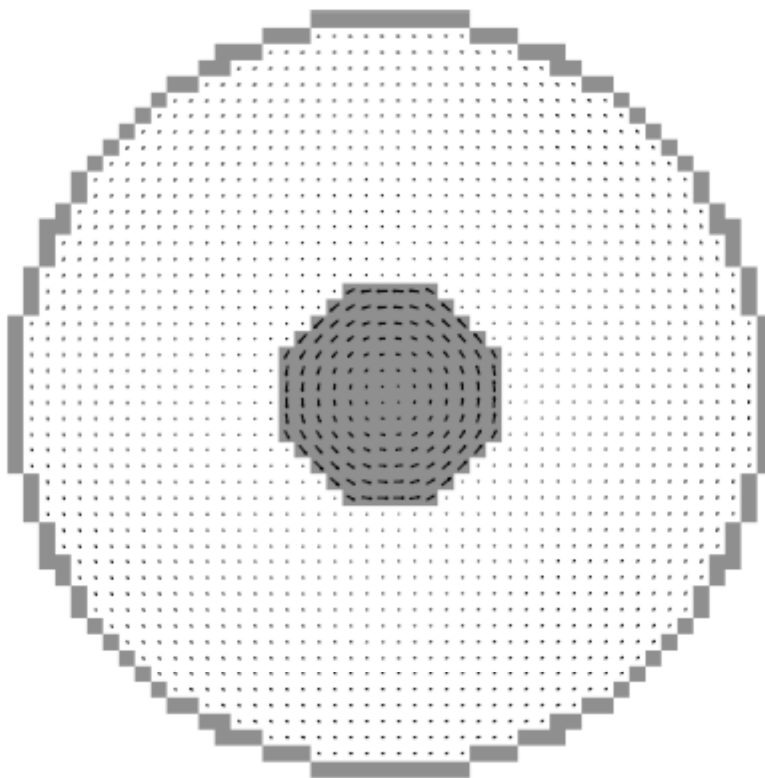
ΣΧΗΜΑ 2.45

Μια κοντινή προβολή των ρευμάτων στην περιοχή γύρω από το αντικείμενο στο [σχήμα 2.44](#). Τα ρεύματα τείνουν να κυκλοφορήσουν μέσα στο αντικείμενο, αλλά είναι εκτός κέντρου λόγω του ανομοιόμορφου γεγονότος πεδίων  $\mathbf{E}$  στο αντικείμενο (λόγω της εκτός κέντρου τοποθέτησής του μέσα στη πλάκα).

Ουσιαστικά όλα τα σήματα που δοκιμάζουμε σήμερα είναι ψηφιακά αποθηκευμένα - ήχοι και οι εικόνες φωτογραφιών είναι δύο σήματα έμπειρα τακτικά. Η εκκεντρικότητα στις φωτογραφίες είναι μια λειτουργία της δειγματοληψίας που μετατρέπει την αναλογική εικόνα της

εικόνας σε ένα ψηφιακό σήμα που ο υπολογιστής μπορεί να χειριστεί. Ο περιορισμένος αριθμός δυνατοτήτων διαθέσιμων χρωμάτων σε μια ψηφιακή φωτογραφία είναι μια λειτουργία του αριθμού δυαδικών ψηφίων που χρησιμοποιούνται από εκείνη την φωτογραφική μηχανή. Αυτό είναι το ευκολότερο να βρεθεί όταν επιμελείστε μια φωτογραφία και επιλέγετε από μια περιορισμένη παλέτα χρώματος. Τα περισσότερα δυαδικά ψηφία καθορίζουν το χρώμα στην εικόνα, τη μηχανή λειάνσεως και περισσότερα καθαρίζουν την εικόνα που εμφανίζονται. Και τα περισσότερα εικονοκύτταρα και τα δυαδικά ψηφία, η περισσότερη μνήμη και η δύναμη επεξεργασία απαιτούνται. Υψηλά-μεγαπηξελ οι φωτογραφικές μηχανές χρησιμοποιούν περισσότερα εικονοκύτταρα και, κατά συνέπεια, παίρνουν χαρακτηριστικά τις σαφέστερες εικόνες με το καλύτερο ψήφισμα χρώματος, αλλά απαιτούν τις μεγαλύτερες κάρτες μνήμης.

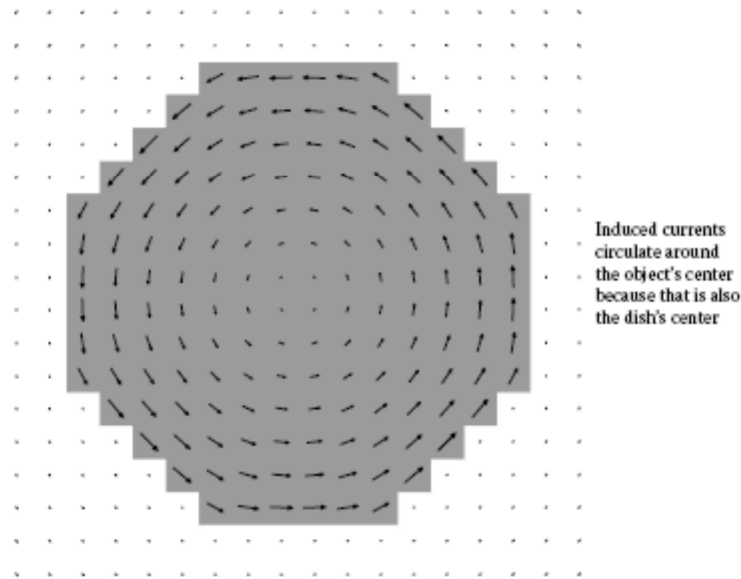
Ένα χαμηλής συχνότητας ηλεκτρικό πεδίο παρουσιάζεται αρχικά ως αναλογικό σήμα και μετρίεται χαρακτηριστικά με δύο ηλεκτρόδια, που τοποθετούνται σε καθένα τέλος του διαδρόμου ηλεκτρικών πεδίων. Η τάση μεταξύ των ηλεκτροδίων μετρίεται με τον πρότυπο χαμηλής συχνότητας ηλεκτρικό εξοπλισμό καταγραφής. Εξετάστε, παραδείγματος χάριν, ένα σήμα ηλεκτροκαρδιογραφημάτων (ECG). Η καρδιά παράγει ένα ρυθμικό ηλεκτρικό σήμα (τάση) μέσα στο σώμα. Αυτή η εσωτερική τάση περνά μέσω των αγωγίμων ιστών σωμάτων και διαδίδει έξω επάνω στην επιφάνεια του σώματος. Αυτή η εξωτερική τάση μπορεί να μετρηθεί με διάφορα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στην επιφάνεια του σώματος. Για να κάνει την καλύτερη ηλεκτρική επαφή (και επομένως να λάβει την υψηλότερη τάση) μεταξύ του ηλεκτροδίου και του σώματος, αγωγίμο πήκτωμα χρησιμοποιείται για να χαμηλώσει την αντίσταση επαφών. Ένα ηλεκτρόδιο (που τοποθετείται χαρακτηριστικά στο χαμηλότερο πόδι, όπου η καρδιακή-προκληθείσα τάση είναι πολύ μικρή) χρησιμεύει ως το ηλεκτρόδιο εδάφους ή αναφοράς. Οι τάσεις μετριοούνται πάντα σχετικά με ένα ηλεκτρικό έδαφος, αλλά δεν υπάρχει κανένα τέτοιο πράγμα όπως ένα τέλειο έδαφος ή απόλυτα μηδέν βολτ. Έτσι μετράμε όλα τα ηλεκτρικά σήματα σχετικά με κάποια θέση, την οποία καλούμε έδαφος και μεταχειριζόμαστε σαν είναι μηδέν βολτ. Για το ECG, κάθε ένα από τα άλλα (μη γειωμένα) ηλεκτρόδια (χαρακτηριστικά δύο, τρία, ή έξι) είναι μετρημένο ένα σε έναν χρόνο σχετικά με το επίγειο ηλεκτρόδιο.



ΣΧΗΜΑ 2.46

Τα πρότυπα ρεύματος όταν τοποθετείται το αντικείμενο στο [σχήμα 2.42](#) στο κέντρο της πλάκας. Τα ρεύματα είναι τώρα κεντροθετημένα όπως κυκλοφορούν μέσα στο αντικείμενο.

Δεδομένου ότι η τάση στην επιφάνεια του σώματος είναι αναλογική, οι τάσεις που παίρνονται από τα ηλεκτρόδια είναι επίσης αναλογικές. Στις παλαιότερες μηχανές ECG, αυτή η αναλογική τάση μετατράπηκε σε μια γραμμή σε χαρτί. Η γραφίδα γραψίματος κινήθηκε πάνω-κάτω, ελεγχόμενη από το μέγεθος της τάσης, ενώ το έγγραφο τραβήκε αργά πέρα από μια επιφάνεια γραψίματος κάτω από την γραφίδα. Το ECG παρήγαγε ένα οπτικά συρμένο σήμα που ένας επαγγελματίας θα μπορούσε να αξιολογήσει από την όψη. Σήμερα η τάση ECG μετατρέπεται σε ένα ψηφιακό σήμα και καταχωρείται σε έναν υπολογιστή. Μπορεί ακόμα να σχεδιαστεί έξω με σχεδόν τον ίδιο όπως ήταν η παλαιότερη γραφίδα-βασισμένης μηχανής ECG, εκτός από το ότι τώρα υπολογίζει έναν πεπερασμένο αριθμό πιθανών τιμών, με βάση πόσα δυαδικά ψηφία χρησιμοποιούνται στην αποθήκευση του σήματος. Αυτό δεν είναι καθόλου προφανές στο χρήστη, επειδή αρκετά δυαδικά ψηφία χρησιμοποιούνται όταν οι γραμμές που σχεδιάζονται αργότερα έξω εμφανίζονται ομαλές και κανονικές.



ΣΧΗΜΑ 2.47

Μια πιά στενή όψη των ρευμάτων στο αντικείμενο στο [σχήμα 2.46](#). Όπως αναμένεται, τα ρεύματα είναι ισχυρότερα στις εξωτερικές περιοχές του αντικειμένου.

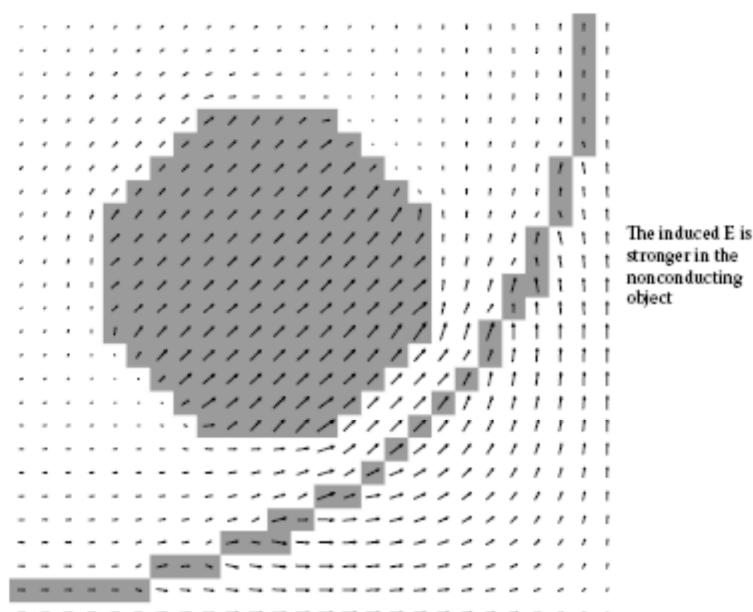
Μια άλλη σημαντική πτυχή της μέτρησης σημάτων είναι ότι το ποσοστό δειγματοληψίας του χρονικά μεταβαλλόμενου καρδιακού σήματος πρέπει να είναι αρκετά γρήγορα για να μην παρατηρούμε οποιαδήποτε ελλείποντα κομμάτια του σήματος. Αυτό είναι ισοδύναμο με τα εικονοκύτταρα σε μια εικόνα. Όσο γρηγορότερα το σήμα μεταβάλλεται, τόσο γρηγορότερη η δειγματοληψία πρέπει να είναι. Όπως με όλα τα σήματα, το μεγάλο πλεονέκτημα των ψηφιακών σημάτων είναι ότι ένας υπολογιστής μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να τους επεξεργαστεί, όπως στην περίπτωση των σημάτων ECG όπου ο υπολογιστής υπολογίζει αυτόματα το ποσοστό σφυγμού και, σε πολλές περιπτώσεις, προσδιορίζει τις κοινές καρδιακές ανωμαλίες.

Τα χαμηλής συχνότητας μαγνητικά πεδία μετριοούνται γενικά με τους βρόχους, όπως περιγράφονται στην παράγραφο 1.3. Το μαγνητικό πεδίο που περνά μέσω του βρόχου δημιουργεί ένα ηλεκτρικό ρεύμα στο βρόχο. Όταν ένας μικρός αντιστάτης τοποθετείται στο βρόχο, η τάση πέρα από αυτόν τον αντιστάτη μπορεί να μετρηθεί. Αυτό μετατρέπει τη μέτρηση μαγνητικών πεδίων σε μέτρηση τάσης επίσης, και ισχύει και για την ίδια επεξεργασία όπως για το ηλεκτρικό πεδίο.

Τα χαμηλής συχνότητας μαγνητικά πεδία πέρα από τις πολύ μεγάλες περιοχές μπορούν επίσης να μετρηθούν με τη μέτρηση του ρεύματος μεταξύ δύο σημείων και να υποθέσουμε ότι το ρεύμα προκλήθηκε από το μαγνητικό πεδίο. Αυτό είναι κοινό για το πώς τα γεωμαγνητικά πεδία μετριοούνται σχετικά με την επιφάνεια της γης. Είναι επίσης κοινό να μετρηθεί το ρεύμα σε

ένα καλώδιο και να υπολογιστεί το μαγνητικό πεδίο που θα παραχθεί από το καλώδιο, παρά να μετρήσει το μαγνητικό πεδίο άμεσα.

Τα χαμηλής συχνότητας πεδία επίσης συχνά μετριοούνται διαφορετικά, το οποίο είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για τα πολύ μικρά πεδία (που βρίσκονται συχνά στον βιοηλεκτρομαγνητισμό). Αυτό σημαίνει ότι δύο (συνήθως πολύ παρόμοια) πεδία μετριοούνται ταυτόχρονα και συγκρίνονται. Ανάλογο η ηλεκτρονική όπως οι διαφορετικοί ενισχυτές χρησιμοποιείται συχνά για αυτόν το λόγο, ιδιαίτερα όταν τα δύο σήματα είναι πολύ μικρά. Εάν είχαμε μετατρέψει αρχικά τα πολύ μικροσκοπικά σήματα από το αναλογικό σε ψηφιακό, πολλές πληροφορίες θα μπορούσαν να χαθούν. Εάν είχαμε ενισχύσει κάθε σήμα χωριστά, ο πρόσθετος θόρυβος θα μπορούσε να προστεθεί. Αφαιρώντας τους πρώτα και έπειτα ενισχύοντας τους σε έναν αναλογικό τρόπο πριν ψηφιοποιούν δίνουν την καλύτερη δυνατή απάντηση για τις μικρές μετρήσεις σημάτων.



ΣΧΗΜΑ 2.48

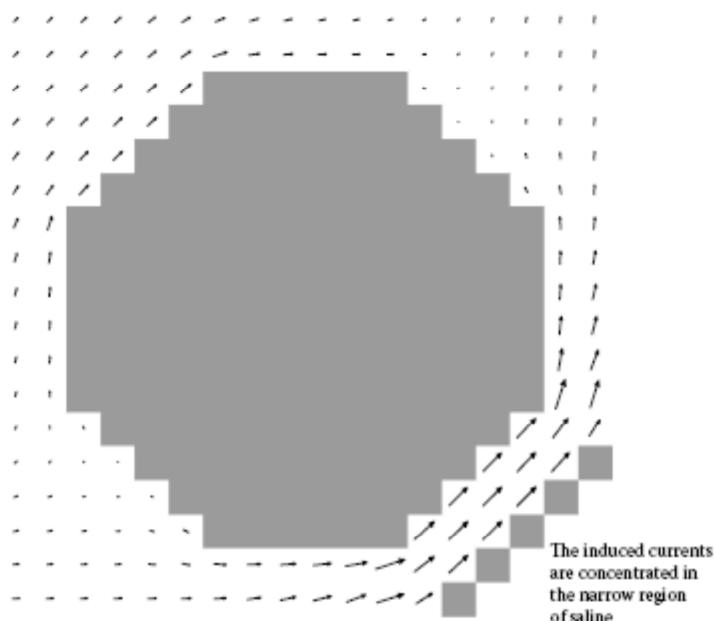
Τα πεδία  $E$  στο μοντέλο του σχήματος 2.42, αλλά με το αντικείμενο διεύθυνσης άλλαξαν σε ένα μη αγωγίμο διηλεκτρικό αντικείμενο. Όπως με άλλα διηλεκτρικά αντικείμενα, το πεδίο μέσα στο αντικείμενο ενισχύεται, και η κυκλοφορία δεν βλέπει. Το αντικείμενο διαταράσσει τα πεδία μέσα τόσο καλά όπως και έξω από αυτό.

Οι παλμογράφοι επίσης συχνά χρησιμοποιούνται στις χαμηλές συχνότητες προκειμένου να δούμε τον χαρακτήρα δικτυακού χρόνου του σήματος. Ένας παλμογράφος έχει μια οθόνη που εμφανίζει το σήμα ως λειτουργία του χρόνου. Αυτό μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να

αναγνωρίζει τον ανεπιθύμητο ή απροσδόκητο θόρυβο ή τα άλματα στο σήμα και χρησιμοποιείται συχνά για να διορθώσει τα ενοχλητικά κυκλώματα.

Οι χαμηλής συχνότητας μετρήσεις σύνθετης αντίστασης χρησιμοποιούνται επίσης εκτενώς. Αυτοί είναι γενικά ένας συνδυασμός μετρήσεων αντίστασης και ικανότητας, που αντιπροσωπεύουν τα πραγματικά και φανταστικά μέρη της σύνθετης αντίστασης. Οι μετρήσεις αυτεπαγωγής χρησιμοποιούνται επίσης, αν και λιγότερο συνήθως. Η αντίσταση είναι κατά πολύ η πιο κοινή μέτρηση. Κατά την παραγωγή των χαμηλής συχνότητας μετρήσεων της αντίστασης σύνδεσης (όπως μεταξύ ενός ηλεκτροδίου και του δέρματος) είναι αρκετά σημαντικό. Τα αγωγίμα πηκτώματα, κόλλες, ρευστά, και τόσα χρησιμοποιούνται συχνά για να ελαχιστοποιήσουν την αντίσταση επαφών. Οι τύποι καλωδίων που χρησιμοποιούνται και μηκών και προσανατολισμών τους δεν είναι συνήθως πολύ σημαντικοί.

Μια άλλη κοινή πηγή σφάλματος κατά το μέτρηση των χαμηλής συχνότητας πεδίων, των τάσεων, ή των ρευμάτων είναι η παρουσία γαλβανικής δυνατότητας. Όταν δύο ανόμοια μέταλλα τίθενται μαζί και βυθίζονται σε έναν ηλεκτρολύτη (ένα αγωγίμο ρευστό όπως το οξύ μπαταριών ή το χυμό λεμονιών), μια μπαταρία παράγεται. Τα δύο πιο ηλεκτρικά διαφορετικά μέταλλα είναι, όσο ισχυρότερο το οξύ, τόσο ισχυρότερη η μπαταρία. Παραδείγματος χάριν, μια πολύ αδύνατη μπαταρία μπορεί να παραχθεί με την τοποθέτηση ενός καρφιού (χάλυβα) και ενός καλωδίου χαλκού σε μια πατάτα! Μια παρόμοια επίδραση, δυνατότητα διάβρωσης, βλέπει όταν τοποθετούνται τα παρόμοια μέταλλα σε δύο διαφορετικούς ηλεκτρολύτες. Για την περίπτωση, το υγρό χρώμα είναι ένας αδύνατος ηλεκτρολύτης. Εάν δύο κατσαβίδια (χάλυβα) είναι κολλημένα στο έδαφος με μέρος του μετάλλου στο ρύπο και το μέρος στον αέρα, τα μέταλλα είναι τα ίδια αλλά οι ηλεκτρολύτες (ρύπος και αέρας) είναι διαφορετικοί. Μια αδύνατη μπαταρία παράγεται σε αυτήν την περίπτωση επίσης. (Η γαλβανική ή δυνατότητα διάβρωσης βλέπει συνήθως στις γεωργικές εφαρμογές όπως τα γαλακτοκομεία.) Η τάση από αυτές τις γαλβανικές/πιθανές μπαταρίες διάβρωσης μπορεί να μετρηθεί χρησιμοποιώντας ένα κοινό βολτόμετρο. Επιπλέον, τα προβλήματα με την περιπλανώμενη τάση μπορούν να αντιμετωπιστούν. Η περιπλανώμενη τάση είναι οποιαδήποτε τάση που δεν είναι υποτιθέμενη για να είναι σε εκείνη την θέση, και μπορεί να προκύψει από τον ελαττωματικό ή κακώς στηριγμένο εξοπλισμό.



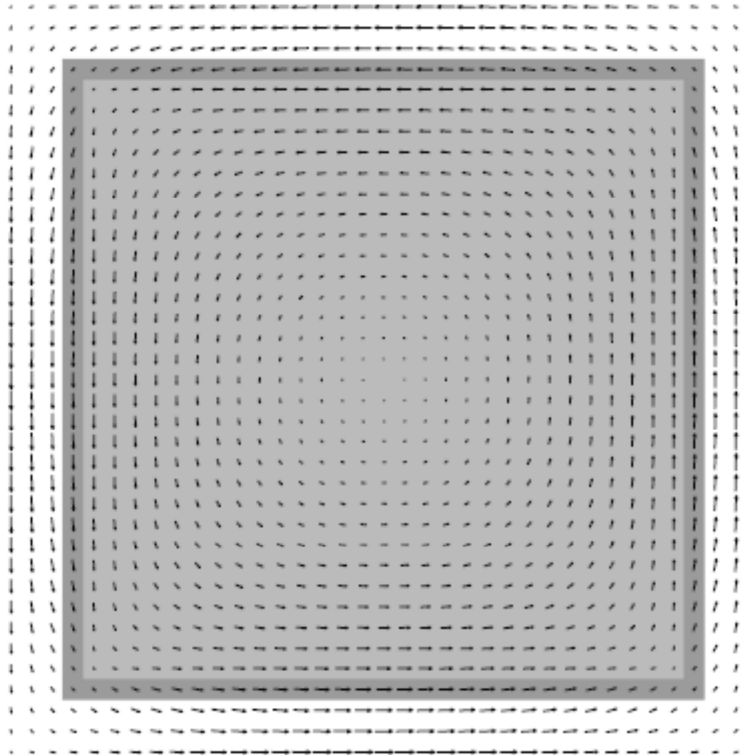
ΣΧΗΜΑ 2.49

Το ρεύμα (διεξαγωγή συν τη μετατόπιση) στο μοντέλο του σχήματος 2.48. Το ρεύμα μετατοπίσεων είναι πάρα πολύ μικρό για να είναι ορατό στο μη αγώγιμο αντικείμενο και το μη αγώγιμο τοίχο του δοχείου. Το ρεύμα συγκεντρώνεται μεταξύ του αντικειμένου και του τοίχου της πλάκας.

Το γεωμαγνητικό την πεδίο της γής είναι επίσης μια πηγή πιθανού σφάλματος μέτρησης κατά μέτρηση των αδύνατων, χαμηλής συχνότητας πεδίων. Το μαγνητικό πεδίο που παίρνεται από μια πυξίδα, παραδείγματος χάριν, θα παρθεί επίσης από τα όργανα μέτρησης μαγνητικών πεδίων εάν είναι αρκετά ευαίσθητα. Το πεδίο εξαρτάται από όπου στην επιφάνεια της γης οι μετρήσεις λαμβάνονται, ο χρόνος της ημέρας, και εποχιακώς/καθημερινά των μεταβολών όπως η ηλιακή δραστηριότητα.

Μια άλλη πηγή σφάλματος στις χαμηλής συχνότητας μετρήσεις είναι θόρυβος στο περιβάλλον ή τα ίδια στα όργανα μέτρησης. Πολλές χαμηλής συχνότητας μετρήσεις εμφανίζουν επίσης μερικές υψηλής συχνότητας συνιστώσες, τα οποία μπορούν μόνο να δουν με τον εξοπλισμό ελέγχου προοριζόμενο για τη χρήση σε αυτές τις υψηλότερες συχνότητες. Οι υψηλής συχνότητας πηγές θορύβου περιλαμβάνουν, παραδείγματος χάριν, ραδιόφωνο, τηλεόραση, και κυβελοειδή τηλέφωνα, και η μετατροπή του κοντινού μεγάλου εξοπλισμού (ή ακόμα και των μάλλον απόμακρων θορύβων που φέρονται σύμφωνα με μια γραμμή μετάδοσης δύναμης). Πολλές από αυτές τις πηγές περιορίζονται στις συγκεκριμένες ζώνες συχνότητας και τις σχετικές αρμονικές τους, αλλά ο θόρυβος μπορεί επίσης να είναι ένα ευρυζωνικό σήμα. Ο άσπρος θόρυβος έχει το ομοιόμορφο μέγεθος σε όλες τις συχνότητες. Τα όργανα μέτρησης πάντα

προκαλούν ένα πολύ μικρό ποσό άσπρου θορύβου από τις ίδιες τις ηλεκτρονικές. Αυτός ο θόρυβος είναι μικρός, και οι προδιαγραφές του κατασκευαστή θα σας πουν συνήθως τι είναι αυτό το επίπεδο θορύβου. Οι μετρήσεις σας είναι μόνο ακριβείς όταν είναι επάνω από το επίπεδο θορύβου.



ΣΧΗΜΑ 2.50

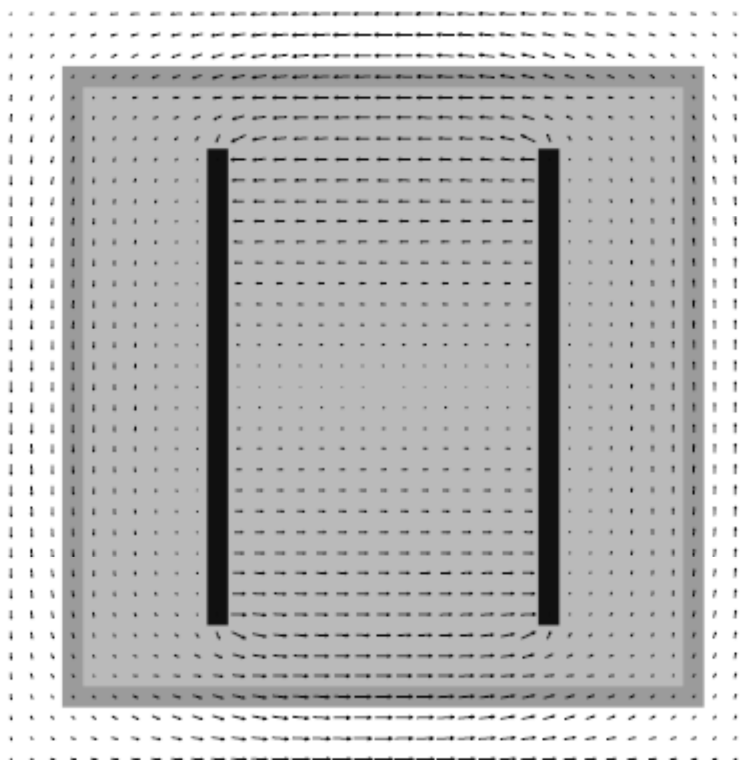
Πεδίο  $\mathbf{E}$  που προκαλείται σε ένα τετραγωνικό μη αγώγιμο δοχείο αλατούχου διαλύματος (καμμιά μεταλλική πλάκα που εισάγεται ακόμα) έκθεση μια αγωγιμότητα  $0,6 \text{ S/m}$  σε ένα ομοιόμορφο ημιτονοειδές  $\mathbf{B}$  πεδίο  $60 \text{ Hz}$  στο χώρο.

## 2.9 Περίληψη

Τα χαμηλής συχνότητας πεδία είναι εκείνα των οποίων το μήκος κύματος είναι πολύ μεγαλύτερο από το αντικείμενο ενδιαφέροντος. Για τις ανθρώπινες εφαρμογές, αυτό είναι χαρακτηριστικό από το συνεχές ρεύμα (μηδέν συχνότητα) μέχρι το υψηλό kilohertz φάσμα συχνότητας. Τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία αποσυνδέονται σε αυτήν την περιοχή, η οποία επιτρέπει για την ανεξάρτητη ανάπτυξη που χρησιμοποιεί είτε τις πηγές ηλεκτρικών είτε μαγνητικών πεδίων. Τέσσερις σημαντικοί τύποι εφαρμογών συζητήθηκαν σε αυτό το κεφάλαιο. Τα παλόμενα πεδία, όπως η αστραπή και τα παλόμενα ηλεκτρομαγνητικά πεδία για τις ιατρικές

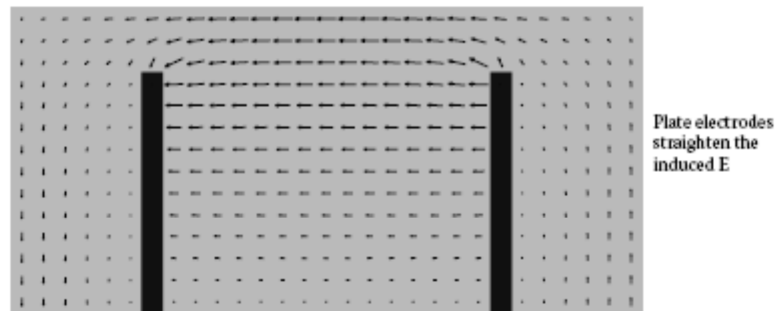


εφαρμογές, καταθέτουν ένα μεγάλο ποσό δύναμης πάνω σε μια μικρή περιοχή σε ένα πολύ σύντομο χρονικό διάστημα. Κατά συνέπεια, μπορούν να είναι επικίνδυνοι (όπως στην περίπτωση της αστραπής ή του ηλεκτρικού κλονισμού), ή μπορούν να παρέχουν το ιατρικό όφελος (όπως στον ηλεκτροφυσιολογία). Οι εφαρμογές ηλεκτροδίων για την άμεση υποκίνηση ή την άμεση λήψη των νευρικών σημάτων περιλαμβάνουν τις εφαρμογές όπως η καρδιακή απινίδωση και ο ρυθμός, η καρδιακή εκτομή, και η μεμονωμένες υποκίνηση και η καταγραφή νεύρων. Οι εφαρμογές απεικόνισης σύνθετης αντίστασης συζητήθηκαν επίσης, αν και αυτές τείνουν να είναι λιγότερο αποτελεσματικές από τις μορφές απεικόνισης που θα συζητηθούν στο επόμενο κεφάλαιο, σχετικά με τα πεδία μέσης-συχνότητας. Τέλος,βιοηλεκτρομαγνητικά αποτελέσματα των ηλεκτροφόρων καλωδίων και άλλες 50 ή 60 συσκευές Hz συζητήθηκαν.



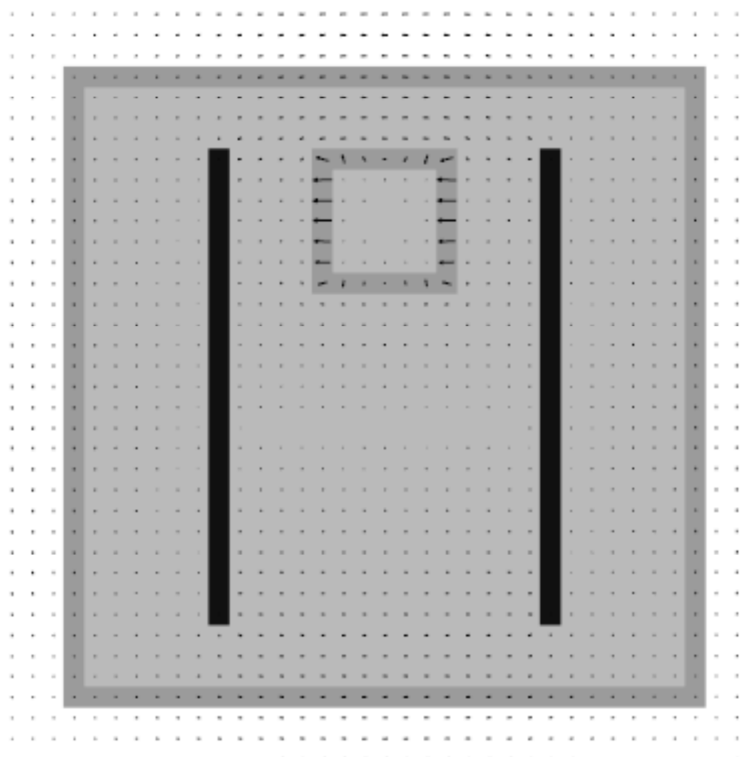
ΣΧΗΜΑ 2.51

Πεδία  $E$  που προκαλούνται στην ίδια διαμόρφωση όπως στο [σχήμα 2.50](#), αλλά με τα ηλεκτρόδια μεταλλικών πλακών προστιθέμενα. Οι πλάκες δεν συνδέονται με οποιαδήποτε καλώδια.



ΣΧΗΜΑ 2.52

Μια κοντινή προβολή του ανώτερου μισού του αλατούχου διαλύματος στο σχήμα 2.51.

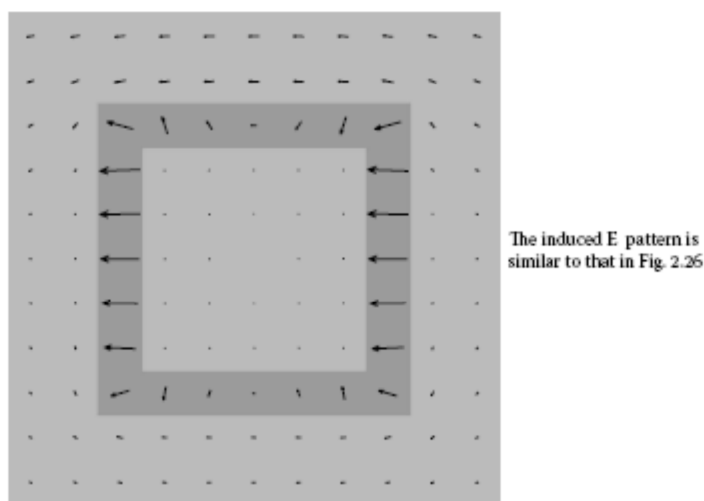


ΣΧΗΜΑ 2.53

Τα πεδία  $E$  όταν γέμισε μια μη αγώγιμη μεμβράνη με αλατούχο διάλυμα προστίθενται στη διαμόρφωση του σχήματος 2.51.

Σε όλη αυτό το ευρύ φάσμα των εφαρμογών, μερικές κοινές έννοιες παρατηρήθηκαν. Κατ' αρχάς, τα χαμηλής συχνότητας πεδία ακολουθούν τους διαδρόμους λιγότερης αντίστασης όπως διαδίδονται από υψηλής - στις χαμηλής αντίστασης περιοχές. Κατά συνέπεια, η τοποθέτηση δύο ηλεκτροδίων στις αντίθετες πλευρές του σώματος θα αναγκάσει το ρεύμα για να περάσει από ένα ηλεκτρόδιο σε άλλο, αλλά θα τείνει να το συγκεντρώσει στις αγώγιμες περιοχές (υψηλά-υγρώς-ικανοποιημένοι ιστοί) μεταξύ τους. Δεύτερον, τα χαμηλής συχνότητας πεδία δεν μπορούν

να στραφούν εύκολα, καθιστώντας την απεικόνιση δύσκολη. Αλλά στρέφονται σε οποιοδήποτε γωνία μετάλλων ή σημείο μετάλλων. Κατά συνέπεια, τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται για να διαδώσουν τα πεδία μέσω των σχετικά μεγάλων περιοχών του σώματος (για την εξωτερική καρδιακή απινίδωση, παραδείγματος χάριν) στρογγυλεύονται γενικά, ενώ εκείνα που χρησιμοποιούνται για να διεγείρουν ή το αρχείο από τους μεμονωμένους νευρώνες είναι όσο το δυνατόν λεπτότερα και δειγμένα. Τα χαμηλής συχνότητας πεδία είναι ενδημικά στο περιβάλλον μας και είναι ενδογενή στους οργανισμούς μας. Οι τρέχουσες και πιθανές ιατρικές εφαρμογές τους συνεχίζουν να επεκτείνονται, όπως θα δείτε στο κεφάλαιο 3.



ΣΧΗΜΑ 2.54

Μια κοντινή προβολή των πεδίων  $E$  σε και γύρω από τη μεμβράνη του σχήματος 2.53.

## 3ο Κεφάλαιο

### **3. EM συμπεριφορά όταν το μήκος κύματος είναι σχεδόν ίδιο μέγεθος όπως το αντικείμενο**

#### **3.1 Εισαγωγή**

Όπως εξηγείται στο κεφάλαιο 1, τα χαρακτηριστικά των πεδίων EM και η αλληλεπίδρασή τους με τα αντικείμενα είναι μια ισχυρή λειτουργία της αναλογίας του μήκους κύματος των πεδίων EM για να αντιστοιχούν στο μέγεθος. Ο σκοπός του παρόντος κεφαλαίου είναι να περιγραφούν και να συζητηθούν οι λεπτομέρειες της συμπεριφοράς πεδίων EM και των αλληλεπιδράσεών τους όταν το μήκος κύματος είναι σχεδόν ίδιο μέγεθος όπως το αντικείμενο. Σύμφωνα με το σχήμα 1.31, το ελεύθερου χώρου μήκος κύματος είναι 300 m όταν η συχνότητα είναι 1 MHz, και είναι 0,3 χιλ. όταν η συχνότητα είναι 1 THz ( $1 \times 10^{12}$  Hz). Συνεπώς, το φάσμα συχνοτήτων που εξετάζεται σε αυτό το κεφάλαιο είναι περίπου μεταξύ αυτών των δύο συχνοτήτων είναι η σειρά που υποδεικνύεται ως θεωρία μικροκυμάτων στο σχήμα 1.31.

Σε αυτήν την περιοχή του φάσματος EM, τα αποτελέσματα διάδοσης εξουσιάζουν και η συμπεριφορά πεδίων EM συχνότερα περιγράφεται από την άποψη των λειτουργιών κυμάτων. Οι λειτουργίες κυμάτων περιγράφονται συνήθως από την άποψη του **H** αντί του **B** σε αυτήν την σειρά επειδή στη μαθηματική λύση στις εξισώσεις είναι καταλληλότερο. Το **E** και το **H** συνδέονται έντονα μαζί σε αυτήν την περιοχή του φάσματος; το ένα δεν μπορεί να υπάρξει χωρίς το άλλο. Οι αλλαγές στο ένα έχουν επιπτώσεις και στην πραγματικότητα δημιουργείται στο άλλο. Η έννοια της τάσης δεν ισχύει γενικά σε αυτήν την σειρά, όπως κάνει στη χαμηλής συχνότητας σειρά που περιγράφεται στο κεφάλαιο 2, αλλά η τάση μπορεί να καθοριστεί σε ειδικές περιπτώσεις σε αυτήν την σειρά (δείτε την παράγραφο της 3.5.1). Επειδή αυτό το κεφάλαιο ασχολείται πρώτιστα με τα κύματα, οι ιδιότητές τους, και οι αλληλεπιδράσεις τους με τα αντικείμενα, μπορεί να θέλετε να αναθεωρήσετε την παράγραφο 1.11 πριν να διαβάσετε τα παραπάνω.

Στις συχνότητες κάτω από την περιοχή που εξετάζεται σε αυτό το κεφάλαιο, τα πεδία EM μπορούν γενικά να αντιμετωπιστούν από την άποψη των τάσεων και των ρευμάτων. Στις συχνότητες επάνω από αυτήν την περιοχή, ενεργούν περισσότερο όπως τις ακτίνες. Αλλά σε αυτήν την μεσαίας συχνότητας σειρά, ενεργούν όπως τα κύματα. Τα αποτελέσματα όπως η αντήχηση και η ταλάντωση βλέπουν συχνά σε αυτό το φάσμα συχνότητας. Αυτή η ζώνη μέσης-συχνότητας χρησιμοποιείται εκτενώς για την επικοινωνία, επιτρέποντας την τηλεμετρία για τις εμφυτεύσιμες συσκευές, για το παράδειγμα. Οι συσκευές εξωτερικής επικοινωνίας όπως τα κυψελοειδή τηλέφωνα λειτουργούν σε αυτό το φάσμα συχνότητας, έτσι η αξιολόγηση της συμμόρφωσής τους με τις οδηγίες ασφάλειας είναι σημαντική. Αυτό γίνεται επειδή σε ορισμένες συχνότητες, αντιτίθεται όπως το ανθρώπινο σώμα απορροφά αναλογικά περισσότερη ισχύ οι οδηγίες ασφάλειας που συζητούνται στην παράγραφο 5.8 απεικονίζουν αυτό. Κάποια απεικόνιση γίνεται σε αυτήν την ζώνη συχνότητας, επειδή τα κύματα μπορούν να στραφούν ή ειδικά να αξιολογηθούν με τον καλύτερο χωρικό εντοπισμό απ'ό,τι στις χαμηλές συχνότητες.

Η θέρμανση είναι επίσης σημαντική σε αυτό το φάσμα συχνότητας. (Οι εφαρμογές υπερθερμίας συζητούνται εκτενέστερα στο κεφάλαιο 6.)

Αυτή η σειρά μέσης-συχνότητας είναι πιθανώς η πιο σύνθετη περιοχή για τον υπολογισμό των αναμενόμενων πεδίων λόγω της κυματοειδούς συμπεριφοράς τους. Τα κύματα απεικονίζουν, διαβιβάζουν, διαθλούν, προσθέτουν δημιουργικά και καταστροφικά, και μειώνουν όπως διαδίδουν μέσω και γύρω από το σώμα. Κατά συνέπεια, οι λεπτομερείς προσομοιώσεις όπως εκείνες που περιγράφονται στο κεφάλαιο 5 απαιτούνται συνήθως σε αυτές τις συχνότητες. Παρά αυτήν την δυσκολία, αυτό το φάσμα συχνότητας είναι συνήθως σε μια διαφορετική σειρά εφαρμογών με πολλά περισσότερα στον ορίζοντα.

## 3.2 Κύματα στα χωρίς απώλειες μέσα

Σε αυτό το τμήμα συζητάμε τις ιδιότητες κυμάτων από την άποψη δύο απλών κυμάτων: σφαιρικά κύματα και επίπεδα κύματα. Και τα δύο κύματα είναι μαθηματικές εξιδανικεύσεις. Ούτε τα σφαιρικά κύματα ούτε τα επίπεδα κύματα δεν υπάρχουν με τέλεια μορφή φυσικά, αλλά είναι εξαιρετικά χρήσιμα για την εννοιολογική κατανόηση, και μπορούν να προσεγγίσουν τα πραγματικά φυσικά κύματα. Τα σφαιρικά κύματα αντιπροσωπεύουν τι συμβαίνει κοντά σε μια πολύ μικρή πηγή, όταν διαδίδει το κύμα μακριά από την πηγή σε ένα σφαιρικό πρότυπο. Τα επίπεδα κύματα αντιπροσωπεύουν τι συμβαίνει πολύ μακριά από σχεδόν οποιαδήποτε πηγή, όταν οι κυματομορφές (που ίσως άρχισαν ως σφαιρικά κύματα) είναι τώρα σχεδόν επίπεδες. Τα πιο πρόσφατα τμήματα θα συζητήσουν επίσης τους τρόπους στους οποίους τα κύματα που δεν είναι ούτε επίπεδα ούτε σφαιρικά αλληλεπιδρούν με το σώμα.

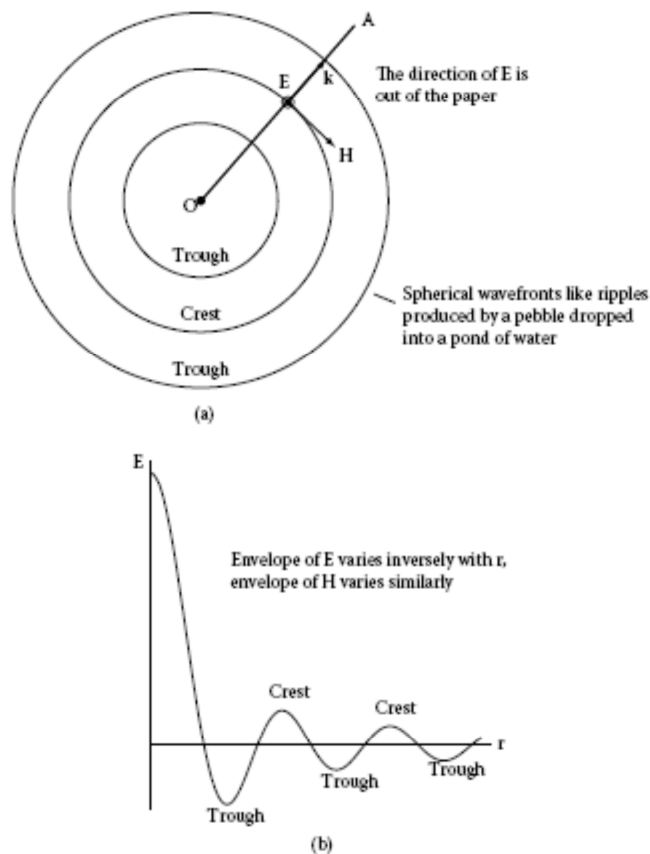
Η συζήτηση στις ακόλουθες δύο υποενότητες είναι περιορισμένη στα κύματα διαδίδοντας σε ένα χωρίς απώλειες υλικό. Το χωρίς απώλειες υλικό είναι υλικό στο οποίο η αποτελεσματική αγωγιμότητα (δείτε την παράγραφο 1.4) είναι μηδέν, και καμία δύναμη δεν απορροφάται. Τα αποτελέσματα κυμάτων στις διαπροσωπείες μεταξύ των διαφορετικών υλικών συζητούνται στην παράγραφο 3.3, και τα κύματα στο με απώλειες υλικό συζητούνται στην παράγραφο 3.4.

### 3.2.1 Σφαιρικά κύματα

Τα σφαιρικά κύματα είναι ίσως το απλούστερο είδος κυμάτων που καταλαβαίνουμε. Ένα σφαιρικό κύμα EM αποτελείται από ένα πεδίο  $\mathbf{E}$  και ένα πεδίο  $\mathbf{H}$  που διαδίδουν έξω από μια πηγή σημείου (μια πηγή που είναι πολύ μικρή). Το κύμα διαδίδει εξίσου σε όλες τις κατευθύνσεις, δημιουργώντας κατά συνέπεια μια σφαιρική *κυματομορφή*. Σε αυτήν την

κυματομορφή, το **E** και το **H** είναι κάθετα το ένα στο άλλο, και τα δύο είναι εφαπτόμενα στην επιφάνεια της κυματομορφής. Σε οποιαδήποτε στιγμή του χρόνου, το μέγεθος του **E** είναι το ίδιο παντού στην κυματομορφή. Επίσης, το μέγεθος του **H** είναι το ίδιο παντού στην κυματομορφή. Η κατεύθυνση της διάδοσης του κύματος είναι κάθετη στη σφαιρική κυματομορφή και σε μια κατεύθυνση ακτινωτά έξω από την πηγή σημείου (κατά μήκος ενός βέλους που δείχνει εξωτερικά). Το διανυσματικό **k** χρησιμοποιείται συχνά για να περιγράψει την κατεύθυνση της διάδοσης ενός κύματος. Η σχέση μεταξύ του **E**, του **H**, και του **k** είναι διευκρινισμένη στο **σχήμα 3.1 (α)**, το οποίο εμφανίζει διαγώνιο τμήμα μερικές από τις σφαιρικό κυματομορφές και το **E**, το **H** και το **k** σε ένα σημείο σε μια κυματομορφή. Το **E**, το **H**, και το **k** είναι αμοιβαία κάθετα. (Εάν το διάνυσμα επισημαίνεται στο χαρτί, η άκρη του διανύσματος αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο σε έναν κύκλο. Εάν το διάνυσμα δείχνει στο χαρτί, η ουρά του διανύσματος αντιπροσωπεύεται από έναν σταυρό σε έναν κύκλο.) Το διανυσματικό **k** είναι στην κατεύθυνση που μια δεξιά βίδα θα κινούταν όταν μετατρέπεται το **E** σε **H**. Ο δεξιάς κανόνας που περιγράφεται στην παράγραφο 1.3 χρησιμοποιείται συχνά για να αφορά τις κατευθύνσεις του **E**, του **H**, και του **k**. Το διανυσματικό **k** καλείται μερικές φορές ακτίνα του κύματος διάδοσης, και η κατεύθυνση εκείνης της ακτίνας είναι συχνά ένας κατάλληλος τρόπος η διαβίβαση που η ηλεκτρομαγνητική ενέργεια παίρνει όπως διαδίδει μέσω των διάφορων περιοχών. Αυτό είναι ένα ιδιαίτερα πολύτιμο εργαλείο απεικόνισης για την περίπτωση όταν το μήκος κύματος είναι πολύ μικρότερο από το αντικείμενο, και θα συζητηθεί λεπτομερέστερα στο **κεφάλαιο 4**.

Τα χαρακτηριστικά του κύματος στο διαγώνιο τμήμα του σχήματος 3.1 (α) μπορούν να θεωρηθούν ως παρόμοια με τις κυματώσεις σε μια λίμνη του ύδατος όταν πέφτουν ένα χαλίκι σε αυτό. Το κύμα κινείται έξω με τις γούρνες και τους λόφους διαδίδοντας μακριά από το σημείο στο οποίο το χαλίκι εισήγαγε το νερό, και το κύμα πεθαίνει τελικά από τη διάλυση όταν είναι μακρύτερα από την πηγή. Ομοίως, το σχήμα 3.1 (β) δείχνει ότι το μέγιστο μέγεθος του **E** μεταβάλλεται αντιστρόφως με την ακτινωτή απόσταση  $r$  μακριά από την πηγή σημείου σε μια στιγμή του χρόνου. Το μέγεθος του **H** έχει μια παρόμοια παραλλαγή με το  $r$ . Το **σχήμα 3.2** επιδεικνύει πώς τα διανύσματα **E** και **H** μεταβάλλονται σε μια στιγμή του χρόνου με την απόσταση  $r$  σύμφωνα με οποιαδήποτε ακτινωτή γραμμή έξω από την πηγή σημείου. Το σχήμα 3.2 είναι όπως ένα στιγμιότυπο του **E** και του **H**. Καθώς ο χρόνος προχωρά, τα πρότυπα που εμφανίζονται στην κίνηση σχήματος 3.2 έξω μακριά από την πηγή σημείου ή, με άλλα λόγια, το κύμα διαδίδεται.

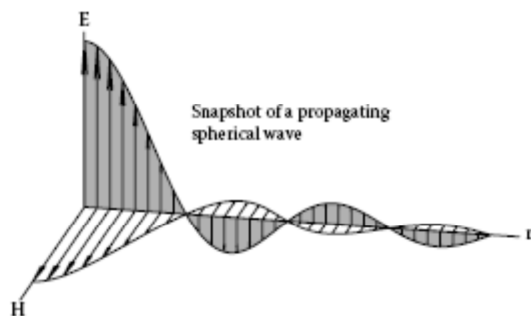


ΣΧΗΜΑ 3.1

(a) Διαγώνιο τμήμα των σφαιρικών κυματομορφών που παράγονται από μια πηγή σημείου, την εφαπτομένη που εμφανίζει του **E** και **H** στην κυματομορφή, και το διανυσματικό **k** κάθετο διάδοσης στην κυματομορφή. Το **E** κατευθύνεται από το χαρτί και επομένως αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο σε έναν κύκλο. Το **E**, το **H**, και το **k** είναι αμοιβαία κάθετα. (b) Η μεταβολή του μεγέθους του **E** ως λειτουργία της ακτινωτής απόστασης *r* σύμφωνα με τη γραμμή OA σε μια στιγμή του χρόνου. Το μέγιστο μέγεθος του **E** μεταβάλλεται αντιστρόφως με το *r*.

Η αναλογία  $E/H$  καλείται *σύνθετη αντίσταση κυμάτος*. Για τα σφαιρικά κύματα, η σύνθετη αντίσταση κυμάτος δίνεται από

$$\frac{E}{H} = Z = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \text{ (ohms)} \tag{3.1}$$



ΣΧΗΜΑ 3.2

Πρότυπο διανύσματα που εμφανίζει το  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  του σχήματος 3.1 σύμφωνα με μια ακτινωτή γραμμή σε μια στιγμή του χρόνου. Καθώς ο χρόνος προχωρεί, οι κινήσεις προτύπων προς τα δεξιά.

Όπου  $\mu$  είναι η διαπερατότητα και  $\epsilon$  είναι η διηλεκτρική του μέσου στο οποίο το κύμα διαδίδεται. Δεδομένου ότι το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  είναι οι σύνθετες τιμές (μέγεθος και φάση) του ηλεκτρομαγνητικού κύματος, η σύνθετη αντίσταση κυμάτων προσδιορίζει την αναλογία των μεγεθών πεδίου  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  και δίνει τις πληροφορίες για τις σχετικές φάσεις τους.

Για ένα κύμα που διαδίδεται στο ελεύθερο διάστημα, όπου  $\epsilon = \epsilon_0$  και  $\mu = \mu_0$ , η σύνθετη αντίσταση κυμάτων είναι  $Z = 377\Omega$  ( $\Omega$  είναι το σύμβολο για τα ωμ), το οποίο είναι μια πραγματική τιμή. Το γεγονός ότι το  $Z$  είναι αυστηρά πραγματικό σε αυτήν την περίπτωση είναι σημαντικό: η φάση του είναι μηδέν, το οποίο σημαίνει ότι υπάρχει μηδέν μετατόπιση φάσης μεταξύ του  $\mathbf{E}$  και του  $\mathbf{H}$ , και επομένως είναι στη φάση. Όταν το  $\mathbf{E}$  αυξάνεται, το ίδιο κάνει και το  $\mathbf{H}$ , και αντίστροφα. Αυτό ισχύει για όλα τα χωρίς απώλειες υλικά. (Για τα με απώλειες υλικά, εντούτοις, το  $Z$  είναι σύνθετο, το οποίο σημαίνει ότι η φάση του δεν είναι μηδέν και το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  δεν είναι πλέον στη φάση.)

Για τα κύματα που διαδίδονται σε ένα υλικό με διηλεκτρική  $\epsilon$ , η σύνθετη αντίσταση είναι χαμηλότερη απ'ό,τι στο ελεύθερο διάστημα. Από  $\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r$  όπου  $\epsilon_r$  είναι σχετική διηλεκτρική (δείτε την παράγραφο 1.6), έπειτα για τα μη μαγνητικά υλικά (στα οποία  $\mu = \mu_0$ ), η σύνθετη αντίσταση μπορεί να γραφτεί ως

$$Z = 377/\sqrt{\epsilon_r} \text{ (ohms)} \quad (3.2)$$

Αυτό σημαίνει ότι το  $\mathbf{E}$  θα είναι μικρότερο για μια δεδομένη τιμή του  $\mathbf{H}$  απ'ό,τι στο ελεύθερο διάστημα. Τα βιολογικά υλικά είναι μη μαγνητικά ( $\mu = \mu_0$ ), αλλά έχουν σχετικά υψηλές διηλεκτρικές σε αυτές τις συχνότητες (δείτε το παράρτημα Α) και είναι με απώλειες.



Η ταχύτητα της διάδοσης των κυματομορφών, καλείται ταχύτητα φάσης (δείτε την παράγραφο 1.11), δίνεται από

$$v_p = 1/\sqrt{\mu\varepsilon} \text{ (m/s)} \quad (3.3)$$

Για ένα κύμα που διαδίδεται στο ελεύθερο διάστημα, η ταχύτητα φάσης υποδεικνύεται συνήθως από το γράμμα  $c$ , και αριθμητικά,

$$c = 1/\sqrt{\mu_0\varepsilon_0} = 3 \times 10^8 \text{ m/s (η ταχύτητα του φωτός σε ένα κενό),}$$

όπου  $\mu_0$  και  $\varepsilon_0$  είναι η διαπερατότητα και η διηλεκτρική, αντίστοιχα, του ελεύθερου διαστήματος. Όπως υποδεικνύεται από την εξίσωση 3,3, η ταχύτητα φάσης για ένα κύμα που διαδίδεται σε ένα υλικό είναι χαμηλότερη από  $c$  επειδή η διηλεκτρική και η διαπερατότητα οποιουδήποτε υλικού είναι μεγαλύτερη από εκείνη του ελεύθερου διαστήματος. Κατά συνέπεια, τα υλικά λέγονται για να επιβραδύνουν τη διάδοση των κυμάτων. Η εξίσωση 3,3 μπορεί να γραφτεί για τα μη μαγνητικά χωρίς απώλειες υλικά (όπου  $\mu = \mu_0$  και  $\varepsilon'' = 0$ ) στη μορφή

$$v_p = c/\sqrt{\varepsilon_r} \text{ (m/s)} \quad (3.4)$$

Παραδείγματος χάριν, εάν ένα κύμα διαδίδεται σε ένα υλικό με σχετική διηλεκτρική  $\varepsilon_r = 4$ , η ταχύτητα φάσης της θα είναι το μισό αυτό ενός κύματος που διαδίδεται στο ελεύθερο διάστημα.

Όπως αναφέρεται στην εισαγωγή σε αυτό το τμήμα, τα σφαιρικά κύματα δεν υπάρχουν αυστηρά στην πράξη δεν υπάρχει καμία αληθινή φυσική πηγή σημείου πεδίων EM. Η έννοια των σφαιρικών κυμάτων χρησιμοποιείται συχνά στο μεγάλο πλεονέκτημα, εντούτοις, επειδή είναι πολύ απλούστερη και από μαθηματικής άποψης και εννοιολογικά από τα περισσότερα φυσικά κύματα. Επομένως χρησιμοποιείται για να κάνει τους υπολογισμούς για τις εξιδανικευμένες διαμορφώσεις για να πάρει τα κατά προσέγγιση αποτελέσματα για τις πραγματικές φυσικές διαμορφώσεις. Χρησιμοποιείται επίσης ως οδηγός στην κατασκευή των πειραμάτων και στην ερμηνεία των πειραματικών αποτελεσμάτων.

Μια άλλη σημαντική εφαρμογή όπου τα σφαιρικά κύματα έρχονται σε πρακτική είναι να προσεγγιστούν οι ρεαλιστικές εκτεταμένες πηγές ως ποσό πολλών πολύ μικρών πηγών. Το πεδίο από την πηγή υπολογίζεται έπειτα ως ποσό των σφαιρικών πεδίων που συνδέονται με τις πολλές μικρές πηγές (αρχή του Huygen). Διάφορα εμπορικά πακέτα λογισμικού για τον υπολογισμό των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων είναι βασισμένα με κάποιο τρόπο σε αυτήν την προσέγγιση.

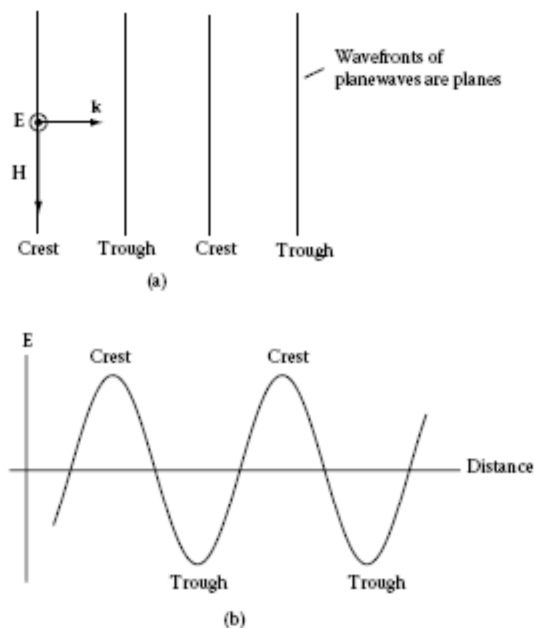
Για ένα σφαιρικό κύμα σε ένα χωρίς απώλειες υλικό, η συνολική δύναμη σε κάθε σφαιρική κυματομορφή είναι η ίδια. Αλλά δεδομένου ότι η σφαίρα αυξάνεται στην περιοχή ανάλογη προς

$r^2$  καθώς το κύμα διαδίδεται, οι μειώσεις πυκνότητας ισχύος (δύναμη που διαιρείται με τον τομέα της κυματομορφής) ως λειτουργία  $r^2$  και τα πεδία μειώνονται ως λειτουργία του  $r$ , όπου το  $r$  είναι η απόσταση από την πηγή. Αν και τα σφαιρικά κύματα δεν δημιουργούνται τέλεια στις ρεαλιστικές εφαρμογές, υπάρχουν πολλές εφαρμογές και περιπτώσεις όπου αυτός ο τύπος μείωσης της δύναμης πεδίων είναι περίπου παρατηρήσιμος.

Στα μακριά απόμακρα σημεία από την πηγή στο [σχήμα 3.1](#), η ακτίνα της κυματομορφής είναι πολύ μεγάλη, καθιστώντας την κυρτότητα της σφαιρικής κυματομορφής τόσο μικρή που η κυματομορφή είναι περίπου επίπεδη σε μια περιορισμένη περιοχή. Αυτό είναι όπως η επιφάνεια της γης που εμφανίζεται περίπου επίπεδη σε μας επειδή η ακτίνα της γης είναι τόσο μεγάλη έναντι στην περιορισμένη περιοχή της όψης μας. Όταν οι κυματομορφές γίνονται περίπου επίπεδες, το κύμα προσεγγίζει ένα *επίπεδο κύμα*. Κατά συνέπεια, υποθέτουμε συχνά ότι τα πεδία μακριά από σχεδόν οποιαδήποτε πηγή είναι επίπεδο κύμα. Αυτό μας οδηγεί σε μια συζήτηση των επίπεδων κυμάτων, το θέμα της επόμενης υποενότητας.

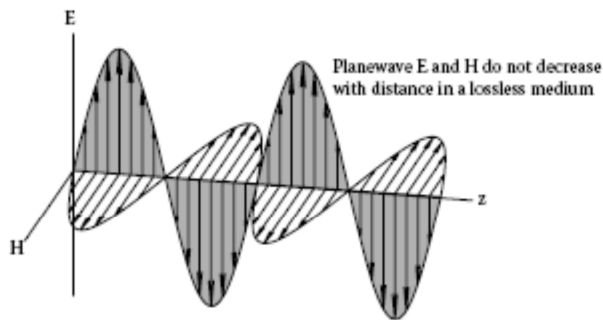
### 3.2.2 Επίπεδα κύματα

Όπως υποδεικνύεται από το όνομα, επίπεδα κύματα είναι κύματα στα οποία οι κυματομορφές είναι επίπεδες. Το [σχήμα 3.3](#) επεξηγεί το **E**, το **H**, και το **k** για ένα επίπεδο κύμα. Όπως στα σφαιρικά κύματα, το **E**, το **H**, και το **k** για τα επίπεδα κύματα είναι αμοιβαία κάθετα, και η κατεύθυνση του **k** είναι η κατεύθυνση που μια δεξιά βίδα θα κινούταν όταν μετατρέπεται το **E** σε **H**. Το **E** και το **H** είναι εφαπτόμενα στις κυματομορφές, και το **k** είναι κάθετο στις κυματομορφές. Το μέγεθος και η φάση του **E** είναι τα ίδια παντού σε μια δεδομένη επίπεδη κυματομορφή. Επίσης, το μέγεθος του **H** είναι το ίδιο παντού σε μια δεδομένη επίπεδη κυματομορφή. Το [σχήμα 3.4](#) εμφανίζει πρότυπα **E** και **H** σε μια δεδομένη στιγμή του χρόνου ως λειτουργία της απόστασης κατά μήκος οποιασδήποτε καθέτου γραμμών στις κυματομορφές. Αυτός ο αριθμός είναι όπως ένα στιγμιότυπο του **E** και του **H** σε μια ορισμένη στιγμή του χρόνου. Καθώς ο χρόνος προχωρά, το πρότυπο κινείται προς τα δεξιά. Όπως υποδεικνύεται από τα σχήματα 3.3 και 3.4, τα μεγέθη του **E** και του **H** δεν μειώνονται με την απόσταση σε ένα αληθινά χωρίς απώλειες μέσο. Αυτό είναι μη ρεαλιστικό, αλλά για εξιδανικευμένο επίπεδο κύμα.



ΣΧΗΜΑ 3.3

(α) Κυματομορφές ενός επίπεδου κύματος. Οι κυματομορφές είναι επίπεδες, μόνο οι άκρες των οποίων εμφανίζονται. Το **E** και το **H** βρίσκονται μέσα σε μια κυματομορφή. Η διάδοση διανυσματικού **k** είναι κάθετη στις κυματομορφές και δείχνει στην κατεύθυνση της διάδοσης. Το **E**, το **H**, και το **k** είναι αμοιβαία κάθετα. (β) Η παραλλαγή του μεγέθους του **E** σε μια στιγμή του χρόνου ως λειτουργία της καθέτου απόστασης στις κυματομορφές.



ΣΧΗΜΑ 3.4

Πρότυπο διανύσματα που εμφανίζει το **E** και **H** του σχήματος 3.3 σύμφωνα με μια γραμμή στην κατεύθυνση του **k** σε μια στιγμή του χρόνου. Καθώς ο χρόνος προχωρεί, οι κινήσεις προτύπων προς τα δεξιά.

Ποιο είδος πηγής θα μπορούσε να παραγάγει επίπεδα κύματα; Επειδή το **E** και το **H** είναι σταθερά παντού σε μια επίπεδη κυματομορφή, κάποιος θα ανέμενε ότι μόνο μια πηγή άπειρου βαθμού θα μπορούσε να παραγάγει επίπεδα κύματα. Μια τέτοια πηγή, φυσικά, είναι αφύσικη. Ίσως το καλύτερο για προσεγγίσεις στα επίπεδα κύματα είναι κύματα που παράγονται από τις

πεπερασμένες πηγές όταν οι περιοχές εμφανίζονται μακριά από την πηγή. Αρκετά μακριά από σχεδόν οποιαδήποτε πηγή τα πεδία μοιάζουν με τα επίπεδα κύματα.

Ένα επίπεδο κύμα είναι παρόμοιο με ένα σφαιρικό κύμα από πολλές απόψεις, όπως να αναμείνετε, επειδή ένα σφαιρικό κύμα προσεγγίζει ένα επίπεδο κύμα στις περιοχές μακριά από την πηγή σημείου που παράγει το σφαιρικό κύμα. Η σύνθετη αντίσταση κυμάτων για ένα επίπεδο κύμα είναι η ίδια με τη σύνθετη αντίσταση κυμάτων για ένα σφαιρικό κύμα, όπως δίνεται από την εξίσωση 3,1. Η ταχύτητα φάσης για ένα επίπεδο κύμα είναι η ίδια με την ταχύτητα φάσης για ένα σφαιρικό κύμα, όπως δίνεται από τις εξισώσεις 3,3 και 3,4. Μια σημαντική διαφορά μεταξύ των επίπεδων κυμάτων και των σφαιρικών κυμάτων είναι ότι τα μέγιστα μεγέθη των πεδίων στα σφαιρικά κύματα στα χωρίς απώλειες μέσα μεταβάλλονται αντιστρόφως ως απόσταση, ενώ τα μέγιστα μεγέθη των πεδίων στα επίπεδα κύματα παραμένουν σταθερά με την απόσταση.

Εάν τα σφαιρικά κύματα και τα επίπεδα κύματα είναι αφύσικα, όπως έχουμε υπογραμμίσει επανειλημμένα, γιατί χρησιμοποιούνται τόσο συχνά; Επειδή είναι από μαθηματική άποψη απλά και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να καταλάβουν τα βασικά χαρακτηριστικά των αλληλεπιδράσεων κυμάτων, όπως περιγράφεται σε ένα μεγάλο μέρος του υπολοίπου αυτού του κεφαλαίου. Τα απλά σφαιρικά κύματα αθροίζονται συχνά για να παραγάγουν τα ρεαλιστικότερα κύματα, και τα επίπεδα κύματα αντιπροσωπεύουν τα πεδία μακριά από τις περισσότερες πηγές.

### 3.3 Αντανάκλαση και διάθλαση κυμάτων

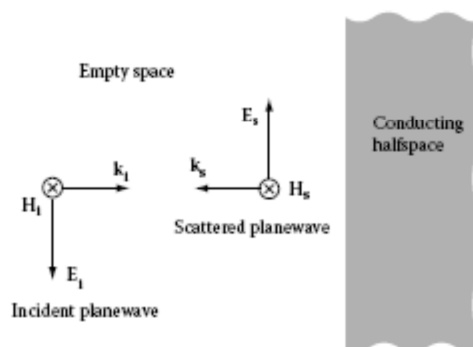
Η *αντανάκλαση* και η *διάθλαση* είναι δύο σημαντικά χαρακτηριστικά της συμπεριφοράς κυμάτων. Όταν ένα κύμα διάδοσης προσκρούει σε μια διεπαφή μεταξύ δύο διαφορετικών υλικών, ή σε ένα αντικείμενο, το κύμα μπορεί να απεικονιστεί μερικώς, διαθλασμένο, ή και τα δύο. Θα εξηγήσουμε αυτές τις συμπεριφορές με τα παραδείγματα των επίπεδων κυμάτων που προσκρούουν στις επίπεδες διεπαφές, που λαμβάνουν υπόψη ότι επίπεδα κύματα δεν υπάρχουν στην πραγματικότητα φυσικά, όπως εξηγείται στο προηγούμενο τμήμα, αλλά που είναι εξαιρετικά χρήσιμες έννοιες για την εξήγηση των σημαντικών χαρακτηριστικών κυμάτων.

#### 3.3.1 Αντανάκλαση επίπεδου κύματος στις μεταλλικές διεπαφές

Το [σχήμα 3.5](#) επεξηγεί την αντανάκλαση ενός επίπεδου κύματος που προσκρούει στη διεπαφή ενός μεταλλικού ημιδιαστήματος τέλει διεύθυνσης (δείτε την [παράγραφο 1.18](#) για έναν καθορισμό του ημιδιαστήματος). Το συναφές επίπεδο κύμα αντιπροσωπεύεται από το  $E_i$ ,  $H_i$ , και  $k_i$ , το οποίο είναι το ηλεκτρικό πεδίο, μαγνητικό πεδίο, και διάνυσμα διάδοσης, αντίστοιχα, ενός επίπεδου κύματος διαδίδοντας στο ελεύθερο διάστημα προς τα δεξιά. Το κύμα λέγεται ότι είναι κανονικά συναφές στη διεπαφή διεύθυνσης επειδή η κατεύθυνση της διάδοσης  $k_i$  είναι κανονική

(κάθετη) στη μεταλλική διεπαφή, η οποία κάνει το  $E_i$  και  $H_i$  διανύσματα εφαπτόμενα σε αυτήν την επιφάνεια. Τα αντικείμενα μετάλλων με την τέλεια αγωγιμότητα δεν επιτρέπουν στο κύμα διεισδύσει σε όλα. Δημιουργούν ένα απεικονισμένο κύμα που διαδίδεται στην αντίθετη κατεύθυνση (σε αυτήν την περίπτωση, στο αριστερό). Το διάνυσμα ηλεκτρικών πεδίων του απεικονισμένου κύματος είναι από τον αρχικό στη διεπαφή λέμε ότι το απεικονισμένο ηλεκτρικό πεδίο είναι από τη φάση από το συναφές ηλεκτρικό πεδίο. Αυτό σημαίνει ότι το απεικονισμένο πεδίο είναι 180 βαθμοί από τη φάση από το συναφές πεδίο, και ότι το απεικονισμένο ηλεκτρικό πεδίο είναι το αρνητικό του συναφούς ηλεκτρικού πεδίου στη μεταλλική διεπαφή.

Το γεγονός ότι το πεδίο απεικονίζεται από μια επιφάνεια μετάλλων παρατηρείται και χρησιμοποιείται σε μια ευρεία μεταβολή των εφαρμογών. Ένα προφανές παράδειγμα που έχετε δει (κυριολεκτικά) είναι ελαφριά απεικόνιση από έναν επιμεταλλωμένο καθρέφτη. Το φως είναι ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα, και έχετε δει αναμφισβήτητα τις ελαφριές αντανάκλασεις από τις πολυάριθμες μεταλλικές δομές.



ΣΧΗΜΑ 3.5

Ένα επίπεδο κύμα κανονικά συναφές σε μια επίπεδη μεταλλική διεπαφή και το απεικονισμένο επίπεδο κύμα παραχθείς από το μέταλλο. Το υπογεγραμμένο  $i$  αντιπροσωπεύει το συναφές κύμα, και τις στάσεις υπογεγραμμένων  $s$  για το διεσπαρμένο (απεικονισμένο) κύμα. Τα πεδία  $\mathbf{H}$  κατευθύνονται στο χαρτί και επομένως αντιπροσωπεύονται από έναν σταυρό σε έναν κύκλο.

Μια άλλη εφαρμογή όπου οι αντανάκλασεις χρησιμοποιούνται είναι στο σχέδιο κεραιών. Οι κεραιές απαιτούν και ένα θετικό και αρνητικό βραχίονα αλλά πολλές κεραιές (παραδείγματος χάριν, η τηλεφωνική κεραιά κυττάρων σας) έχουν μόνο έναν βραχίονα. Εάν μια μεταλλική πλάκα τοποθετείται κάτω από έναν βραχίονα μιας κεραιάς, η αντανάκλαση από την πλάκα το κάνει να κοιτάζει στην κεραιά αν ο άλλος βραχίονάς του είναι πρακτικώς εκεί κάτω από αυτό το επίπεδο γείωσης, ακριβώς όπως μια αντανάκλαση θα εμφανιζόταν να είναι πίσω από την επιφάνεια του καθρέφτη. Οι ραδιοσταθμοί δημιουργούν συχνά ένα πολύ μεγάλο επίπεδο γείωσης για τις μεταδίδοντας κεραιές τους με το θάψιμο των καλωδίων σε ένα ακτινωτό πρότυπο όπως οι ακτίνες μιας ρόδας στη βάση των κεραιών. Οι ακτίνες είναι αρκετά στενές όπου ενεργούν αν το επίπεδο που δημιουργούν είναι στερεό (ακριβώς όπως η οθόνη μιας πόρτας

φούρνων μικροκυμάτων απεικονίζει τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία, όπως περιγράφεται στη παράγραφο 1.17). Κινητά τηλέφωνα και άλλες φορητές συσκευές δεν είναι αρκετά μεγάλες να έχει τα μεγάλα, τέλεια επίπεδα κάτω από αυτά, αλλά οι κορυφές των περιπτώσεών τους είναι γενικά (χαρακτηριστικά πλαστικές που ντύνονται μέσα με το χρώμα μετάλλων). Αυτό δημιουργεί ένα μικρό επίγειο επίπεδο που δημιουργεί μια μερική αντανάκλαση, κάπως όπως έναν μικρό φορητό καθρέφτη που απεικονίζει μόνο μέρος του προσώπου.

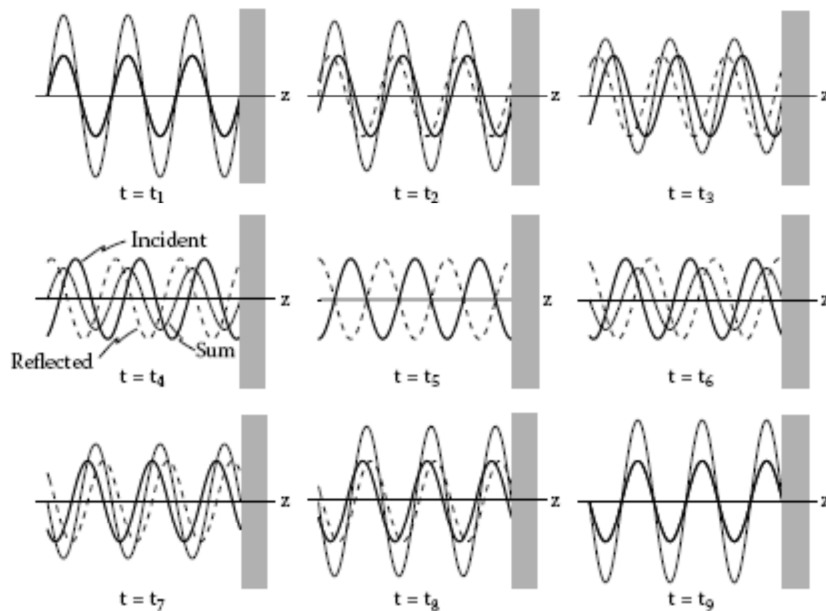
Τα προστατευμένα δωμάτια μετάλλων χρησιμοποιούνται για να εξετάσουν τις ηλεκτρομαγνητικές συσκευές επειδή απεικονίζουν τα εξωτερικά πεδία και δεν επιτρέπουν σε αυτά να παρεμποδίσουν τις ευαίσθητες δοκιμές που εμφανίζονται μέσα. Εάν τα πεδία που εξετάζονται είναι υψηλά, κρατούν επίσης τους ανθρώπους έξω από την αίθουσα από την έκθεση στα υψηλά ηλεκτρομαγνητικά πεδία. Οι εργαζόμενοι ηλεκτροφόρων καλωδίων που επισκευάζουν τα ζωντανά ηλεκτροφόρα καλώδια φορούν τον ιματισμό με τη μεταλλική κάλυψη για να απεικονίσουν το εξωτερικό πεδίο και να τους κρατήσουν ασφαλείς.

Ο λόγος για αυτήν την αντανάκλαση μπορεί να εξηγηθεί από την άποψη των απλών όρων ορίου που εξηγούνται αρχικά στην παράγραφο 1.12. Όταν το επίπεδο κύμα προσκρούει στο μέταλλο και αρχίζει να διαδίδει σε αυτό, η τέλεια αγωγιμότητα αναγκάζει το πεδίο  $\mathbf{E}$  να πάει σε μηδέν. Το  $\mathbf{E}$  μέσα στο μέταλλο πρέπει να είναι μηδέν επειδή η πυκνότητα ρεύματος διεξαγωγής δίνεται από  $J_c = \sigma_c E$  ( $J_c$  είναι αγωγιμότητα), και δεδομένου ότι  $\sigma_c$  είναι άπειρο, το  $\mathbf{E}$  πρέπει να είναι μηδέν ειδικά η πυκνότητα ρεύματος διεξαγωγής θα ήταν άπειρη, το οποίο δεν είναι δυνατό. Επειδή ο όρος ορίου (η εξίσωση 1.18) απαιτεί το εφαπτόμενο πεδίο  $\mathbf{E}$  για να είναι συνεχές στη μεταλλική διεπαφή, και επειδή το πεδίο  $\mathbf{E}$  στο μέταλλο είναι μηδέν, το εφαπτόμενο πεδίο  $\mathbf{E}$  στη μεταλλική διεπαφή πρέπει επίσης να είναι μηδέν.

Αυτή η απαίτηση αναγκάζει ένα απεικονισμένο κύμα για να παραχθεί, με το πεδίο  $\mathbf{E}$  του απεικονισμένου ίσου κυμάτος και απέναντι από αυτό του συναφούς κύματος στη διεπαφή. Το πραγματικό συνολικό πεδίο στο όριο (και παντού έξω από το μέταλλο) είναι το ποσό του γεγονότος και απεικονισμένα κύματα. Το απεικονισμένο κύμα, ή το διεσπαρμένο κύμα καθώς καλείται συχνά, αντιπροσωπεύεται στο [σχήμα 3.5](#) από την  $E_s$ ,  $H_s$  και  $k_s$  τα οποία είναι το ηλεκτρικό πεδίο, μαγνητικό πεδίο, και διάνυσμα διάδοσης, αντίστοιχα, του διεσπαρμένου κύματος. Στο όριο, τα δύο ίσα και αντίθετα ηλεκτρικά πεδία προσθέτουν σε μηδέν, ικανοποιητικός κατά συνέπεια τον όρο ορίου. Σημειώστε, εντούτοις, ότι τα συναφή και διεσπαρμένα μαγνητικά πεδία είναι και ίσα και στην ίδια κατεύθυνση. Κατά συνέπεια, το συνολικό εφαπτόμενο μαγνητικό πεδίο είναι δύο φορές το συναφές μαγνητικό πεδίο στο όριο.

Η συμπεριφορά στο πεδίο του χρόνου του επίπεδου κύματος μπροστά από μια επιφάνεια μετάλλων είναι ιδιαίτερα ενδιαφέρουσα. Τα συνολικά πεδία EM στο διάστημα αριστερά του ημιδιαστήματος διεύθυνσης στο [σχήμα 3.5](#) είναι τα ποσά των συναφών και διεσπαρμένων

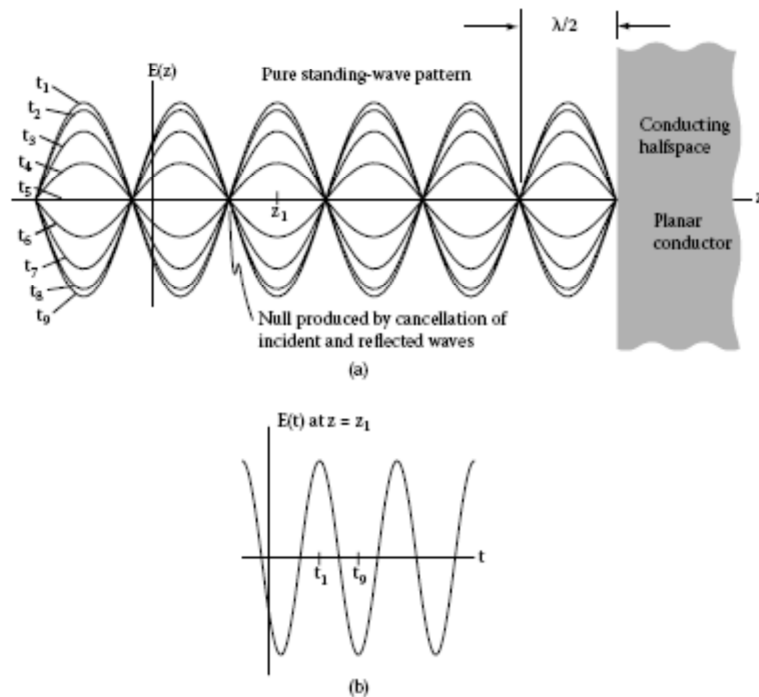
πεδίων. Το σχήμα 3.6 εμφανίζει τα συναφή και απεικονισμένα κύματα πεδίων  $\mathbf{E}$  και το ποσό τους σε εννέα διαφορετικές στιγμές του χρόνου. Το ποσό είναι μηδέν στη μεταλλική διεπαφή για όλες τις στιγμές του χρόνου (επειδή τα επαπτόμενα ηλεκτρικά πεδία είναι πάντα μηδέν τέλεια να διευθύνουν το μέταλλο). Εάν εξετάσετε πολύ το σχήμα 3.6, θα δείτε αυτό σε ορισμένες θέσεις μπροστά από τη μεταλλική διεπαφή, το ποσό των συναφών και απεικονισμένων κυμάτων είναι μηδέν και για τις εννέα στιγμές του χρόνου. Αυτό εμφανίζεται πιο σαφώς στο [σχήμα 3.7 \(α\)](#), το οποίο εμφανίζει ακριβώς το ποσό των συναφών και απεικονισμένων ηλεκτρικών πεδίων κυμάτων ως λειτουργία της απόστασης  $z$  και στις εννέα στιγμές του χρόνου επάληλα στην ίδια γραφική παράσταση. Στα σημεία που βρίσκονται σε διαστήματα μισού μήκους κύματος μπροστά από τη μεταλλική επιφάνεια, το συνολικό  $\mathbf{E}$  είναι μηδέν και στις εννέα στιγμές του χρόνου. Αποδुकνείται ότι σε αυτά τα σημεία το  $\mathbf{E}$  είναι μηδέν σε όλες τις στιγμές του χρόνου, όχι μόνο στις εννέα που παρουσιάζονται στο σχήμα. Αυτές οι μηδενικές τιμές του  $\mathbf{E}$  καλούνται *μηδενικά*. Τα μηδενικά εμφανίζονται επειδή τα συναφή και διεσπαρμένα πεδία  $\mathbf{E}$  είναι ίσα στο μέγεθος και το αντίθετο στο σημάδι σε εκείνα τα σημεία, έτσι ώστε ακυρώνουν το ένα το άλλο έξω πάντα. Αυτή η ακύρωση εμφανίζεται επειδή τα συναφή και διεσπαρμένα κύματα διαδίδονται με την ίδια ταχύτητα φάσης, αλλά στις αντίθετες κατευθύνσεις, και επειδή το συναφές και διεσπαρμένο  $\mathbf{E}$  πρέπει να προσθέσει σε μηδέν στη μεταλλική διεπαφή.



ΣΧΗΜΑ 3.6

Τα ηλεκτρικά πεδία του συναφούς κύματος (ελαφριές στερεές γραμμές) του σχήματος 3.5, του διεσπαρμένου (απεικονισμένου) κύματος (ορμούμενες γραμμές), και του ποσού των συναφών και διεσπαρμένων κυμάτων (έντονες γραμμές) ως λειτουργία της απόστασης, σε εννέα διαφορετικές στιγμές του χρόνου. Στο  $t_1$  και  $t_9$ , το διεσπαρμένο κύμα βρίσκεται πάνω από το

συναφές κύμα. Στο  $t_5$  στο ποσό των κυμάτων είναι μηδέν. Το γκρίζο ορθογώνιο αντιπροσωπεύει τη θέση της επίπεδης μεταλλικής διεπαφής.



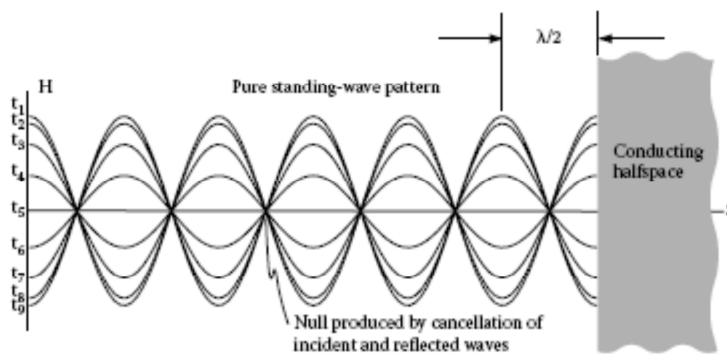
ΣΧΗΜΑ 3.7

(α) Τα ποσά των ηλεκτρικών πεδίων των συναφών και διεσπαρμένων κυμάτων του σχήματος 3.6 για εννέα στιγμές του χρόνου όλες που σχεδιάζονται στην ίδια γραφική παράσταση με μια λειτουργία της απόστασης μπροστά από το επίπεδο μεταλλικό αντικείμενο. Αυτό είναι μια απεικόνιση ενός μόνιμου κύματος. Το  $E$  στο  $t_1$  αποδεικνύεται με μαύρους χαρακτήρες για να επεξηγήσει το χαρακτηριστικό μοτίβο. (β) Το ηλεκτρικό πεδίο στη θέση  $z_1$  ως λειτουργία του χρόνου.

Εάν φαντάζεστε τα πρότυπα ηλεκτρικών πεδίων στους διαφορετικούς χρόνους στο σχήμα 3.7 (α) που εμφανίζεται διαδοχικά ως ταινία, εσείς μπορεί να δείτε γιατί το κύμα μπροστά από μια επιφάνεια μετάλλων καλείται *μόνιμο κύμα*. Το συνολικό ηλεκτρικό πεδίο (ποσό των συναφών και απεικονισμένων κυμάτων) κινείται πάνω-κάτω σε οποιοδήποτε δεδομένο σημείο (εκτός από μηδενικό, το οποίο παραμένει σε μηδέν) σε ένα ημιτονοειδή τρόπο. Εάν μετρήσατε το ηλεκτρικό πεδίο σε οποιοδήποτε μεμονωμένο σημείο μπροστά από το επίπεδο κύμα, θα διαπιστώνατε ότι το εύρος του είναι μια ημιτονοειδής λειτουργία του χρόνου. Το σχήμα 3.7 (β) εμφανίζει ημιτονοειδή χρονική παραλλαγή του εύρους σε ένα σημείο,  $z = z_1$ .



Το **σχήμα 3.8** εμφανίζει παρόμοιο μόνιμο πρότυπο κυμάτων για τα συνολικά πεδία **H**. Λόγω των αμοιβαίων ορθογώνιων σχέσεων μεταξύ του **E**, του **H**, και του **k** σε κάθε ένα από τα κύματα, τα συναφή και διεσπαρμένα πεδία **H** προσθέτουν στη μεταλλική διεπαφή αντί της ακύρωσης, και πρώτος στο μηδενικό στο **H** εμφανίζεται ένα τέταρτος-μήκος κύματος πίσω από τη μεταλλική διεπαφή, και έπειτα σε διαστήματα μισού-μήκους κύματος έκτοτε.



ΣΧΗΜΑ 3.8

Τα ποσά των μαγνητικών πεδίων των συναφών και διεσπαρμένων κυμάτων του **σχήματος 3.6** για εννέα στιγμές του χρόνου όλες που σχεδιάζονται στην ίδια γραφική παράσταση με μια λειτουργία της απόστασης μπροστά από το επίπεδο μεταλλικού αντικείμενου. Αυτό είναι μια απεικόνιση ενός μόνιμου κύματος. Το **H** στο  $t_1$  αποδεικνύεται με μαύρους χαρακτήρες για να επεξηγήσει το χαρακτηριστικό πρότυπο.

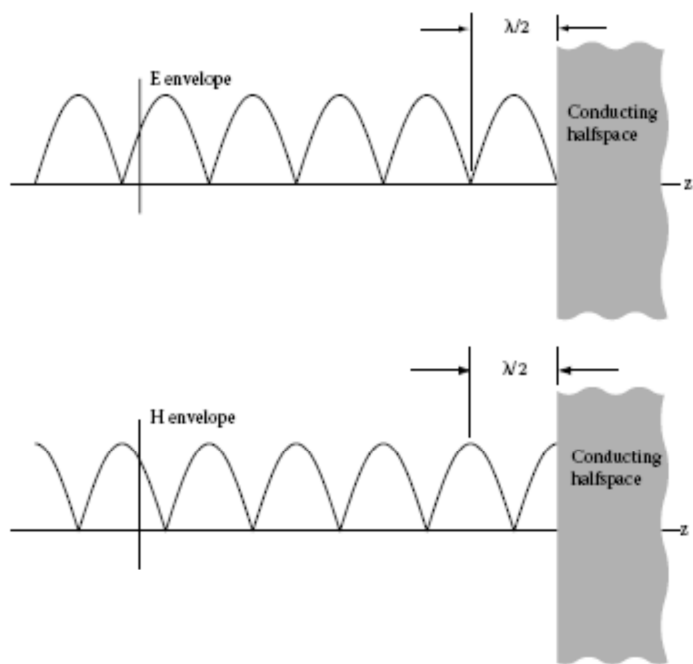
Τα μόνιμα πρότυπα κύματος αντιπροσωπεύονται συχνά μόνο από το φάκελο του προτύπου, όπως φαίνεται στο **σχήμα 3.9**. Οι φάκελοι των μόνιμων κυμάτων **E** και **H** εμφανίζουν σαφώς ότι οι θέσεις των μηδενικών και οι μέγιστες τιμές του **E** και του **H** επιτυγχάνουν.

Όταν ένα επίπεδο κύμα είναι συναφές σε ένα αντικείμενο μετάλλων διαγωνίως εκτός από το κανονικό (ή το κεφάλι, όπου  $\theta_i = 0^\circ$ ), ακόμη και τα πιο ενδιαφέροντα πρότυπα πεδίων εμφανίζονται. Αυτό αναφέρεται ως όντας πλάγιο περιστατικό και εμφανίζεται στο **σχήμα 3.10**. Η γωνία  $\theta_i$  ότι η διάδοση διανύσματος ( $k_i$ ) κάνει με έναν κανονικό στη μεταλλική επιφάνεια καλείται γωνία της πρόσπτωσης. Όπως με την κανονική επίπτωση, οι όροι ορίου στη μεταλλική διεπαφή απαιτούν το εφαπτόμενο ηλεκτρικό πεδίο για να είναι μηδέν εκεί, παράγοντας πάλι ένα διεσπαρμένο κύμα. Το πεδίο ανακλάται από την επιφάνεια του μετάλλου σε μια γωνία  $\theta_s$  που είναι ίση με τη γωνία της πρόσπτωσης  $\theta_i$ . Αυτό σημαίνει ότι το διάνυσμα διάδοσης του διεσπαρμένου κύματος  $k_s$  κάνει μια γωνία  $\theta_s$  με την κανονική στην επιφάνεια που είναι ίση με τη γωνία της πρόσπτωσης. Άλλη μια φορά, το ποσό των ηλεκτρικών πεδίων των συναφών και διεσπαρμένων κυμάτων είναι ένα μόνιμο κύμα, αλλά για τα μηδενικά πλάγιας επίπτωσης είναι

μακρύτερα από ένα μισό μήκος κύματος. Όσο μεγαλύτερη η γωνία της πρόσπτωσης, τόσο μεγαλύτερη η απόσταση μεταξύ των μηδενικών.

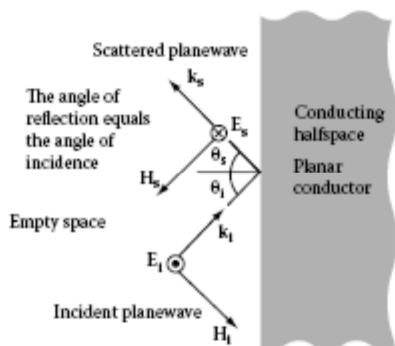
Το [σχήμα 3.11](#) εμφανίζει συναφή και διεσπαρμένα κύματα σε μια στιγμή του χρόνου από την άποψη των αιχμών και των γούρνων των αιχμών ως μαύρες γραμμές και των γουρνών ως γκριζες γραμμές. Στα σημεία όπου οι μαύρες και γκριζες γραμμές κόβουν, το ποσό του  $E$  στα δύο κύματα είναι μηδέν. Αν και οι ενδιάμεσες τιμές του  $E$  μεταξύ των αιχμών και των γουρνών δεν εμφανίζονται ρητά στο [σχήμα 3.11](#), το ποσό του συναφούς και διεσπαρμένου  $E$  είναι μηδέν παντού σύμφωνα με τις ορμούμενες γραμμές σε κάθε στιγμή του χρόνου. Κατά συνέπεια, ένα μόνιμο πρότυπο κυμάτων εμφανίζεται για την πλάγια επίπτωση ακριβώς όπως κάνει για την κανονική επίπτωση, αλλά τα μηδενικά στο μόνιμο κύμα για την πλάγια επίπτωση είναι μακρύτερα απ'ό,τι για την κανονική επίπτωση, όπως αναφέρεται παραπάνω.

Ένας άλλος τρόπος των ηλεκτρικών πεδίων των συναφών και απεικονισμένων κυμάτων και του ποσού τους εμφανίζεται στα [σχήματα 3.12](#) έως [3.14](#). Σε αυτούς τους αριθμούς, το εύρος του  $E$  αντιπροσωπεύεται από τις σκιές γκριζου, με το λευκό που είναι μέγιστο και μαύρο να είναι το ελάχιστο. Το [σχήμα 3.12](#) εμφανίζει το  $E$  του συναφούς κύματος σε μια στιγμή του χρόνου, [σχήμα 3.13](#) το  $E$  του διεσπαρμένου κύματος, και το [σχήμα 3.14](#) το ποσό των δύο. Καθώς ο χρόνος προχωρεί, η κίνηση προτύπων σύμφωνα με τις κατευθύνσεις διάδοσης των κυμάτων που εμφανίζονται από τα δύο βέλη στο [σχήμα 3.11](#), αλλά τα μηδενικά στο συνολικό  $E$  εμφανίζονται πάντα στις θέσεις σύμφωνα με τις ορμούμενες γραμμές στα [σχήματα 3.11](#) και [3.14](#).



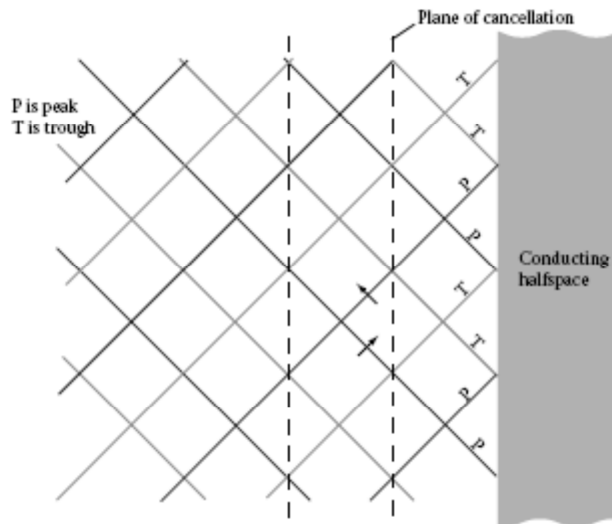
ΣΧΗΜΑ 3.9

Φάκελοι των μόνιμων κυμάτων **E** και **H** των σχημάτων 3.7 και 3.8.



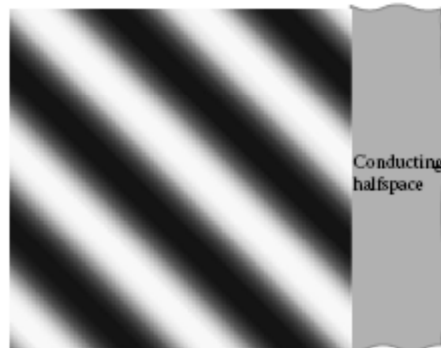
ΣΧΗΜΑ 3.10

Ένα γεγονός πλάγιου επίπεδου κύματος σε μια επίπεδη μεταλλική διεπαφή τέλει διεύθυνσης και απεικονισμένο (δισπαρμένο) επίπεδο κύμα που παράγεται από το μέταλλο. Το υπογεγραμμένο *i* αντιπροσωπεύει το συναφές κύμα, και τις στάσεις υπογεγραμμένων *s* για το δισπαρμένο (απεικονισμένο) κύμα. Η γωνία της αντανάκλασης  $\theta_s$  είναι ίση με  $\theta_i$  της γωνίας της πρόσπτωσης.



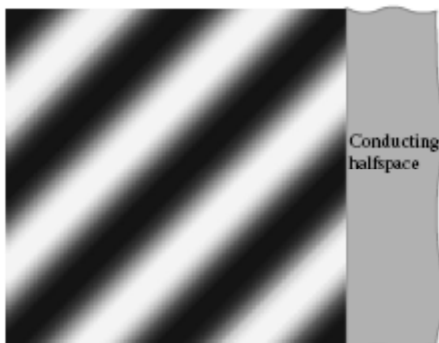
ΣΧΗΜΑ 3.11

Κυματομορφές του γεγονότος και διεσπαρμένα επιπεδα κύματα του σχήματος 3.10 σε μια στιγμή του χρόνου. Στάσεις P για την αιχμή, και στάσεις T για τη γούρνα. Οι ορθούμενες γραμμές εμφανίζονται όπου οι αιχμές και οι γούρνες προσθέτονται σε μηδέν. Οι αντίστοιχες κυματομορφές διαδίδονται στις κατευθύνσεις των βελών καθώς ο χρόνος προχωρεί.



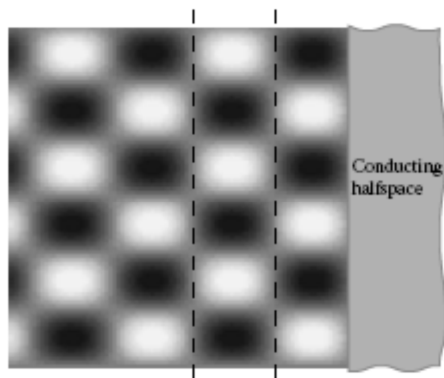
ΣΧΗΜΑ 3.12

Το εύρος του E του συναφούς κύματος του σχήματος 3.10 σε μια στιγμή του χρόνου. Οι αιχμές είναι άσπρες, και οι γούρνες είναι μαύρες. Οι τιμές μεταξύ των αιχμών και των γουρνών εμφανίζονται στις διάφορες σκιές γκριζου.



ΣΧΗΜΑ3.13

Το εύρος του E του διεσπαρμένου κύματος του σχήματος 3.10 σε μια στιγμή του χρόνου. Οι αιχμές είναι άσπρες, και οι γούρνες είναι μαύρες. Οι τιμές μεταξύ των αιχμών και των γουρνών εμφανίζονται στις διάφορες σκιές γκριζου.



ΣΧΗΜΑ 3.14

Το εύρος του ποσού του  $E$  του συναφούς κύματος και του  $E$  του διεσπαρμένου κύματος του σχήματος 3.10 σε μια στιγμή του χρόνου. Τα μέγιστα είναι άσπρα, και τα ελάχιστα είναι μαύρα. Οι τιμές μεταξύ των μεγίστων και των ελάχιστων εμφανίζονται στις διάφορες σκιές γκριζού. Οι οριζούμενες γραμμές δείχνουν τα επίπεδα της ακύρωσης των συναφών και διεσπαρμένων κυμάτων.

## ΓΕΙΩΣΗ ΚΑΙ ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΣΜΟΥ

Γείωση είναι μια σημαντική έννοια στην ηλεκτρική εφαρμοσμένη μηχανική. Οι τάσεις μετριοούνται σχετικά με μια γείωση, η οποία αντιμετωπίζεται συνήθως ως μηδενική τάση. Τα ρεύματα ρέουν από μια θετική τάση κάτω σε ένα έδαφος. Η κατάλληλη γείωση του εξοπλισμού είναι σημαντικό να αποτρέψει τους κλονισμούς και τον κίνδυνο.

Στις χαμηλές συχνότητες (το κεφάλαιο 2), ένα ηλεκτρόδιο έχει μια θετική τάση και το άλλο αντιμετωπίζεται ως γείωση. Πολύ συχνά το γειωμένο ηλεκτρόδιο είναι συνημμένο στο σώμα σε κάποια απόσταση από το πρώτο ηλεκτρόδιο. Το ρεύμα θα περάσει από το θετικό ηλεκτρόδιο στο γειωμένο ηλεκτρόδιο. Στις χαμηλές συχνότητες, αυτό το ρεύμα ρέει κατά μήκος του διαδρόμου λιγότερης αντίστασης. Θα τείνει να ρεύσει και να συγκεντρωθεί στο υψηλό-ύγρο-περιεχόμενο, ιστόι υψηλής-αγωγιμότητας. Στις χαμηλές συχνότητες, μια γείωση μπορεί να δημιουργηθεί με πολλούς διαφορετικούς τρόπους που οποιαδήποτε μεταλλική επαφή θα δημιουργήσει μια γείωση. Μια ράβδος, ένα καλώδιο, ή ένας συνδετήρας μπορούν όλοι να χρησιμοποιηθούν για να δημιουργήσουν μια ικανοποιητική γείωση για τις χαμηλές συχνότητες.

Στις μέσες και υψηλότερες συχνότητες, η κατάσταση είναι αρκετά διαφορετική. Το ρεύμα ακολουθεί το διάδρομο λιγότερης αυτεπαγωγής, ειδικά αντίστασης. Ένα ενιαίο καλώδιο συχνά δεν θα είναι επαρκές για να παρέχει μια γείωση, και το ρεύμα θα επιλέξει Πολλούς άλλους διαδρόμους για να φθάσει στη γείωση. Το ρεύμα δεν περιορίζεται πλέον ακριβώς στα μεταλλικά σημεία επαφής. Οι επίγειες πλάκες χρησιμοποιούνται συνήθως, και οι πολλαπλάσιες παράλληλες συνδέσεις είναι συνδεδεμένες με αυτές. Μερικές φορές αυτό δημιουργεί τους βρόχους ενός άλλου προβλήματος γείωσης. Το ρεύμα μπορεί να περάσει επάνω σε μερικές από τις παράλληλες συνδέσεις και να κατεβάσει άλλες, που δημιουργούν τους βρόχους που προκαλούν τις καθυστερήσεις στα μέρη του σήματος και το κάνουν να είναι εξαπλωμένο έξω στο χρόνο. Τα παλόμενα ηλεκτρομαγνητικά πεδία έχουν και υψηλής - και χαμηλής συχνότητας συστατικά, και πρέπει να αντιμετωπιστούν ως υψηλής συχνότητας πεδία κατά την εξέταση της γείωσης. (συνέχεια στην επόμενη σελίδα)

Το προστατευτικό κάλυμμα είναι μια άλλη σημαντική πτυχή των υψηλής συχνότητας συσκευών. Δεδομένου ότι τα υψηλής συχνότητας πεδία δεν περιλαμβάνονται πλέον στο μέταλλο και μπορούν να διαβιβαστούν μέσω του διαστήματος, η προστασία είναι σημαντική να παρέχει την προστασία από την ηλεκτρομαγνητική παρέμβαση (EMI). Δεδομένου ότι τα ηλεκτρικά πεδία δεν μπορούν να διαπεράσουν το μέταλλο, βάζοντας τη συσκευή που προστατεύεται σε ένα εντελώς εσωκλειόμενο δοχείο μετάλλων ή μπορούν (με τις ραφές που σφραγίζονται ηλεκτρικά) να αποτρέψουν τη συσκευή από τη λήψη οποιωνδήποτε σημάτων από έξω από το δοχείο. Φυσικά, θέλουμε συνήθως να πάρουμε ένα σήμα σε ή από τη συσκευή στο δοχείο, αλλά μόλις κάνουμε μια τρύπα στο δοχείο για να τρέξουμε ένα καλώδιο, το δοχείο είναι τώρα “ διαρροής “ όσον αφορά τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία. Όπως με την πόρτα φούρνων μικροκυμάτων που περιγράφεται στην παράγραφο 1.17, το μέγεθος της τρύπας καθορίζει ποιες συχνότητες θα περάσουν μέσα και ποιες θα απορριφθούν. Έτσι συνήθως χρησιμοποιούμε ένα προστατευμένο καλώδιο όπως το ομοαξωνικό για να φθάσει η συσκευή μέσα στο δοχείο. Η εξωτερική ασπίδα του καλωδίου συνδέεται (χωρίς τις τρύπες) με το σώμα του δοχείου, με τον εσωτερικό αγωγό φτάνοντας τη συσκευή μέσα στο δοχείο. Πρέπει επίσης να είμαστε προσεκτικοί για να κάνουμε το ίδιο πράγμα στο άλλο τέλος του καλωδίου.

Το πλήρες προστατευτικό κάλυμμα είναι συχνά σημαντικό για τις πολύ ευαίσθητες ηλεκτρομαγνητικές μετρήσεις που γίνονται σε ένα εργαστήριο. Σε αυτήν την περίπτωση, το προστατευτικό κάλυμμα παρέχεται από ένα πλέγμα μετάλλων ή καλύπτει εντελώς να περιβάλλει ολόκληρο το δωμάτιο: ένα προστατευμένο δωμάτιο. Ο εξοπλισμός μέτρησης και η παροχή ηλεκτρικού ρεύματος αφήνονται συχνά έξω από το δωμάτιο, και η λαμβάνουσες κεραία και η συσκευή που μετριοούνται είναι μέσα στο δωμάτιο. Αυτό προστατεύει τις μετρήσεις από την αλλοίωση των σημάτων RF όπως οι ραδιοσταθμοί και τα τηλεφωνικά σήματα κυττάρων, και το καθιστά πιθανό να λάβει τα πολύ μικροσκοπικά σήματα χωρίς υπερβολικό εξωτερικό θόρυβο.

### 3.3.2 Αντανάκλαση επίπεδου κύματος και διάθλαση στις διηλεκτρικές διεπαφές

Όπως εξηγείται στο προηγούμενο τμήμα, η άπειρη αγωγιμότητα αναγκάζει το  $\mathbf{E}$  μέσα σε έναν τέλειο αγωγό να είναι μηδέν, και δεδομένου ότι οι καταστάσεις απαιτούν το εφαπτόμενο  $\mathbf{E}$  για να είναι συνεχές στις διεπαφές, το εφαπτόμενο  $\mathbf{E}$  πρέπει να είναι μηδέν στην επιφάνεια ενός τέλειου αγωγού. Αυτή η κατάσταση προκαλεί το όριο απεικονισμένο, ή διεσπαρμένο, κύμα που θα παραχθεί όταν ένα κύμα προσπίπτει σε έναν τέλειο αγωγό. Ένα απεικονισμένο κύμα παράγεται επίσης όταν ένα κύμα είναι συναφές σε ένα αγαθό, αλλά δεν είναι τέλειος, αγωγός επειδή το πεδίο  $\mathbf{E}$  θα είναι πολύ μικρό, αλλά όχι μηδέν, στον καλό αγωγό. Αρκετά μια διαφορετική επίδραση εμφανίζεται σε έναν διηλεκτρικό, στον οποίο το εσωτερικό πεδίο  $\mathbf{E}$  δεν είναι μηδέν. Οι οριακές συνθήκες (οι εξισώσεις 1,17 και 1.18) στην επιφάνεια ενός διηλεκτρικού παράγουν επίσης ένα διεσπαρμένο κύμα, αλλά επιπλέον, ένα κύμα διαβιβάζεται στο διηλεκτρικό.

Το σχήμα 3.15 εμφανίζει ένα επίπεδο κύμα κανονικά συναφές σε ένα διηλεκτρικό ημιδιάστημα, μαζί με τα προκύπτοντα διεσπαρμένα και διαβιβασθέντα κύματα. Οι οριακές

συνθήκες απαιτούν ότι το ποσό του συναφούς και διεσπαρμένου  $E$  είναι ίσο με το διαβιβασμένο  $E$  στη διηλεκτρική διεπαφή. Όπως φαίνεται στο [σχήμα 3.16 \(α\)](#) για διάφορες περιπτώσεις χρόνου κατά τη διάρκεια μιας ταλαντώσεως κύκλου, το ποσό των συναφών και διεσπαρμένων ηλεκτρικών πεδίων μπροστά από το διηλεκτρικό παράγει το πρότυπο που είναι παρόμοιο με το μόνιμο κύμα μπροστά από το μέταλλο ([σχήμα 3.7](#)). Εντούτοις, στο πρότυπο που παράγεται από τη διηλεκτρική διεπαφή, δεν υπάρχουν μηδέν όπου το συνολικό κύμα είναι εντελώς μηδέν πάντα, αλλά υπάρχουν ελάχιστα σε τακτά χρονικά διαστήματα. Δεδομένου ότι ο φάκελος δεν πηγαίνει ποτέ σε μηδέν, αυτό το πρότυπο αναφέρεται συχνά ως *μερικό μόνιμο κύμα*. \* Το  $E$  που διαβιβάζεται στο διηλεκτρικό είναι ένα διακινούμενο κύμα, και ο φάκελός του είναι ομοιόμορφος παντού μέσα στο διηλεκτρικό.

Οι φάκελοι των κυμάτων στο [σχήμα 3.16 \(α\)](#) εμφανίζονται στο [σχήμα 3.16 \(b\)](#). Επειδή το εύρος του απεικονισμένου κύματος αυξάνεται και τα ελάχιστα γίνονται μικρότερα ως διαπερατότητα των διηλεκτρικών αυξήσεων, οι προσεγγίσεις προτύπων κυμάτων ενός καθαρού μόνιμου κύματος για τα διηλεκτρικά έχουν πολύ υψηλή διαπερατότητα. Επίσης, ως διαπερατότητα των διηλεκτρικών αυξήσεων, το εύρος του διαβιβασθέντος κύματος μειώνεται. Κατά συνέπεια, μια υψηλή διηλεκτρική διαπερατότητα απεικονίζει τα κύματα ομοίως σε έναν καλό αγωγό.

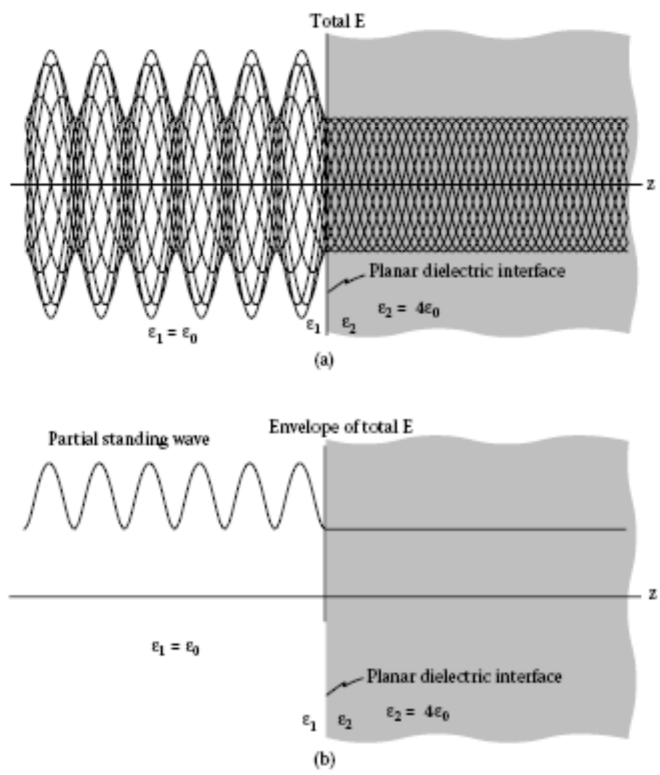
Όταν ένα επίπεδο κύμα είναι πλάγια συναφές σε ένα διηλεκτρικό ημιδιάστημα ([σχήμα 3.17](#)), η γωνία της αντανάκλασης είναι ίση με τη γωνία της πρόσπτωσης, δεδομένου ότι είναι με έναν αγωγό ([σχήμα 3.10](#)). Η γωνία της διάθλασης (ή της μετάδοσης)  $\theta_t$  εξαρτάται από το  $\theta_i$  και τις διαπερατότητες του μέσου περιστατικού  $\epsilon_1$  και το διηλεκτρικό  $\epsilon_2$ . Για ένα δεδομένα  $\theta_i$  και  $\epsilon_1$ ,  $\theta_t$  μειώνεται καθώς η διαπερατότητα  $\epsilon_2$  αυξάνεται. Η σχέση μεταξύ αυτών των τριών ποσοτήτων είναι διάσημη γνωστή ως νόμος του *Snell της διάθλασης*:

$$\sqrt{\epsilon_1} \sin \theta_i = \sqrt{\epsilon_2} \sin \theta_t \quad (3.5)$$

όπου  $\epsilon_1$  είναι η διαπερατότητα του μέσου στο οποίο τα συναφή και διεσπαρμένα κύματα βρίσκονται, και  $\epsilon_2$  είναι η διαπερατότητα του διηλεκτρικού στον οποίο το διαβιβασμένο κύμα διαδίδεται.

Όταν το  $\epsilon_2$  είναι λιγότερο από το  $\epsilon_1$  "αυτό συμβαίνει, όταν προσκρούει το συναφές κύμα σε ένα μέσο μικρότερης διαπερατότητας που η ειδική επίδραση αποκαλούμενη ως *συνολική εσωτερική αντανάκλαση* μπορεί να εμφανιστεί. Αυτό αντιστοιχεί στο  $\theta_t$

\* Ένα μερικό μόνιμο κύμα είναι μια υπέρθεση ενός καθαρού μόνιμου κύματος και ενός διακινούμενου κύματος; έχει έναν φάκελο που αυτός είναι ένας συνδυασμός που φαίνεται στο σχήμα 3.9 συν μια ευθεία φακέλου ενός διακινούμενου κύματος.



ΣΧΗΜΑ 3.16

(α) Το συνολικό (άθροισμα του περιστατικού και διεσπαρμένου) **E** αριστερά της επίπεδης διηλεκτρικής διεπαφής και το διαβιβασμένο **E** στα διηλεκτρικά μέσα στα δεξιά σε δέκα τρεις διαφορετικές στιγμές του χρόνου για τα κύματα του σχήματος 3.15, όλα σχεδιάσμένα στην ίδια γραφική παράσταση με μια λειτουργία της απόστασης. Αυτό είναι ένα παράδειγμα ενός μερικού μόνιμου κύματος.  $\epsilon_1 = \epsilon_0$ . και  $\epsilon_2 = 4\epsilon_0$  (β) φάκελος του **E** από(α).

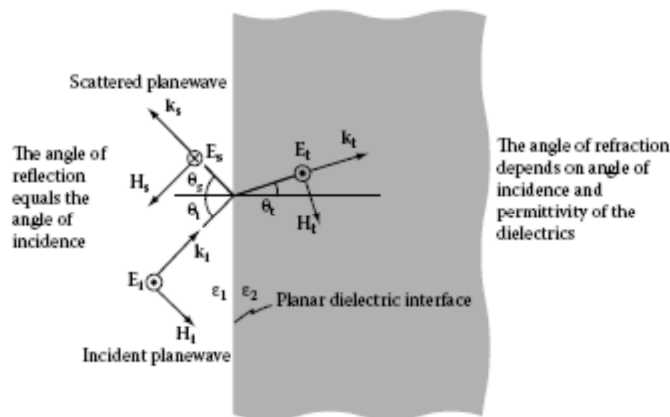
όντας ίσος με ή μεγαλύτερος από 90°, για όποιες γωνίες το κύμα δεν θα διαβιβαζόταν σε όλα μέσα στο δεύτερο μέσο. Η γωνία της πρόσπτωσης για την οποία  $\theta_t = 90^\circ$  απαιτείται κρίσιμη γωνία,  $\theta_{ic}$ . Από την εξίσωση 3,5 μπορούμε να λύσουμε για  $\theta_{ic}$  χρησιμοποιώντας το γεγονός ότι όταν  $\theta_t = 90^\circ$ ,  $\sin\theta_t = 1$ . που αντικαθιστά αυτήν την τιμή στην εξίσωση 3,5 και λύνει για  $\sin\theta_{ic}$  το οποίο δίνεται

$$\sin \theta_{ic} = \sqrt{\epsilon_2/\epsilon_1} \tag{3.6}$$



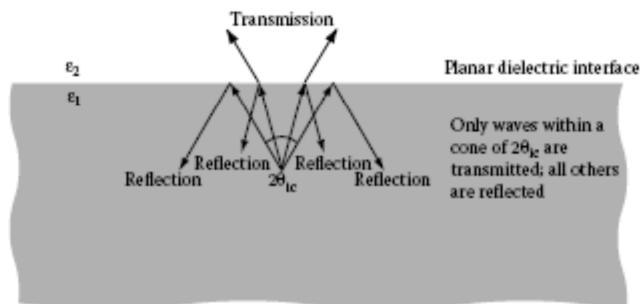
Παραδείγματος χάριν, εάν το μέσο 2 είναι αέρας και το μέσο 1 έχει σχετική διαπερατότητα 4, έπειτα  $\epsilon_2/\epsilon_1 = 1/4$ , και  $\theta_{ic} = 30^\circ$ . Κατόπιν, όπως διευκρινίζεται στο **σχήμα 3.18**, μόνο τα κύματα μέσα σε έναν κώνο  $60^\circ$  θα διαβιβάζονταν έξω από το μέσο 1 (με το μειωμένο εύρος), και όλα τα άλλα συνολικά εσωτερικά θα απεικονίζονταν.

Διάφορα σημαντικά χαρακτηριστικά της αντανάκλασης και της διάθλασης κυμάτων από τις πολλαπλάσιες διεπαφές εμφανίζονται στην απλή περίπτωση που παρουσιάζεται στο **σχήμα 3.19**, ένα επίπεδο κύμα που διαδίδεται στα δεξιά και προσπίπτει σε μια διηλεκτρική πλάκα. Από τη διηλεκτρική πλάκα, σημαίνουμε ένα αντικειμενικό



ΣΧΗΜΑ 3.17

Ένα γεγονός επίπεδου κύματος πλάγια σε μια επίπεδη διηλεκτρική διεπαφή και δισπαρμένον και διαβιβασμένων επίπεδων κυμάτων. Το υπογεγραμμένο  $i$  αντιπροσωπεύει το συναφές κύμα, τις στάσεις υπογεγραμμένων  $s$  για το δισπαρμένο (απεικονισμένο) κύμα, και τις στάσεις υπογεγραμμένων  $t$  για το κύμα που διαβιβάζεται στο διηλεκτρικό. Ο νόμος του Snell της διάθλασης περιγράφει τη σχέση μεταξύ των γωνιών.

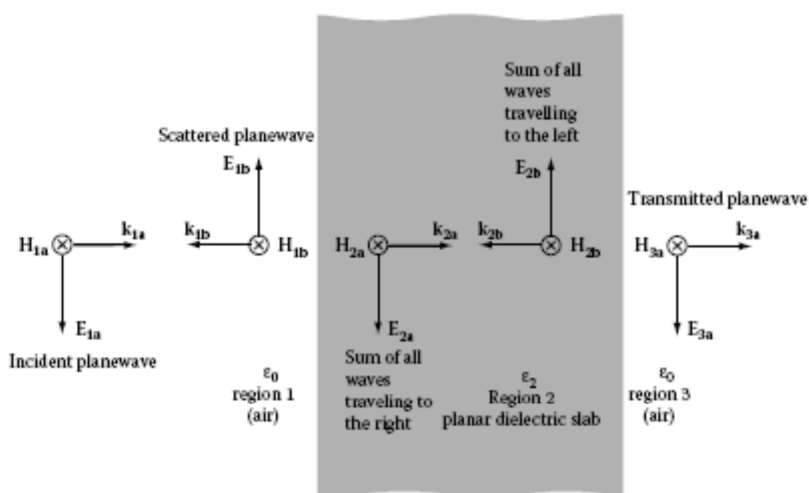


ΣΧΗΜΑ 3.18

Γεγονός κυμάτων σε ένα μέσο χαμηλής διαπερατότητας από ένα μέσο υψηλής διαπερατότητας σε δύο γωνίες, ένα που είναι λιγότερο από την κρίσιμη γωνία, όπου υπάρχει ένα διαβιβασμένο

μέρος, και ένα στην κρίσιμη γωνία, όπου δεν υπάρχει πλέον οποιοδήποτε κύμα που διαβιβάζεται στην ανώτερη περιοχή. Εάν το μέσο 2 είναι αέρας και εάν το μέσο 1 έχει σχετική διαπερατότητα 4, η κρίσιμη γωνία είναι 30°. Για τις γωνίες της πρόσπτωσης μεγαλύτερες από 30°, τα κύματα δεν θα διαβιβαστούν στον αέρα, αλλά θα απεικονιστούν συνολικά πίσω στο μέσο 1.

αυτός είναι ενός προσδιορισμένου πάχους στην κατεύθυνση του  $k_{1a}$  διανύσματος στο σχήμα 3.19, και άπειρος στο βαθμό σε όλες τις άλλες κατευθύνσεις. Όταν το κύμα προσκρούει στην αριστερή διεπαφή της πλάκας, μέρος από αυτό διαβιβάζεται στην πλάκα και μέρος όπου απεικονίζεται. Το μέρος που διαβιβάζεται προσκρούει στη σωστή διεπαφή, όπου το μέρος διαβιβάζεται (συνεχόμενα μέσω της διεπαφής στα δεξιά) και το μέρος απεικονίζεται (στα αριστερά). Το μέρος που είναι απεικονισμένο στο αριστερό και προσκρούει στην αριστερή διεπαφή, όπου μέρος από αυτό διαβιβάζεται και μέρος απεικονίζεται πάλι. Αυτό συνεχίζεται έως ότου η σταθερή κατάσταση επιτυγχάνεται. Κάθε μετάδοση και αντανάκλαση είναι σταδιακά μικρότερη. Η σταθερή κατάσταση είναι όταν οι πρόσθετες αντανάκλασεις και οι μεταδόσεις είναι τόσο μικρές που εμείς δεν μπορούμε να τις μετρήσουμε ή είναι κάτω από κάποιο ελάχιστο ενδιαφέρον τιμής σε μας. Η σταθερή κατάσταση αποτελείται έπειτα από το αποτέλεσμα των πολλαπλάσιων μεταδόσεων και των αντανάκλασεων σε κάθε διεπαφή. Στο σχήμα, το υπογεγραμμένο a αντιπροσωπεύει το ποσό όλων των κυμάτων που ταξιδεύουν στα δεξιά, και το υπογεγραμμένο b όλα εκείνα που ταξιδεύουν στα αριστερά. Ο συνδυασμός όλων αυτών των κυμάτων οδηγεί σε ένα πρότυπο κυμάτων παρόμοιο με εκείνα που παρουσιάζονται στο σχήμα 3.16.



ΣΧΗΜΑ 3.19

Ένα επίπεδο κύμα που διαδίδεται στα δεξιά ( $E_{1a}H_{1a}k_{1a}$ ) είναι κανονικά συναφές σε μια επίπεδη χωρίς απώλειες (μηδενική αποτελεσματική αγωγιμότητα) διηλεκτρική πλάκα. Η αριστερή

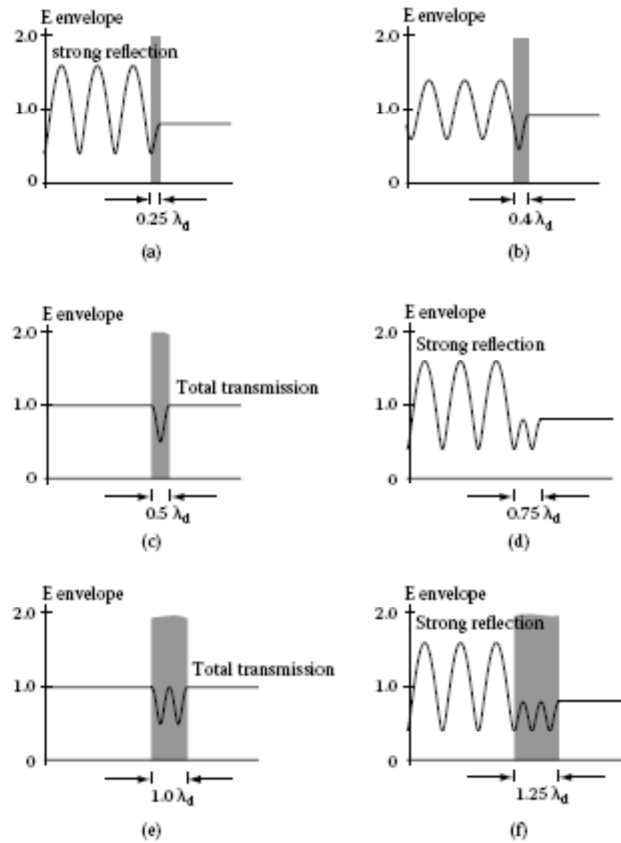
διεπαφή της πλάκας διαβιβάζει μερικώς και απεικονίζει το επίπεδο κύμα. Το κύμα που διαβιβάζεται στην πλάκα διαβιβάζεται μερικώς και απεικονίζεται στη σωστή διεπαφή. Το κύμα στην πλάκα που απεικονίζεται στη σωστή διεπαφή ταξιδεύει πίσω στην αριστερή διεπαφή και είναι εκεί μερικώς διεβίβασμένο και απεικονισμένο. Η διαδικασία συνεχίζεται έως ότου επιτυγχάνεται η σταθερή κατάσταση, η οποία αποτελείται από τις πολλαπλάσιες μερικές μεταδόσεις και τις αντανάκλασεις σε κάθε διεπαφή. Τα υπογεγραμμένα  $a$  στο  $\mathbf{E}$ , το  $\mathbf{H}$ , και το  $\mathbf{k}$  σε κάθε περιοχή αντιπροσωπεύουν το σύνολο όλων των κυμάτων που ταξιδεύουν στα δεξιά. Τα υπογεγραμμένα  $b$  αντιπροσωπεύουν το σύνολο όλων των κυμάτων που ταξιδεύουν στα αριστερά.

Το σχήμα 3.20 εμφανίζει φακέλους ηλεκτρικών πεδίων αυτών των προτύπων κυμάτων ως λειτουργία του πάχους μιας χωρίς απώλειες (μηά αποτελεσματική αγωγιμότητα) διηλεκτρικής πλάκας που έχει σχετική διαπερατότητα 4. Το πάχος δίνεται από την άποψη του μήκους κύματος μέσα στη διηλεκτρική πλάκα,  $\lambda_d$ . Επειδή οι διηλεκτρικές μειώσεις της ταχύτητας της διάδοσης του επίπεδου κύματος σύμφωνα με την εξίσωση 3,4, το μήκος κύματος στο διηλεκτρικό, όπως λαμβάνεται από την εξίσωση 1,15, δίνονται από

$$\lambda_d = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}} = \frac{\lambda}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.7)$$

πού; είναι το μήκος κύματος στο ελεύθερο διάστημα ( $\lambda = c/f$ ) και  $\epsilon_r$  είναι σχετική διαπερατότητα του διηλεκτρικού. Το διηλεκτρικό επιβραδύνει έτσι το κύμα και μειώνει το μήκος κύματος.

Όπως υποδεικνύεται από τις γραφικές παραστάσεις στο σχήμα 3.20, το πάχος της πλάκας έχει μια δραστική επίδραση στα πρότυπα κυμάτων. Όταν η πλάκα είναι ένα τέταρτος-μήκος κύματος πάχους, το συναφές κύμα είναι



ΣΧΗΜΑ 3.20

Φάκελοι ηλεκτρικών πεδίων για τη διαμόρφωση του σχήματος 3.19 για έξι διαφορετικά πλάτη της διηλεκτρικής πλάκας. Τα πλάτη εκφράζονται από την άποψη του μήκους κύματος μέσα στη διηλεκτρική πλάκα ( $\lambda_d$ ). Η σχετική διαπερατότητα κάθε διηλεκτρικής πλάκας είναι 4, και η αποτελεσματική αγωγιμότητα είναι μηδέν (είναι μια διηλεκτρική χωρίς απώλειες).

έντονα απεικονισμένο, όπως υποδεικνύεται από το φάκελο στο σχήμα 3.20 (α) στην ελεύθερου χώρου περιοχή αριστερά της πλάκας. Η ευθεία γραμμή δεξιά κάθε πλάκας αντιπροσωπεύει το φάκελο του διαβιβασθέντος κύματος. Το ύψος αυτού του φακέλου προσδιορίζει πόσο το συναφές κύμα (που έχει έναν φάκελο του ύψους ενότητας) διαβιβάζεται μέσω της πλάκας. Όπως φαίνεται στο σχήμα 3.20 (α), το διαβιβασθέν ύψος είναι λιγότερο από την ενότητα. Όταν το πάχος αυξάνεται σε  $0,4 \lambda_d$ , περισσότερο του συναφούς κύματος διαβιβάζεται μέσω της πλάκας, όπως φαίνεται στο σχήμα 3.20 (β). Όταν το πάχος αυξάνεται στο μισό έννοιο μήκος κύματος, μια εντυπωσιακή επίδραση εμφανίζεται. Το ολόκληρο συναφές κύμα διαβιβάζεται μέσω της πλάκας, όπως φαίνεται στο σχήμα 3.20 (c). Οι αντανάκλασεις εμφανίζονται ακόμα μέσα στην πλάκα, αλλά καμία αντανάκλαση δεν εμφανίζεται στην αριστερή διαπροσωπεία, όπως υποδεικνύεται από την επίπεδη γραμμή αριστερά της πλάκας, και ο φάκελος του διαβιβασθέντος κύματος δεξιά της πλάκας έχει το ίδιο ύψος με αυτό του συναφούς κύματος.

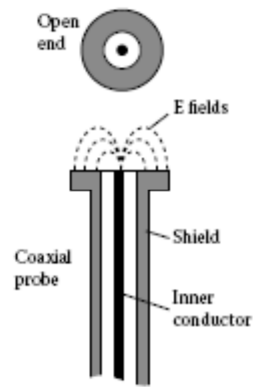
Δεδομένου ότι το πάχος αυξάνεται σε  $0,75 \lambda_d$ , η ισχυρή αντανάκλαση εμφανίζεται πάλι. Κατόπιν για ένα πάχος ενός μήκους κύματος, το ολόκληρο συναφές κύμα διαβιβάζεται πάλι μέσω της πλάκας.

Τέλος, σε  $1,25 \lambda_d$ , η ίδια αντανάκλαση εμφανίζεται στο αριστερό όπως εμφανίζεται για  $0,25 \lambda_d$ , αλλά τα πολλαπλάσια μέγιστα και τα ελάχιστα εμφανίζονται μέσα στην πλάκα. Για τα πολλαπλάσια ενός μισού μήκους κύματος, όλο το κύμα διαβιβάζεται μέσω της πλάκας. Για τα περίεργα πολλαπλάσια ενός μήκους κύματος τετάρτων, η ισχυρή αντανάκλαση και η χαμηλή μετάδοση εμφανίζονται.

Τα χαρακτηριστικά που εμφανίζονται στο **σχήμα 3.20 (c)** και (e), στα οποία η μηδενική αντανάκλαση και η μέγιστη μετάδοση εμφανίζονται, έχουν τις σημαντικές πρακτικές εφαρμογές επειδή το ίδιο είδος χαρακτηριστικών εμφανίζεται για τα πραγματικά κύματα και τα μη επίπεδα διηλεκτρικά αντικείμενα. Παραδείγματος χάριν, οι διηλεκτρικές καλύψεις (κάλυπτρα κεραίας) για τις κεραίες ραντάρ γίνονται τα πολλαπλάσια ενός μισού μήκους κύματος στο πάχος για να διαβιβάσουν τα σήματα ραντάρ κατευθείαν με την ελάχιστη αντανάκλαση.

### Μέτρηση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων

Σε αυτό το φάσμα συχνότητας, οι ηλεκτρικές ιδιότητες των υλικών συνήθως μετριοούνται με έναν ομοαξονικό ανιχνευτήρα. Μια απλή ομοαξονική γραμμή κόβεται στο τέλος και αφήνεται “ανοιχτή” έπειτα πεισμένη ή βυθισμένη στο υλικό που μετρείται. Ο εξωτερικός αγωγός (ασπίδα) του ομοαξονικού ανιχνευτήρα συνδέεται χαρακτηριστικά με ένα μεγαλύτερο ηλεκτρόδιο φρουράς. Οι γραμμές ηλεκτρικών πεδίων ενός εφαρμοσμένου εξετάζοντας σήματος (που είναι πάντα κάθετες στο μέταλλο) είναι κάθετες και στο τέλος του κεντρικού αγωγού και στο ηλεκτρόδιο φρουράς. Κατά συνέπεια, κάμπτουν γύρω από το ανοικτό τέλος της ομοαξονικής γραμμής όπως φαίνεται στο σχήμα 3.21. Αυτές οι γραμμές ηλεκτρικών πεδίων αλληλεπιδρούν με το υλικό που μετρείται και παράγουν ένα απεικονισμένο πεδίο που επιστρέφει κάτω από την ομοαξονική γραμμή μετάδοσης. Τα χαρακτηριστικά αυτού του απεικονισμένου πεδίου (μέγεθος και φάση) είναι μια λειτουργία της διαπερατότητας και της αγωγιμότητας του υλικού. Το εξετάζομενο σήμα σκουπίζεται χαρακτηριστικά στη συχνότητα για να καθορίσει τις ηλεκτρικές ιδιότητες ως λειτουργία της συχνότητας. Συνήθως, αυτός ο διηλεκτρικός έλεγχος μέτρησης συνδέεται με μια συσκευή ανάλυσης δικτύων όπου και οι δύο παρέχουν το εξεταζόμενο σήμα και περιέχουν το λογισμικό για να καθορίσουν τη διαπερατότητα και την αγωγιμότητα του υλικού.



ΣΧΗΜΑ 3.21

Το ανοικτό τέλος ενός ομοαξονικού ανιχνευτήρα καλωδίου που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της αγωγιμότητας και της διαπερατότητας των υλικών.

### 3.4 Κύματα στα με απώλειες μέσα

Τα με απώλειες μέσα είναι εκείνα τα οποία η αγωγιμότητα, ή η αποτελεσματική αγωγιμότητα (δείτε την παράγραφο 1.14), δεν είναι αμελητέα. Εάν η αγωγιμότητα είναι υψηλή, δεδομένου ότι είναι στα μέταλλα, καλούμε το υλικό αγωγό. Εάν η αγωγιμότητα είναι σχετικά χαμηλή, καλούμε το υλικό με απώλειες διηλεκτρικού. Σε αυτό το τμήμα συζητάμε αρχικά τα κύματα στα μέταλλα, και έπειτα συζητάμε τα κύματα στα με απώλειες διηλεκτρικά.

#### 3.4.1 Κύματα στα μέταλλα

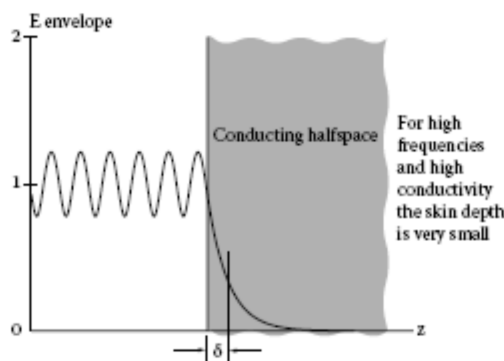
Όπως εξηγείται στην παράγραφο 3.3.1, το  $\mathbf{E}$  μέσα σε έναν τέλειο αγωγό (άπειρη αγωγιμότητα) πρέπει να είναι μηδέν επειδή η πυκνότητα ρεύματος διεξαγωγής δίνεται από  $\sigma_c \mathbf{E}$ , και δεδομένου ότι το  $\sigma_c$  είναι άπειρο, το  $\mathbf{E}$  πρέπει να είναι μηδέν. Διαφορετικά, η πυκνότητα ρεύματος διεξαγωγής θα ήταν άπειρη, το οποίο δεν είναι δυνατό. Εάν η αγωγιμότητα είναι υψηλή, αλλά μη άπειρη, το  $\mathbf{E}$  μέσα στο μέταλλο δεν αναγκάζεται να είναι ομοίως μηδέν, αλλά είναι μικρό. Δεδομένου ότι ένα κύμα διαδίδεται σε ένα καλό, αλλά μη τέλειο, αγωγό, η αγωγιμότητα αναγκάζει το κύμα να μειωθεί γρήγορα επειδή τα πεδία  $\mathbf{E}$  του κύματος μεταφέρουν την ενέργεια στα φορτία του αγωγού.

Το σχήμα 3.22 εμφανίζει φάκελο πεδίου  $\mathbf{E}$  ενός επίπεδου κύματος που προσκρούει κανονικά σε ένα ημιδιάστημα διεύθυνσης. Όπως υποδεικνύεται από το φάκελο, η διεπαφή δημιουργεί ένα απεικονισμένο κύμα που προκαλεί ένα μερικό μόνιμο κύμα αριστερά της διαπροσωπείας. Η αγωγιμότητα του ημιδιαστήματος μειώνει επίσης το κύμα όπως διαδίδεται στο ημιδιάστημα. Θέτουμε την αγωγιμότητα στο σχήμα 3.22 για να είμαστε σχετικά χαμηλοί έτσι ώστε η φύση της μείωσης είναι εμφανέστερη.

Όταν η αγωγιμότητα είναι πολύ υψηλή, η μείωση είναι τόσο γρήγορη που τα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  γίνονται ουσιαστικά μηδέν μέσα σε μια πολύ μικρή απόσταση της διεπαφής. Τα σχετικά ρεύματα που ρέουν στο υλικό είναι επομένως περιορισμένα σε ένα πολύ λεπτό στρώμα κοντά στην επιφάνεια. Αυτό καλείται *επίδραση δέρματος*. Το βάθος δέρματος  $\delta$  ορίζεται ως το βάθος στο οποίο το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  έχουν μειώσει το  $1/e$  (0.37) των τιμών τους στην επιφάνεια ( $e = 2.718$  είναι η βάση του φυσικού λογαρίθμου). Το βάθος δέρματος εμφανίζεται στο διάγραμμα στο σχήμα 3.22.

Για ένα επίπεδο κύμα που προσκρούει σε ένα ημιδιάστημα διεύθυνσης, το βάθος δέρματος δίνεται από

$$\delta = \sqrt{2/\omega\mu\sigma_c} \text{ (m)} \quad (3.8)$$



ΣΧΗΜΑ 3.22

Φάκελος πεδίου  $\mathbf{E}$  για ένα επίπεδο κύμα κανονικά συναφές σε ένα ημιδιάστημα διεύθυνσης.  $\delta$  είναι το βάθος δέρματος.

όπου  $\omega$  είναι η συχνότητα ακτινίου,  $\mu$  είναι η διαπερατότητα, και  $\sigma_c$  είναι η αγωγιμότητα. Όταν  $\omega$  και  $\sigma_c$  είναι και τα δύο υψηλά, το βάθος δέρματος είναι πολύ μικρό. Παραδείγματος χάριν, η αγωγιμότητα του χαλκού είναι  $\sigma_c = 5.80 \times 10^7$  S/m και η διαπερατότητα είναι  $\mu = 4\pi \times 10^{-7}$  H/m. Κατά συνέπεια, στο χαλκό σε μια συχνότητα 10 GHz ( $\omega = 2\pi \times 10^9$  rad/s), το βάθος δέρματος δίνεται από

$$\delta = \sqrt{2/(2\pi \times 10^9 \times 4\pi \times 10^{-7} \times 5.80 \times 10^7)} = 0.66 \times 10^{-6} \text{ m}$$

Το βάθος δέρματος σε άλλους καλούς αγωγούς είναι ομοίως πολύ μικρό στις υψηλές συχνότητες. Στις χαμηλότερες συχνότητες, το βάθος δέρματος είναι αντίστοιχα μεγαλύτερο, όπως δίνεται από την εξίσωση 3,8. Μια από τις σημαντικές επιδράσεις της επίδρασης δέρματος

φαίνεται στους επικαλυμένους αγωγούς. Εάν ένα καλώδιο χαλκού είναι επικαλυμένο με τον κασσίτερο προκειμένου να το καταστήσει ευκολότερο να συγκολληθεί, παραδείγματος χάριν, τα ρεύματα μπορούν να περιληφθούν στον κασσίτερο παρά από το χαλκό στις υψηλές συχνότητες λόγω στην επίδραση δέρματος. Ο κασσίτερος είναι πολύ περισσότερο με απώλειες από το χαλκό, και επομένως ο,τιδήποτε σύστημα δημιουργείται με αυτό το καλώδιο δεν είναι τόσο αποδοτικό όπως θα ήταν με το χαλκό μόνο.

### 3.4.2 Κύματα στα με απώλειες διηλεκτρικά

Το πρότυπο κυμάτων για ένα επίπεδο κύμα που προσκρούει σε ένα με απώλειες διηλεκτρικό ημιδιάστημα είναι παρόμοιο με αυτό που παρουσιάζεται στο [σχήμα 3.22](#) για ένα ημιδιάστημα διεύθυνσης. Όπως αναφέρεται ανωτέρω, αναφερόμαστε συνήθως στους αγωγούς ως εκείνα τα υλικά που έχουν τη σχετικά υψηλή αγωγιμότητα και τα με απώλειες διηλεκτρικά ως εκείνα τα υλικά που έχουν τη σχετικά χαμηλή αγωγιμότητα. Ο καθορισμός για το βάθος δέρματος είναι ο ίδιος και για τα δύο είδη υλικών. Κατά συνέπεια, το πρότυπο κυμάτων στο [σχήμα 3.22](#) θα μπορούσε να είναι για έναν φτωχό αγωγό ή για με απώλειες έναν διηλεκτρικό. Το βάθος δέρματος ως λειτουργία της συχνότητας για τον ιστό (με απώλειες ένας διηλεκτρικός) εμφανίζεται στο [σχήμα 1.40](#), όπου η αγωγιμότητα είναι η αποτελεσματική αγωγιμότητα (δείτε την [παράγραφο 1.14](#) και την εξίσωση 1.27) που μεταβάλλεται με τη συχνότητα.

Τα πρότυπα κυμάτων που παράγονται από μια με απώλειες διηλεκτρική πλάκα του μεταβαλλόμενου πάχους εμφανίζονται στη σύγκριση [σχήματος 3.23](#). με εκείνα [του σχήματος 3.20](#) για τη χωρίς απώλειες πλάκα δείχνουν ότι η απώλεια έχει μια σημαντική επίδραση στα πρότυπα κυμάτων. Οι φάκελοι μέσα στην πλάκα επιδεικνύουν πώς η απώλεια μειώνει το εύρος των κυμάτων καθώς ταξιδεύουν μέσω της πλάκας. Μια ιδιαίτερα σημαντική επίδραση της απώλειας είναι ότι μηδενική αντανάκλαση δεν εμφανίζεται πλέον όταν το πάχος της πλάκας είναι ένα πολλαπλάσιο ενός μισού μήκους κύματος, όπως υποδεικνύεται από τα πρότυπα του [σχήματος 3.23](#) (c) και (e).

### 3.4.3 Ενεργειακή απορρόφηση στα με απώλειες μέσα

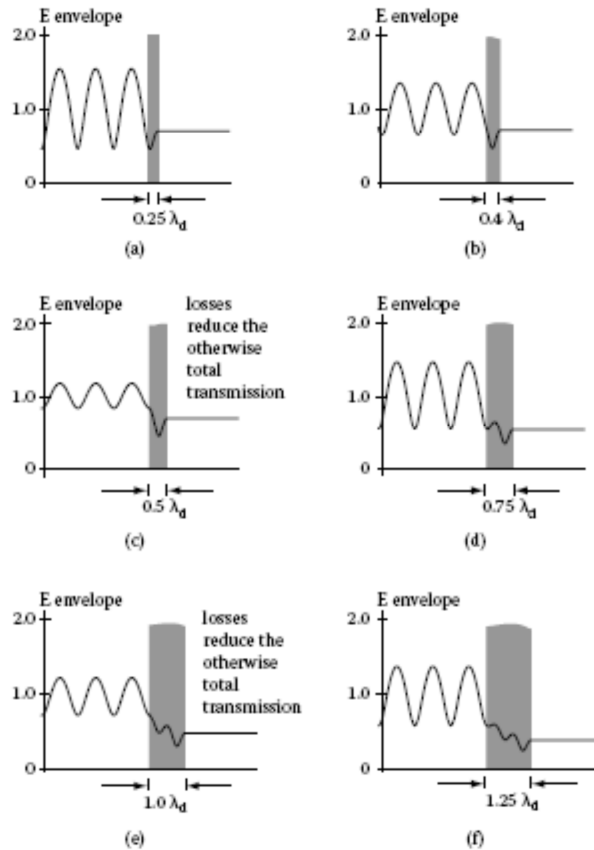
Το διάνυσμα Poynting περιγράφει την πυκνότητα ισχύος που καταχωρείται στα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  σε ένα κύμα. Για τα ημιτονοειδή επίπεδα κύματα, το μέγεθος του διανύσματος Poynting χρόνου μέσου όρου δίνεται από

$$P = \frac{E_{rms}^2}{\sqrt{2}} \sqrt{\frac{\epsilon'}{\mu}} \sqrt{1 + \sqrt{1 + (\sigma_{eff}/\omega\epsilon')^2}} \quad (W/m^2) \quad (3.9)$$



από την άποψη του **E** του επίπεδου κύματος, ή ισοδύναμα από

$$P = \frac{H_{rms}^2}{\sqrt{2}} \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon'}} \sqrt{1 + \sqrt{1 + (\sigma_{eff}/\omega\epsilon')^2}} / \sqrt{1 + (\sigma_{eff}/\omega\epsilon')^2} \quad (W/m^2) \quad (3.10)$$



ΣΧΗΜΑ 3.23

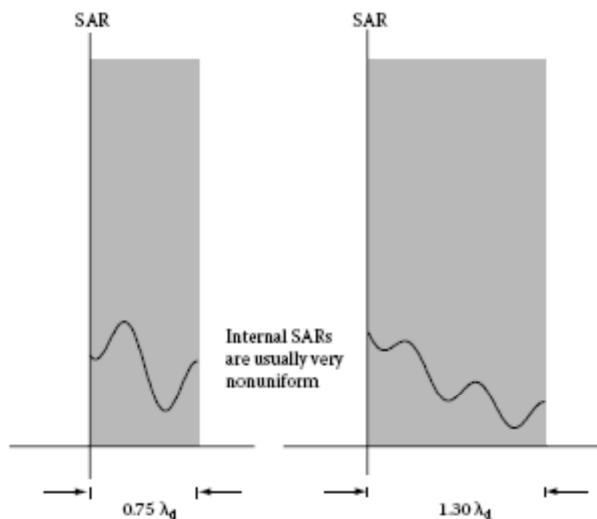
Οι ίδιες γραφικές παραστάσεις όπως στο [σχήμα 3.20](#), αλλά για αυτήν την περίπτωση το διηλεκτρικό είναι με απώλειες.

από την άποψη του **H** του επίπεδου κύματος. Το διάνυσμα Poynting μπορεί να θεωρηθεί ως περιγραφή της δύναμης ανά περιοχή μονάδων που ταξιδεύει κατευθείαν, και επομένως μπορεί να μεταφερθεί, το υλικό στο οποίο το κύμα διαδίδεται. Αυτές οι δύο σχέσεις χρησιμοποιούνται στη δοσιμετρία (δείτε το [κεφάλαιο 5](#)) στο συσχετισμό της ενέργειας που απορροφάται στα μοντέλα των ανθρώπων και άλλων ζώων τα πεδία και τη δύναμη των συναφών κυμάτων.

Το συγκεκριμένο ποσοστό απορρόφησης (SAR) (δείτε την [παράγραφο 1.16](#)) που περιγράφει το χρονικό ποσοστό ενέργειας που μεταφέρεται από ένα επίπεδο κύμα σε ένα υλικό (ανά μάζα μονάδων) σε ένα δεδομένο σημείο δίνεται από την εξίσωση 1,41. Επειδή ο φάκελος του **E** είναι η τιμή κορυφής του πεδίου **E** σε κάθε σημείο, και από την αξία RMS είναι ίση με

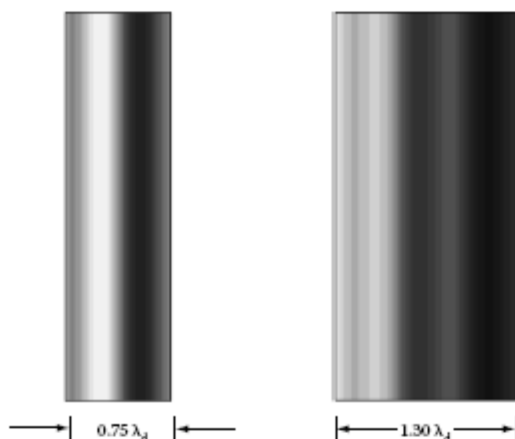
της το 1/2 τιμής κορυφής (δείτε την [παράγραφο 1.10](#)), το SAR είναι ανάλογο προς το τετράγωνο του φακέλου. Κατά συνέπεια, οι φάκελοι μέσα στις διηλεκτρικές πλάκες του σχήματος 3.23 δείχνουν ότι το SARs μπορεί να μεταβάλλεται σημαντικά από το σημείο στο σημείο μέσα στις πλάκες.

Το [σχήμα 3.24](#) εμφανίζει παραδείγματα του SAR μέσα στις με απώλειες διηλεκτρικές πλάκες. Το [σχήμα 3.25](#) εμφανίζει ίδιες πληροφορίες από την άποψη μιας πλοκής γκριζας-κλίμακας για μια μεγαλύτερη κλίμακα. Η παρουσίαση γκριζας-κλίμακας δραματοποιεί την ισχυρή μεταβολή του SAR με τη θέση στην πλάκα (το μέγιστο SAR είναι εμφανισμένο ως άσπρος, και το ελάχιστο εμφανίζεται ως μαύρο). Οι φωτεινότερες περιοχές είναι κοντά στις αριστερές πλευρές των πλακών, όπου το κύμα EM είναι συναφές, και οι σκοτεινότερες περιοχές είναι προς τις δεξιές πλευρά των πλακών, όπου το κύμα EM έχει μειωθεί από τις απώλειες στις πλάκες. Το πρότυπο SAR είναι μια ισχυρή λειτουργία του πάχους της πλάκας έναντι στο μήκος κύματος της ακτινοβολίας EM.



ΣΧΗΜΑ 3.24

Διανομές SAR στις με απώλειες διηλεκτρικές πλάκες παρόμοιες με εκείνες στο [σχήμα 3.23](#).



ΣΧΗΜΑ 3.25

Οι διανομές SAR στις με απώλειες πλάκες του σχήματος 3.24 που εμφανίζεται ως αποχρώσεις του γκρι διανομές. Το μέγιστο SAR εμφανίζεται ως άσπρο, και το ελάχιστο εμφανίζεται ως μαύρο. Δεδομένου ότι το SAR είναι πάντα θετικό, οι μαύρες περιοχές είναι μικρές θετικές τιμές.

Οι φωτεινές περιοχές αναφέρονται συχνά ως θερμά σημεία, αν και αυτό δεν είναι ακριβής ονοματολογία επειδή θερμός αναφέρεται στη θερμοκρασία, και η θερμοκρασία μέσα σε ένα σώμα που εκτίθεται στην ακτινοβολία EM εξαρτάται όχι μόνο από το SAR, αλλά και από τις θερμικές ιδιότητες του σώματος. Παραδείγματος χάριν, στα ζώα, η θερμοκρασία είναι μια ισχυρή λειτουργία των θερμικών ρυθμιστικών μηχανισμών του σώματος, όπως της αυξημένης αιμάτωσης.

Αυτά τα παραδείγματα επεξηγούν τα γενικά χαρακτηριστικά των διανομών SAR μέσα στους οργανισμούς των ανθρώπων και άλλων ζώων που εκτίθενται στην ακτινοβολία EM. Η διανομή μέσα το σώμα είναι μια ισχυρή λειτουργία του μεγέθους του σώματος έναντι στο μήκος κύματος της ακτινοβολίας EM, και όταν είναι το μέγεθος σωμάτων του ίδιου μεγέθους όπως το μήκος κύματος, η διανομή SAR είναι συνήθως πολύ ανομοιομορφη. Η ανομοιομορφία προκαλείται από τις πολλαπλάσιες αντανακλάσεις και τις διαθλάσεις στις διεπαφές μεταξύ των υλικών των διαφορετικών ηλεκτρικών ιδιοτήτων. Αυτή η επίδραση αντήχησης συζητείται περαιτέρω στην παράγραφο 3.6. Ενώ τα παραδείγματα που δίνονται εδώ είναι για τις ομοιογενείς πλάκες, οι ανομοιομορφίες αυξάνονται περαιτέρω από τις ανομοιογένειες στα αντικείμενα, όπως οι ανομοιογενείς ιστοί των ζωικών οργανισμών.

### 3.5 Γραμμές και κυματοδηγοί μετάδοσης

Στα παραπάνω τμήματα, συζητήσαμε την ελεύθερου χώρου διάδοσης, την αντανάκλαση, και τη διάθλαση κυμάτων. Σε αυτό το τμήμα περιγράφουμε τη διάδοση κυμάτων κατά μήκος των

καθοδηγώντας συστημάτων (συστήματα μετάδοσης), όπως οι δισύρματες γραμμές μετάδοσης, τα ομοαξονικά καλώδια, και οι κοίλοι σωλήνες αποκαλούμενοι ως κυματοδηγοί. Τέτοια συστήματα χρησιμοποιούνται ευρέως για να διαβιβάσουν τα σήματα ΕΜ όταν η συχνότητα είναι αρκετά υψηλή όπου το μήκος κύματος των πεδίων ΕΜ είναι του ίδιου μεγέθους με το μέγεθος του συστήματος μετάδοσης.

Όταν τα κύματα διαδίδονται κατά μήκος των καθοδηγώντας συστημάτων, τα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  υπάρχουν σε χαρακτηριστικούς συνδυασμούς αποκαλούμενων *τρόπων*. Οι τρεις πιο κοινοί τρόποι είναι εγκάρσιο ηλεκτρομαγνητικό (TEM), εγκάρσιο ηλεκτρικό (TE), και εγκάρσιο μαγνητικό (TM). Στον τρόπο TEM, και το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  είναι εγκάρσια (κάθετα) στην κατεύθυνση της διάδοσης. Στον τρόπο TE, το  $\mathbf{E}$  είναι εγκάρσιο στην κατεύθυνση της διάδοσης, αλλά το  $\mathbf{H}$  δεν είναι. Στον τρόπο του TM, το  $\mathbf{H}$  είναι εγκάρσιο στην κατεύθυνση της διάδοσης, αλλά το  $\mathbf{E}$  δεν είναι. Ένα επίπεδο κύμα, παραδείγματος χάριν, είναι ένα κύμα TEM επειδή, όπως εξηγείται στην παράγραφο 3.2.2, το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  είναι και τα δύο κάθετα στη διάδοση του διανυσματικού  $\mathbf{K}$ , το οποίο βρίσκεται κατά μήκος της κατεύθυνσης της διάδοσης.

Οι τρόποι TEM μπορούν να υπάρξουν στις δομές που αποτελούνται από δύο αγωγούς, όπως δύο καλώδια ή ένα ομοαξονικό καλώδιο (που αποτελείται από ένα καλώδιο που κεντροθετείται μέσα σε έναν κοίλο αγωγό), αλλά δεν μπορούν να υπάρξουν στους κοίλους σωλήνες ως TE ή οι τρόποι του TM να μπορούν. Σε αυτό το τμήμα, συζητάμε αρχικά τα συστήματα μετάδοσης TEM, τα οποία αναφέρονται συνήθως ως γραμμές μετάδοσης, και έπειτα συζητάμε τους κυματοδηγούς, οι οποίοι διαδίδουν τους συνδυασμούς τρόπων TE και του TM.

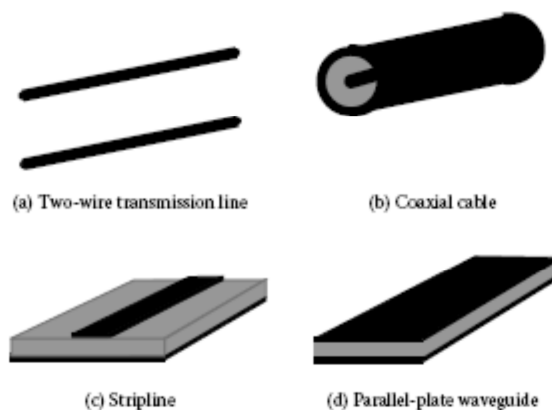
### 3.5.1 Συστήματα TEM

Στην παράγραφο 1.17, δηλώσαμε ότι όταν η συχνότητα είναι αρκετά υψηλή ότι το μήκος κύματος είναι συγκρίσιμο με το μέγεθος του συστήματος, τάσης θα μπορούσε να καθοριστεί μόνο σε πολύ ειδικές περιπτώσεις. Μια από εκείνες τις ειδικές περιπτώσεις είναι τρόποι TEM. Όπως εξηγείται στην παράγραφο 1.2, μια μοναδική τάση μπορεί να καθοριστεί μεταξύ δύο σημείων όταν το  $\mathbf{E}$  είναι ένα συντηρητικό πεδίο. \_ από την εξίσωση 1,3, αυτό μπορεί να αποδειχθεί όταν το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  βρίσκονται στο ίδιο επίπεδο, όπως κάνουν οι TEM τρόποι, όταν το  $\mathbf{e}$  είναι συντηρητικό. Επομένως, η τάση μπορεί να καθοριστεί μεμονωμένα για τους τρόπους TEM.

Οι τρόποι TEM μπορούν να υπάρξουν στα συστήματα μετάδοσης που αποτελούνται από δύο αγωγούς. Διάφορα παραδείγματα τέτοιων συστημάτων εμφανίζονται στο [σχήμα 3.26](#). Σε κάθε περίπτωση μια πηγή, όπως μια πηγή τάσης ή η πηγή ρεύματος, παράγει μια διαφορά τάσης μεταξύ των δύο αγωγών και αναγκάζει το ρεύμα για να ρεύσει στους αγωγούς. Άλλοι τρόποι μπορούν επίσης να υπάρξουν σε αυτά τα συστήματα μετάδοσης, αλλά όταν χρησιμοποιούνται

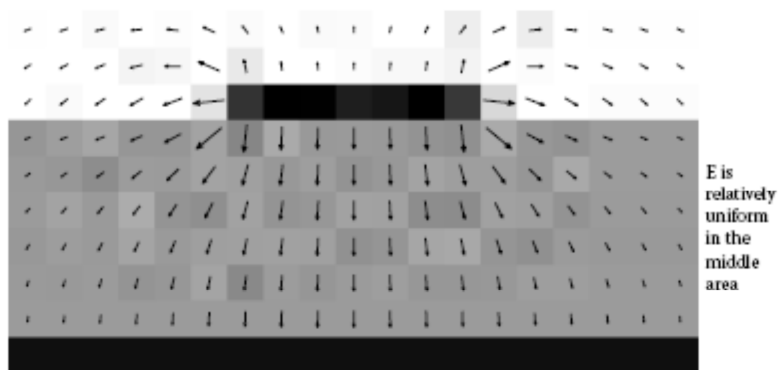
αυτά τα συστήματα, σχεδιάζονται συνήθως έτσι ώστε ο τρόπος TEM εξουσιάζει, και οι άλλοι τρόποι είναι αμελητέοι.

Το σχήμα 3.27 εμφανίζει πρότυπο πεδίου **E** σε μια στιγμή του χρόνου μεταξύ των αγωγών του γυμνού αγωγού του σχήματος 3.26 (c). Μια μοναδική πιθανή διαφορά υπάρχει μεταξύ των δύο αγωγών



ΣΧΗΜΑ 3.26

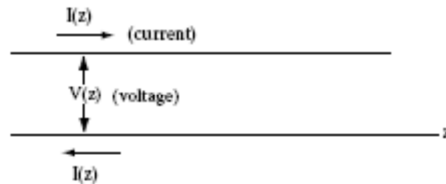
Παραδείγματα των συστημάτων μετάδοσης δύο-αγωγών. Σε κάθε περίπτωση οι αγωγοί εμφανίζονται στο μαύρο, και κάποιο διηλεκτρικό υλικό (μπορεί να είναι ο αέρας) τοποθετείται μεταξύ των αγωγών.



ΣΧΗΜΑ 3.27

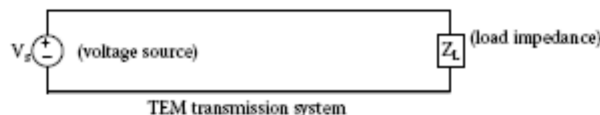
Δισδιάστατοι υπολογισμοί του προτύπου πεδίου **E** μεταξύ των δύο αγωγών του γυμνού αγωγού που παρουσιάζεται στο σχήμα 3.26 (γ). Μια ημιτονοειδής πηγή ρεύματος (που δεν εμφανίζεται) συνδέεται μεταξύ των δύο αγωγών. Τα πεδία **E** εμφανίζονται σε μια στιγμή του χρόνου όταν το ρεύμα πηγής είναι μηδέν. Τα πεδία **E** είναι αμελητέα μικρά σε μια στιγμή του χρόνου όταν το ρεύμα πηγής είναι μέγιστο. Αυτό αντιστοιχεί σε μια μετατόπιση φάσης 90° μεταξύ των πεδίων **E** και του ρεύματος πηγής. Για τη σαφήνεια, μόνο η κεντρική περιοχή του γυμνού αγωγού εμφανίζεται. Τα πεδία στα αριστερά και δεξιά της περιοχής που εμφανίζονται είναι πολύ μικρά.

επειδή το ίδιο ποσό εργασίας απαιτείται για να κινήσει ένα φορτίο από έναν αγωγό προς άλλο κατά μήκος οποιουδήποτε διαδρόμου μεταξύ των δύο (δείτε την παράγραφο 1.2). Το ίδιο πράγμα ισχύει για όλα τα συστήματα TEM. Δεδομένου ότι μια μοναδική πιθανή διαφορά μπορεί να καθοριστεί για τα συστήματα μετάδοσης TEM, η μετάδοση κατά μήκος τους περιγράφεται συνήθως από την άποψη της τάσης  $V(z)$  μεταξύ των αγωγών και του ρεύματος  $I(z)$  στους αγωγούς (σχήμα 3.28), κάθε ένα που περιγράφεται ως κύμα διάδοσης. Αυτοί που διαδίδουν την τάση και τα κύματα ρεύματος σε όλα τα συστήματα TEM περιγράφονται από το ίδιο σύνολο εξισώσεων, οι οποίες καλούνται εξισώσεις μετάδοσης-γραμμών. Κατά συνέπεια, οι χαρακτηριστικές συμπεριφορές που προκύπτουν από τη λύση αυτών των εξισώσεων μετάδοσης-γραμμών ισχύουν για όλα τα συστήματα TEM, και τα περιγράφουμε στα επόμενα.



ΣΧΗΜΑ 3.28

Τάση και ρεύμα σε μια δισύρματη γραμμή μετάδοσης.  $V(z)$  είναι η πιθανή διαφορά ενός καλωδίου όσον αφορά το άλλο σε ένα σημείο  $z$  στη γραμμή μετάδοσης.  $I(z)$  είναι το ρεύμα στο καλώδιο στο σημείο  $z$ , με τα ίσα και αντίθετα ρεύματα στα δύο καλώδια σε εκείνο το σημείο στη γραμμή.



ΣΧΗΜΑ 3.29

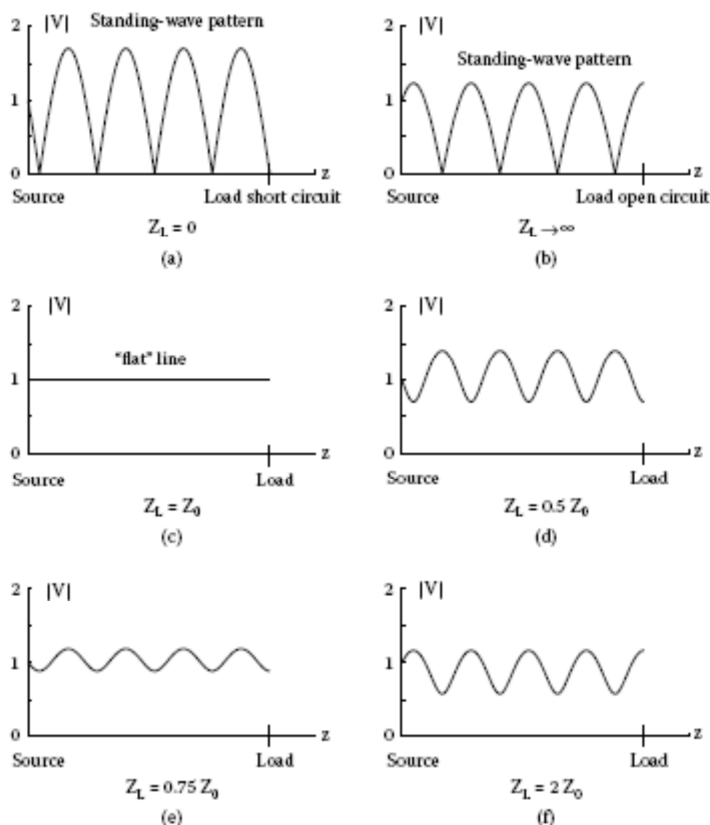
Ένα διάγραμμα ενός συστήματος μετάδοσης TEM με μια πηγή (πηγή τάσης που εμφανίζεται εδώ) που συνδέθηκε με το αριστερό άκρο, και ένα σύστημα ή μια συσκευή (που αντιπροσωπεύεται από μια σύνθετη αντίσταση φορτίων) σύνδεεται με το σωστό άκρο. Μια πηγή ρεύματος είναι μια άλλη χαρακτηριστική πηγή που θα μπορούσε να συνδεθεί με ένα σύστημα μετάδοσης.

Μια χαρακτηριστική διαμόρφωση μετάδοσης-γραμμών είναι μια πηγή που εφαρμόζεται στο αριστερό άκρο της γραμμής μετάδοσης, η οποία αναγκάζει την τάση και τα κύματα ρεύματος για να διαδωθούν σύμφωνα με τη γραμμή, συνήθως για να φέρει τις πληροφορίες κάποιου είδους (ένα σήμα), ή για να διαβιβάσει την ενέργεια σε κάποια συσκευή ή σύστημα (συνήθως).

αποκαλούμενο φορτίο, το οποίο αντιπροσωπεύεται ως σύνθετη αντίσταση  $Z_L$  φορτίων). Αυτή η διαμόρφωση είναι στο σχήμα 3.29. Η πηγή είναι συχνά μια ημιτονοειδής λειτουργία του χρόνου, αν και θα μπορούσε να είναι οποιαδήποτε λειτουργία του χρόνου. Όταν είναι μια ημιτονοειδής λειτουργία του χρόνου, η μετατροπή διανυσματικού (δείτε την [παράγραφο 1.13](#)) χρησιμοποιείται συνήθως για να λύσει τις τάσεις και τα ρεύματα.

Η πηγή παράγει ένα κύμα τάσης και ένα κύμα ρεύματος που διαδίδονται στα δεξιά. Εάν η γραμμή μετάδοσης ήταν απείρως μακριά (ένα φυσικό αδύνατο, αλλά μια χρήσιμη έννοια), μόνο τα κύματα που ταξιδεύουν προς τα δεξιά θα υπήρχαν. Όταν η γραμμή είναι πεπερασμένη, οποιοδήποτε είδος ασυνέχειας στη γραμμή όπως ως αλλαγή στο μέγεθος και τη μορφή των αγωγών, αλλαγή στις διηλεκτρικές ιδιότητες μεταξύ των αγωγών, ή κάποια συσκευή συνδεδεμένη μεταξύ των αγωγών θα προκαλέσει προβληματισμό, οι οποίες είναι κύματα που ταξιδεύουν στα αριστερά. Αυτές οι αντανακλάσεις είναι όπως εκείνες που περιγράφονται για τα επίπεδα κύματα ([παράγραφος 3.3](#)).

Η αναλογία της τάσης αγωγού (το ποσό των κυμάτων τάσης που ταξιδεύουν στα δεξιά και αυτά που ταξιδεύουν στα αριστερά) στο ρεύμα αγωγού (το ποσό των κυμάτων ρεύματος που ταξιδεύουν στα δεξιά και αυτά που ταξιδεύουν στα αριστερά) σε οποιοδήποτε σημείο στη γραμμή καλείται *σύνθετη αντίσταση*. Γενικά, η σύνθετη αντίσταση είναι μια λειτουργία της θέσης κατά μήκος του συστήματος μετάδοσης δηλαδή μεταβάλλεται με τη θέση. Όταν μόνο τα κύματα που ταξιδεύουν στα δεξιά υπάρχουν (ή στο αριστερά, αλλά όχι και στα δύο), όπως σε μια απείρως μακριά γραμμή, η αναλογία της τάσης στο ρεύμα έχει την ίδια τιμή σε οποιοδήποτε σημείο στο σύστημα μετάδοσης, και αυτή η αναλογία καλείται *χαρακτηριστική σύνθετη αντίσταση* του συστήματος μετάδοσης. Η χαρακτηριστική σύνθετη αντίσταση υποδεικνύεται συνήθως από το σύμβολο  $Z_0$ . Η χαρακτηριστική σύνθετη αντίσταση χρησιμοποιείται για να προσδιορίσει και να ταξινομήσει τα σημαντικά χαρακτηριστικά του συστήματος μετάδοσης, όπως εξηγούνται κατωτέρω. Παραδείγματος χάριν, οι τυπικές χαρακτηριστικές σύνθετες αντιστάσεις του ομοαξονικού καλωδίου είναι 50,75, και 25Ω. Για τις δυσίρματες γραμμές μετάδοσης, όπως ο δίδυμος μόλυβδος TV, η  $Z_0$  είναι συνήθως 300Ω.



ΣΧΗΜΑ 3.30

Οι φάκελοι της τάσης ως λειτουργία της θέσης σύμφωνα με τη γραμμή για τις διάφορες τιμές της σύνθετης αντίστασης  $Z_L$  φορτίων για το σύστημα που παρουσιάζεται στο σχήμα 3.29.  $|V|$  αντιπροσωπεύει το φάκελο της  $V$ . Η πηγή τάσης έχει ένα μέγεθος 1 V.  $Z_L = 0$  είναι ισοδύναμη με ένα σύντομο κύκλωμα, και  $Z_L \rightarrow \infty$  είναι ισοδύναμο με ένα ανοικτό κύκλωμα.

Η σύνθετη αντίσταση φορτίων έχει μια σημαντική επίδραση στα κύματα που ταξιδεύουν στο σύστημα μετάδοσης, όπως διευκρινίζεται στο σχήμα 3.30, το οποίο εμφανίζει φακέλους της τάσης κατά μήκος του συστήματος μετάδοσης για τη διαμόρφωση του σχήματος 3.29 για τις διάφορες τιμές της σύνθετης αντίστασης φορτίων. Ένα σύντομο κύκλωμα (τέλειος αγωγός που συνδέεται μεταξύ των δύο αγωγών του συστήματος μετάδοσης έτσι  $Z_L = 0$ , όπως φαίνεται στο σχήμα 3.30 (α)) προκαλεί ένα μόνιμο κύμα σύμφωνα με τη γραμμή, ακριβώς όπως αυτήν στο σχήμα 3.9 για το πεδίο  $\mathbf{E}$  ενός επίπεδου κύματος κανονικά συναφούς σε έναν τέλειο αγωγό. Ένα ανοικτό κύκλωμα (μηδενική αγωγιμότητα μεταξύ των δύο αγωγών έτσι  $Z_L \rightarrow \infty$ , όπως φαίνεται στο σχήμα 3.30 (β)) επιπλέον προκαλεί ένα μόνιμο κύμα, αλλά ενός που μετατοπίζεται. Άλλες τιμές προκαλούν ένα μερικό μόνιμο κύμα, αλλά όχι ένα καθαρό μόνιμο κύμα, επειδή τα ελάχιστα δεν είναι μηδενικά.



Μια ιδιαίτερα ενδιαφέρουσα κατάσταση εμφανίζεται όταν  $Z_L = Z_0$ . Για αυτήν την περίπτωση, δεν υπάρχει κανένα απεικονισμένο κύμα, και μόνο ένα κύμα που ταξιδεύει στα δεξιά υπάρχει, όπως υποδεικνύεται από το φάκελο στο σχήμα 3.30 (γ), το οποίο είναι μια επίπεδη γραμμή. Όταν  $Z_L = Z_0$ , η γραμμή λέγεται ότι είναι ολοκληρωμένη στη χαρακτηριστική σύνθετη αντίστασή της, και η γραμμή επίσης είναι επίπεδη (επειδή ο φάκελος είναι μια επίπεδη γραμμή). Επιπλέον, η γραμμή λέγεται ότι είναι σύνθετη αντίσταση που αντιστοιχείται, επειδή η σύνθετη αντίσταση φορτίων είναι ίση με τη χαρακτηριστική σύνθετη αντίσταση, ή αντιστοιχείται. Σε περιπτώσεις όπου ένα σήμα ή μια δύναμη πρόκειται να διαβιβαστεί σε ένα φορτίο, οι αντανάκλασεις είναι συνήθως ανεπιθύμητες, και είναι συνήθως καλύτερο να υπάρξει μια αντιστοιχημένη γραμμή.

Δύο παράμετροι καθορίζονται για να περιγράψουν πόσο καλά ένα φορτίο αντιστοιχείται σε μια γραμμή. Ένα είναι το μέγεθος του συντελεστή αντανάκλασης  $|\rho|$ , που ορίζεται ως

$$|\rho| = \frac{|V_{ref}|}{|V_{inc}|} \quad (3.11)$$

όπου  $|V_{ref}|$  είναι το μέγεθος του κύματος τάσης που ταξιδεύει στα αριστερά (το απεικονισμένο κύμα) και  $|V_{inc}|$  είναι το μέγεθος του κύματος τάσης που ταξιδεύει στα δεξιά (το συναφές κύμα). Όταν  $Z_L = Z_0$ , το απεικονισμένο κύμα είναι μηδέν, και  $|\rho| = 0$ . Όταν  $Z_L = 0$ ,  $|\rho| = 1$ . Επίσης όταν  $Z_L$  άπειρο προσεγγίσης  $|\rho| = 1$ .

Η δεύτερη παράμετρος είναι η μόνιμη αναλογία κυμάτων τάσης (VSWR), η οποία ορίζεται ως

$$VSWR = \frac{|V|_{max}}{|V|_{min}} \quad (3.12)$$

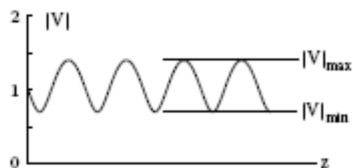
όπως διευκρινίζεται στο σχήμα 3.31. Από την άποψη του συντελεστή αντανάκλασης, το VSWR δίνεται από

$$VSWR = \frac{1 + |\rho|}{1 - |\rho|} \quad (3.13)$$

Κατά συνέπεια, όταν  $|\rho| = 1$ , το άπειρο προσεγγίσης VSWR, και όταν  $|\rho| = 0$ ,  $VSWR = 1$ . Αυτό είναι σύμφωνο με τον καθορισμό στην εξίσωση 3,12, επειδή όταν  $|\rho| = 1$ ,  $|V_{min}| = 0$  (όπως στο σχήμα 3.30 (α)), και όταν  $|\rho| = 0$ ,  $|V_{min}| = |V_{max}|$  (όπως στο σχήμα 3.30 (γ)). Κατά συνέπεια, σε μια αντιστοιχημένη γραμμή,  $VSWR = 1$ .

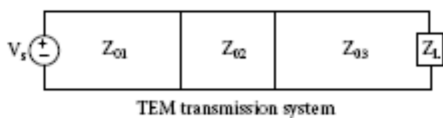
Οι αντανάκλασεις παράγονται επίσης όταν συνδέονται οι γραμμές μετάδοσης διαφορετικών χαρακτηριστικών σύνθετων αντιστάσεων. Παραδείγματος χάριν, εάν δύο γυμνοί

αγωγοί που έχουν τα διαφορετικά διηλεκτρικά μεταξύ των δύο αγωγών συνδέθηκαν, η ασυνέχεια στα διηλεκτρικά θα παρήγε τις αντανακλάσεις. Το σχήμα 3.32 εμφανίζει ένα διάγραμμα που αντιπροσωπεύει τη σύνδεση τριών διαφορετικών συστημάτων μετάδοσης με τις διαφορετικές χαρακτηριστικές σύνθετες αντιστάσεις. Τα προκύπτοντα πρότυπα κυμάτων τάσης για ένα σύνολο χαρακτηριστικών σύνθετων αντιστάσεων εμφανίζονται στο σχήμα 3.33. Γενικά, τα μερικά μόνιμα πρότυπα κυμάτων τάσης είναι μια ισχυρή λειτουργία των σχετικών χαρακτηριστικών σύνθετων αντιστάσεων και τα μήκη των γραμμών.



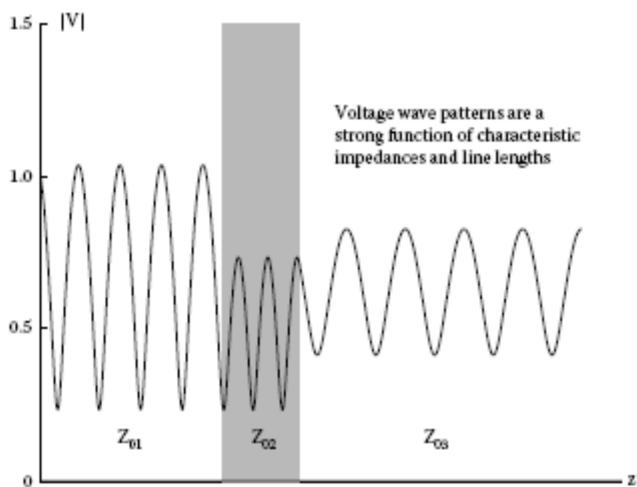
ΣΧΗΜΑ 3.31

Το μέγιστο και το ελάχιστο του φακέλου τάσης που χρησιμοποιείται στον καθορισμό VSWR.



ΣΧΗΜΑ 3.32

Ένα διάγραμμα τριών συστημάτων μετάδοσης TEM, κάθε ένα που έχει μια διαφορετική χαρακτηριστική σύνθετη αντίσταση και ένα διαφορετικό μήκος, συνδεδεμένων. Μια πηγή τάσης είναι στο αριστερό άκρο του συνδυασμού, και μια σύνθετη αντίσταση φορτίου συνδέεται με το δεξιό άκρο.



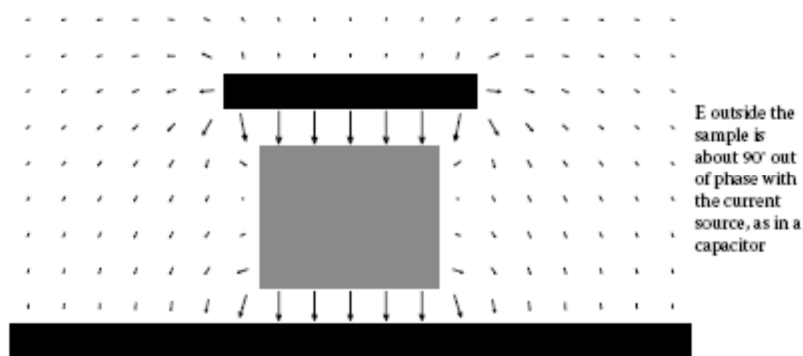
ΣΧΗΜΑ 3.33

Πρότυπα κυμάτων τάσης (μερικά μόνιμα κύματα) για τη διαμόρφωση του σχήματος 3.32. Τα μήκη των γραμμών είναι 2,2, 1,3, και 2,4 μήκη κύματος γραμμών, αντίστοιχα.  $Z_L = 2Z_{03}$ ,  $Z_{02} = Z_{01}/\sqrt{2}$ ,  $Z_{03} = Z_{01}$ .

### 3.5.2 Συστήματα TEM για τα βιολογικά δείγματα

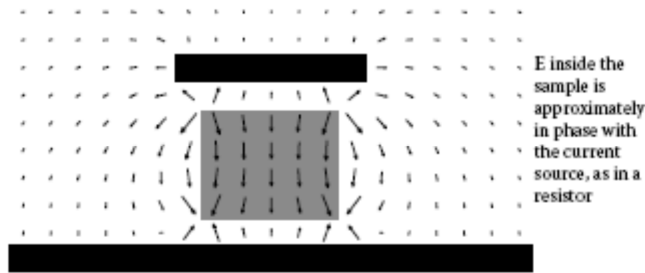
Μερικά συστήματα TEM, όπως ο γυμνός αγωγός και ο κυματοδηγός παράλληλης-πλάκας (σχήμα 3.26), χρησιμοποιείται για την έκθεση των βιολογικών δειγμάτων στα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$ . Συνήθως, το σύστημα έκθεσης σχεδιάζεται για να παραγάγει τα πιο ομοιόμορφα πεδία  $\mathbf{E}$  πιθανά σε όλο το βιολογικό δείγμα. Όπως εμφανίζεται από το πρότυπο πεδίου  $\mathbf{E}$  στο σχήμα 3.27 για το γυμνό αγωγό, όταν το διηλεκτρικό μεταξύ των αγωγών είναι ομοιόμορφο, υπάρχει μια περιοχή στην οποία το πεδίο  $\mathbf{E}$  είναι σχετικά ομοιόμορφο σε ένα δεδομένο διαγώνιο τμήμα της γραμμής.

Εντούτοις, εάν ο γυμνός αγωγός αναστέλλεται στον αέρα, και ένα βιολογικό δείγμα τοποθετείται μεταξύ των αγωγών, το πρότυπο πεδίου  $\mathbf{E}$  τροποποιείται από την παρουσία του δείγματος. Τα σχήματα 3.34 και 3.35 εμφανίζουν τέτοια πρότυπα για δύο διαφορετικές στιγμές του χρόνου. Στο σχήμα 3.34, τα πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στο δείγμα σε μια στιγμή του χρόνου όταν το ρεύμα πηγής είναι μηδέν είναι αμελητέα μικρά, και τα πεδία στον περιβάλλοντα αέρα είναι σχετικά πολύ ισχυρά. Στο σχήμα 3.35, τα πεδία μέσα και έξω από το δείγμα είναι του ίδιου μεγέθους σε μια στιγμή του χρόνου όταν το ρεύμα πηγής είναι μέγιστο, αλλά περίπου τετρακόσιες φορές μικρότερο από



ΣΧΗΜΑ 3.34

Δισδιάστατη προσομοίωση του προτύπου πεδίου  $\mathbf{E}$  όταν τοποθετείται ένα βιολογικό δείγμα μεταξύ των αγωγών του γυμνού αγωγού του σχήματος 3.27, όταν αναστέλλονται οι αγωγοί στον αέρα. Η αγωγιμότητα και η σχετική διαπερατότητα του βιολογικού δείγματος είναι 0,4 S/m και 100, αντίστοιχα. Η συχνότητα είναι 10 MHz. Τα μαθηματικά κύτταρα είναι 1 mm τετράγωνο.. Το πρότυπο είναι για μια στιγμή του χρόνου όταν το ημιτονοειδές ρεύμα πηγής είναι μηδέν.

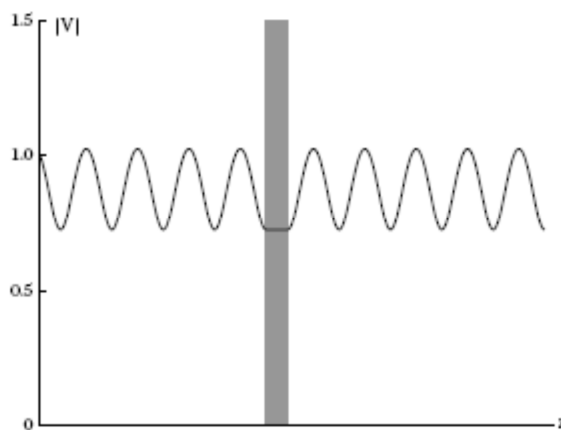


ΣΧΗΜΑ 3.35

Το ίδιο πρότυπο πεδίου  $\mathbf{E}$  όπως στο σχήμα 3.34, εκτός από το ότι αυτό είναι σε μια στιγμή του χρόνου όταν το ημιτονοειδές ρεύμα πηγής είναι μέγιστο. Η κλίμακα χάραξης αυτού του αριθμού είναι περίπου τετρακόσιες φορές μεγαλύτερη από,τι στο σχήμα 3.34 δηλαδή τα πεδία σε αυτόν τον αριθμό είναι περίπου τετρακόσιες φορές πιά αδύνατα από εκείνα στο σχήμα 3.34.

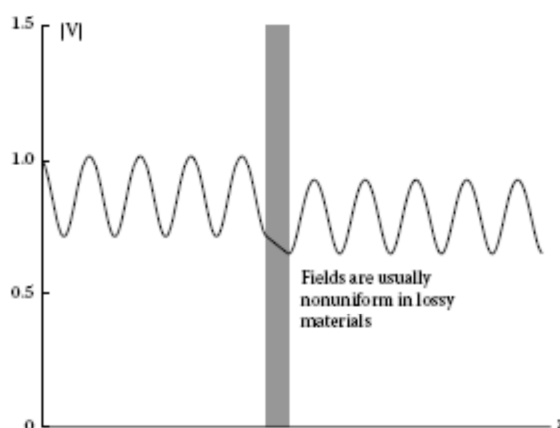
εκείνο στο σχήμα 3.34. Αυτά τα δύο διανυσματικά μαζί δείχνουν ότι τα πεδία  $\mathbf{E}$  έξω από το δείγμα είναι σχεδόν  $90^\circ$  από τη φάση με την πηγή ρεύματος, όπως σε έναν πυκνωτή, και τα πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στο δείγμα είναι σχεδόν στη φάση με την πηγή ρεύματος, όπως σε έναν αντιστάτη.

Εκτός από την ανομοιογένεια που εισάγεται στη διατομική παραλλαγή των πεδίων σε ένα χωρίς απώλειες βιολογικό δείγμα που τοποθετείται σε ένα σύστημα μετάδοσης, οι ανομοιογένειες στην κατεύθυνση της διάδοσης δημιουργούν επίσης ένα πρόβλημα όταν επιδιώκεται η ομοιόμορφη έκθεση σε όλη την ένταση του ήχου ενός βιολογικού δείγματος. Αυτό το πρόβλημα εμφανίζεται στα παραδείγματα που παρουσιάζονται στα [σχήματα 3.36](#) και [3.37](#). το σχήμα 3.36 εμφανίζει πρότυπο κύματος τάσης για τη διαμόρφωση του [σχήματος 3.32](#), στην οποία η μέση χαρακτηριστική σύνθετη αντίσταση αντιπροσωπεύει την παρουσία του δείγματος στο σύστημα μετάδοσης. Η μεταβολή  $|V|$  όσον αφορά το  $z$  είναι άμεσα ανάλογη προς την μεταβολή του  $\mathbf{E}$  όσον αφορά το  $z$ . Το μήκος της γραμμής  $l$  και  $Z_L$  επιλέχτηκε έτσι ώστε το  $|V|$  στο δείγμα είναι ομοιόμορφο στην κατεύθυνση  $z$ . Θεωρητικά, είναι συνήθως δυνατό να γίνει αυτό, αλλά σχεδόν, οι μικρές αποκλίσεις στη συχνότητα ή στις διαστάσεις μετάδοσης-γραμμών λόγω των αλλαγών θερμοκρασίας θα μπορούσαν να ανατρέψουν αυτήν την ισορροπία και να αναγκάσουν το  $|V|$  στο δείγμα να μην είναι ομοιόμορφο στην κατεύθυνση  $z$ .



ΣΧΗΜΑ 3.36

Πρότυπα κύματος τάσης (μερικά μόνιμα κύματα) όταν αντιπροσωπεύει η μέση χαρακτηριστική σύνθετη αντίσταση του σχήματος 3.32 ένα χωρίς απώλειες βιολογικό δείγμα που τοποθετείται σε ένα σύστημα μετάδοσης TEM.



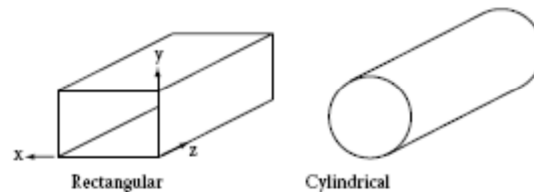
ΣΧΗΜΑ 3.37

Όπως το σχήμα 3.36 εκτός από το ότι το βιολογικό δείγμα είναι με απώλειες.

Ένας σοβαρότερος περιορισμός εμφανίζεται στο πρότυπο στο σχήμα 3.37, το οποίο εμφανίζει τι συμβαίνει όταν το βιολογικό δείγμα είναι με απώλειες, όπως είναι συνήθως. Η απώλεια στο δείγμα αναγκάζει το  $|V|$  να μειωθεί με το  $z$ . Αυτή η επίδραση μπορεί να ελαχιστοποιηθεί ως ένα ορισμένο βαθμό με την παραγωγή του δείγματος όσο το δυνατόν πιο απότομα, αλλά δεν μπορεί να αποβληθεί εξ ολοκλήρου.

Επειδή τα πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στο δείγμα δεν είναι γενικά στο χώρο ομοιόμορφα, και επειδή είναι πολύ μικρότερα από εκείνα στον περιβάλλοντα αέρα, η προσεκτική δοσिमетρία πρέπει να πραγματοποιηθεί για να ερμηνεύσει τα αποτελέσματα των πειραμάτων που προσπαθούν να αφορούν τα βιολογικά αποτελέσματα των εφαρμοσμένων πεδίων  $\mathbf{E}$ . Μια άλλη σημαντική εκτίμηση είναι ότι οι προσομοιώσεις που περιγράφονται ανωτέρω είναι βασισμένες στην ύπαρξη

του τρόπου TEM μόνο σε ένα δισδιάστατο μοντέλο. Στις υψηλότερες συχνότητες, ανάλογα με το μέγεθος και τη μορφή του δείγματος, άλλοι τρόποι μπορούν να υπάρξουν ταυτόχρονα. Η παρουσία άλλων τρόπων θα μπορούσε να αναγκάσει τα πεδία  $\mathbf{E}$  να είναι πιά στο ανομοιομορφα στο χώρο από τα παραδείγματα που δείχνουν παραπάνω.



ΣΧΗΜΑ 3.38

Δύο συνήθως χρησιμοποιημένοι κυματοδηγοί, ορθογώνιος και κυλινδρικός.

### 3.5.3 Κυματοδηγοί

Όπως δηλώνεται στην εισαγωγή σε αυτό το τμήμα, οι τρεις κοινοί τρόποι διάδοσης κατά μήκος των καθοδηγώντας δομών είναι οι τρόποι TEM, TE, και του TM. Τώρα που έχουμε συζητήσει τα συστήματα μετάδοσης τρόπου TEM, είμαστε έτοιμοι για να συζητήσουμε τα συστήματα στα οποία οι τρόποι διάδοσης είναι τρόποι TE και το TM. Αυτά τα συστήματα καλούνται γενικά *κυματοδηγοί*. Οι πιά κοινοί κυματοδηγοί είναι κοίλοι ορθογώνιοι και κυλινδρικοί σωλήνες (σχήμα 3.38) φιαγμένοι από εξαιρετικά αγώγιμο υλικό που κατασκευάζεται για να ανοχές διαστάσεων.

Μια ηλεκτρομαγνητική πηγή, όπως ένας στερεάς κατάστασης ταλαντωτής μικροκυμάτων ή ένας σωλήνας μικροκυμάτων ηλεκτροδότησης (π.χ., ένα κλύστρο ή ένας ταλαντωτής προς τα πίσω-κυμάτων), συνδέεται συχνά με ένα άκρο του κυματοδηγού, ο οποίος παράγει τα κύματα EM που διαδίδονται κάτω από τον κυματοδηγό. Το άλλο άκρο του κυματοδηγού να συνδέεται με μια κεραία ραντάρ, όπως μια πλάκα, για να διαβιβάσει τα σήματα έξω στο διάστημα. Η ένα μικρόκύμα που λαμβάνει την κεραία συνδεδεμένη με ένα άκρο του κυματοδηγού και του κυματοδηγού που χρησιμοποιήθηκε για να διαβιβάσει το λαμβανόμενο σήμα σε έναν δέκτη μικροκυμάτων που συνδέθηκε με το άλλο άκρο του.

Οι κυματοδηγοί χρησιμοποιούνται επίσης για να εκθέσουν τα βιολογικά δείγματα στα πεδία EM. Όταν τα βιολογικά δείγματα παρεμβάλλονται στους κυματοδηγούς, οι ίδιες εκτιμήσεις όσον αφορά την ομοιομορφία των πεδίων  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  μέσα στο δείγμα εμφανίζονται όπως με τα συστήματα TEM, όπως περιγράφονται στην παράγραφο 3.5.2.

Για να επεξηγήσουμε τις έννοιες των τρόπων TE και του TM και τη διάδοσή τους στους κυματοδηγούς, θα συζητήσουμε λεπτομερώς αυτούς τους τρόπους στους ορθογώνιους

κυματοδηγούς. Οι παρόμοια ιδιότητες και τα χαρακτηριστικά ισχύουν για άλλα είδη κυματοδηγών, όπως οι κυλινδρικοί κυματοδηγοί.

### 3.5.3.1 Πρότυπα τρόπου TE και του TM στους ορθογώνιους κυματοδηγούς

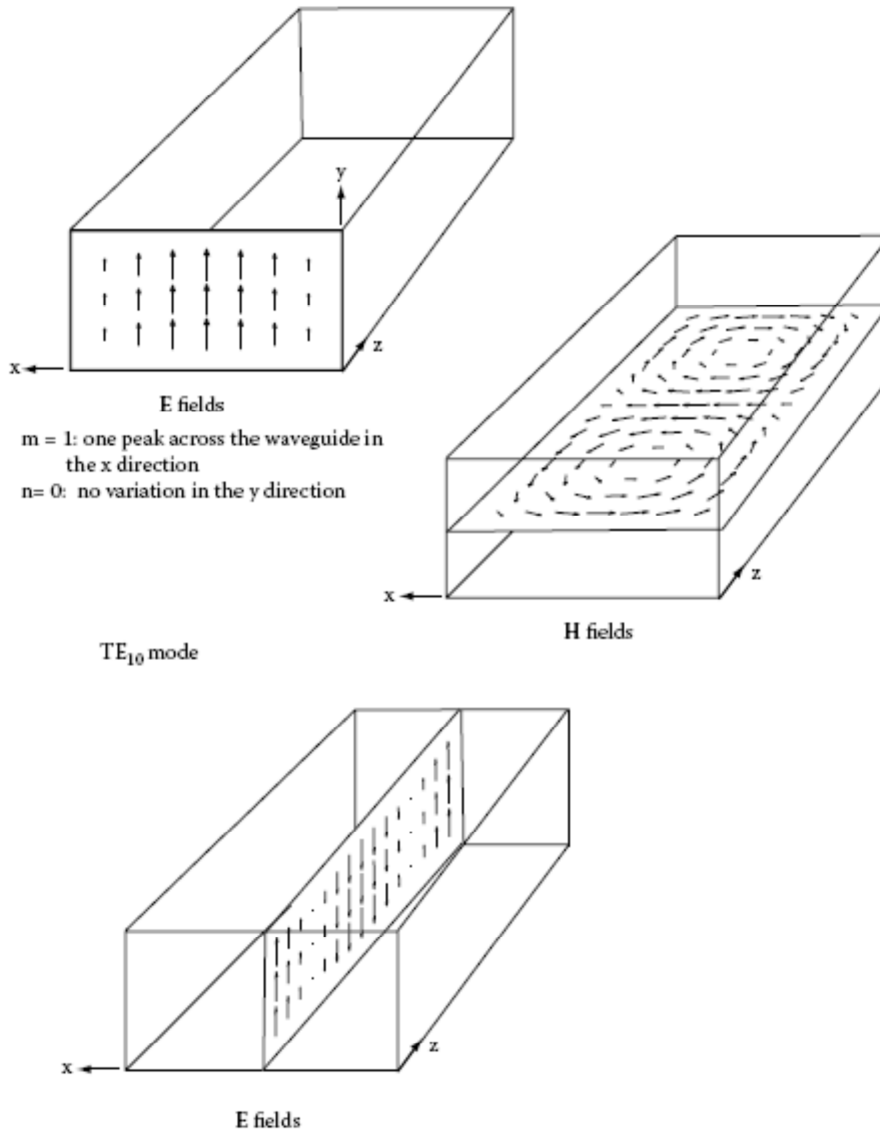
Ένας άπειρος αριθμός τρόπων TE και του TM μπορεί να υπάρξει σε έναν ορθογώνιο κυματοδηγό. Καθένας αποτελείται από έναν χαρακτηριστικό συνδυασμό διανομών πεδίων **E** και **H**. Αυτοί οι τρόποι υποδεικνύονται ως τρόποι  $TE_{mn}$  και  $TM_{mn}$ , όπου το m και το n είναι ψηφία που προσδιορίζουν κάθε έναν από τους τρόπους. Γενικά, ένας άπειρος αριθμός αυτού του TE και οι τρόποι του TM μπορούν να είναι παρόντες ταυτόχρονα σε έναν κυματοδηγό, ανάλογα με τη μέθοδο διέγερσης, το μέγεθος και τη μορφή του κυματοδηγού, και τη συχνότητα των κυμάτων, όπως θα εξηγηθεί αργότερα. Το μεταβλητό m προσδιορίζει πόσες αιχμές εμφανίζονται στο πρότυπο τρόπου πέρα από το πλάτος του κυματοδηγού (η κατεύθυνση x στο σχήμα 3.38), και το n προσδιορίζει πόσες αιχμές εμφανίζονται στο πρότυπο τρόπου πέρα από το ύψος του κυματοδηγού (η κατεύθυνση y στο σχήμα 3.38).

Το σχήμα 3.39 εμφανίζει το **E** και **H** διανυσματικά πρότυπα πεδίου σε μια στιγμή του χρόνου για τον  $TE_{10}$  τρόπο, στον οποίο  $m = 1$  και  $n = 0$ . Το πρότυπο διαδίδεται κάτω από τον κυματοδηγό καθώς ο χρόνος συνεχίζεται. Το  $m = 1$  δείχνει ότι υπάρχει μια αιχμή πέρα από τον κυματοδηγό. Αυτό αντιστοιχεί στο  $E_y$  (η συνιστώσα του **E** στην κατεύθυνση y) έχοντας ένα μέγιστο στο κέντρο και ένα μηδέν σε κάθε πλευρικό τοίχωμα. Σημειώστε ότι σε όλες τις περιπτώσεις, οι οριακές συνθήκες (δείτε την παράγραφο 1.12) απαιτούν ότι η εφαπτόμενη συνιστώσα του πεδίου **E** είναι μηδέν στα μεταλλικά τοιχώματα (υποθέτοντας ότι είναι τέλεια διεξαγωγή) του κυματοδηγού. Ή, σε άλλες περιπτώσεις, το πεδίο **E** πρέπει να είναι κανονικό στους τοίχους τέλεια διεύθυνσης. Επειδή  $E_y$  είναι εφαπτόμενο στα πλευρικά τοιχώματα, πρέπει να είναι μηδέν εκεί, αλλά επειδή είναι κανονικό στις κορυφές και κάτω στα τοιχώματα, δεν χρειάζεται να είναι μηδέν εκεί.

$n = 0$  δείχνει ότι δεν υπάρχει καμία μεταβολή στην κατεύθυνση y; δηλαδή σε μια δεδομένη τιμή του x, και τα τρία διανύσματα που εμφανίζονται στο διάγραμμα έχουν το ίδιο μήκος στο y. Για ένα άλλο παράδειγμα, τα πρότυπα για τον  $TE_{20}$  τρόπο εμφανίζονται στο σχήμα 3.40. Πάλι, δεν υπάρχει καμία μεταβολή στην κατεύθυνση y, αλλά το  $m = 2$  δείχνει ότι δύο αιχμές εμφανίζονται πέρα από τον κυματοδηγό. Σε αυτήν την περίπτωση, το  $E_y$  είναι μηδέν στο κέντρο καθώς επίσης και στα δυο πλευρικά τοιχώματα.

Οι κορυφές στα πρότυπα τρόπου παρουσιάζονται πιο σαφώς από την άποψη των φακέλων (δείτε τη συζήτηση σχετικά με το σχήμα 3.9 στην παράγραφο της 3.3.1) του **E**, όπως φαίνεται στο σχήμα 3.41 για τους τρεις τρόπους,  $TE_{10}$ ,  $TE_{20}$ , και  $TE_{11}$ . Ο  $TE_{10}$  τρόπος έχει μια κορυφή

πέρα από τον κυματοδηγό, και ο  $TE_{20}$  τρόπος έχει δύο κορυφές πέρα από τον κυματοδηγό. Το  $TE_{11}$  πρότυπο τρόπου είναι πιάο περίπλοκο από άλλα τα δύο στο σχήμα 3.41 επειδή σε αυτό υπάρχει μια κορυφή πέρα από τον οδηγό και στην κατεύθυνση x και στην κατεύθυνση y, όπως φαίνεται στο σχήμα 3.41 (c). Πάλι, τα πεδία  $E$  είναι κανονικά στα μεταλλικά τοιχώματα στους τοίχους.



ΣΧΗΜΑ 3.39

Το  $TE_{10}$  πρότυπο τρόπου σε τρία διαφορετικά επίπεδα σε έναν ορθογώνιο κυματοδηγό σε μια στιγμή του χρόνου. Καθώς ο χρόνος προχωρεί, η κίνηση προτύπων + κατεύθυνση z.

Αυτά τα παραδείγματα επεξηγούν τη φύση των προτύπων τρόπου. Αλλα πρότυπα στον ορθογώνιο κυματοδηγό είναι παρόμοια στη φύση και τη συμπεριφορά. Πρότυπα τρόπου σε άλλα είδη κυματοδηγού, όπως ο κυλινδρικός κυματοδηγός, είναι παρόμοιος στη χαρακτηριστική



συμπεριφορά, αλλά διαφέρει λεπτομερώς λόγω της στρογγυλής μορφής του κυματοδηγού. Τώρα που έχουμε συζητήσει ποιοι τρόποι είναι, συζητάμε έπειτα πώς είναι διεγερμένοι και πώς υπάρχουν σε συνδυασμούς σε κυματοδηγούς.

### **Αποτελέσματα αντήχησης στο ανθρώπινο σώμα**

Το φαινόμενο αντήχησης περιγράφει επίσης τα κύματα που απεικονίζουν πίσω και εμπρός μερικά τμήματα του σώματος, αντηχώντας έως ότου να απορροφηθούν και όχι απλά να διέρχονται μέσω του σώματος. Αυτό αναγκάζει πολύ περισσότερη ισχύ να απορροφηθεί στις συγκεκριμένες συχνότητες από αυτή που θα προβλεπόταν απλά χρησιμοποιώντας μια ανάλυση της μείωσης. Η μείωση συνήθως απορροφά περισσότερη δύναμη στις υψηλές συχνότητες από τις χαμηλές συχνότητες, αλλά η αντήχηση αναγκάζει το σώμα να απορροφήσει την υψηλότερη ισχύ μέσα σε μια μικρή ζώνη των συχνοτήτων, με τις σειρές που από κάθε πλευρά έχουν τη λιγότερη απορρόφηση. Η πρόβλεψη της ολόσωμης αντήχησης μπορεί να προσεγγιστεί εύλογα καλά με τη μεταχείριση του σώματος ως δίπολο ημικυμάτων (όπου το ύψος σωμάτων είναι μισό ενός μήκους κύματος) εάν τα πόδια είναι αγείωτα, ή ως μονοπωλιακά (όπου το ύψος είναι ένα τέταρτο ενός μήκους κύματος, λόγω της παρουσίας γείωσης επιπέδου) εάν τα πόδια στηρίζονται. Κατά συνέπεια, ένας άνθρωπος 6 – άνθρωπος με ψηλά πόδια πρέπει να αντηχήσει περίπου 75 MHz αγείωτος και 38 MHz εάν είναι γειωμένος. Αυτή η επίδραση θεωρείται πραγματοποιημένη.

Αυτό δεν λέει ολόκληρη την ιστορία, εν τούτοις. Τα μεμονωμένα μέρη του σώματος, όπως το κορμί, μπορούν να αντηχήσουν στις υψηλότερες συχνότητες από ολόκληρο το σώμα. Επίσης, τα ζώα των διαφορετικών μεγεθών και των μορφών θα έχουν τις διαφορετικές συντονισμένες συχνότητες από έναν άνθρωπο, παραδείγματος χάριν. Αυτό μπορεί να προκαλέσει μερικές δυσκολίες κατά κάνοντας τις βιολογικές δοκιμές των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Εάν ένας αρουραίος θεραπεύεται στη συντονισμένη συχνότητά του, η δόση της κατατεθειμένης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος σε εκείνη την συχνότητα μπορεί να είναι πολύ υψηλότερη από θα ήταν σε έναν άνθρωπο (που δεν είναι συντονισμένος στην ίδια συχνότητα). Είναι μη τετριμένο αλλά σημαντικό να αξιολογηθούν αυτά τα αποτελέσματα.

Κατά συνέπεια, η ηλεκτρομαγνητική απορρόφηση στους ανθρώπους εξαρτάται έντονα από τη συχνότητα και ελέγχεται όχι μόνο από τις ιδιότητες του ιστού, αλλά και από τη μορφή και και ο κυλινδρικός κυματοδηγός είναι παρόμοιος με την χαρακτηριστική συμπεριφορά, αλλά διαφέρει στις λεπτομέρειες λόγω του κυκλικού σχήματος του κυματοδηγού. Τώρα που έχουμε συζητήσει τι τρόποι είναι, θα συζητήσουμε το πώς είναι διεγερμένοι και πως υπάρχουν σε συνδυασμούς σε κυματοδηγούς.

### **3.5.3.2 Συχνότητες διέγερσης και διακοπών τρόπου**

Οι κυματοδηγοί διεγείρονται χαρακτηριστικά από μια γεννήτρια μικροκυμάτων, όπως ένας σωλήνας ηλεκτρόνιο-ακτίνας όπως το μάγνητρο, ή μια στερεάς κατάστασης συσκευή όπως ένας

ταλαντωτής κρυσταλλολυχνιών, ο οποίος συνδέεται με τον κυματοδηγό με ένα ομοαξονικό καλώδιο. Το ομοαξονικό καλώδιο συνδέεται χαρακτηριστικά με τον κυματοδηγό με την επέκταση του κεντρικού αγωγού του καλωδίου μέσω της κορυφής τοιχώματος κυματοδηγού για να διαμορφωθεί ένας έλεγχος στον κυματοδηγό, και τη σύνδεση του εξωτερικού αγωγού του καλωδίου με το τοίχωμα του κυματοδηγού, όπως παρουσιάζεται διαγραμματικά στο [σχήμα 3.42](#). Το κεντρικό καλώδιο του ομοαξονικού καλωδίου μπορεί επίσης να διαμορφωθεί σε έναν βρόχο και να συνδεθεί πίσω στο τοίχωμα του κυματοδηγού με τη διέγερση βρόχων προϊόντων. Για να διεγείρει τον  $TE_{10}$  τρόπο, το ομοαξονικό καλώδιο τίθεται συνήθως στον πλευρικό τοίχωμα του κυματοδηγού έτσι ώστε το επίπεδο του βρόχου είναι κάθετο στα πεδία  $\mathbf{H}$ . Ο έλεγχος, ή οποιουδήποτε άλλη μέθοδος των πεδίων μικροκυμάτων στον κυματοδηγό χρησιμοποιείται, διεγείρει πολλούς τρόπους TE και του TM που υπάρχουν ταυτόχρονα στον κυματοδηγό. Μερικοί από αυτούς τους τρόπους διαδίδονται, όμως, μερικοί πεθαίνουν πολύ γρήγορα μακριά από τον έλεγχο. Οι τρόποι που πεθαίνουν μακριά καλούνται *παροδικοί* τρόπους.

μέγεθος του σώματος. Οι φυσικές αντηχήσεις του σώματος, όπου το σώμα ή τα μέρη του σώματος απορροφούν τα σημαντικά υψηλότερα ποσά ενέργειας από ό,τι θα προβλεπόταν απλά από τα φυσικά διαγώνια τμήματα, πρέπει να ληφθούν υπόψη κατά τον καθορισμό των παραμέτρων των οδηγιών της ασφάλειας.

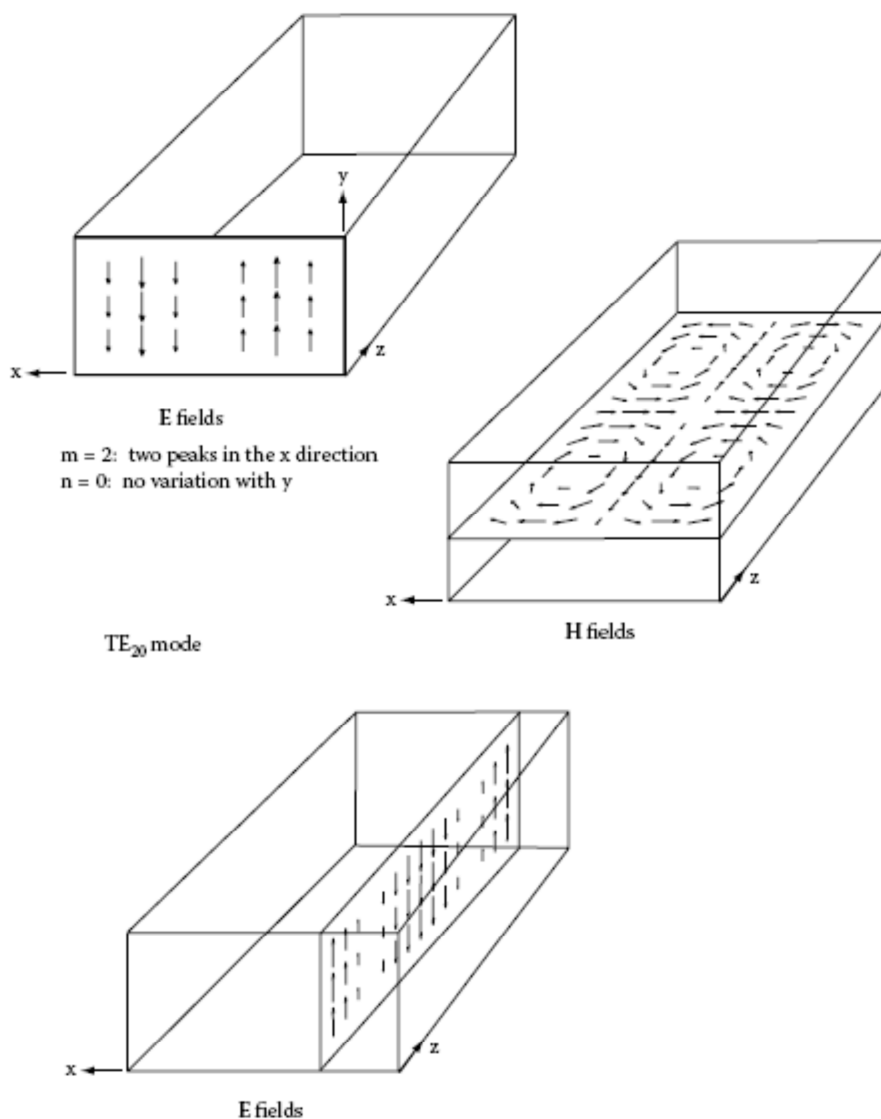
Οι συντονισμένες συχνότητες στο ανθρώπινο σώμα και το κεφάλι εμφανίζονται στον πίνακα 3.1 για τους αγείωτους όρους έκθεσης επίπεδου κύματος. Το διαγώνιο τμήμα απορρόφησης είναι σχεδόν τρεις φορές μεγαλύτερο από το φυσικό διαγώνιο τμήμα του κεφαλιού, που δείχνει ότι σε αυτήν την συντονισμένη συχνότητα σχεδόν τρεις φορές τόσο πολλή ισχύς απορροφάται στο κεφάλι όπως θα προβλεπόταν από το φυσικό διαγώνιο τμήμα. Κλίμακες αντήχησης χαρακτηριστικά με το μέγεθος του αντικείμενου σχετικά με το μήκος κύματος. Τα τόσο μικρότερα αντικείμενα (όπως ένα κεφάλι παιδιού έναντι σε ένα κεφάλι ενήλικα) χαρακτηριστικά έχουν τις αντηχήσεις στις υψηλότερες συχνότητες. Επίσης, η ολόσωμη αντήχηση βλέπει σε μια πολύ χαμηλότερη συχνότητα από τις αντηχήσεις μέρος-σώματος, όπως στο κεφάλι.

### Πίνακας 3.1

Ολόσωμα και επικεφαλής αποτελέσματα αντήχησης για τους αγείωτους ανθρώπους

	Επικεφαλής Συχνότητα Συντονισμού (MHz)	Επικεφαλής Απορρόφηση Τμήματος/Φυσική Διατομή	Ολόκληρη η Συχνότητα Συντονισμού του Σώματος (MHz)--- Αγείωτο	Ολόκληρη Απορρόφηση του σώματος/ Φυσική Διατομή
Ενήλικας	205	2.78	75	3.92
10 ετών	270	2.84	100	3.88
5 ετών	330	2.92	130	3.47

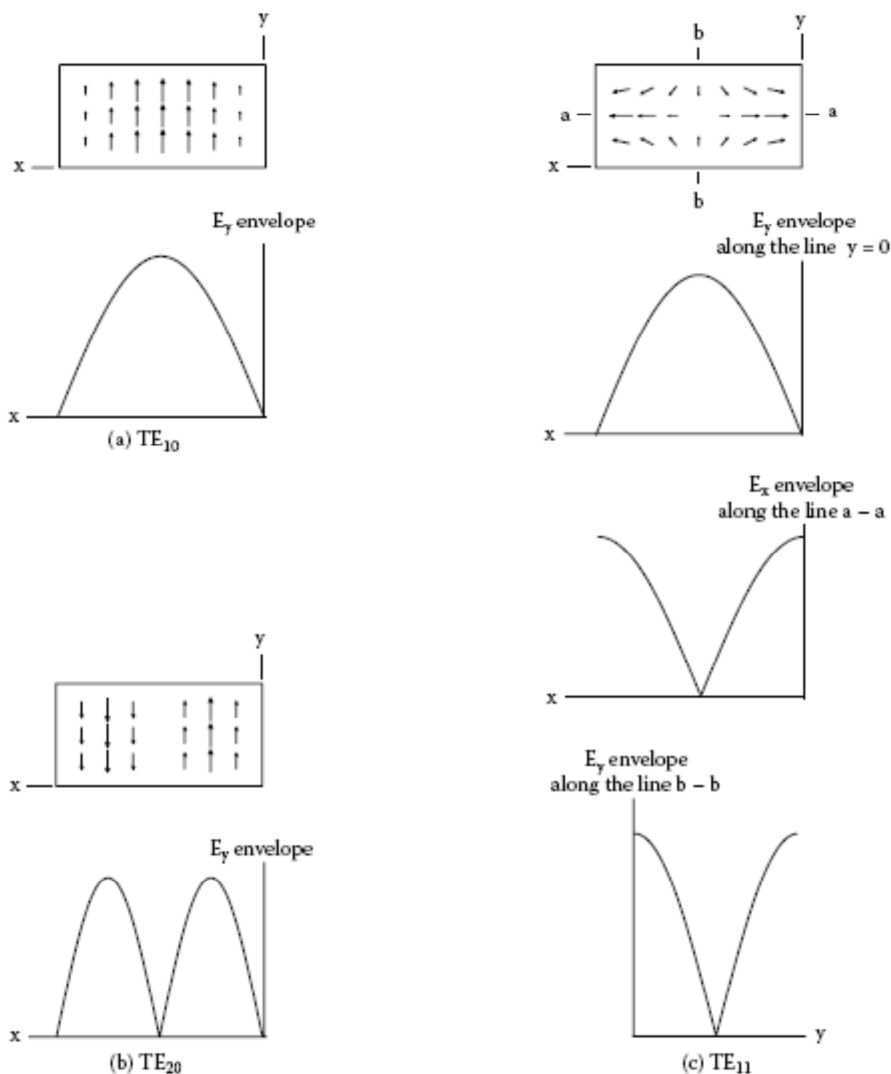
Πηγή: Furse C., et al., Προϋποθέσεις για την ηχηρή απορρόφηση στο ανθρώπινο κεφάλι για έκθεση επίπεδου κύματος, έγγραφο που παρουσιάστηκε στο 2<sup>ο</sup> Παγκόσμιο Συνέδριο για τον Ηλεκτρισμό και τον Μαγνητισμό στην Βιολογία και στην Ιατρική, Μπολόνια, Ιταλία, Ιούνιος 8-13, 1997. Με την άδεια.



ΣΧΗΜΑ 3.40

Τα  $TE_{20}$  πρότυπα τρόπου σε τρία διαφορετικά επίπεδα σε έναν ορθογώνιο κυματοδηγό σε μια στιγμή του χρόνου. Καθώς ο χρόνος προχωρεί, η κίνηση προτύπων + κατεύθυνση  $z$ .

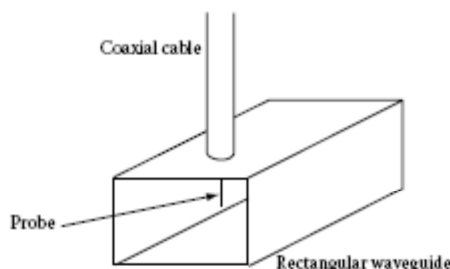
Εάν ένας τρόπος διαδίδεται ή είναι παροδικός καθορίζεται από τη συχνότητα των διεργεμένων πεδίων και το μέγεθος και τη μορφή του κυματοδηγού. Για κάθε τρόπο, υπάρχει μια συχνότητα, αποκαλούμενη *συχνότητα αποκοπής* (που υποδεικνύεται συνήθως ως  $f_c$ ) κάτω από την οποία ο τρόπος θα είναι παροδικός και επάνω από την οποία ο τρόπος θα διαδίδεται. Η συχνότητα αποκοπής για κάθε τρόπο εξαρτάται από το μέγεθος και τη μορφή του κυματοδηγού. Για τον ορθογώνιο κυματοδηγό, ο  $TE_{10}$  τρόπος έχει τη χαμηλότερη συχνότητα αποκοπής. Το *σχήμα 3.43* εμφανίζει ένα διάγραμμα για το πώς οι συχνότητες διακοπών των διάφορων τρόπων συσχετίζονται όταν  $b = a/2$ , όπου το  $b$  είναι το ύψος και το  $a$  είναι πλάτος του κυματοδηγού.  $b = a/2$  είναι ο όρος για τον οποίο ο μέγιστος χωρισμός μεταξύ  $TE_{10}$  και των επόμενων τρόπων εμφανίζεται.



ΣΧΗΜΑ 3.41

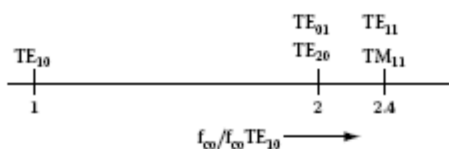
Τα πρότυπα τρόπου σε ένα διαγώνιο τμήμα του ορθογώνιου κυματοδηγού σε μια στιγμή του χρόνου, και αντιστοιχεί φακέλοι του  $\mathbf{E}$ , για  $TE_{10}$ ,  $TE_{20}$ , και  $TE_{11}$  τρόπους. Οι φακέλοι σε (a) και (b) είναι οι ίδιοι για οποιαδήποτε οριζόντια γραμμή πέρα από τον κυματοδηγό επειδή  $TE_{10}$  και

$TE_{20}$  τρόποι δεν έχουν καμία μεταβολή με το  $y$ . Στο (c), οι φάκελοι είναι σύμφωνα με τις γραμμές που υποδεικνύονται.



ΣΧΗΜΑ 3.42

Διάγραμμα μιας μεθόδου από το ομοαξονικό καλώδιο στον ορθογώνιο κυματοδηγό. Ο έλεγχος διεγείρει τα πεδία  $E$  στον κυματοδηγό.



ΣΧΗΜΑ 3.43

Συχνότητες αποκοπής για τους διάφορους τρόπους που κανονικοποιούνται στη συχνότητα αποκοπής του  $TE_{10}$  τρόπου σε έναν ορθογώνιο κυματοδηγό στον οποίο το ύψος είναι μισό του πλάτους.

Συνήθως οι όροι επιλέγονται έτσι ώστε μόνο ένας τρόπος θα διαδωθεί στον κυματοδηγό, με όλο το υπόλοιπο των τρόπων που είναι παροδικοί. Η συχνότητα επομένως ρυθμίζεται έτσι ώστε να είναι επάνω από τη συχνότητα αποκοπής για τον τρόπο με τη χαμηλότερη συχνότητα αποκοπής ( $TE_{10}$  στο σχήμα 3.43), αλλά κάτω από τη συχνότητα αποκοπής των επόμενων τρόπων ( $TE_{01}$  και  $TE_{20}$  στο σχήμα 3.43). Κατόπιν πολλοί παροδικοί τρόποι μπορούν να υπάρξουν αμέσως γύρω από και κοντά στο διεγερτικό έλεγχο και να πλησιάσουν σε οποιοσδήποτε ασυνέχειες στον κυματοδηγό, αλλά σε έναν ομαλό και κανονικό κυματοδηγό, μόνο ο τρόπος διάδοσης θα υπάρξει για οποιοδήποτε αξιόλογο μήκος. Αυτή η κατάσταση είναι συνήθως επιθυμητή επειδή ένας συνδυασμός διάδοσης των τρόπων με τα διαφορετικά εύρη και τις διαφορετικές ταχυτήτες των προϊόντων διάδοσης περιέπλεξε τα πρότυπα πεδίων που είναι δύσκολο να εφαρμοστούν και να ελεγχθούν.

Η συχνότητα αποκοπής για τον  $TE_{10}$  τρόπο εμφανίζεται όταν  $a = \lambda_{co}/2$ , όπου  $\lambda_{co}$  είναι το ελεύθερου χώρου μήκος κύματος στη συχνότητα αποκοπής. Επειδή το μήκος κύματος είναι αντιστρόφως ανάλογο προς τη συχνότητα (δείτε την εξίσωση 1.15), ένας μικρότερος κυματοδηγός χρησιμοποιείται στις υψηλότερες συχνότητες. Για το παράδειγμα, εάν  $f = 10$  GHz

και αυτό επιδιώκεται να είναι η συχνότητα μισής απόστασης μεταξύ του  $f_{co}$  για τον  $TE_{10}$  τρόπο και του επόμενου υψηλότερου τρόπου (δείτε το σχήμα 3.43), κατόπιν το  $f_{co}$  για το  $TE_{10}$  τρόπο πρέπει να είναι 6,67 GHz, για τον οποίο  $\lambda_{co}$  δίνεται από  $\lambda_{co} = 3 \times 10^8 / 6.67 \times 10^9 = 0.045m$ . Κατά συνέπεια, ο κυματοδηγός πρέπει να είναι 0.0225m ευρύς και 0.01125m υψηλός (θυμηθείτε,  $b = a/2$  στο σχήμα 3.43). Για μια λειτουργούσα συχνότητα 20 GHz, ο κυματοδηγός θα ήταν μισός ως μεγάλος.

### 3.5.3.3 Συστήματα κυματοδηγού για τα βιολογικά δείγματα

Τα δείγματα τοποθετούνται μερικές φορές στα διάφορα είδη μη μεταλλικών δοχείων στους κυματοδηγούς για να τους εκθέσουν στα πεδία μικροκυμάτων. Οι εκτιμήσεις τέτοιων συστημάτων είναι παρόμοιες με εκείνες που συζητούνται στην παράγραφο 3.5.2 για τα βιολογικά δείγματα που τοποθετούνται στα συστήματα TEM. Τα πρότυπα τρόπου στο διαγώνιο τμήμα ενός κυματοδηγού, εν τούτοις, μπορούν να είναι αρκετά διαφορετικά από εκείνα στο διαγώνιο τμήμα των συστημάτων TEM.

Η απώλεια του δείγματος, εντούτοις, προκαλεί το ίδιο είδος αποτελεσμάτων στα συστήματα έκθεσης κυματοδηγού με εκείνους που διευκρινίζονται στα σχήματα 3.36 και 3.37 σχετικά με τα συστήματα έκθεσης TEM. Σε εκείνους τους αριθμούς, το μέγεθος της τάσης εμφανίζεται ως λειτουργία της απόστασης στην κατεύθυνση της διάδοσης. Σε ένα σύστημα έκθεσης κυματοδηγού, τα παρόμοια αποτελέσματα ισχύουν για το πεδίο  $\mathbf{E}$ . Είναι συχνά δύσκολο να εξασφαλιστεί ότι ένα βιολογικό δείγμα σε έναν κυματοδηγό εκτίθεται στα ομοιόμορφα πεδία σε όλο το δείγμα.

## 3.6 Συντονισμός συστημάτων

Η αντήχηση είναι μια επίδραση που είναι σημαντική στο φάσμα συχνότητας που αντιμετωπίζεται σε αυτό το κεφάλαιο. Το βασικό φαινόμενο της αντήχησης εμφανίζεται στη διέγερση του δισδιάστατου μοντέλου μιας κοιλότητας που παρουσιάζεται στο σχήμα 3.44. Μια κοιλότητα είναι ένα κοίλο περίβλημα στο οποίο τα πεδία EM μπορούν να διεγερθούν. Οι συνήθως χρησιμοποιημένες κοιλότητες αποτελούνται από ένα τμήμα του κυματοδηγού, είτε ορθογώνιου είτε κυλινδρικού, με τη διεύθυνση των τοίχων που προστίθενται σε κάθε άκρο. Τα πεδία EM διεγείρονται μέσα στην κοιλότητα από έναν έλεγχο ή έναν βρόχο ή κάποια άλλη σύνδεση σε μια πηγή. Στο δισδιάστατο μοντέλο του σχήματος 3.44, μια πηγή ρεύματος συνδέεται σε όλη την τρύπα στο αριστερό τοίχος της κοιλότητας.

Η δύναμη των πεδίων  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  που διεγείρονται στην κοιλότητα είναι μια ισχυρή λειτουργία της συχνότητας της πηγής και του μεγέθους και της μορφής της κοιλότητας. Το

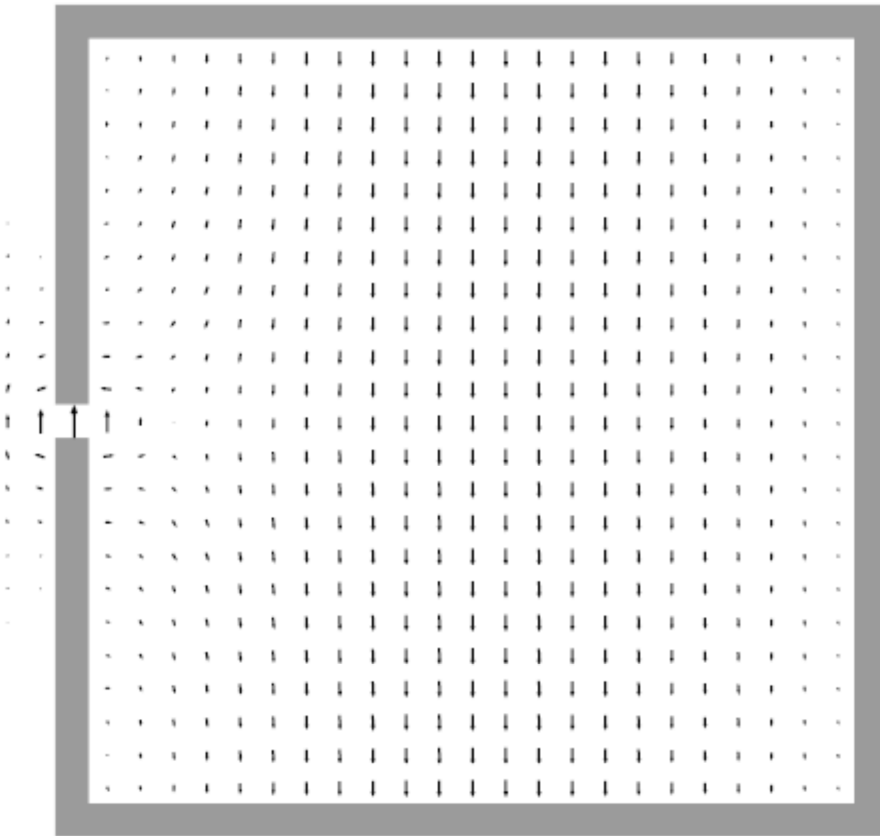
σχήμα 3.44 εμφανίζει πεδία  $\mathbf{E}$  σε μια στιγμή του χρόνου στη χαμηλότερη συχνότητα για την οποία τα πεδία  $\mathbf{E}$  είναι έντονα διεγερμένα (κρατώντας την σταθερά μεγέθους πηγής ρεύματος). Το σχήμα 3.45 εμφανίζει την απάντηση της κοιλότητας ως λειτουργία της συχνότητας της πηγής ρεύματος όπου οι εσωτερικές διαστάσεις της κοιλότητας είναι  $23 \times 23 \text{ cm}$ . Για τους σκοπούς αυτής της απεικόνισης, καθορίζουμε την απάντηση της κοιλότητας ως ποσό των τετραγώνων όλων των πεδίων  $\mathbf{E}$  μέσα στην κοιλότητα, η οποία είναι ανάλογη προς την ενέργεια που καταχωρείται στα πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στην κοιλότητα για μια σταθερή δύναμη πηγής. Μια ισχυρή αντήχηση εμφανίζεται σε μια συχνότητα 670.2484 MHz. Δηλαδή η απάντηση είναι πολύ ισχυρότερη σε εκείνη την συχνότητα από,τι σε άλλες παρακείμενες συχνότητες.

Το σχήμα 3.46 εμφανίζει τα αποτελέσματα της προσθήκης κάποιου ελαφρώς με απώλειες υλικού στην κοιλότητα. Η απώλεια στην κοιλότητα καθιστά την καμπύλη απόκρισης ευρύτερη και χαμηλότερη. Το σχετικό πλάτος της καμπύλης απόκρισης καλείται *εύρος ζώνης*. Η με απώλειες καμπύλη έχει ένα ευρύτερο εύρος ζώνης από τη χωρίς απώλειες καμπύλη. Όταν το εύρος ζώνης είναι στενό, το  $Q$  της κοιλότητας (στάσεις του  $Q$  για τον ποιοτικό παράγοντα) είναι υψηλότερο από όταν το εύρος ζώνης είναι ευρύτερο. Κατά συνέπεια, η με απώλειες κοιλότητα έχει το χαμηλότερο  $Q$  και ένα ευρύτερο εύρος ζώνης από τη χωρίς απώλειες κοιλότητα.

Η αντήχηση εμφανίζεται κοντά στις συχνότητες για τις οποίες τα πολλαπλάσια των μισών μηκών κύματος εγκαθιστούν πέρα από την κοιλότητα από τα αριστερά στα δεξιά ή από πάνω έως κάτω. Η χαμηλότερη συχνότητα συντονισμού εμφανίζεται κοντά σε συχνότητα στην οποία ένα μισό μήκος κύματος εμφανίζεται από τα αριστερά στα δεξιά και μηδενικά μισά μήκη κύματος από από πάνω έως κάτω (δηλ., το πεδίο δεν αλλάζει από από πάνω έως κάτω). Η συχνότητα για την οποία ένα μισό μήκος κύματος εγκαθιστά ακριβώς πέρα από την κοιλότητα βρίσκεται από την εξίσωση 1,15. Για  $\lambda/2 = 23\text{cm}$ ,  $\lambda = 46 \text{ cm}$ , και  $f = c/\lambda = 3 \times 10^8 / 46 \times 10^{-2} = 652.1739 \text{ MHz}$ . Όταν ένα μισό μήκος κύματος εγκαθιστά ακριβώς πέρα από την κοιλότητα, ένα μηδενικός εμφανίζεται στον αριστερό τοίχο και ένα μηδενικό στο δεξιό τοίχο, με έναν φάκελο όπως αυτόν που παρουσιάζεται στο σχήμα 3.41 (α) Εντούτοις, σύμφωνα με τους πεπερασμένες διαφορές αριθμητικών υπολογισμών πεδίου συχνότητας (FDTD) για το δισδιάστατο μοντέλο που παρουσιάζεται στο σχήμα 3.44, η συντονισμή συχνότητα είναι 670.2484 MHz, το οποίο είναι περίπου 3% υψηλότερο από 652.1739 MHz. Ο λόγος της συντονισμένης συχνότητα είναι ελαφρώς υψηλότερος από 652.1739 MHz και είναι ότι η τρύπα στον τοίχο διαταράσσει το πρότυπο ελαφρώς, που προκαλεί έναν μηδενικό ακριβώς δεξιά της τρύπας, όπως φαίνεται στο σχήμα 3.44.

Το σχήμα 3.47 εμφανίζει πρότυπο πεδίου  $\mathbf{E}$  για έναν τρόπο υψηλής-κατάταξης σε μια συντονισμένη συχνότητα 1,315.9489 MHz. Αυτό το πρότυπο εμφανίζει μεταβολή στα πεδία και από τα αριστερά στο δεξιά και από από πάνω έως κάτω. Πολλές άλλες συντονισμένες συχνότητες

υπάρχουν για αυτό το δισδιάστατο μοντέλο με τις πολλαπλάσιες μεταβολές και στις δύο κατευθύνσεις, απέναντι και πάνω-κάτω. Στις πραγματικές τρισδιάστατες κοιλότητες, οι πολλαπλάσιες συντονισμένες συχνότητες εμφανίζονται με τις πολλαπλάσιες μεταβολές και στις τρεις κατευθύνσεις πέρα από την κοιλότητα. Τα παρόμοια αποτελέσματα εμφανίζονται στις κυλινδρικές κοιλότητες και τις κοιλότητες άλλων μορφών.



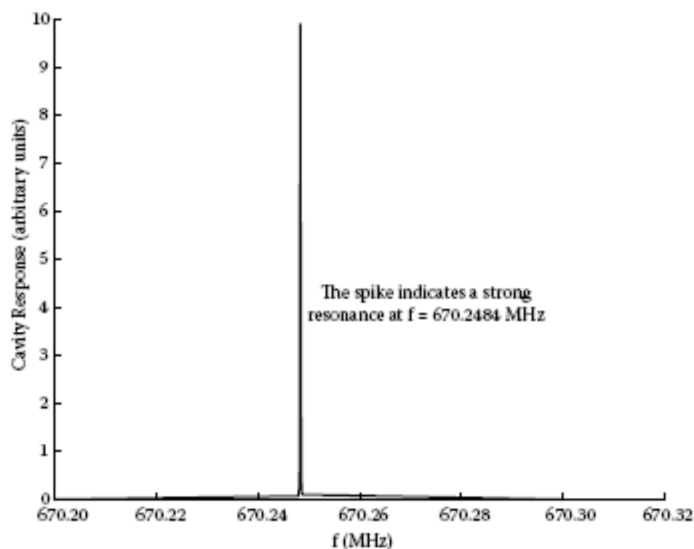
ΣΧΗΜΑ 3.44

Τα πεδία  $E$  σε ένα δισδιάστατο μοντέλο μιας αέρα-γεμισμένης κοιλότητας που διεγέρθηκε από μια πηγή ρεύματος (που δεν εμφανίζεται) σύνδεσαν πέρα από το χάσμα στον αριστερό τοίχο κοιλότητων με μια συχνότητα 670.2484 MHz. Οι εσωτερικές διαστάσεις των τοίχων κοιλότητας είναι  $23 \times 23 \text{ cm}$ .

Το απλό δισδιάστατο μοντέλο που περιγράφεται παραπάνω επεξηγεί τα γενικά χαρακτηριστικά της αντήχησης. Τα πεδία EM είναι έντονα διεγερμένα στις κοιλότητες στις πολύ συγκεκριμένες συχνότητες σε άλλες συχνότητες, τα πεδία EM μέσα στην κοιλότητα είναι μόνο πολύ αδύναμα διεγερμένα. Οι κοιλότητες χρησιμοποιούνται σε πολλές εφαρμογές όπου η διάκριση συχνότητας απαιτείται, όπως στους δέκτες για την επιλογή ενός σήματος μιας



συγκεκριμένης συχνότητας από τα πολλαπλάσια σήματα των διάφορων συχνοτήτων, και στα φίλτρα που απορρίπτουν τα σήματα ως μια λειτουργία της συχνότητας.



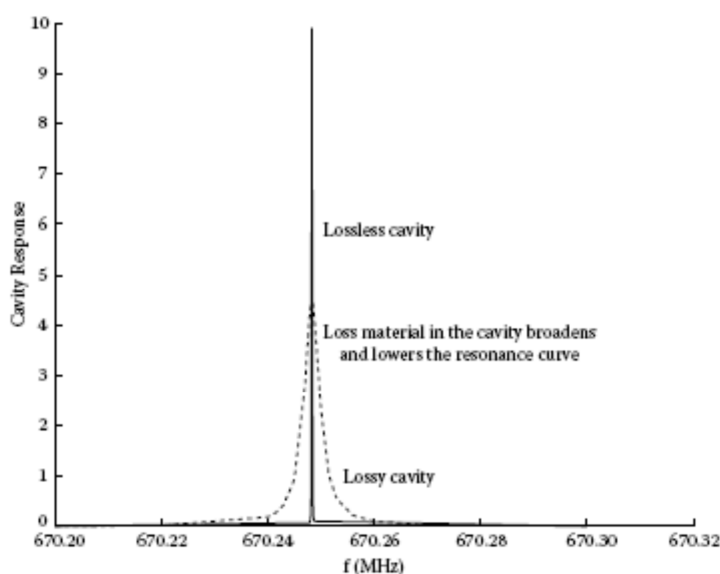
ΣΧΗΜΑ 3.45

Η απόκριση κοιλότητας ως λειτουργία της συχνότητας διέγερσης για την κοιλότητα του σχήματος 3.44. Η απόκριση κοιλότητας είναι το ποσό των τετραγώνων όλων των πεδίων  $\mathbf{E}$  μέσα στην κοιλότητα, η οποία είναι ανάλογη προς την ενέργεια που καταχωρείται στα πεδία  $\mathbf{E}$ . Μια ισχυρή αντήχηση εμφανίζεται σε 670.2484 MHz.

Τα βιολογικά δείγματα επίσης μερικές φορές τοποθετούνται στις κοιλότητες για να τους εκθέσουν στα πεδία EM. Όπως εμφανίζεται στο παραπάνω παράδειγμα, εντούτοις, η απώλεια στα δείγματα θα χαμηλώσει αρκετά το Q της κοιλότητας, θα μειώσει τα πεδία μέσα στην κοιλότητα, και θα αυξήσει το εύρος ζώνης. Επιπλέον, επειδή τα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  στην κοιλότητα δεν είναι γενικά πολύ ομοιόμορφα, η προσοχή πρέπει να ληφθεί στον καθορισμό της δοσιμετρίας των πεδίων EM στο δείγμα.

Το σχήμα 3.48 εμφανίζει απόκριση κοιλότητων όπου ένα βιολογικό δείγμα που έχει μια αγωγιμότητα 0,6 S/m και σχετική διαπερατότητα 100 τοποθετείται στο κέντρο της κοιλότητας. Σημειώνεται από τον τίτλο αριθμού ότι η απόκριση κοιλότητας στο σχήμα 3.48 είναι ένα εκατομμύριο φορές πίο αδύνατη από αυτή που παρουσιάζεται στο σχήμα 3.45 για την κενή κοιλότητα. Η παρουσία του δείγματος έχει αλλάξει τη συντονισμένη συχνότητα εμφανώς, καθώς επίσης και χαμηλώνοντας το Q και αυξάνοντας το εύρος ζώνης. Το σχήμα 3.49 εμφανίζει πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στην κοιλότητα με ένα βιολογικό δείγμα που τοποθετείται στο κέντρο του στη συντονισμένη συχνότητα 644.937 MHz. Το πρότυπο εμφανίζει μια διαταραχή του προτύπου της κενής κοιλότητας, με τα πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στο δείγμα πολύ πίο αδύνατα από εκείνα έξω από το

δείγμα, το οποίο θα αναμέναμε επειδή η αγωγιμότητα και η σχετική διαπερατότητα του δείγματος είναι και οι δύο σχετικά υψηλές. Επίσης, η φάση των πεδίων **E** στο σχήμα 3.49 σχετικά με την πηγή ρεύματος είναι για  $90^\circ$  που αντισταθμίζεται από τη φάση των πεδίων **E** στην κενή κοιλότητα σχετικά με την πηγή ρεύματος. Αυτή η διαφορά φάσης προκαλείται από υψηλή σχετική διαπερατότητα του δείγματος στην κοιλότητα. Μια κατανόηση των αποτελεσμάτων αντήρησης είναι προφανώς σημαντική στο σχεδιασμό των πειραμάτων και την ερμηνεία των αποτελεσμάτων.



ΣΧΗΜΑ 3.46

Αποκρίσεις κοιλότητας για την κοιλότητα του [σχήματος 3.44](#) για μια αέρα-γεμισμένη κοιλότητα (χωρίς απώλειες) και για μια κοιλότητα που γεμίζει με ένα υλικό που έχει μια αγωγιμότητα  $2 \times 10^{-7}$  S/m (με απώλειες). Η απάντηση για τη με απώλειες κοιλότητα έχει πολλαπλασιαστεί με 100 για να καταστήσει τη γραφική παράσταση ορατή στο ίδιο σύνολο αξόνων με αυτήν της χωρίς απώλειες κοιλότητα.

### 3.7 Κεραίες

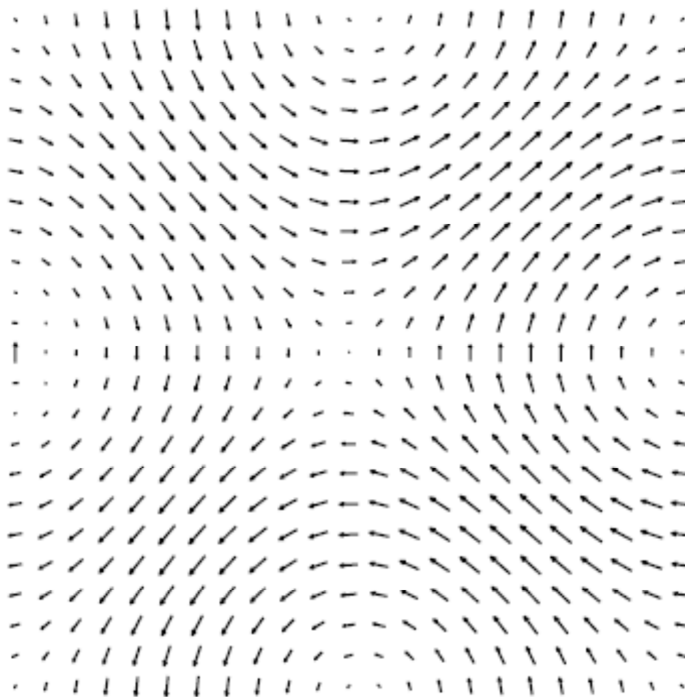
Όπως εξηγείται στην παράγραφο 1.17, όταν είναι το μήκος κύματος σχετικό με τη σειρά του μεγέθους του συστήματος, η ενέργεια μπορεί να ακτινοβοληθεί αποτελεσματικά μέσω του αέρα, καθώς επίσης και να διαβιβασθεί μέσω των ομοαξονικών καλωδίων και των κυματοδηγών. Ένα χαρακτηριστικό σύστημα για τα σήματα EM μέσω του αέρα αποτελείται από μια πηγή, όπως μια γεννήτρια ραδιο συσκευών αποστολής σημάτων ή μικροκυμάτων, μια γραμμή ή ένα κυματοδηγό μετάδοσης, και μια κεραία. Η πηγή παράγει τα πεδία EM που διαδίδονται σύμφωνα με τη γραμμή ή τον κυματοδηγό μετάδοσης στην κεραία, η οποία προωθεί το κύμα διάδοσης στο

διάστημα, όπου διαδίδεται ομοίως, όπως τα κύματα που περιγράφονται στο πρώτο μέρος αυτού του κεφαλαίου. Τέτοιες κεραίες καλούνται *κεραίες μετάδοσης*. Οι κεραίες χρησιμοποιούνται επίσης για να λάβουν την ακτινοβολία ΕΜ, \* που διαδίδεται έπειτα σύμφωνα με μια γραμμή μετάδοσης σε έναν δέκτη. Αυτές οι κεραίες καλούνται *κεραίες λήψης*. Μια κεραία μπορεί γενικά να χρησιμοποιηθεί ως είτε κεραία μετάδοσης είτε ως κεραία λήψης . Σε αυτό το τμήμα, περιγράφουμε μερικές από τις γενικά ιδιότητες και τα χαρακτηριστικά των κεραιών.

Οι κεραίες είναι ταξινομημένες σε διάφορες ομάδες: κεραίες καλωδίων, κεραίες ανοιγμάτων, κεραίες σειράς, κεραίες ανακλαστήρων, και κεραίες φακών. Οι κεραίες καλωδίων είναι διάφοροι συνδυασμοί καλωδίων ή ράβδων. Μερικές συνήθως χρησιμοποιούμενες εξ αυτών εμφανίζονται στο πάνω μέρος του [σχήματος 3.50](#). Μια κεραία διπόλων αποτελείται από δύο τμήματα μνήμης της ράβδου ή του καλωδίου, με μια γραμμή μετάδοσης που συνδέεται μεταξύ τους. Το μήκος μιας κεραίας διπόλων είναι χαρακτηριστικά μισό ενός μήκους κύματος. Ένα διπλωμένο δίπολο, όπως το όνομα δείχνει, είναι ένα δίπολο με μια πρόσθετη σύνδεση μεταξύ των ακρών. Οι κεραίες βρόχων μπορούν να είναι κυκλικές, τετραγωνικές, ή άλλων μορφών.

---

\* Η ακτινοβολία είναι ένας όρος που χρησιμοποιείται συχνά για να περιγράψει ένα κύμα ΕΜ διαδίδοντας μέσω του διαστήματος, ή ” ακτινοβολώντας.” Τα κύματα ΕΜ είναι πολύ διαφορετικά από την ακτινοβολία των ακτίνων x, εντούτοις, επειδή δεν ionίζουν τα βιολογικά υλικά.

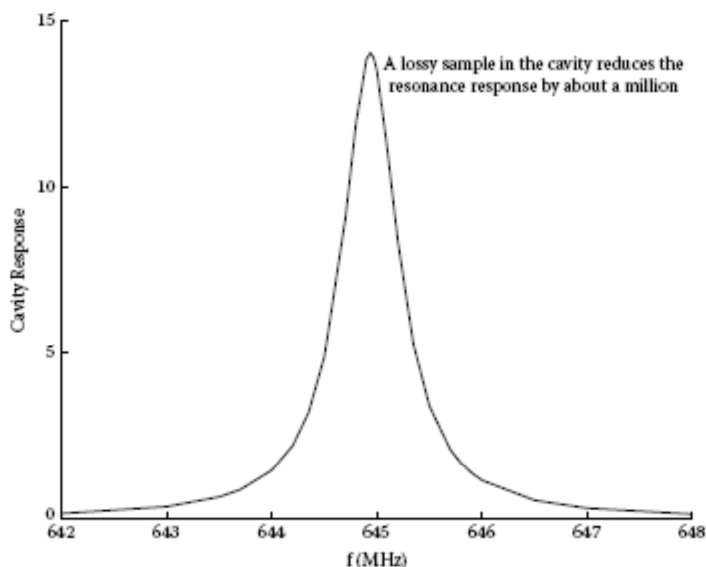


ΣΧΗΜΑ 3.47

Πεδία **E** μέσα στην αέρα-γεμισμένη κοιλότητα του σχήματος 3.44 όταν η διέγερση είναι 1315.9489 MHz.

Οι κεραίες ανοίγματος είναι ανοίγματα μέσω των οποίων τα κύματα EM προωθούνται στο διάστημα, όπως οι χόανες --- όπως η πυραμιδική χόανη που εμφανίζεται στο χαμηλότερο μέρος του σχήματος 3.50 --- ανοιχτού πέρατος κυματοδηγοί, κυματοδηγοί υποδοχών, ή άλλα είδη ανοιγμάτων. Οι κεραίες σειράς είναι συμβολικές γλώσσες των διάφορων ειδών κεραιών, όπως μια σειρά κεραιών διπόλου. Η TV που λαμβάνει τις κεραίες είναι συνήθως κεραίες σειράς, με μια από τις ράβδους που είναι το ενεργό, ή οδηγημένο στοιχείο, και οι άλλες ράβδοι που χρησιμεύουν ως τους σκηνοθέτες ή οι ανακλαστήρες της ακτινοβολίας EM. Οι απέραντοι κυματοδηγοί χρησιμοποιούνται μερικές φορές για να παραδώσουν τη δύναμη EM με έναν εντοπισμένο τρόπο για υπερθερμεία για τη θεραπεία καρκίνου. Μόλις αφήσει το κύμα τον κυματοδηγό, εντούτοις, θα διαδοθεί έξω (προξενείται περίθλαση) και θα μειωθεί καθώς περνά στο σώμα. Για αυτόν τον λόγο, οι κυματοδηγοί γενικά μόνο χρησιμοποιούνται για να μεταχειριστούν τους επιφανειακούς όγκους.

Μια χαρακτηριστική κεραία ανακλαστήρα είναι η παραβολική πλάκα μικροκυμάτων που χρησιμοποιείται συνήθως για να λάβει τα σήματα TV από τους δορυφόρους. Ο παραβολικός ανακλαστήρας συγκεντρώνει την ενέργεια μικροκυμάτων στο σημείο εστίασής του. Ένα οπτικό παράδειγμα για το πώς η παραβολική εργασία ανακλαστήρα μπορεί να ανακλαστεί στους μεγάλους παραβολικούς καθρέφτες στα φώτα λειτουργούντων δωματίων ή στις ελαφριές χρήσεις οδοντιάτρων χαρακτηριστικά. Οι κεραίες φακών χρησιμοποιούνται για να διαμορφώσουν την ακτινοβολία EM στις ακτίνες για τη μετάδοση στο διάστημα, ή για να λάβουν και να συγκεντρώσουν την ακτινοβολία EM. Επειδή οι κεραίες φακών πρέπει να είναι μεγάλες έναντι σε ένα μήκος κύματος εάν πρόκειται να είναι αποτελεσματικοί, χρησιμοποιούνται πρώτιστα στις υψηλότερες συχνότητες όπου τα μήκη κύματος είναι μικρότερα.



ΣΧΗΜΑ 3.48

Απόκριση κοιλότητας για την κοιλότητα του σχήματος 3.44 στην οποία ένα βιολογικό δείγμα με μια αγωγιμότητα 0,6 S/m και σχετική διαπερατότητα 100 έχει τοποθετηθεί. Αυτή η απόκριση είναι ένα εκατομμύριο φορές πλιό ασθενέστερο από αυτό του σχήματος 3.45 (η σχετική κλίμακα διαφέρει εδώ από αυτήν στο σχήμα 3.45 από έναν παράγοντα ενός εκατομμυρίου).

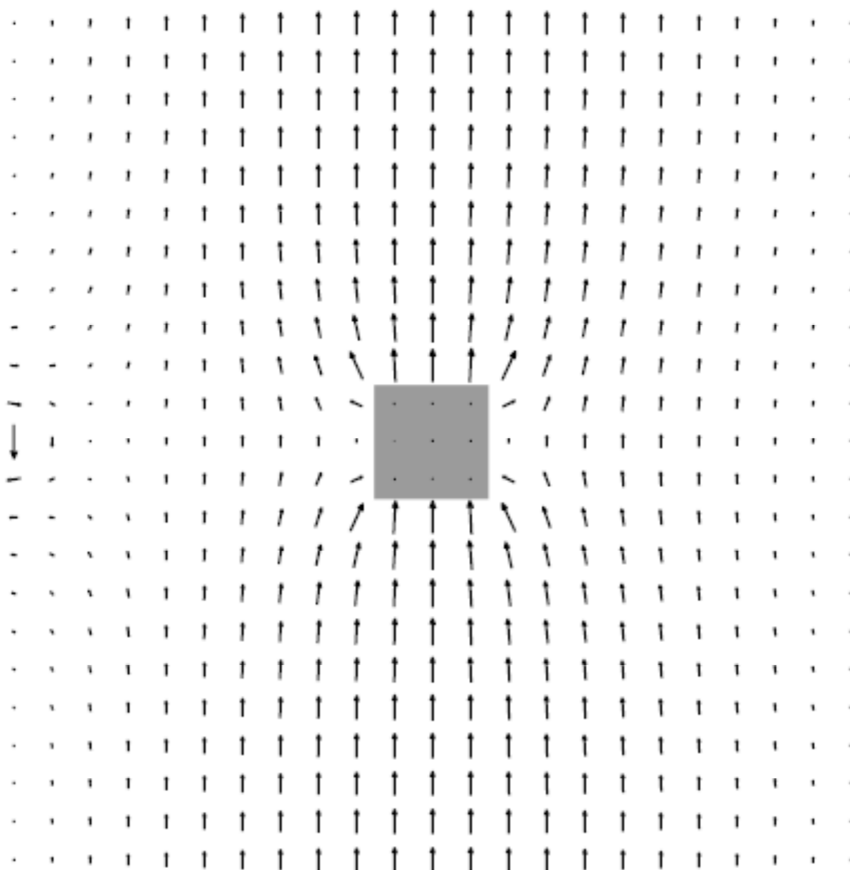
Οι *κατευθυντικές κεραίες* διαβιβάζουν ή λαμβάνουν την ακτινοβολία αποτελεσματικότερα σε μερικές κατευθύνσεις από άλλες. Ένας δείκτης λέιζερ είναι ένα παράδειγμα μιας κατευθυντικής πηγής. Οι *ισοτροπικές κεραίες* διαβιβάζουν ή λαμβάνουν την ακτινοβολία εξίσου σε όλες τις κατευθύνσεις. Ένας λαμπτήρας είναι κοντά σε μια ισοτροπική πηγή. Μόνο οι ιδανικές κεραίες (π.χ., μια πηγή σημείου), όχι φυσικά εφικτές κεραίες, είναι αληθινά ισοτροπικές. Τα *πρότυπα ακτινοβολίας* χρησιμοποιούνται για να περιγράψουν τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας ή της λήψης κεραιών. Τα πρότυπα ακτινοβολίας μπορούν να είναι είτε πρότυπα πεδίων είτε πρότυπα δύναμης. Τα πρότυπα πεδίων εμφανίζουν είτε το πεδίο  $\mathbf{E}$  είτε πεδίο  $\mathbf{H}$  ως λειτουργία της θέσης, και τα πρότυπα δύναμης εμφανίζουν τη δύναμη ως λειτουργία της θέσης. Τα πεδία κοντά στην κεραία καλούνται *κοντινά πεδία*, και τα πεδία μακρύτερα από την κεραία καλούνται *μακρινά πεδία*. Η απόσταση από το κέντρο της κεραίας όπου τα μακρινά πεδία αρχίζουν δίνεται από

$$R = 2D^2/\lambda \quad (3.14)$$

όπου  $D$  είναι η μεγαλύτερη διάσταση της κεραίας και  $\lambda$  είναι το μήκος κύματος. Τα κοντινά πεδία μεταβάλλονται γρηγορότερα με το διάστημα από τα μακρινά πεδία. Το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  δεν είναι απαραίτητως κάθετα στα κοντινά πεδία, και τα κοντινά πεδία δεν είναι τόσο μεγάλο

μέρους όπως της διάδοσης των κυμάτων. Στα μακρινά πεδία, το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  είναι κάθετα, και τα πεδία έχουν τα χαρακτηριστικά της διάδοσης των κυμάτων.

Το σχήμα 3.51 εμφανίζει απομακρυσμένο πρότυπο πεδίου  $\mathbf{E}$  για ένα λεπτό δίπολο μισού-μήκους κύματος. Το διάγραμμα καλείται πολικό διάγραμμα. Σε ένα πολικό διάγραμμα, κάθε σημείο στο επίπεδο βρίσκεται από δύο συντεταγμένες, η εξωτερική απόσταση από την προέλευση (κέντρο), και η γωνία από μια κάθετη γραμμή. Στο πρότυπο ακτινοβολίας, η γωνία κάθε σημείου στην καμπύλη είναι η γωνία στην οποία το μέγεθος του πεδίου  $\mathbf{E}$  υπολογίζεται, και η εξωτερική απόσταση από την προέλευση αντιπροσωπεύει το σχετικό μέγεθος του πεδίου  $\mathbf{E}$  σε εκείνη την δεδομένη γωνία. Τα μεγέθη του πεδίου  $\mathbf{E}$  υπολογίζονται σε μια δεδομένη μακρινή απόσταση από την κεραία, αλλά εκείνη η απόσταση δεν παρουσιάζεται στο διάγραμμα δεδομένου ότι στα μακρινά πεδία, η γωνιακή εξάρτηση του  $\mathbf{E}$  δεν εξαρτάται από την απόσταση μακριά από την κεραία.

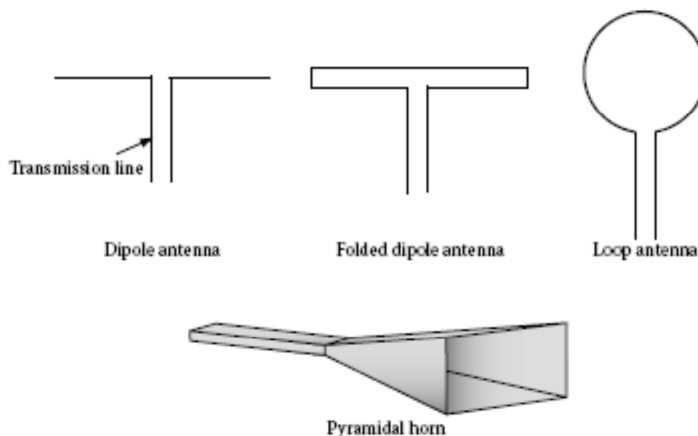


ΣΧΗΜΑ 3.49

Πεδία  $\mathbf{E}$  στην κοιλότητα του σχήματος 3.48 στη συντονισμή συχνότητα 644.937 MHz.

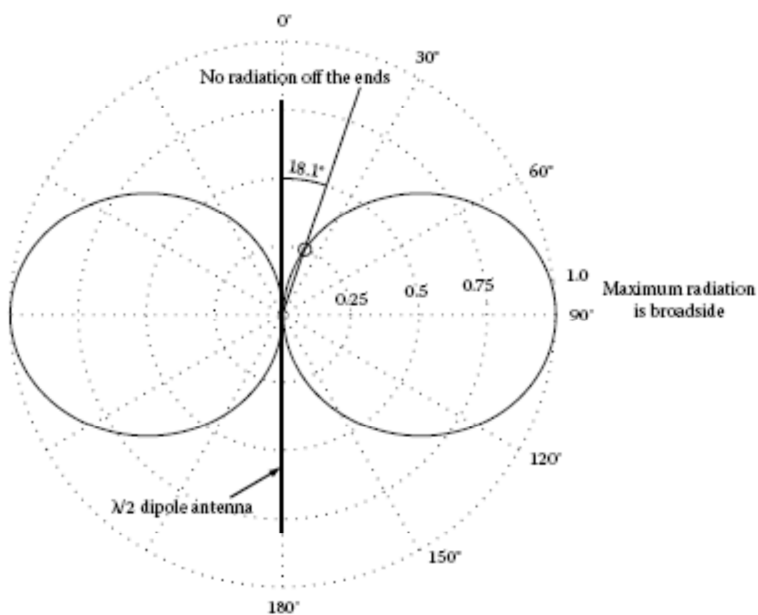
Σε οποιοδήποτε επίπεδο που περιέχει την κεραία του σχήματος 3.51, το πρότυπο ακτινοβολίας είναι το ίδιο. Κατά συνέπεια, κοιτάζοντας προς το τέλος της κεραίας, το πρότυπο

ακτινοβολίας θα ήταν ένας κύκλος που κεντροθετείται για την κεραία. Σε μια τρισδιάστατη αντιπροσώπευση, το πρότυπο ακτινοβολίας θα εμφανιζόταν ως σπειροειδές γύρω από την κεραία. Καμία δύναμη δεν βγαίνει έξω από το τέλος μιας συρμάτινης κεραίας. Όπως εμφανίζεται από το σχήμα 3.51, η μέγιστη ακτινοβολία εμφανίζει κεραιοσυστοιχία σε μια κεραία διπόλων, δηλαδή 90° στην κεραία. Επιπλέον, η κεραία δεν ακτινοβολεί από τις άκρες, όπως υποδεικνύεται από τα μηδενικά στο πρότυπο σε 0° και 180°. Αυτό είναι ένα γενικό χαρακτηριστικό των συρμάτινων κεραίων; δεν ακτινοβολούν από τις άκρες τους.



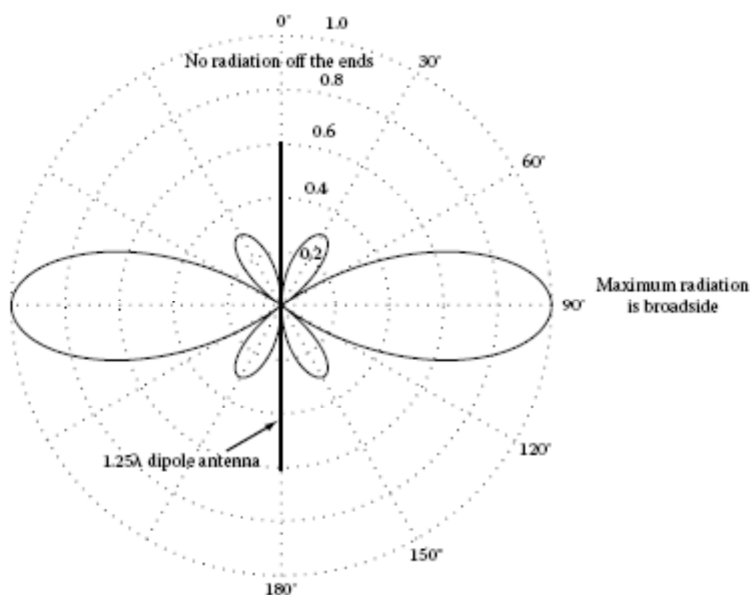
ΣΧΗΜΑ 3.50

Παραδείγματα των κεραίων. Οι τρεις κορυφές καλούνται συρμάτινες κεραίες, και η πυραμιδική χοάνη είναι ένα παράδειγμα μιας κεραίας ανοιγμάτος.



ΣΧΗΜΑ 3.51

Πρότυπο ακτινοβολίας πεδίου Ε μιας κεραίας διπόλων μισού-μήκους κύματος.



ΣΧΗΜΑ 3.52

Πρότυπο ακτινοβολίας πεδίου **E** μιας κεραίας διπόλων 1,25-μήκους κύματος.

Σαν ένα άλλο παράδειγμα αυτού του χαρακτηριστικού, το σχήμα 3.52 εμφανίζει πρότυπο ακτινοβολίας για μια κεραία διπόλων που είναι 1,25 μήκη κύματος μακρύτερα. Πάλι, το πρότυπο δείχνει ότι καμία ακτινοβολία δεν εμφανίζεται από το τέλος. Το πρότυπο εμφανίζει επίσης πρόσθετη επίδραση που δεν φαίνεται στο [σχήμα 3.51](#), η παρουσία *σημαντικών λοβών* και *ελάσσωνων λοβών*, ή *πλευρικών λοβών*. Σε μερικές εφαρμογές, η ακτινοβολία σε μια κατεύθυνση είναι μόνο επιθυμητή. Παραδείγματος χάριν, στη μετάδοση από μια σταθερή ραδιο συσκευή αποστολής σημάτων σε έναν σταθερό ραδιο δέκτη, η ακτινοβολία σε άλλες κατευθύνσεις σπαταλιέται ουσιαστικά. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η κεραία πρέπει να είναι πολύ κατευθυντική, μην έχοντας έναν μεγάλο, στενό λοβό και κανέναν πλευρικό λοβό. Αυτή η ιδανική κατάσταση δεν είναι συνήθως εφικτή, αλλά μερικές κεραίες έρχονται κοντά σε αυτήν.

Οι κεραίες διπόλων χρησιμοποιούνται μόνο σπάνια στις ιατρικές εφαρμογές, επειδή απαιτούν δύο όπλα του ίσου μήκους. Συνηθέστερα, ένας βραχίονας μιας γραμμικής κεραίας (ένα καλώδιο) θα τοποθετηθεί επάνω από ένα γειωμένο επίπεδο διεύθυνσης, που δημιουργεί μια μονοπωλιακή κεραία. Το γειωμένο επίπεδο δημιουργεί μια εικονική αντανάκλαση κάτω από το επίπεδο, που κάνει το μονόπολο να εμφανιστεί ηλεκτρικά όπως μια κεραία διπόλων, όπως φαίνεται στο [σχήμα 3.53](#). Η μορφή του κορυφαίου μισού του προτύπου ακτινοβολίας για ένα μονόπολο είναι ίδια με ένα δίπολο, αλλά δεδομένου ότι ένα δίπολο στέλνει τη δύναμη και στα ημιδιαστήματα κορυφών και κατώτατων σημείων, ενώ το μονόπολο το στέλνει μόνο στο



κορυφαίο ημιδιάστημα, εάν και οι δύο κεραίες τροφοδοτήθηκαν με την ίδια δύναμη, η κεραία διπόλων θα ακτινοβολούσε το μισό σε οποιαδήποτε δεδομένη κατεύθυνση. Επίσης, η ηλεκτρική σύνθετη αντίσταση σημείου τροφοδοσίας είναι το μισό τόσο για μια μονοπολική ως διπολική κεραία. Οι μονοπολικές κεραίες χρησιμοποιούνται για να παραδώσουν την εντοπισμένη δύναμη, και επομένως για να θερμάνουν πολύ τις περιοχές του σώματος για τις εφαρμογές όπως της καρδιακής εκτομής και της υπερθερμίας για τη θεραπεία καρκίνου. Χρησιμοποιούνται επίσης για τη μέτρηση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των υλικών. Όπως φαίνεται στα πρότυπα των σχημάτων 3.51 και 3.52, το δίπολο και οι μονοπολικές κεραίες θεωρούνται μεταξύ κατευθυντικές και ισοτροπικές.

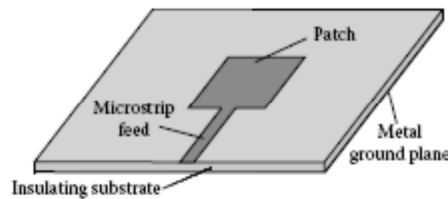


ΣΧΗΜΑ 3.53

Μονοπολική κεραία σε ένα κυψελοειδές τηλέφωνο. Η κεραία τροφοδοτείται στη βάση όπως εμφανίζεται από τον κύκλο. Το μέρος της κεραίας επάνω από τη βάση είναι ο πραγματικός βραχίονας ακτινοβολίας του μονόπολου. Η τηλεφωνική περίπτωση είναι στο εσωτερικό και δρα σαν ένα επίπεδο γείωσης (αν και πολύ ατελές). Μια εικονική εικόνα της κεραίας δημιουργείται όπως εμφανίζεται. Η επίδραση είναι ότι η μονοπολική κεραία επάνω από το γειωμένο επίπεδο ενεργεί παρόμοια με μια κεραία διπόλων.

Οι μικροταινιακές διορθωτικές κεραίες που παρουσιάζονται στο σχήμα 3.54 είναι κοντά στο να είναι ισοτροπικές κεραίες στην περιοχή πάνω από τη διόρθωση. Αυτές οι κεραίες γίνονται από δύο πλάκες του μετάλλου (κορυφαία μια από τις διάφορες μορφές) με ένα χαμηλής απώλειας διηλεκτρικό υλικό που στριμώχνεται μεταξύ τους. Ένα ομοαξονικό καλώδιο επεκτείνεται μέσω μιας τρύπας στην κατώτατη μεταλλική πλάκα (το γειωμένο επίπεδο). Ο κεντρικός αγωγός του ομοαξονικού είναι συνδεδεμένος με την κορυφαία διόρθωση (χαρακτηριστικά κοντά σε ένα άκρο), και η γειωμένη θωράκιση του ομοαξονικού συνδέεται με την κάτω πλάκα. Η προσοχή λαμβάνεται για να αποτρέψει σχετικά τον εσωτερικό αγωγό του ομοαξονικού στην κάτω πλάκα. Εναλλακτικά, το ομοαξονικό τροφοδοτεί μια μικροταινιακή γραμμή όπως φαίνεται στο σχήμα 3.54. Η θέση αυτού του συστήματος τροφοδότησης είναι πολύ κρίσιμη για το ταίριασμα σύνθετης αντίστασης της κεραίας στην πηγή. Ανεξάρτητα από το πόσο περίεργη είναι η μορφή της κεραίας διόρθωσης, το πρότυπο ακτινοβολίας μένει πολύ παρόμοιο,

αν και η σύνθετη αντίσταση εισόδου μπορεί να αλλάξει σημαντικά από ένα σχέδιο σε άλλο. Η διόρθωση και η άλλη πλάκα των κεραιών ακτινοβολούν επάνω από τη διόρθωση αλλά δεν ακτινοβολούν κάτω από τη διόρθωση όπου το γειωμένο επίπεδο βρίσκεται, αλλά δύο κεραιές διόρθωσης πλάτη με πλάτη μπορούν να παρέχουν την κοντινή-ισοτροπική κάλυψη. Οι εφαρμογές προκύπτουν στη βιοϊατρική τηλεμετρία, η οποία συνεπάγεται με την επικοινωνία μεταξύ μιας εμφυτεύσιμης ή σώμα-φορεμένης ιατρικής συσκευής και μιας εξωτερικής λαμβάνουσας κεραίας.



ΣΧΗΜΑ 3.54

Μικροταινιακή κεραία διόρθωσης. Ένα μονωμένο υπόστρωμα (χαρακτηριστικά μερικά χιλιοστόμετρα παχύ) έχει ένα γειωμένο επίπεδο μετάλλων κάτω και μια τυπωμένη διόρθωση (μετάλλων) πάνω. Η τροφοδοσία είναι μια μικροταινιακή γραμμή, που κεντροθετείται χαρακτηριστικά σε μια πλευρά της διόρθωσης. Πολλές διαφορετικές μορφές της διόρθωσης είναι διαθέσιμες σήμερα, καθώς επίσης και πολλές διαφορετικές μέθοδοι αυτών των διορθωτικών κεραιών.

Οι κατευθυντικές κεραιές χρησιμοποιούνται για να στρέψουν την ενέργεια για υπερθερμία για τη θεραπεία καρκίνου και για τις ανιχνεύσεις MRI των εντοπισμένων περιοχών του σώματος. Γενικά, μια κεραία πρέπει να είναι μεγάλη προκειμένου να εστιάσει την ενέργεια, ή διάφορες κεραιές πρέπει να χρησιμοποιηθούν σε μια σειρά. Για μια σειρά, διάφορες κεραιές τροφοδοτούνται αμέσως, και τα κύματα είναι ελαφρώς από τη φάση λόγω της διαφοράς των θέσεων τους και (μερικές φορές) τις φάσεων με τις οποίες τροφοδοτούνται. Το κύμα από κάθε κεραία στη σειρά προστείνεται (σε ένα διανυσματικό τρόπο) σε όλα τα άλλα. Η εποικοδομητική και καταστρεπτική παρέμβαση αυτών των συνδυασμένων κυμάτων παράγει τις κορυφές (θέσεις) και μηδενίζει (μηδενικές θέσεις) τα κύματα, ακριβώς όπως κάνει για τα απεικονισμένα κύματα μπροστά από ένα ημιδιάστημα μετάλλων. Οι κατευθυντικές σειρές χρησιμοποιούνται συχνά για την ολόσωμη υπερθερμία θέρμανσης και για τις ιατρικές εφαρμογές απεικόνισης.

Στην έρευνα δοσιμετρίας του βιοηλεκτρομαγνητισμού, και οι κατευθυντικές και οι ιστροπικές κεραιές χρησιμοποιούνται. Σε ορισμένες, μια κατευθυντική κεραία χρησιμοποιείται για να εκθέσει ένα ζώο ή ένα δείγμα. Σε άλλες εφαρμογές, οι κεραιές με τη λιγότερη κατευθυντικότητα χρησιμοποιούνται για να εκθέσουν πολλά ζώα. Μια βασική κατανόηση των

χαρακτηριστικών των κεραιών είναι σημαντική στο σχεδιασμό και την ερμηνεία των πειραμάτων στα οποία οι κεραίες χρησιμοποιούνται για να εκθέσουν τα βιολογικά δείγματα, ειδικά στην εξασφάλιση ικανοποιητικής δοσιμετρίας.

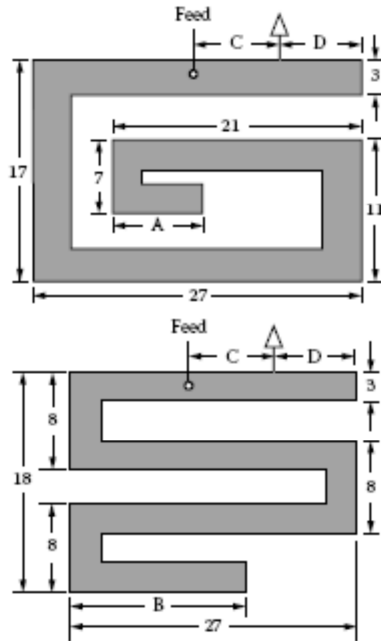
## ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΟΣ

Το σημερινό πρότυπο για την επικοινωνία με τις εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές (εμφυτεύσιμοι καρδιακοί βηματοδότες και απινιδωτές, βαθιά διεγερτικού εγκεφάλου για τη θεραπεία της ασθένειας Parkinson, και εμφυτεύσιμες αντλίες θεραπείας ορμονών, παραδείγματος χάριν) χρησιμοποιούν την επαγωγική τηλεμετρία, όπως περιγράφεται στην παράγραφο 1.5. Αυτή η μέθοδος απαιτεί ότι το εξωτερικό λαμβάνον πηνίο είναι μέσα σε μερικές ίντσες από το σώμα, και μόνο ένα περιορισμένο ποσοστό στοιχείων μπορεί να μεταφερθεί. Οι χαρακτηριστικές συχνότητες της λειτουργίας για την επαγωγική τηλεμετρία είναι κάτω από 10 MHz.

Πρόσφατα, μια ιατρική ζώνη υπηρεσιών επικοινωνίας μοσχευμάτων (MICS) δημιουργήθηκε από 402 έως 405 MHz για την επικοινωνία με τις μακροπρόθεσμες βιοσυμβατές συσκευές. Τα όρια στο εύρος ζώνης και τη δύναμή του και το γεγονός ότι τα MICS μοιράζονται την κατανομή συχνότητας με τη μετεωρολογική υπηρεσία ενισχύσεων (METAIDS), η οποία χρησιμοποιείται πρώτιστα από τα καιρικά μπαλόνια, που περιορίζουν αυτήν την ζώνη στην εσωτερική χρήση. Αυτή η ζώνη επιλέχθηκε επειδή είναι αρκετά χαμηλή στη συχνότητα όταν ένα λογικό ποσό δύναμης μπορεί να μεταφερθεί στο σώμα (δείτε το [σχήμα 1.40](#)), όμως αρκετά υψηλή ότι το μήκος κύματος είναι αρκετά μικρό όταν οι αποδοτικές εμφυτεύσιμες κεραίες μπορούν να χτιστούν για αυτήν την εφαρμογή. Για παράδειγμα, το μήκος κύματος στον ιστό με τα δύο τρίτα ιδιοτήτων αυτού του μυός (μια κοινή προσέγγιση για το μέσο σώμα) σε 433 MHz είναι 10,1 cm, και 16,8% του πεδίου θα παραμείνει αφότου έχει ταξιδέψει το κύμα 10 cm. μέσω του σώματος. (Δείτε το παράδειγμα στο τέλος της [παραγράφου 1.14.](#)) τα συστήματα επικοινωνιών για αυτό το φάσμα συχνότητας είναι ακόμα στα αρχικά στάδια ανάπτυξης εντούτοις, η ικανοποιητική επιτυχία έχει επιτευχθεί όταν εμφανίζεται ότι πιθανώς αυτά τα συστήματα θα γίνουν τα πρότυπα βιομηχανίας για την επικοινωνία με τις εμφυτεύσιμες συσκευές στο μέλλον, κατά συνέπεια “εφαρμόζοντας” ο ασθενής από το δέκτη και το άνοιγμα επάνω πολλών νέων εφαρμογών στην τηλεϊατρική και τον υπομονετικό έλεγχο. Η παροχή ρεύματος (για την επαναφόρτιση των μπαταριών) θα απαιτήσει ακόμα τις επαγωγικές συνδέσεις.

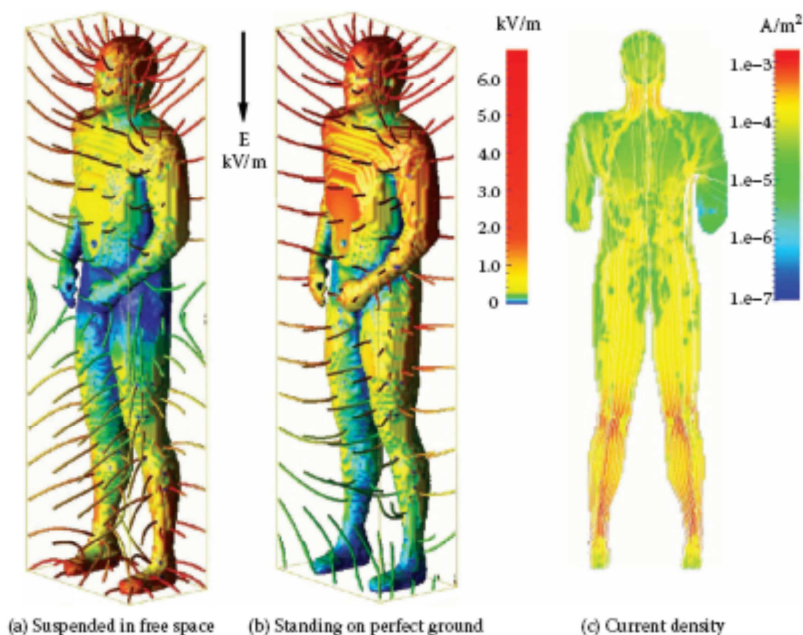
Ο σχεδιασμός μιας εμφυτεύσιμης κεραίας για τη χρήση στο σώμα έχει μερικές μοναδικές προκλήσεις. Κατ' αρχάς, η κεραία πρέπει να είναι αρκετά μικρή για να ταιριάζει στο σώμα. Με ένα μήκος κύματος 10,1 cm., μια χαρακτηριστική κεραία διπόλων θα έπρεπε να είναι μισή από αυτό το μήκος κύματος, ή 5,05 cm.. Αυτό είναι συνήθως πάρα πολύ μακρύ για να τοποθετηθεί στο σώμα, αν και μερικές ομάδες έχουν πειραματιστεί με τη χρησιμοποίηση των διάφορων μεταλλικών μολύβδων που ενσωματώθηκαν ήδη στην ιατρική συσκευή (ιδιαίτερα για τους καρδιακούς βηματοδότες) για να ενεργήσουν ως κεραία. Μια άλλη εναλλακτική λύση είναι να χρησιμοποιηθούν οι μικροταινιακές κεραίες όπως εκείνοι που συζητούνται στην παράγραφο 3.7. Η μικροταινιακή κεραία χρησιμοποιεί ένα τέχνασμα για να μειώσει τις απαραίτητες διαστάσεις της. Το διηλεκτρικό υλικό του μονωμένου υποστρώματος θα μειώσει το προφανές μήκος κύματος στην κεραία, και θα μειώσει έτσι το μέγεθος της κεραίας που απαιτείται. Η κατά προσέγγιση μείωση μεγέθους είναι ανάλογη προς  $\sqrt{\epsilon_r}$  του υλικού υποστρώματος. Οι χαρακτηριστικές τιμές  $\epsilon_r = 4 - 10$  είναι διαθέσιμες, αν και τα υλικά μέχρι 100 είναι διαθέσιμα για άλλες (μη βιοσυμβατές) εφαρμογές. Αυτή η μείωση του μεγέθους φέρνει τη μικροταινία στη σειρά των αποδεκτών σχεδίων κεραίας (αλλά όχι χωρίς ένα κόστος: αυτές οι κεραίες είναι σχετικά ανεπαρκείς). (συνέχεια στην επόμενη σελίδα)

Σπιδάλ,ελικοειδή και οι κυματιστά-όπως μικροταινιακές κεραίες έχουν αναπτυχθεί για αυτήν την εφαρμογή. Τα σπειροειδή και ελικοειδή σχέδια (σχήμα 3.55 και σχήμα 3.56) όπως ένας σταυρός μεταξύ των μονοπωλικών κεραιών (σημειώστε την γειωμένη απίδα που δημιουργεί το εικονικό επίπεδο εικόνας) και των επαγωγικών πηνίων. Η κεραία κύματος (το σχήμα 3.57) είναι εξ ολοκλήρου διαφορετική. Αυτή η κεραία σχεδιάζεται με έναν γενετικό αλγόριθμο που παίρνει μια σειρά τυχαίων σχεδίων και τα συνδυάζει στους τρόπους που μοιάζουν με τη φυσική επιλογή για να φθάσει σε ένα καλύτερο δυνατό σχέδιο.



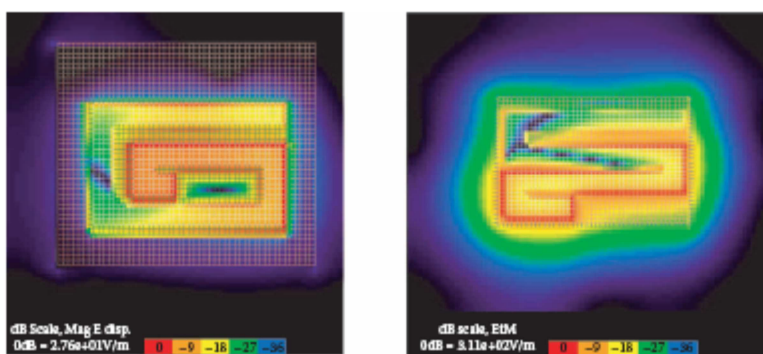
ΣΧΗΜΑ 3.55

Η (κορυφή) μικροταινιακής σπείρας και (κατώτατο σημείο) κεραιών (μονάδες σε mm.). (Από Soontornpipit, το Σελ., et το AI, ieeε δια. MTT, 52, 1944-51, IEEE 2004, B© 2004. Με τη δικαιοδοσία.)



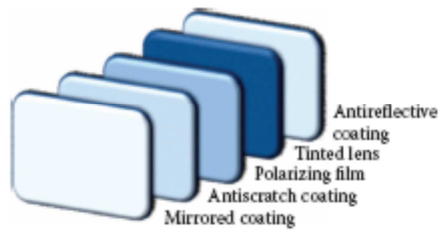
ΧΡΩΜΑΤΙΚΟ ΣΧΗΜΑ 2.39

Τα διανύσματα ηλεκτρικών πεδίων που κόβουν ένα ανθρώπινο σώμα που στέκεται σε ένα ομοιόμορφο 1 kV/m κάθετο ηλεκτρικό πεδίο σε 60 Hz για την περίπτωση (a) μονωμένα πόδια και (b) γειωμένα πόδια. Η πυκνότητα ρεύματος σε ένα κάθετο διαγώνιο τμήμα του σώματος εμφανίζεται στο (c). (Από Stuchly, το Μ., και Dawson, Τ., Proc. IEEE, 88, 643 - 64, 2000 IEEE B© 2000. Με τη δικαιοδοσία.)



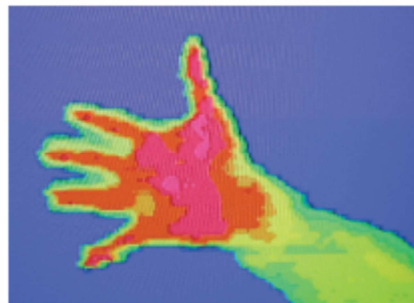
ΧΡΩΜΑΤΙΚΟ ΣΧΗΜΑ 3.56

Κατανομές του μεγέθους του E στις σπειροειδείς και ελικοειδείς κεραίες που σχεδιάζονται για την επικοινωνία με τους καρδιακούς βηματοδότες. (Από Soontornpirit, το Σελ., et το ΑΙ, ieeε δια. Διάδοση κεραιών, 53, 1939 - 45, ieeε 2005, B© 2005. Με τη δικαιοδοσία



ΧΡΩΜΑΤΙΚΟ ΣΧΗΜΑ 4.10

Στρώματα που βρίσκονται συνήθως στους φακούς γυαλιών ηλίου.



ΧΡΩΜΑΤΙΚΟ ΣΧΗΜΑ 4.26

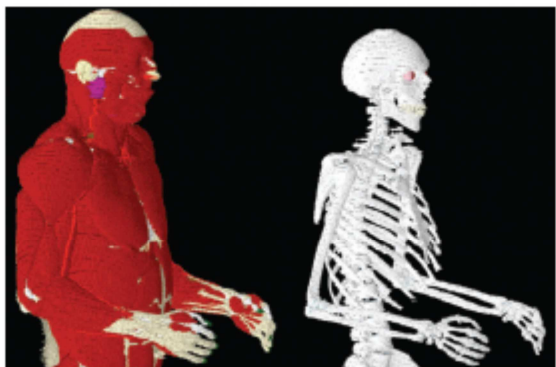
Υπέρυθρη εικόνα ενός χεριού που λαμβάνεται με μια θερμογραφική φωτογραφική μηχανή. (Από Μ. Iskander. Με τη δικαιοδοσία.)



ΧΡΩΜΑΤΙΚΟ ΣΧΗΜΑ 5.1

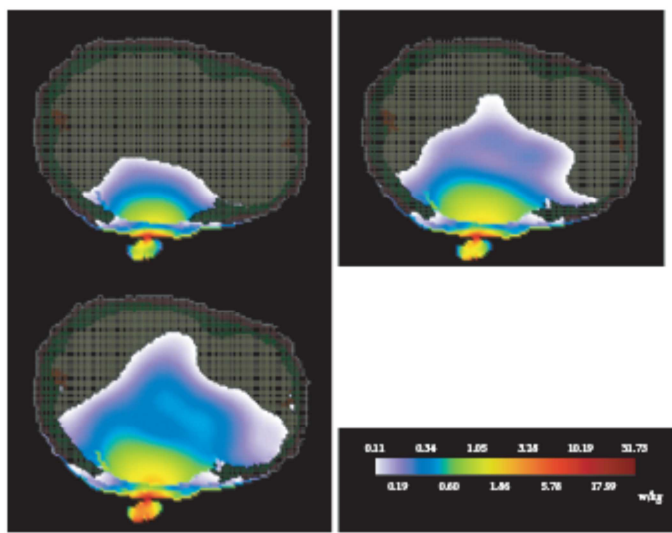
Μέτρηση των πεδίων σε ένα ανθρώπινο φάνταστικό κεφάλι-χέρι-κορμιού από ένα κυψελοειδές τηλέφωνο. Το κεφάλι και το κορμί γίνονται από ενισχυμένα εποξειδικά με το άλατι για να έχει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του κόκκαλου. Το κεφάλι γεμίζεται με το ημιστερεό φανταστικό υλικό που έχει τις ιδιότητες του εγκεφάλου. Το χέρι είναι ένα λαστιχένιο γάντι που γεμίζεται με το υλικό που αντιπροσωπεύει τα 2/3 του μυ. Οι τρεις συνιστώσες (x,y,z) του ηλεκτρικού πεδίου μετριοούνται με έναν έλεγχο ηλεκτρικού πεδίου παρόμοιο με αυτόν που περιγράφεται στην

παράγραφο 1.2. Το συγκεκριμένο ποσοστό απορρόφησης (SAR) που περιγράφεται στην παράγραφο 1.14 υπολογίζεται από αυτά τα πεδία.



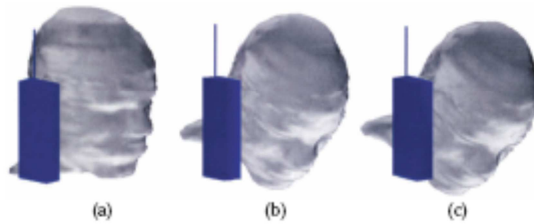
ΧΡΩΜΑΤΙΚΟ ΣΧΗΜΑ 5.4

Το ορατό άτομο από τα εθνικά ιδρύματα υγείας ανιχνεύθηκε αρχικά με τα χέρια στο πλάι του. Εδώ έχουν επανατοποθετηθεί υπολογιστικά, με την προσοχή που λαμβάνεται για να εξασφαλιστεί ότι τα κόκκαλα και οι άλλες δομές παραμένουν άθικτα. (Από Remcom, Α.Ε. που ανατυπώνεται με τη δικαιοδοσία.)



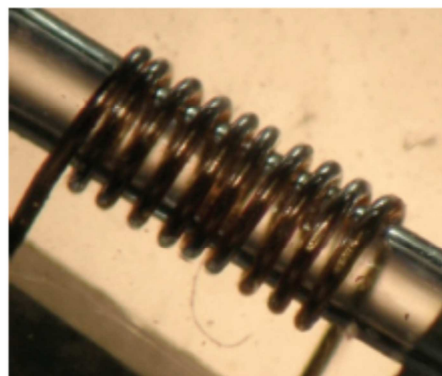
ΧΡΩΜΑΤΙΚΟ ΣΧΗΜΑ 5.10

Συγκεκριμένο ποσοστό απορρόφησης που υπολογίζεται για ένα κυψελοειδές τηλέφωνο 835-MHz. Αριστερή κορυφή, ενήλικου; Δεξιά κορυφή; 10-χρονών; κατώτατο σημείο δεξιά, 5-χρονών. (Από Gandhi, O. P Σελ., et al, iee Trans. MTT, 44, 1884 - 97, 1996, B© IEEE, 1996.)



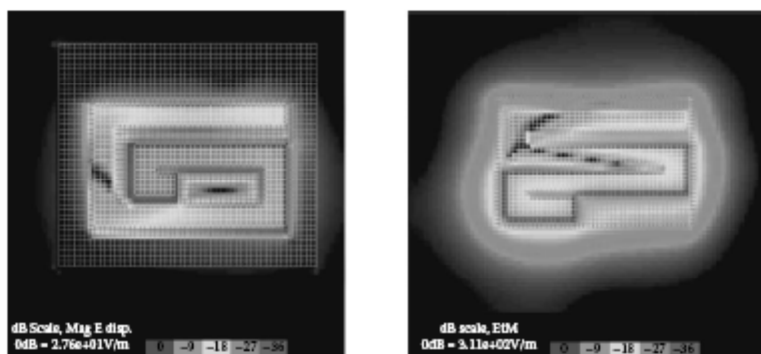
ΧΡΩΜΑΤΙΚΟ ΣΧΗΜΑ 5.11

Προσανατολισμός ενός κυβελοειδούς τηλεφώνου 835 MHz κοντά στο κεφάλι.



ΧΡΩΜΑΤΙΚΟ ΣΧΗΜΑ 6.11

Ένα NMR πηνίο χλιοστόμετρης-ανάλυσης που τυλίγεται γύρω από μια βελόνα. Η βελόνα και το πηνίο είναι έπειτα τοποθετημένα σε πλαστικό ή σε λάστιχο, και η βελόνα αφαιρείται. Αυτό δημιουργεί ένα πηνίο πληρότητας 100%. (Από J. Stephenson.)



ΣΧΗΜΑ 3.56

Παρακαλώ δείτε το ένθετο χρώματος ακολουθώντας την σελίδα 146. Το μεγέθους του **E** στις σπειροειδείς και ελικοειδείς κεραίες που σχεδιάζονται για την επικοινωνία με τους καρδιακούς βηματοδότες. (Από Soontornpripit, P, et al, iee trans. Διάδοση κεραιών, 53, 1939 - 45, iee 2005, B© 2005. Με τη δικαιοδοσία.)





ΣΧΗΜΑ 3.57

Κεραία κύματος που σχεδιάζεται με έναν γενετικό αλγόριθμο. (Από Soontornpipit, P, et al, iee Trans. Διάδοση κεραιών, 53, 1939 - 45, iee 2005, B© 2005. Με τη δικαιοδοσία.)

## ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΩΝ

Αρχικά υποτίθεται ότι η απεικόνιση μικροκυμάτων θα ήταν ιδιαίτερα προβληματική και δεν θα επετύγχανε ποτέ τα αποτελέσματα που βλέπουμε στην ακτίνα x ή την απεικόνιση MRI, λόγω των σχετικά μακριών μήκων κύματος στις συχνότητες που μπορούν να διαπεράσουν μέσω του σώματος. Αυτό ισχύει βεβαίως από το σημείο της όψης της προσπάθειας να στραφούν τα πεδία που χρησιμοποιούν μόνο το υλικό (όπως MRI), η χρήση των προηγμένων μεθόδων επεξεργασίας εικόνας έχει ενισχύσει σημαντικά την απεικόνιση μικροκυμάτων στο σημείο όπου λαμβάνει τη σημαντική προσοχή ως ελπιδοφόρο μέθοδο απεικόνισης.

Στις συχνότητες μικροκυμάτων, τα μήκη κύματος είναι πιά σύντομα απ'ό,τι για τη χαμηλής συχνότητας απεικόνιση όπως η απεικόνιση σύνθετης αντίστασης (τμήμα 2.5.1.3). Κατά συνέπεια, τα κύματα μπορούν περισσότερο να κατευθυνθούν μέσω του σώματος, που αποφεύγει τα προβλήματα των μετακινούμενων ρευμάτων θωρακικών τοιχωμάτων μακριά από το εσωτερικό που εμφανίζεται στην απεικόνιση σύνθετης αντίστασης. Οι εικόνες μικροκυμάτων έχουν ληφθεί με είτε την περιστροφή του αντικειμένου είτε την περιστροφή εφαρμόστη και δέκτη μικροκυμάτων, ή με τη χρησιμοποίηση μιας σειράς εφαρμοστών και δεκτών μικροκυμάτων όπου το πεδίο ανιχνεύεται ηλεκτρικά παρά περιστρέφεται.

Αν και η απεικόνιση μικροκυμάτων έχει μερικά πλεονεκτήματα πέρα από την απεικόνιση σύνθετης αντίστασης, άλλες δυσκολίες συναντιούνται στην προσπάθεια να γίνουν οι εικόνες μικροκυμάτων του ανθρώπινου σώματος. Όπως εξηγείται στην παράγραφο 6.2, ένα θεμελιώδες πρόβλημα σε χρησιμοποίηση των πεδίων EM για τις ιατρικές εφαρμογές στις συχνότητες μικροκυμάτων είναι ότι η ενέργεια μικροκυμάτων διαπερνά το σώμα μόνο ελαφρώς. Αυτή η έλλειψη διείσδυσης είναι ένα σημαντικό πρόβλημα στην απεικόνιση μικροκυμάτων. Καθώς ένα μικροκυματικό σήμα ταξιδεύει από εξωτερικό εφαρμοστή μικροκύματος μέσω του σώματος σε έναν δέκτη μικροκύματος στην άλλη πλευρά του σώματος, τόσο ιδιαίτερα μειώνεται όπου λίγες πληροφορίες μπορούν να ληφθούν για το εσωτερικό του σώματος. Για να πάρουν την καλή κατανομή στην εικόνα, οι υψηλότερες συχνότητες (πιά σύντομα μήκη κύματος) είναι καλύτερες επειδή η κατανομή συσχετίζεται με το μήκος κύματος, αλλά καθώς η συχνότητα αυξάνεται, τα πεδία EM μειώνονται όλο και περισσότερο από το σώμα.

Η απεικόνιση μικροκυμάτων έχει μια σημαντική ευκαιρία στην ανίχνευση των καρκινωδών όγκων και των καρδιακών ανωμαλιών επειδή οι ηλεκτρικές ιδιότητες του κανονικού και κακοήθους ιστού είναι σημαντικά διαφορετικές, (συνέχεια στην επόμενη σελίδα)

εκτιμώντας ότι οι πυκνότητές τους μπορούν να είναι σχετικά παρόμοιες (μειώνοντας έτσι την αποτελεσματικότητα της ακτίνας x ή MRI). Στην πραγματικότητα, υπάρχει κάποια ελπίδα ότι οι ηλεκτρικές ιδιότητες αλλάζουν στις προκαρκινικές περιοχές και μπορούν να είναι ανιχνεύσιμες πριν από τον όγκο που γίνεται καλά καθορισμένος. Η θέση του καρκίνου του μαστού εμφανίζει ιδιαίτερη υπόσχεση, επειδή η σχετικά χαμηλή απώλεια ιστού στήθων επιτρέπει στα ηλεκτρομαγνητικά πεδία να διαδώσουν τον όγκο και την πλάτη, και η εγγύτητα του όγκου στην εξωτερική επιφάνεια του σώματος σημαίνει ότι το σήμα δεν έχει περισσότερο από μερικά εκατοστόμετρα που διαδίδεται.

Δύο σημαντικές μέθοδοι απεικόνισης μικροκύματος είναι διαθέσιμες, και διακρίνονται από το πώς χαρτογραφούν την περιοχή ενδιαφέροντος. Η τομογραφία δημιουργεί μια πλήρη σύνθετη-από την εικόνα σύνθετης αντίστασης της περιοχής, και η ομοεστιακή απεικόνιση χαρτογραφεί μόνο σημαντικούς σκεδαστές. Οι διαφορές σύνθετης αντίστασης απαιτούνται για καθεμία μέθοδο για να διακρίνονται τα όργανα, οι ιστοί, και ούτω καθ'εξής. Οι διαφορετικοί ιστοί έχουν τις διαφορετικές σύνθετες αντιστάσεις, και οι όγκοι έχουν επίσης τις διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες από τον κανονικό ιστό, επιτρέποντας κατά συνέπεια την επιτυχή απεικόνιση μικροκύματος.

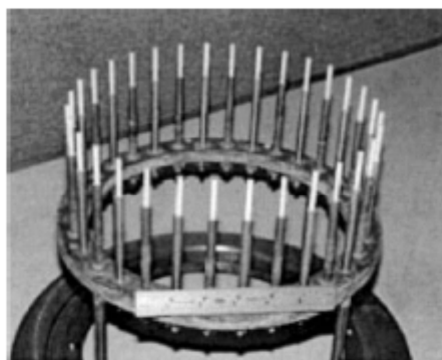
### **Τομογραφία για την ανίχνευση καρκίνου του μαστού**

Η τομογραφία μικροκύματος παρέχει μια σύνθετη-κοντινή εικόνα των ηλεκτρικών ιδιοτήτων στην περιοχή ενδιαφέροντος. Δεδομένου ότι αυτές οι ιδιότητες μεταβάλλονται από τον ιστό στον ιστό, αυτή η εικόνα επίσης γενικά αντιστοιχεί σε μια εικόνα των βιολογικών δομών μέσα στην περιοχή ενδιαφέροντος. Η τομογραφία μικροκύματος χρησιμοποιεί μια σειρά κεραιών που περιβάλλουν τις ενδιαφέρουσες περιοχές και να διαβιβαστεί και να παραληφθεί το σήμα μικροκύματος. Μια τέτοια σειρά εμφανίζεται στο [σχήμα 3.58](#). Μια από τις κεραιές στη σειρά χρησιμοποιείται για να διαβιβάσει ένα σήμα, κανονικά ένα κύμα ημιτόνου, ένα σύνολο κυμάτων ημιτόνου, ή ένα ευρυζωνικό σήμα (δείτε την [παράγραφο 1.8](#)), και όλες οι άλλες κεραιές χρησιμοποιούνται για να λάβουν τα απεικονισμένα και διαβιβασθέντα σήματα. Κατόπιν μια άλλη κεραία διαβιβάζει, και όλες οι άλλες λαμβάνουν. Και τα λοιπά. Αριθμητική δοσιμετρία (δείτε το [κεφάλαιο 5](#)) χρησιμοποιείται για να προβλέψει τα στοιχεία που παραλαμβάνονται από τις διάφορες φέτες μέσω του μοντέλου. Αυτά τα μιμούμενα στοιχεία συγκρίνονται έπειτα με τα μετρημένα στοιχεία, και το μιμούμενο μοντέλο ρυθμίζεται έως ότου δίνει μια καλή αντιστοιχία με τα μετρημένα στοιχεία. Διάφορες ερευνητικές ομάδες είχαν καλή επιτυχία με την τομογραφική απεικόνιση μικροκύματος για τον καρκίνο του μαστού. Σε ένα σύστημα από τον Dartmouth, παραδείγματος χάριν, τα κύματα ημιτόνου από 300 έως 1.000 MHz (επεκτειμένα σε 3 GHz) διαβιβάζονται από μια κυκλική σειρά δέκα έξι διαβιβάζουν/λαμβάνουν τις μονοπωλακές κεραιές, που παρουσιάζονται στο [σχήμα 3.58](#), για να παραγάγουν τις δύο διαστάσεων αναδημιουργημένες εικόνες του στήθους. Οι ενός τετάρτου μονοπωλικές κεραιές, που χτίζονται με την επέκταση του εσωτερικού αγωγού του ημίσκληρου ομοαξονικού, χρησιμοποιούνται για αυτήν την εφαρμογή, όπως περιγράφεται στην [παράγραφο 3.7](#). Τα γεμάτα με νερό ανοίγματα κυματοδηγού έχουν χρησιμοποιηθεί επίσης για την τομογραφία, αλλά είναι δυσκολότερο να κατασκευαστούν.

### **Ομοεστιακή απεικόνιση για την ανίχνευση καρκίνου του μαστού**

Μια άλλη τεχνική απεικόνισης μικροκυμάτων που έχει εμφανίσει άριστη υπόσχεση για την ανίχνευση καρκίνου του μαστού είναι η ομοεστιακή απεικόνιση μικροκύματος. Με βάση τη θεωρία πίσω από το ραντάρ (GPR), η ομοεστιακή απεικόνιση επιδιώκει τις περιοχές της μεγάλης διασποράς παρά έναν χάρτη των ηλεκτρικών ιδιοτήτων από την τομογραφία. Αυτή η μέθοδος μπορεί να εφαρμοστεί με δύο τρόπους. Κάποιος ανιχνεύει φυσικά (κινούμενος) μια ενιαία κεραία πέρα από την επιφάνεια του στήθους, που καταγράφει τα σήματα σε ένα πρότυπο πλέγματος. (συνέχεια στην επόμενη σελίδα)

Η άλλη (ευκολότερη) μέθοδος είναι να χρησιμοποιηθεί ένα πλέγμα πολλών κεραιών που τοποθετούνται επάνω από το στήθος. Κάθε κεραία στη σειρά διαβιβάζει στη συνέχεια, και τα σήματα παραλαμβάνονται από όλες τις άλλες κεραιές στη σειρά. Αυτές οι κεραιές είναι γενικά πολύ μικρές ευρυζωνικές κεραιές. Για την επίπεδη απεικόνιση, ο ασθενής βρίσκεται με το πρόσωπο επάνω, και η σειρά των κεραιών τοποθετείται σε ένα επίπεδο επάνω από το στήθος. Για την κυλινδρική απεικόνιση, ο ασθενής βρίσκεται με το πρόσωπο κάτω, με το στήθος εκτεινόμενο σε μια κυλινδρική σειρά μέσω μιας τρύπας στον πίνακα. Το ταίριασμα του ρευστού που περιβάλλει το στήθος χρησιμοποιείται για να μειώσει τη διασπορά από την επιφάνεια του σώματος. Ένας σφυγμός εξαιρετικά ευρείας ζώνης διαβιβάζεται από μια κεραία και παραλαμβάνεται από το υπόλοιπο. Κάθε κεραία ενεργεί ως συσκευή αποστολής σημάτων, στη συνέχεια, και όλοι οι άλλοι λαμβάνουν το διεσπαρμένο σφυγμό που απεικονίζεται από τις ασυνέχειες σύνθετης αντίστασης (όπως οι όγκοι, αλλά και οι εξοπλισμοί και οι φλέβες, και η διαπροσωπεία δέρματος-λίπους). Τα λαμβανόμενα σήματα είναι έπειτα ο χρόνος που καθυστερεί ανάλογα με τις αποστάσεις μεταξύ της διαβιβάζοντας κεραίας και οι διάφορες λαμβάνουσες κεραιές. Όλοι οι λαμβανόμενοι σφυγμοί που αντιστοιχούν σε μια συγκεκριμένη θέση στο χώρο προστίθενται έπειτα επάνω. Ο θόρυβος μειώνεται, και τα σήματα από τον διασκορπιστή προσθέτονται επάνω, δίνοντας κατά συνέπεια την καλή διαφάνεια για τους μικρούς όγκους. Οι περισσότερες κεραιές και όσο υψηλότερο είναι το εύρος ζώνης τους, τόσο καλύτερη η ανάλυση εικόνας μπορεί να είναι. Επομένως, οι κεραιές πρέπει να είναι μικρές και εργατικές πέρα από μια ζώνη συχνότητας εξαιρετικά ευρείας. Η κατανομή απεικόνισης λιγότερο από 1 cm. απαιτεί ένα εύρος ζώνης τουλάχιστον 5 GHz. Τα υψηλής συχνότητας σήματα επάνω από 10 GHz δεν διαδίδονται στο σώμα, και είναι κατά συνέπεια φυσικά περιοριστικά στην ανάλυση εικόνας. Ο σχεδιασμός των κεραιών για τις ευρυζωνικές εφαρμογές όπως η ομοεστιακή απεικόνιση είναι ένας συναρπαστικός τομέας της τρέχουσας έρευνας. Γενικά, οι πιο μεταβαλλόμενοι διάδρομοι για το ρεύμα που μπορούν να υποστηριχθούν σε μια δεδομένη μορφή κεραιών, είναι η ευρύτερη ζώνη. Οι δεσμοί τόξων-διαμορφωμένων κεραιών, V's, τα διασχισμένα δίπολα, και οι ραβδώσεις κεραιών χοάνης έχουν προταθεί.



ΣΧΗΜΑ 3.58

Δισδιάστατη μονοπολική σειρά που χρησιμοποιείται για την τομογραφική απεικόνιση του στήθους. (Από Meaney, P. M., et al, ieeε Trans. MTT, 48, 1841 - 53, 2000 IEEE B© 2000. Με τη δικαιοδοσία.)

## 3.8 Διάθλαση

Το απλό επίπεδο κύμα που εισάγεται νωρίτερα θα διαδωθεί κατά μήκος ενός ευθύ καθέτου διαδρόμου στην κυματομορφή του καθώς ταξιδεύει μέσω ενός ομοιόμορφου μέσου (όπως το κενό ή ομοιόμορφα ένας διηλεκτρικός) έως ότου χτυπήσει μια απεικονισμένη επιφάνεια ή κάμπτεται σε μια διεπαφή διάθλασης. Αυτό το ευθύ ταξίδι ισχύει αυστηρά, εντούτοις, μόνο για ένα επίπεδο κύμα, το οποίο, σύμφωνα με τον ορισμό (δείτε την [παράγραφο της 3.2.2](#)), έχει μια απείρως ευρεία κυματομορφή. Εάν ο βαθμός κυματομορφής είναι παράδειγμα περιορισμού, με τη διάβαση του επίπεδου κύματος μέσω μιας μικρής σχισμής ή της τρύπας σε μια απορροφημένη εικόνα το κύμα θα αρχίσει εξωτερικά αόφτου περάσει μέσω του ανοίγματος και δεν θα είναι πλέον ένα επίπεδο κύμα. Αυτή η παρέκκλιση από το ευθύ ταξίδι (εκτός από αυτό που προκαλείται από την αντανάκλαση ή τη διάθλαση) καλείται διάθλαση.

### 3.8.1 Διάθλαση από τα Ανοίγματα

Η έκταση της διάδοσης μετά περνώντας μέσω ενός ανοίγματος είναι αντιστρόφως ανάλογη προς το μέγεθος του ανοίγματος που εκφράζεται στις μονάδες του μήκους κύματος. Επομένως, η διάθλαση δεν είναι αξιοπρόσεκτη εάν η τρύπα ή η διαβίβαση του ανοίγματος είναι πολλά μήκη κύματος ευρεία. Η διάθλαση γίνεται σημαντική μόνο όταν είναι το άνοιγμα είναι της τάξης μερικών μήκων κύματος ή μικρότερο. Για τα κύματα που συζητούνται σε αυτό το κεφάλαιο, η σειρά μηκών κύματος από ένα χιλιοστόμετρο σε διάφορους μετρητές, και τις χαρακτηριστικές ενάρξεις μπορεί να είναι συγκρίσιμη στο μέγεθος με αυτά τα μήκη κύματος. Σε αυτήν την περίπτωση, είναι απαραίτητο να εξεταστεί η διάθλαση. Τα οπτικά κύματα, αφ' ετέρου, όπως συζητούνται στο [κεφάλαιο 4](#), κατέχουν τα μήκη κύματος που είναι ένα λιγότερο από μικρόμετρο, έτσι η διάθλαση εμφανίζεται μόνο για τα πολύ μικρά ανοίγματα. Η διάθλαση πραγματοποιείται επίσης όταν περνούν τα κύματα γύρω από ένα άκρο, τον τοίχο, ή κάποιο άλλο ενιαίο-πλαισιωμένο όριο.

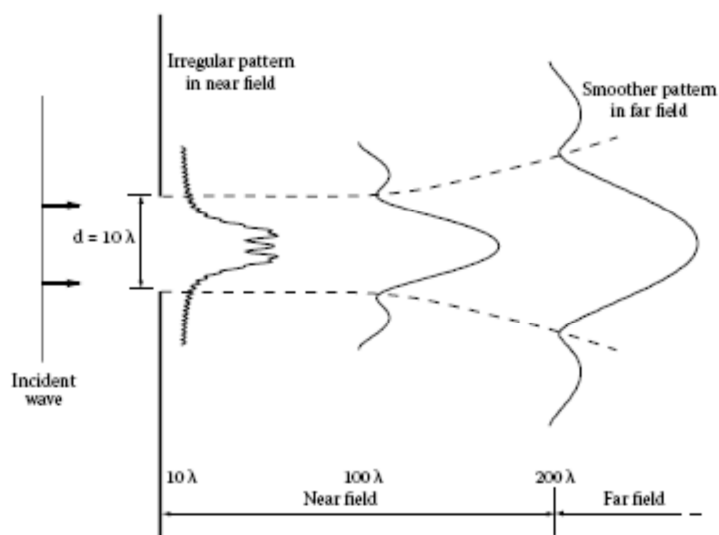
Σαν παράδειγμα των αποτελεσμάτων της διάθλασης, εξετάστε την περίπτωση ενός επίπεδου κύματος που περνά μέσω μιας δισδιάστατης σχισμής σε μια ειδάλως απορροφημένης οθόνης, όπως φαίνεται στο [σχήμα 3.59](#). Η σχισμή σε αυτόν τον αριθμό είναι δέκα μήκη κύματος ευρεία. Η επίδραση της σχισμής στο μήκος κύματος μπορεί να θεωρηθεί κατ' αυτό τον τρόπο: Κάθε σημείο στο άνοιγμα των πράξεων σχισμής όπως μια πηγή σημείου που παράγει ένα σφαιρικό κυματίδιο η διαβιβασθείσα ακτίνα είναι ένας συνδυασμός όλων εκείνων των κυματιδίων.

Η διαβιβασθείσα δέσμη συμπεριφοράς μπορεί να διαιρεθεί σε δύο περιοχές. Αμέσως μετά από αυτό να περάσει μέσω του ανοίγματος, το κύμα δεν έχει διαδωθεί ακόμα έξω αρκετά, και η

σκιά της σχισμής καθορίζει ακόμα το κατά προσέγγιση πλάτος της ακτίνας. Αυτή η περιοχή κοντά στη σχισμή καλείται το κοντινό πεδίο, ή περιοχή Fresnel. Ένα χαρακτηριστικό αυτής της περιοχής είναι η παραμόρφωση μηδενίζει και οξύνει στο μέγεθος του πεδίου  $\mathbf{E}$  (και του σχετικού πεδίου  $\mathbf{B}$ , που δεν εμφανίζεται). Αυτές οι χωρικές παρατυπίες προκαλούνται από την εποικοδομητική και καταστρεπτική παρέμβαση μεταξύ των κυματιδίων διαδίδοντας από όλα τα σημεία στο άνοιγμα.

Η συμπεριφορά της ακτίνας αλλάζει βαθμιαία καθώς ταξιδεύει μακριά από το άνοιγμα που πηγαίνει από το κοντινό πεδίο στο μακρινό πεδίο. Η μετάβαση μεταξύ αυτών των δύο περιοχών δεν είναι απότομη, έτσι ο καθορισμός αυτής της απόστασης μετάβασης (που εισήχθη ήδη στην εξίσωση 3.14) είναι κάπως αυθαίρετος εντούτοις, και παρέχει ένα μέτρο της έκτασης της παραμόρφωσης, που περιορίζεται πλευρικά κοντά στο πεδίο.

Η πρώτη αλλαγή που είναι αξιοπρόσεχτη κατά τη διάρκεια της μετάβασης στο μακρινό πεδίο είναι ότι το πρότυπο πεδίου ακτίνων γίνεται κανονικότερο. Το κεντρικό μέρος της ακτίνας (ο βασικός λοβός) παίρνει μια ομαλή, οξυνμένη μορφή, που μειώνεται σε ένα μηδενικό και στις δύο πλευρές πριν να αυξηθεί πάλι στις επαναλαμβανόμενες δευτερεύουσες κορυφές (οι δευτερεύοντες λοβοί) μικραίνοντας γρήγορα το μέγεθος. Η δεύτερη αλλαγή είναι ότι οι κορυφές εδώ πρώτα μηδενίζουν και στις δύο πλευρές του βασικού λοβού όπως υποδεικνύονται από διαστιγμένη γραμμή- αρχίζει για να διαδοθεί πλευρικά σε έναν τρόπο που είναι γραμμικά ανάλογος προς την απόσταση από το άνοιγμα.



ΣΧΗΜΑ 3.59

Αποτελέσματα διάθλασης σε μια ακτίνα που περνά μέσω ενός ανοίγματος σχισμών που είναι δέκα μήκη κύματος ( $10 \lambda$ ) ευρεία. Τα σχεδιαγράμματα του μεγέθους του  $\mathbf{E}$  σχεδιάζονται σε αποστάσεις  $10 \dots 100$ , και  $200$  μήκων κύματος από τη σχισμή. Τα σχεδιαγράμματα πεδίου  $\mathbf{E}$

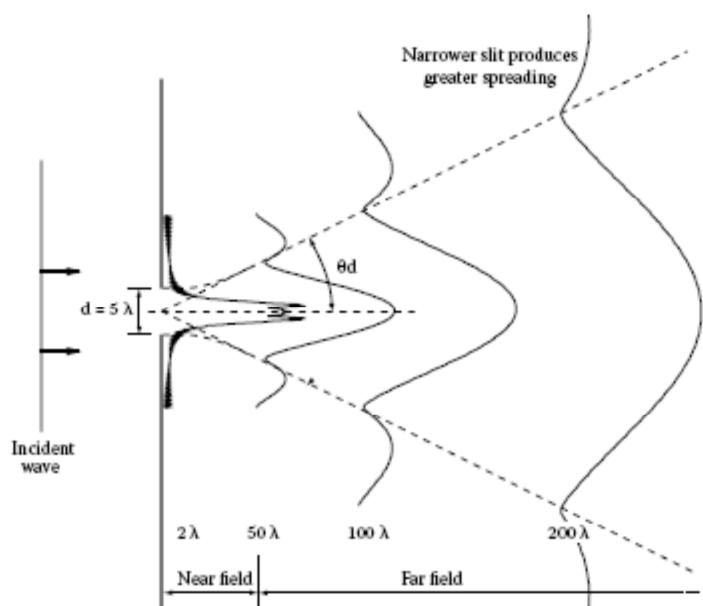
δείχνουν ότι το πρότυπο ακτίνων είναι παραμορφωμένο στο κοντινό πεδίο, αλλά γίνεται ομαλότερο στο μακρινό πεδίο. Οι οριζόντιες και κάθετες κλίμακες δεν είναι ίσες σε αυτόν το σχήμα.

Αυτά τα χαρακτηριστικά (η απόσταση μετάβασης και ο βαθμός της γραμμικής διάδοσης) καθορίζονται από το μέγεθος του ανοίγματος που μετρείται στις μονάδες του μήκους κύματος. Το **σχήμα 3.60** εμφανίζει διάθλαση από ένα άνοιγμα που είναι το μισό πλάτος από αυτό για το προηγούμενο σχήμα πέντε μηκών κύματος σε αυτήν την περίπτωση. Σημειώστε ότι το κοντινό πεδίο εμφανίζει ακόμα παρατυπίες, αλλά πέρα από έναν πίο σύντομο βαθμό απ'ό,τι για το μεγαλύτερο άνοιγμα σχισμών (όπως προβλεπεται με τη χρησιμοποίηση  $D = d$  στην εξίσωση 3.14). Επίσης σημειώστε ότι η διαδιδόμενη γωνία στο μακρινό πεδίο είναι σχεδόν διπλή από αυτή της προηγούμενης περίπτωσης. Αυτή η γωνία, αποκαλούμενη ως μισή γωνία της απόκλισης,  $\theta_d$ , δίνεται για τη δισδιάστατη γεωμετρία που παρουσιάζεται στο σχήμα 3.60 από

$$\sin(\theta_d) = \lambda/d \quad (3.15)$$

όπου  $\lambda$  είναι το μήκος κύματος στο μέσο όπου η ακτίνα διαδίδεται. Σημειώστε ότι, σημαντικά, η γωνία της διάδοσης είναι αντιστρόφως ανάλογη προς το μέγεθος του ανοίγματος που δίνεται ως αναλογία στο μήκος κύματος. Κατά συνέπεια, όσο μικρότερο το ανοιγμένο ή τόσο περισσότερο μήκος κύματος, τόσο μεγαλύτερη η διάδοση. \_ για τρισδιάστατη διάθλαση (παραδείγματος χάριν, από μια κυκλική οπή καρφίτσας), η γωνία απόκλισης και απομακρυσμένης ακτίνας πρότυπου είναι όχι ακριβώς όπως αυτή που παράγεται από μια σχισμή, αλλά αυτή που εμφανίζει παρόμοια ποιοτική συμπεριφορά.

Η αντίστροφη σχέση μεταξύ της γωνίας απόκλισης και του ανοίγοντας μεγέθους ισχύει για άλλες καταστάσεις επίσης, όπως η διαδιδόμενη ακτίνα από εφαρμοστή ισχύος ραδιοσυχνότητας που σχεδιάζεται για την υπερθερμία της θεραπείας του καρκίνου. Σε μια συχνότητα αρκετά χαμηλή να διαπεράσει βαθειά στο σώμα για να φθάσει στους βαθιούς όγκους, 100 MHz, το μήκος κύματος στο μν είναι περίπου 30 cm.. Το χαρακτηριστικό άνοιγμα του εφαρμοστή θα είναι σε τάξη αυτού του μεγέθους, και η εξίσωση 3,15 δείχνει ότι η ακτίνα διάδοσης θα διαδωθεί έξω αρκετά στο μακριά πεδίο, που καθιστά την εντοπισμένη ενεργειακή απόθεση αδύνατη στις βαθιές θέσεις. Κάνοντας το άνοιγμα τα μικρότερα αποτελέσματα στη λιγότερη αποδοτικότητα ακτινοβολίας και ακόμη και στη διάδοση στο μακρινό πεδίο, τελικά πλησιάζουν ένα ομοιόμορφο πρότυπο ακτινοβολίας για ένα πολύ μικρό άνοιγμα όπως μια πηγή σημείου. Εντούτοις, το άνοιγμα μικρότερο περιορίζει την ακτίνα σε μια μικρότερη διάσταση στο κοντινό πεδίο (αν και είναι κάπως παραμορφωμένο).



ΣΧΗΜΑ 3.60

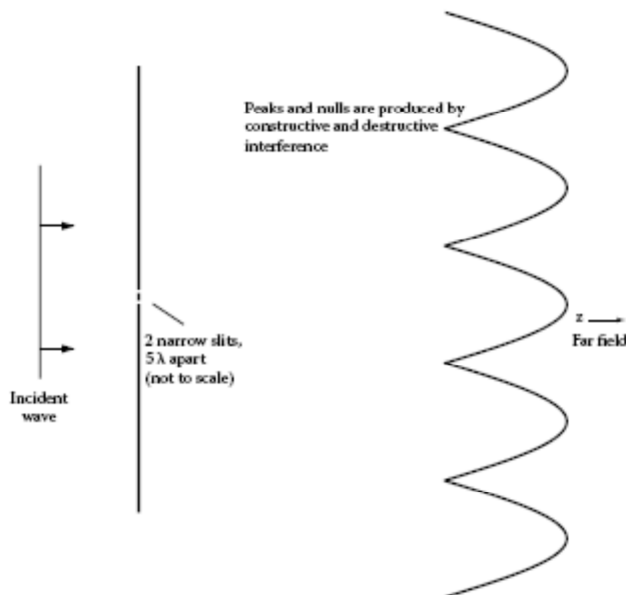
Αποτελέσματα διάθλασης σε μια ακτίνα που περνά μέσω μιας σχισμής που είναι μισή στο πλάτος του σχήματος 3.59. Η έκταση του κοντινού πεδίου είναι μικρότερη, αλλά η γωνία της απόκλισης του σχεδιαγράμματος πεδίου  $E$  είναι μεγαλύτερη από πριν.

### 3.8.2 Διάθλαση από τις περιοδικές δομές

Μια ενδιαφέρουσα επίδραση παρέμβασης κυμάτων πραγματοποιείται όταν υπάρχει μια σειρά ομοιόμορφα χωρισμένων κατά διαστήματα ανοιγμάτων. Αυτό το φαινόμενο εμφανίζεται σταδιακά στα σχήματα 3.61 έως 3.63. Στο σχήμα 3.61, το απομακρυσμένο πρότυπο σε ένα επίπεδο παρατήρησης εμφανίζεται για την ακτινοβολία από δύο πολύ στενές σχισμές. (Εάν υπήρξε μόνο μια στενή σχισμή, το απομακρυσμένο πρότυπο θα ήταν πολύ ευρύ, με σχεδόν τον ομοιόμορφο φωτισμό στο επίπεδο παρατήρησης όπου το προηγούμενο τμήμα έχει δείξει ότι η γωνία απόκλισης είναι πολύ μεγάλη εάν η σχισμή είναι στενή έναντι στο μήκος κύματος.) Όταν δύο σχισμές είναι παρούσες, υπάρχουν μερικές θέσεις στο επίπεδο παρατήρησης όπου τα δύο πεδία από τις σχισμές προσθέτονται στη φάση και το προκύπτον πεδίο  $E$  ενισχύεται, και μερικές θέσεις μεταξύ όπου τα πεδία προσθέτονται από τη φάση (αφαιρούνται) και ακυρώνονται. Το προκύπτον πρότυπο εμφανίζει τις ευρείες κορυφές με μεδενικά ενδιάμεσα.

Όταν ο αριθμός σχισμών αυξάνεται σε τέσσερα με το ίδιο κέντρο- κεντρικού διάστηματος, όπως στο σχήμα 3.62, η εποικοδομητική και καταστρεπτική παρέμβαση γίνεται εντονότερη, αναγκάζοντας τις κορυφές να γίνουν στενότερες. Κάθε κορυφή είναι κεντροθετημένη στην ίδια θέση όπως πριν, επειδή, όπως θα συζητηθεί σύντομα, οι γωνίες στις διάφορες κορυφές τίθενται με το διάστημα σχισμών από την άποψη του μήκους κύματος, το οποίο δεν έχει αλλάξει. Όταν ο

αριθμός σχισμών αυξάνεται σε πενήντα, οι αιχμές γίνονται πολύ έντονες, όπως φαίνεται στο σχήμα 3.63. που χρησιμοποιεί ακόμη και περισσότερες σχισμές που θα κάνει τις κορυφές εξαιρετικά στενές.



ΣΧΗΜΑ 3.61

Το μέγεθος του πεδίου  $E$  στο μακρινό πεδίο μετά περνώντας μέσω δύο στενών σχισμών. Η εποικοδομητική και καταστρεπτική παρέμβαση μεταξύ των κυμάτων που προέρχονται από κάθε σχισμή που είναι υπεύθυνη για τις κορυφές και τις κοιλάδες.

Η γωνία της διάδοσης των κορυφών είναι μια αντίστροφη λειτουργία του διαστήματος σχισμών (στις μονάδες του μήκους κύματος). Η παραγωγή αυτής της σχέσης είναι βασισμένη στην ακόλουθη αρχή: οι γωνίες της μέγιστης εποικοδομητικής παρέμβασης (έτσι οι γωνίες των κορυφών) είναι εκείνες οι γωνίες όπου οι διάδρομοι που λαμβάνονται από τα κύματα από κάθε γειτονική σχισμή διαφέρουν από έναν ακέραιο αριθμό μηκών κύματος, και τα κύματα επομένως προσθέτονται στη φάση όταν φθάνουν στο επίπεδο παρατήρησης. Αυτή η κατάσταση απεικονίζεται στο σχήμα 3.64 για δύο γειτονικές σχισμές. Όταν η διαφορά μήκους διαδρόμων,  $\Delta p$ , είναι ίση με έναν ακέραιο αριθμό μηκών κύματος, ηλ, η εφαρμοσμένη τριγωνομετρία στο τρίγωνο δίνει τη γωνία  $\theta_n$  της ένατης κορυφής όσον αφορά τον οριζόντιο άξονα ως

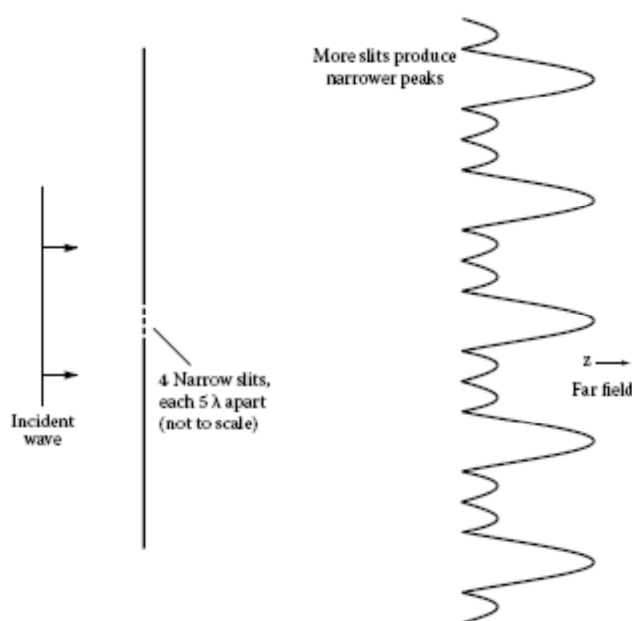
$$\sin \theta_n = n\lambda/l \qquad n = 0, \pm 1, \pm 2 \dots, \qquad (3.16)$$

όπου  $l$  είναι το διάστημα μεταξύ των σχισμών.

Μια από τις πρακτικότερες χρήσεις αυτής της επίδρασης είναι η εφαρμογή των κικλιδωμάτων διάθλασης στη μέτρηση του φάσματος μήκους κύματος ενός



ηλεκτρομαγνητικού σήματος, συχνότερα στην οπτική. Σε αυτήν την περίπτωση, η σειρά προξένησης περίθλασης των στοιχείων αποτελείται συνήθως από ένα πλέγμα από στενά διαστήματα αυλακών σε μια επιφάνεια. Όταν η ακτίνα που αναλύεται απεικονίζεται από το πλέγμα, οξύνει την αντιστοιχία στα διάφορα τμήματα μήκους κύματος στην ακτίνα που παρουσιάζεται επάνω στο επίπεδο αντίχενυσης στις μοναδικές γωνίες που αφορούσε το μήκος κύματός τους από την εξίσωση 3,16. Υπάρχουν διάφορες φασματοσκοπικές χρήσεις του φωτός στη μέτρηση της κατάστασης χημικών ουσιών ή ασθενειών των ιστών (πολύ εντός οργανισμού), όπως συζητούνται στο επόμενο κεφάλαιο, το οποίο χρησιμοποιεί τα πλέγματα διάθλασης για την ανάλυση του οπτικού φάσματος που απεικονίζεται ή που διαβιβάζεται από τους ιστούς.



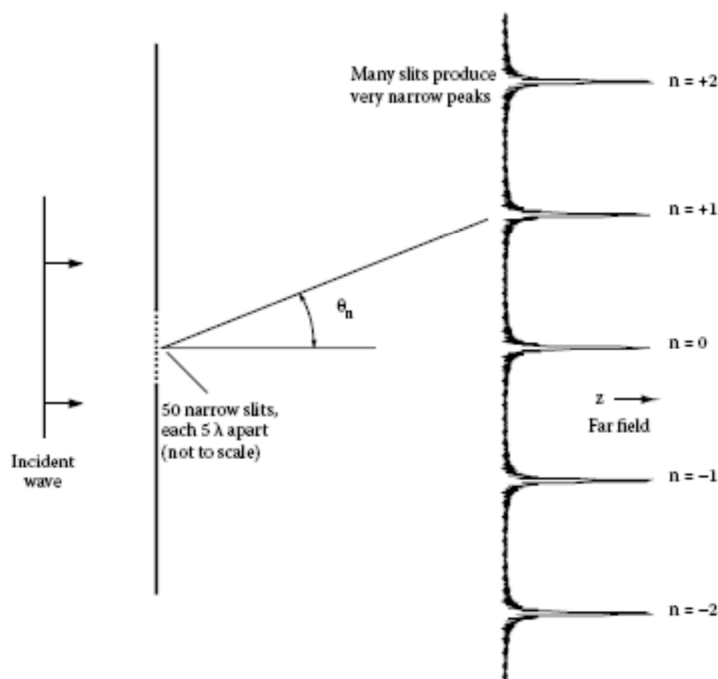
ΣΧΗΜΑ 3.62

Το μέγεθος του πεδίου  $E$  στο μακρινό πεδίο περνώντας μέσω τεσσάρων στενών σχισμών με το ίδιο διάστημα όπως στο σχήμα 3.61. Οι κορυφές είναι στενότερες, αλλά βρίσκονται στις ίδιες γωνίες.

### 3.9 Μέτρηση των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων μέσης-συχνότητας

Στις μέσες συχνότητες, τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία συνδέονται έντονα, το οποίο σημαίνει ότι παράγουν αμοιβαία το ένα το άλλο καθώς διαδίδονται. Κατά συνέπεια, συσχετίζονται έντονα, και η μέτρηση είναι επαρκής για να καταλάβει και τις δύο. Σε αυτό το φάσμα συχνότητας, τα βιολογικά αποτελέσματά τους εξετάζονται σπάνια ανεξάρτητα.

Όπως με τα χαμηλής συχνότητας πεδία, οι μετρήσεις μέσης-συχνότητας παίρνουν μια αναλογική μέτρηση και την μετατρέπουν σε μια ψηφιακή τιμή. Οι προηγούμενες γενεές του εξοπλισμού μέτρησης χρησιμοποίησαν αυστηρά τις αναλογικές τιμές εντούτοις, αυτό είναι πολύ σπάνιο σήμερα. Το ηλεκτρικό πεδίο μέσης-συχνότητας μετριέται χαρακτηριστικά με είτε τις κεραία-όπως δομές (όπως περιγράφεται στην παράγραφο 1.2) ή με μια κεραία κυματοδηγού ή χοάνης. Τα μαγνητικά πεδία μέσης-συχνότητας μπορούν να μετρηθούν με τους βρόχους, αν και αυτό γίνεται λιγότερο συχνά απ'ό,τι για τα ηλεκτρικά πεδία (επειδή, όπως υποδεικνύεται ανωτέρω, η μέτρηση ενός πεδίου επιτρέπει σε σας για να υπολογίσετε άλλη σε αυτήν την ζώνη). Η πόλωση του ηλεκτρικού πεδίου επειρεύεται πάρα πολύ κατά λήψη των ηλεκτρικών πεδίων μέσης-συχνότητας.



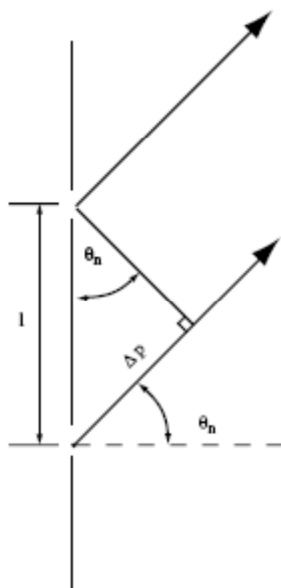
ΣΧΗΜΑ 3.63

Το μέγεθος του πεδίου **E** στο μακρινό πεδίο περνώντας μέσω πενήντα στενών σχισμών με το ίδιο διάστημα όπως στο σχήμα 3.61. Οι κορυφές γίνονται πολύ στενότερες δεδομένου ότι η παρέμβαση από τα πολλαπλάσια ανοίγματα ακονίζει τη γωνιακή απόκριση. Οι κορυφές ονομάζονται με ένα δείκτη n που αντιπροσωπεύει το διάστημά τους μακριά από την κεντρική (n = 0) κορυφή.

Η λαμβάνουσα κεραία πρέπει να προσανατολιστεί κατάλληλα προκειμένου να παραληφθούν αυτά τα πεδία. Για την περίπτωση των ελέγκτικων ηλεκτρικών πεδίων, τρεις κάθετες κεραίες χρησιμοποιούνται συνήθως για να λάβουν τις τρεις χωριστές συνιστώσες (x, y, z) του ηλεκτρικού πεδίου.

Τα ηλεκτρικά πεδία μέσης-συχνότητας θεωρούνται πραγματικά υψηλής συχνότητας για την ηλεκτρονική. (Η πρότυπη τάση και ο παρών εξοπλισμός μέτρησης είναι ανίκανα να μετρήσουν τα πεδία πολύ επάνω από 1 έως 10 MHz.) Υπάρχουν τρεις σημαντικοί τύποι λήψεων του εξοπλισμού που χρησιμοποιούνται σε αυτήν την ζώνη. Ο απλούστερος είναι ένας *μετρητής δύναμης* που μετρά τη δύναμη rms. Η τάση ή το ηλεκτρικό πεδίο (εάν επιδιώκεται) είναι ανάλογα προς την τετραγωνική ρίζα της ισχύος. Για να μετρηθούν οι τρεις συνιστώσες ( x, y, z) του ηλεκτρικού (ή μαγνητικού) πεδίου, τρεις χωριστοί μετρητές δύναμης πρέπει να συνδεθούν με κάθε μια από τις τρεις κεραίες που χρησιμοποιούνται για να λάβουν το πεδίο. Ένα μικρό και σχετικά ανέξοδο τσιπ υπολογιστών αποκαλούμενο *λαμβανόμενο τσιπ δείκτη δύναμης σήματος* (RSSI) μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για να μετρήσει τη δύναμη RMS. Αυτά τα τσιπ χρησιμοποιούνται εκτενώς στις κυψελοειδείς τηλεφωνικές ζώνες και είναι ανέξοδα σε αυτές τις ζώνες λόγω της μεγάλης έντασης του παραγόμενου ήχου . Και η εργασία μετρητών ισχύος και τσιπ RSSI πέρα από μια σχετικά μικρή συχνότητα ενώνει. Οι μετρητές δύναμης και τα τσιπ RSSI λένε το μέγεθος της δύναμης μόνο, και τίποτα για τη φάση των πεδίων. Επίσης γενικά μετρούν όλη την ισχύ στη ζώνη τους και δεν μπορούν να διακρίνουν μια συχνότητα από μια άλλη.

Οι *συσκευές ανάλυσης φάσματος* είναι ένας άλλος τρόπος να μετρηθεί η δύναμη στη ζώνη μέσης-συχνότητας. Μια συσκευή ανάλυσης φάσματος συνδέεται με μια κεραία ή έναν κυματοδηγό για να λάβει ηλεκτρικά ή μαγνητικά πεδία και καταγράφει την ισχύ ως λειτουργία της συχνότητας πέρα από μια ευρεία σειρά. Το φάσμα της ισχύος (πόση ισχύς είναι σε κάθε τμήμα συχνότητας) παρουσιάζεται σε μια οθόνη καθώς επίσης και καταχωρείται ψηφιακά για την έξοδο και την περαιτέρω επεξεργασία. Οι συσκευές ανάλυσης φάσματος επομένως διακρίνουν μια συχνότητα από μια άλλη (αλλά δεν μετράται συνήθως η φάση κάθε τμήματος συχνότητας). Η φασματοσκοπία είναι μια ανάλυση του φάσματος δύναμης ενός σήματος. Οι συντονισμένες συχνότητες παρουσιάζουν την υψηλή ισχύ (που δείχνει την παρουσία ενός στοιχείου με εκείνη την αντήχηση), και οι μη ηχηρές συχνότητες έχουν τη χαμηλότερη ισχύ. Οι συσκευές ανάλυσης φάσματος μπορούν να αποκτηθούν για τις συχνότητες μέχρι διάφορες δεκάδες του gigahertz σήμερα. Είναι ακριβότερες από τους μετρητές δύναμης, επειδή μπορούν να κάνουν τις περιπλοκότερες μετρήσεις και να έχουν συνήθως ένα ευρύτερο φάσμα συχνότητας. Ουσιαστικά όλες οι συσκευές ανάλυσης φάσματος έχουν την 50-ohm εισαγμένη σύνθετη αντίσταση.



ΣΧΗΜΑ 3.64

Μια απλή εικόνα δύο γειτονικών σχισμών που παράγει τις γωνίες  $\theta_n$  της μέγιστης εποικοδομητικής παρέμβασης (δηλ., οι γωνίες στις κορυφές). Η μέγιστη εποικοδομητική παρέμβαση πραγματοποιείται όταν η διαφορά μήκους των διαδρόμων μεταξύ των δύο ακτίνων,  $\Delta p$ , είναι ένας ακέραιος αριθμός μηκών κύματος.

Οι διανυσματικές συσκευές ανάλυσης σύνθετης αντίστασης (ή απλά διανυσματικές συσκευές ανάλυσης ή συσκευές ανάλυσης δικτύων) είναι ο εξοπλισμός πύο προηγμένης (και ακριβής) μέτρησης που χρησιμοποιείται σε αυτήν την ζώνη συχνότητας. Οι διανυσματικές συσκευές ανάλυσης μετρούν το μέγεθος και τη φάση των πεδίων σε όλες τις συχνότητες στη ζώνη τους. Η διανυσματική συσκευή ανάλυσης συνδέεται με μια συσκευή ή ένα σύστημα που μετριέται στέλνει ένα διαβιβασθέν ημιτονοειδές ηλεκτρικό σήμα κάτω από το καλώδιο στη συσκευή που εξετάζεται, και λαμβάνει την απεικονισμένη επιστροφή σημάτων. Το ημιτονοειδές σήμα ανιχνεύεται μέσω όλων των συχνοτήτων ενδιαφέροντος, και του λαμβανόμενου σήματος που συλλέγεται σε κάθε συχνότητα. Το μέγεθος και η φάση του απεικονισμένου σήματος μετριούνται σε κάθε περίπτωση. Κατά συνέπεια, η διανυσματική συσκευή ανάλυσης μετρά άμεσα τη σύνθετη σύνθετη αντίσταση, τη μόνιμη αναλογία κύματος, και το μέγεθος και τη φάση του πεδίου πέρα από ένα ευρύ φάσμα των συχνοτήτων.

Οι περισσότερες διανυσματικές συσκευές ανάλυσης έχουν τουλάχιστον δύο θύρες, επιτρέποντας σε αυτά για να κάνουν όχι μόνο τις μετρήσεις αντανάκλασης που περιγράφονται ανωτέρω, αλλά τις μετρήσεις μετάδοσης όπου το σήμα στέλνεται μέσω ενός κομματιού του υλικού (όπως σε ένα άκρο ενός κυματοδηγού και σε ενά άλλο έξω) επίσης. Το σήμα που

διαβιβάζεται στην δεύτερη θύρα αναλύεται με τον ίδιο τρόπο όπως το απεικονισμένο σήμα για την πρώτη θύρα.

Ο υπολογιστής στη διανυσματική συσκευή ανάλυσης είναι σε θέση να αφαιρέσει ψηφιακά τον κακό συνδυασμό μεταξύ των καλωδίων και των συνδέσμων και της συσκευής που εξετάζεται. Αυτό απαιτεί τη συσκευή ανάλυσης δικτύων: Τα καλώδια και οι σύνδεσμοι που πρόκειται να χρησιμοποιηθούν συνδέονται με τη συσκευή ανάλυσης δικτύων, και κοντά, ανοικτά, και τα ταιριαγμένα ) φορτία 50-ohm (είναι συνημμένα στις άκρες των καλωδίων ενός στο χρόνο. Κάθε μέτρηση καταχωρείται στη συσκευή ανάλυσης δικτύων, η οποία χρησιμοποιεί έπειτα τη θεωρία δικτύων για να καθορίσει την επίδραση των καλωδίων και των συνδέσμων στις μετρήσεις. Η συσκευή ανάλυσης δικτύων χρησιμοποιείται επίσης στο διηλεκτρικό έλεγχο μέτρησης που περιγράφεται με στην παράγραφο 3.3.2. Ο έλεγχος και το καλώδιο είναι βαθμολογημένα με ένα σύντομο κύκλωμα, ένα ανοικτό κύκλωμα, και το εξιοντισμένο υγρό στο τέλος του ελέγχου. Ο υπολογιστής στη συσκευή ανάλυσης δικτύων χρησιμοποιείται έπειτα για να μετατρέψει τα απεικονισμένα μόνιμα κύματα που μετριοούνται για το δείγμα που εξετάζει την διαπερατότητα και την αγωγιμότητα του υλικού στο τέλος του ελέγχου.

Η συσκευή ανάλυσης δικτύων έχει διάφορες λειτουργίες φιλτραρίσματος και επεξεργασίας σήματος επίσης. Κάποια που μπορεί να είναι αρκετά χρήσιμη είναι η δυνατότητα να συνδυαστούν οι μετρήσεις πεδίου συχνότητας σε μια υπογραφή στο πεδίο του χρόνου (παλόμενη). Αυτό η *μέτρηση ηλιακής ακτινινοβολίας σήματος στο πεδίο του χρόνου* συχνότερα χρησιμοποιείται για να διορθώσει τα κυκλώματα μικροκυμάτων, αλλά έχει διάφορες άλλες εφαρμογές επίσης. Η διανυσματική συσκευή ανάλυσης κάνει τις μετρήσεις της ανάλογικά αλλά τις μετατρέπει σε ψηφιακές για την επεξεργασία, την αποθήκευση, και την έξοδο.

Οι παλμογράφοι είναι επίσης διαθέσιμοι στη σειρά μέσης-συχνότητας, αν και είναι ακριβότεροι απ'ό,τι στη χαμηλής συχνότητας σειρά. Μετατρέπουν επίσης τα σήματα από ανάλογικά σε ψηφιακά για την έξοδο και την επεξεργασία. Οι παλμογράφοι χρησιμοποιούνται πολύ λιγότερο στη ζώνη μέσης-συχνότητας απ'ό,τι στη χαμηλής συχνότητας ζώνη. Η σύνθετη αντίσταση στη ζώνη μέσης-συχνότητας ουσιαστικά πάντα μετριέται με μια διανυσματική συσκευή ανάλυσης, δεδομένου ότι η σύνθετη αντίσταση είναι σχεδόν πάντα σύνθετη.

Όλο το ηλεκτρομαγνητικό υλικό μέσης-συχνότητας έχει μια καθορισμένη ζώνη συχνότητας στην οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί, ένα κατώτατο και μέγιστο επίπεδο δύναμης, και μια ορισμένη σύνθετη αντίσταση εισόδου. Η σύνθετη αντίσταση εισόδου είναι σχεδόν πάντα 50 ohms. Αυτό σημαίνει ότι εάν συνδέεται με μια γραμμή μετάδοσης ή άλλη συσκευή που έχει μια σύνθετη αντίσταση 50ohm, αυτή θα αντιστοιχηθεί και δεν θα έχει κανένα μόνιμο κύμα. Αλλά δεδομένου ότι τα περισσότερα βιολογικά συστήματα μέτρησης δεν είναι 50 Ohms, αυτός ο κακός συνδυασμός οδηγεί σε μια απώλεια δύναμης. Όλες οι συνδέσεις, σύνδεσμοι, και

καλώδια που χρησιμοποιούνται σε αυτήν την ζώνη συχνότητας είναι πολύ κρίσιμα και πρέπει να εκτιμηθούν από τον κατασκευαστή για το φάσμα συχνότητας ενδιαφέροντος. Οι σύνδεσμοι και τα καλώδια πρέπει να είναι χαμηλής απώλειας στις συχνότητες που μετριοούνται.

Τα εξωτερικά σήματα μετριοούνται συχνά ακούσια με τα επιθυμητά βιοηλεκτρομαγνητικά σήματα. Για αυτόν τον λόγο, χρησιμοποιείται συχνότερα το ομοαξονικό καλώδιο. Το ομοαξονικό έχει μια ασπίδα γύρω από τον εσωτερικό αγωγό για να μειώσει την παρέμβαση μεταξύ του εξωτερικού κόσμου και του σήματος στο καλώδιο. Δυστυχώς, το εξωτερικό σήμα (όπως ένας ραδιοσταθμός, ένα τηλέφωνο κυττάρων, και ο θόρυβος από το άνοιγμα ηλεκτρικών συστημάτων και κλειστών) συχνά ακόμα παίρνεται από τις κεραίες και διαρρέουν στο σύστημα από πολλές θέσεις. Οι αληθινά ήρεμες ηλεκτρομαγνητικές μετρήσεις σε αυτό το φάσμα συχνότητας πρέπει να γίνουν μέσα σε μια ανηχοειδή αίθουσα. Αυτό είναι ένα δωμάτιο μετάλλων με τον αφρό στα τοίχματα που σχεδιάζεται για να απορροφήσει τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία.

Ο περισσότερος εξοπλισμός μέτρησης σε αυτήν την ζώνη συχνότητας έχει ένα πολύ ευαίσθητο μπροστινό άκρο και μπορεί να βλαφθεί εύκολα με την αποστολή της υπερβολικής ισχύος σημάτων στον εξοπλισμό. Η δοκιμή των ενεργών συσκευών (τίποτα που να έχει έναν ενισχυτή, παραδείγματος χάριν) πρέπει να γίνει με μεγάλη προσοχή. Η στατική ηλεκτρική απαλλαγή μπορεί επίσης να βλάψει αυτόν τον εξοπλισμό, έτσι οι μετρήσεις λαμβάνονται κανονικά με το χειριστή που φορά ένα βραχιολάκι που συνδέεται με το έδαφος εξοπλισμού (εξωτερικό μεταλλικό περίβλημα) για να αποτρέψει την καταστροφή του εξοπλισμού.

## **ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΩΝ ΚΥΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΥ ΜΕ ΤΑ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΚΥΜΑΤΑ ΣΤΟ ΣΩΜΑ**

Τα κύματα υπερήχου είναι ακουστικά (υγιά) κύματα σε ένα μέσο που διαβιβάζουν την ενέργεια και τις πληροφορίες μέσω των δονήσεων των μεσαίων μορίων και της σχετικής πίεσης. Το πρόθεμα δείχνει ότι αυτά τα κύματα έχουν μια συχνότητα υψηλότερη από αυτή που μπορεί να ακουστεί από τους ανθρώπους, δηλαδή υψηλότερη από 20 kHz και οι χαρακτηριστικές συχνότητες που χρησιμοποιούνται στις βιολογικές εφαρμογές είναι αρκετά kilohertz πάνω από 10 MHz. Ο υπέρηχος έχει βρεί την εκτενή χρήση στην ιατρική, ειδικά για την απεικόνιση των εγκυμοσυνών, της καρδιάς, και των κοιλιακών οργάνων. Η απεικόνιση σφυγμού-ηχού είναι η πιό κοινή διαμόρφωση, στην οποία ένας σφυγμός του υπερήχου προωθείται στο σώμα και οι ηχώ που επιστρέφουν από τα διάφορα όργανα και οι δομές δίνουν μια εικόνα της εσωτερικής ανατομίας, ανάλογος στο ραντάρ μικροκύματος. Επιπλέον, η ικανότητα Doppler υπερήχου, που μετρά τη μετατόπιση συχνότητας στις αντανάκλασεις από τις σκεδασμένες κινήσεις όπως τα κόκκινα κύτταρα αίματος, επιτρέπουν στη ροή αίματος στις αρτηρίες και τις φλέβες για να απεικονιστούν και να ποσολογηθούν.

Αυτό που καθιστά την απεικόνιση υπερήχου τόσο ελκυστική και ασφάλης (τουλάχιστον στα επίπεδα δύναμης που χρησιμοποιούνται για τα διαγνωστικά), μη καταπατητικής φύσης, κόστους, και λογικής ανάλυσης. Η πρόσφατα υψηλής ισχύος ενέργεια υπερήχου έχει προταθεί για διάφορες θεραπευτικές εφαρμογές, συμπεριλαμβανομένης της παράδοσης φαρμάκων, της θρομβόλυσης, και της αφάηρεσης ιστού (π.χ., καρκίνος).

Ο θεραπευτικός υπέρηχος με τον έλεγχο θερμοκρασίας MRI βρίσκει ήδη την κλινική χρήση για την επεξεργασία των μητρικών ινοσωμάτων.

Είναι διδακτικό να συγκριθούν τα χαρακτηριστικά του υπερήχου όπως χρησιμοποιείται στο σώμα με εκείνης της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας (EM) όπου υπάρχουν διάφορες ομοιότητες, αλλά μερικές σημαντικές διαφορές. Πρώτον παρακάτω είναι τα πράγματα που οι υπέρηχοι και ο ηλεκτρομαγνητισμός έχουν *από κοινού*:

- Και οι δύο μπορούν να διαδωθούν ως κύματα μέσω του σώματος. Η εξίσωση κυμάτων υπερήχου, στην πραγματικότητα, είναι ίδια με μορφή (αλλά όχι στους συντελεστές) με την εξίσωση κυμάτων EM, αότου γίνονται μερικές δευτερεύουσες προσεγγίσεις στις βασικές εξισώσεις υπερήχου. Ένα συνεχές κύμα πίεσης υπερήχου έχει την ίδια μορφή όπως δίνεται στην εξίσωση 1.9. Αυτό σημαίνει ότι οι έννοιες της συχνότητας (εξίσωση 1.10), ταχύτητα φάσης (εξίσωση 1.13), σταθερά διάδοσης (εξίσωση 1.14), και μήκος κύματος (η εξίσωση 1.15) ισχύουν και για τις δύο μορφές.
- Υπάρχει μια τραχιά αναλογία μεταξύ της πίεσης που συνδέεται με ένα κύμα υπερήχου και του ηλεκτρικού πεδίου  $E$  ενός κύματος EM. Ομοίως, το  $u$  ταχύτητας μορίων (μοριακό) ενός κύματος υπερήχου είναι ανάλογο με το μαγνητικό πεδίο  $H$  ενός κύματος EM. Κατά συνέπεια, η έννοια της ακουστικής σύνθετης αντίστασης ( $Z = p/u$ ) είναι ανάλογη με τη σύνθετη αντίσταση κυμάτων EM ( $Z = E/H$ ; δείτε την παράγραφο της 3.2.1).
- Τα κύματα υπερήχου υποβάλλονται στα ίδια φαινόμενα της αντανάκλασης και της κάμψης στα όρια ( παράγραφος της 3.3.2) όπως τα κύματα EM, και μπορούν να εκθέσουν τα μόνιμα κύματα (παράγραφος 3.3.1) και στην συμπεριφορά αντήχησης. Στην πραγματικότητα, οι αντανάκλασεις που εμφανίζονται στις διαπροσωπείες μεταξύ των ιστών της διαφορετικής ακουστικής σύνθετης αντίστασης είναι η βάση απεικόνισης σφυγμού-ήχου υπερήχου.
- Και υπέρηχος και EM κύματα εξασθενούν όπως αυτά διαδίδονται μέσα στον ιστό; το μεγαλύτερο μέρος της εξασθένησης μπορεί να αποδοθεί στην απορρόφηση (εκτός από τον ιστό πνευμόνων, ο οποίος έχει ένα μη αμελητέο ποσό διασποράς). Επομένως, και οι δύο μορφές θα χάσουν τη δύναμη και συνεπώς τον ιστό θερμότητας δεδομένου ότι αυτοί διαδίδονται, σε έναν βαθμό εξαρτώμενο από τη συχνότητα. Η κάθοδος στο εύρος κυμάτων (π για τον υπέρηχο,  $E$  για τον ηλεκτρομαγνητισμό) έχει μια εκθετική μορφή εναντίον της απόστασης διάδοσης, όπως φαίνεται στο σχήμα 1.35.
- Ο συντελεστής μείωσης και από τις δύο ενέργειας δακτυλογραφεί τις αυξήσεις (κατά προσέγγιση γραμμικά) με τη συχνότητα. Ο καθορισμός της αποτελεσματικής διείσδυσης για να είναι το βάθος στο οποίο το εύρος κυμάτων έχει μειωθεί είναι το  $1/e = 37\%$  της αρχικής τιμής του στην επιφάνεια του σώματος, η συχνότητα στην οποία το βάθος διείσδυσης είναι ίσο με 10 cm. είναι περίπου 0,8 MHz για τον υπέρηχο, ενώ για τον βιοηλεκτρομαγνητισμό αυτή η συχνότητα είναι περίπου 70 MHz (δείτε το σχήμα 1.40).
- Και οι δύο τύποι κυμάτων μπορούν να στραφούν ή να εντοπιστούν στο σώμα σε ένα μέγεθος όχι μικρότερο από τα αντίστοιχα μήκη κύματός τους, τα οποία από την εξίσωση 1,15 είναι αντιστρόφως ανάλογα προς τη συχνότητα. Επομένως, υπάρχει μια ανταλλαγή μεταξύ του βάθους διείσδυσης (όσο χαμηλότερη η συχνότητα, τόσο χαμηλότερη η εξασθένηση και τόσο βαθύτερη η διείσδυση) και της ανάλυσης (τόσο υψηλότερη η συχνότητα, τόσο μικρότερο το μήκος κύματος και τόσο καλύτερη η ανάλυση). Δείτε παρακάτω ως παράδειγμα για τις τιμές μήκους κύματος.

Επίσης υπάρχουν μερικές ευδιάκριτες διαφορές μεταξύ του υπέρηχου και των κυμάτων EM:

- Οι ενεργειακές μορφές είναι απολύτως διαφορετικές. Ο υπέρηχος είναι μια εκδήλωση της μηχανικής ενέργειας, που περιλαμβάνει την πίεση και τη μοριακή) ταχύτητα μορίων (ως βασικές μεταβλητές. Ο υπέρηχος χρειάζεται ένα φυσικό μέσο (συνήθως νερό ή μαλακό ιστό) μέσω του οποίου να διαδώσει και να διαβιβάσει την ενέργεια υπό μορφή δονήσεων των μεσαίων μορίων. Ο ηλεκτρομαγνητισμός αφ' ετέρου, περιλαμβάνει την καθαρώς ηλεκτρική και μαγνητική ενέργεια. Δεν χρειάζεται αυστηρά ένα φυσικό μέσο για τη διάδοση του EM και η ενέργεια μπορεί να ταξιδεύει μέσω ενός κενού (π.χ., το φως του ήλιου μέσω του εξωτερικού διαστήματος) δια μέσο αυτού μπορεί, φυσικά, να διαδωθεί μέσω του σώματος, με κάποια απώλεια.
- Δεδομένου ότι οι ενεργειακές μορφές είναι διαφορετικές, οι παράμετροι που εισάγουν τους υπολογισμούς των ιδιοτήτων κυμάτων είναι απολύτως μοναδικές. Αυτό οδηγεί σε μια δραματική διαφορά στην ταχύτητα φάσης για κάθε τύπο κύματος. Για τον υπέρηχο, η ταχύτητα του ήχου (στο νερό ή το μαλακό ιστό) είναι  $1,5 \times 10^3$  m/s, ενώ η ταχύτητα του φωτός (στο ελεύθερο διάστημα) είναι  $c = 3 \times 10^8$  m/s, περίπου 200.000 φορές γρηγορότερη. Αυτό οδηγεί στη συνέχεια στις μεγάλες διαφορές στο μήκος κύματος. Στις συχνότητες που αναφέρθηκαν παραπάνω που αντιστοιχούν σε ένα βάθος διεύθυνσης 10 cm., το μήκος κύματος του υπέρηχου είναι 2 mm., ενώ το μήκος κύματος EM είναι 60 cm. (μετά λάμβάνοντας υπόψη τη σχετική διαπερατότητα του χαρακτηριστικού ιστού στην προσδιορισμένη συχνότητα δείτε το παράρτημα A και την εξίσωση 3.4). Κατά συνέπεια, ο υπέρηχος έχει ένα πολύ πιο σύντομο μήκος κύματος και μπορεί να στραφεί στις πιο στενές τιμές καλύτερα στην ανταλλαγή μεταξύ της διεύθυνσης και της εστίασης.
- Εξωτερικοί εφαρμοστές που εισάγουν τα κύματα στο σώμα πρέπει να είναι συμβατοί με τους αντίστοιχους ενεργειακούς τύπους. Ο υπέρηχος χρησιμοποιεί τους ηλεκτρομηχανικούς (πιεζοηλεκτρικούς) μετατροπείς, ενώ τα κύματα και τα μικροκύματα ραδιοσυχνότητας χρησιμοποιούν χαρακτηριστικά τους βρόχους, τα δίπολα, ή τις χοάνες κυματοδηγού.
- Η πίεση  $p$  ενός κύματος υπέρηχου είναι μια κλιμακωτή ποσότητα, ενώ ποσότητες πεδίου EM ( $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$ ) είναι διανύσματα με τρεις συνιστώσες κάθε μια σε οποιοδήποτε σημείο στο διάστημα.

### 3.10 Περίληψη

Στη σειρά μέσης-συχνότητας που περιγράφεται σε αυτό το κεφάλαιο, τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία ενεργούν όπως τα κύματα παρά τις τάσεις και τα ρεύματα (κεφάλαιο 2) ή τις ακτίνες (κεφάλαιο 4). Συνδέονται έντονα, και αλληλεπιδρούν με το σώμα με τους πολύ σύνθετους τρόπους. Αυτό το κεφάλαιο έχει εμφανίσει βασικούς μηχανισμούς με τους οποίους τα κύματα αλληλεπιδρούν: αντανάκλαση, μετάδοση, εξασθένηση, διάθλαση, και εποικοδομητική και καταστρεπτική παρέμβαση. Κάθε ένα από αυτά τα αποτελέσματα είναι απλό για να κατανοηθεί, αλλά στις χαρακτηριστικές εφαρμογές οι συνδυασμοί τους παράγουν τα πρότυπα πεδίων αρκετά



σύνθετοι όπου οι λεπτομερείς αριθμητικοί κώδικες προσομοίωσης χρησιμοποιούνται χαρακτηριστικά και αυτές οι αριθμητικές μέθοδοι συζητούνται περαιτέρω στο κεφάλαιο 5.

Οι εφαρμογές σε αυτήν την περιοχή είναι πολύ διαφορετικές και περιλαμβάνουν πολλές διαφορετικές μεθόδους για τη θερμότητα, την επικοινωνία, και την απεικόνιση. Ο έλεγχος των πεδίων σε αυτήν την ζώνη συχνότητας μπορεί επίσης να είναι δύσκολος, επειδή τείνει να διαρρέυσει. Έτσι, οι μέθοδοι για να παρέχουν το προστατευτικό κάλυμμα και γειώνοντας είναι εξειδικευμένοι σε αυτήν την περιοχή συχνότητας. Οι εφαρμογές στην περιοχή μέσης-συχνότητας συνεχίζουν να επεκτείνονται και να καθαρίζονται, όπως θα συζητηθεί περαιτέρω στο κεφάλαιο 6. Το επόμενο κεφάλαιο θα συζητήσει τα πεδία υψηλής-συχνότητας, όπου τα πεδία συμπεριφέρονται περισσότερο όπως οι ακτίνες από τα κύματα.

## 4ο Κεφάλαιο

### **4. EM Συμπεριφορά Όταν το Μήκος Κύματος είναι Πολύ Μικρότερο από το Αντικείμενο**

#### **4.1 Εισαγωγή**

Σε αυτό το κεφάλαιο, συζητάμε την περίπτωση όπου το μήκος κύματος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας είναι πολύ μικρότερο από το μέγεθος των χαρακτηριστικών αντικειμένων. Δεδομένου ότι οι λεπτομέρειες μικρότερες από περίπου 0,3 mm. είναι δύσκολο να επιλυθούν με το γυμνό μάτι, αυτό το κεφάλαιο ενδιαφέρεται για τα κύματα οι συχνότητες των οποίων είναι αρκετά υψηλές ότι τα μήκη κύματός τους είναι μικρότερα από 0,3mm.. Από  $f = c/\lambda$  (η εξίσωση 1.15), αυτό σημαίνει ότι η συχνότητα θα είναι στη σειρά  $3 \times 10^8 (m/s) / 0.3 \times 10^{-3} (m) = 1 \times 10^{12} (Hz) = 1 \text{ THz}$  και υψηλότερα. Το χαμηλότερο όριο αυτού του φάσματος συχνότητας κόβει με τη ζώνη χιλιοστού κύματος, που ονομάζεται έτσι επειδή τα μήκη κύματός του είναι μέρη ενός χιλιοστού μέτρου μέχρι μερικά χιλιοστά (δείτε το σχήμα 1.31 για μια γραφική παράσταση των διάφορων ηλεκτρομαγνητικών περιοχών). Στις κάπως υψηλότερες συχνότητες είναι τα κύματα απότερης υπέρυθρης ακτινοβολίας, κατόπιν τα κύματα κοντινής υπέρυθρης ακτινοβολίας τα των οποίων μήκη κύματος είναι της τάξης των μικρόμετρων, ονομαζόμενα ως μακριά και κοντά ανάλογα με τη σχετική στενότητά τους στα ορατά ελαφριά μήκη κύματος. Υψηλότερη στη συχνότητα (πιό σύντομη στο μήκος κύματος) είναι η πολύ σημαντική ορατή

σειρά μήκους κύματος (μεταξύ 400 και 700 nm), όπου πολλές σημαντικές ανακαλύψεις και συσκευές όπως τα λέιζερ έχουν γίνει, αναμφισβήτητα λόγω της σημασίας του φωτός στην ανθρώπινη όραση. Ελαφρώς υψηλότερες συχνότητες είναι τα υπεριώδη (UV) κύματα. Στις πολύ υψηλότερες συχνότητες είναι οι μαλακά, έπειτα σκληρά, ακτίνες x.

Όλα αυτά τα κύματα έχουν μερικά κοινά χαρακτηριστικά, αλλά δεδομένου ότι το φάσμα συχνότητας που καλύπτεται είναι τόσο ευρύ, υπάρχουν ευδιάκριτες διαφορές επίσης. Παραδείγματος χάριν, τα κύματα χιλιοστόμετρου στο χαμηλό όριο αυτής της σειράς θεωρούνται συχνά στο υψηλό άκρο των μικροκυμάτων (κεφάλαιο 3) δεδομένου ότι χρησιμοποιούν τις γεννήτριες, τους ανιχνευτές, και τους κυματοδηγούς που είναι εξειδικευμένες εκδόσεις των αντίστοιχων συσκευών μικροκυμάτων. Στο υψηλό άκρο αυτής της σειράς, οι ακτίνες x κατέχουν τέτοιες υψηλές συχνότητες και σύντομα μήκη κύματος (έτσι η εκτενής χρήση τους για την ιατρική απεικόνιση) ότι δεν διαθλούνται αρκετά ή επιβραδύνονται από τα υλικά που περιέχουν τα δίπολα (όπως οι βασισμένοι στο νερό ιστοί) μάλλον, απορροφώνται και διασκορπίζονται από τα μεμονωμένα άτομα. Αυτή η απορρόφηση έχει την ικανότητα να μεταφέρει αρκετή ενέργεια στα άτομα για να τα ιονίσει. Κατά συνέπεια, οι ακτίνες x καλούνται *ακτινοβολίες ιονισμού*, και συμπεριφέρονται πολύ διαφορετικά από τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα χαμηλής-συχνότητας. Τα κύματα χαμηλής-συχνότητας είναι μη ιονίζοντα, και δεν βλάπτουν τα κύτταρα μέσω των αποτελεσμάτων ιονισμού.

Μεταξύ αυτών τα άκρα είναι τα *οπτικά* κύματα, τα οποία εκ των περισσότερων ορισμών καλύπτουν υπέρυθρες, τις ορατές, και υπεριώδεις περιοχές. Αυτά τα κύματα είναι η βασική εστίαση αυτού του κεφαλαίου. Μοιράζονται πολλά κοινά χαρακτηριστικά γνωρίσματα, και διαδραματίζουν έναν σημαντικό ρόλο στην ανθρώπινη ζωή. Δεδομένου ότι τα μήκη κύματός τους (από το ένα δέκατο σε μερικά μικρόμετρα) είναι πολύ μικρότερα από το χαρακτηριστικό αντικείμενο, είναι συχνά κατάλληλο να περιγραφούν με δύο τρόπους που είναι διαφορετικοί από εκείνους που χρησιμοποιούνται στα προηγούμενα κεφάλαια. Η πρώτη διαφορά είναι ότι η διάθλαση είναι συχνά δυσδιάκριτη για αυτά τα κύματα (εκτός αν εσκεμμένα προκαλούνται από τα εξειδικευμένα κιγκλιδώματα διάθλασης ή άλλες πολύ μικρές δομές). Αυτό είναι επειδή, όπως καλύπτεται στην παράγραφο 3.8, ο βαθμός διάθλασης είναι ανάλογος προς την αναλογία του μήκους κύματος στο μέγεθος αντικειμένου. Δεδομένου ότι το μήκος κύματος συγκρίνεται απότομα με τα περισσότερα αντικείμενα (παραδείγματος χάριν, ένας καθρέφτης), η διάθλαση είναι μικρή και δεν διαδραματίζει έναν σημαντικό ρόλο στη συμπεριφορά του κύματος διάδοσης. Τα κύματα μπορούν έπειτα να περιγραφούν βολικά από ευθείες γραμμές της διάδοσης ακτίνων, και η επισήμανση ακτίνων χρησιμοποιείται για να καταστήσει την οπτική διάδοση πολύ ευκολότερη να απεικονιστεί και να καθοριστεί. Αυτό είναι το πεδίο του χρόνου της

γεωμετρικής οπτικής, όπου οι ακτίνες ακολουθούν τους γεωμετρικούς κανόνες. Η επισήμανση της Ray χρησιμοποιείται εκτενώς στο πρώτο μισό αυτού του κεφαλαίου.

Η δεύτερη διαφορά είναι αυτή αντί της χρησιμοποίησης του συντελεστή διαπερατότητας; για να περιγράψει την επίδραση ενός υλικού στη διάδοση ενός οπτικού κύματος, η τετραγωνική ρίζα σχετικής διαπερατότητας  $\epsilon_r$  χρησιμοποιείται. Αυτός ο όρος ορίζεται ως δείκτης διάθλασης  $n$ :

$$n = \sqrt{\epsilon_r} \quad (4.1)$$

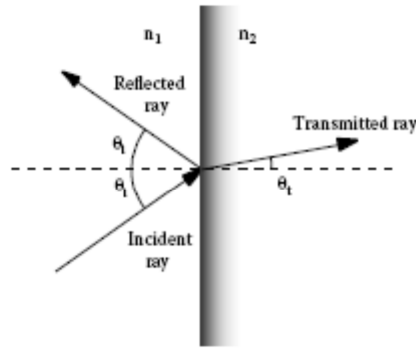
Η χρησιμότητα αυτού του καθορισμού προέρχεται από το γεγονός ότι διάθλαση, όπως δίνεται από το νόμο του Snell ( εξίσωση 3.5), διαδραματίζει έναν σημαντικό ρόλο στην οπτική, όπου οι φακοί χρησιμοποιούνται για να στρέψουν ή να αλλάξουν την κυρτότητα κυματομορφής των κυμάτων. Ο νόμος του Snell μπορεί να επαναδιατυπωθεί βολικά από την άποψη του δείκτη διάθλασης  $n$ . Στο σχήμα 4.1, φαίνεται το γεγονός κυμάτων σε μια διεπαφή μεταξύ δύο διαφορετικών διηλεκτρικών υλικών να αντιπροσωπεύεται από την διαγώνια ακτίνα επίπτωσής του  $\theta_i$  (από τη σύμβαση που μετριέται όσον αφορά μια κάθετο γραμμών, ή κανονική, στη διεπαφή). Φαίνεται η σχετική διαπερατότητα του υλικού 1 να είναι  $\epsilon_{r1}$  και η σχετική διαπερατότητα του υλικού 2 να είναι  $\epsilon_{r2}$ . Μετά περνώντας μέσω της διεπαφής, η γωνία της μετάδοσης είναι  $\theta_t$ . Έκτοτε  $\epsilon_{r1} = \epsilon_1/\epsilon_0$  και  $\epsilon_{r2} = \epsilon_2/\epsilon_0$  (δείτε την παράγραφο 1.6), η εξίσωση 3,5 μπορεί να διατυπωθεί από την άποψη σχετικής διαπερατότητας ως

$$\sqrt{\epsilon_{r1}} = \sin \theta_i = \sqrt{\epsilon_{r2}} \sin \theta_t \quad (4.2)$$

Κατόπιν, η χρησιμοποίηση του καθορισμού του δείκτη διάθλασης, εξίσωση 4,1, νόμος του Snell γίνεται απλά

$$n_1 \sin \theta_i = n_2 \sin \theta_t \quad (4.3)$$

Αυτή είναι η μορφή της εξίσωσης που φαίνεται συνήθως στις οπτικές αναλύσεις.



ΣΧΗΜΑ 4.1

Η διάθλαση (κάμψη) μιας ακτίνας που διαβιβάζεται μέσω μιας διεπαφής μεταξύ δύο διηλεκτρικών με τους δείκτες διάθλασης  $n_1$  και  $n_2$ , αντίστοιχα. Σε αυτό το παράδειγμα,  $n_2 > n_1$ .

Επίσης σημειώστε ότι, χρησιμοποιώντας την εξίσωση 3,4, η ταχύτητα φάσης του κύματος σε κάθε μέσο δίνεται από

$$v_{p1} = c/n_1 \text{ και } v_{p2} = c/n_2 \quad (4.4)$$

Κατά συνέπεια, ο δείκτης διάθλασης είναι ένα μέτρο του πόσο πιο αργό, είναι ένα κύμα σε ένα μέσο έναντι στο ελεύθερο διάστημα. Ακολουθεί η εξίσωση 4,3 που μπορεί ισοδύναμα να γραφτεί ως

$$v_{p2} \sin \theta_i = v_{p1} \sin \theta_t \quad (4.5)$$

Όλες οι τιμές του δείκτη διάθλασης πρέπει να είναι μεγαλύτερες από 1, δεδομένου ότι ο νόμος της ειδικής σχετικότητας δηλώνει ότι κανένα ενεργειακό κύμα δεν μπορεί να ταξιδέψει με ταχύτητες μεγαλύτερες από την ταχύτητα του φωτός στο ελεύθερο διάστημα. Γενικά, όσο πυκνότερο το μέσο, τόσο υψηλότερος ο δείκτης διάθλασης και τόσο πιο αργή η ταχύτητα κυμάτων. Οι χαρακτηριστικές τιμές του  $n$  είναι 1,33 για το νερό, περίπου 1,5 για το γυαλί (ανάλογα με τον τύπο γυαλιού και το μήκος κύματος του φωτός), και περίπου 1,4 έως 1,6 για τα διάφορα διαφανή πλαστικά. Για τους ιστούς που έχουν την υψηλή περιεκτικότητα σε νερό, το  $n$  είναι κάπως υψηλότερο από 1,33, ανάλογα με την πυκνότητα των πρωτεϊνών, των ινών, και άλλων συστατικών του ιστού. Όταν μια ουσία είναι με απώλειες, ο δείκτης διάθλασης της γίνεται ένας σύνθετος αριθμός.

## 4.2 Αποτελέσματα διάδοσης Ακτίνας

Συνεπεία της έλλειψης διάθλασης για τα περισσότερα οπτικά κύματα, όπως εξηγούνται στο προηγούμενο τμήμα, τα κύματα θα ταξιδεψουν σε μια ευθεία γραμμή μέχρι να ανακλασθούν (σε έναν καθρέφτη, παραδείγματος χάριν) ή να ανακλασθούν (από έναν φακό). Λόγω της μικρότητας του μήκους κύματος, τα κύματα συμπεριφέρονται όπως τα τμήματα μνήμης ενός επίπεδου κύματος πέρα από οποιαδήποτε έκταση πρακτικού ενδιαφέροντος. Νωρίτερα, στο [σχήμα 3.3](#), φαίνεται ότι η διάδοση του διανυσματικού  $k$  είναι κάθετη στην κυματομορφή μιας διάδοσης επίπεδου κύματος. Η κατεύθυνση της διάδοσης του διανυσματικού  $k$  καθορίζει την κατεύθυνση του ταξιδιού του κύματος και αυτή η διανυσματική κατεύθυνση καθορίζει την *ακτίνα* που συνδέεται με εκείνο το κύμα. Κατά συνέπεια, όταν μπορεί να παραμεληθεί η διάθλαση, η ακτίνα σε ένα ομοιόμορφο μέσο ταξιδεύει σε μια ευθεία γραμμή μέχρι τον επαναπροσανατολισμό της.

### 4.2.1 Διάθλαση στις διηλεκτρικές διεπαφές

Είναι πολύ χρήσιμο να χρησιμοποιηθεί αυτή η ευθεία γραμμή συμπεριφοράς ακτίνων για να περιγράψει πώς τα οπτικά κύματα διαθλούνται και στρέφονται. Παραδείγματος χάριν, το [σχήμα 4.1](#) έχει χρησιμοποιήσει ήδη την ακτίνα που επισημαίνεται για να επιδείξει πώς μια συναφής ακτίνα διαθλάται σε μια διαφορετική γωνία περνώντας μέσω μιας διηλεκτρικής διεπαφής. Για αυτόν τον ιδιαίτερο αριθμό, υποτίθεται ότι ο δείκτης της διάθλασης  $n_1$  ήταν μικρότερος από το δείκτη  $n_2$ , όπως κατά μετάβαση από τον αέρα ( $n_1 = 1$ ) στο νερό ( $n_2 = 1.33$ ). Σε αυτήν την περίπτωση, η ακτίνα κάμφθηκε περισσότερο προς την κανονική (κάθετη) κατεύθυνση. Όπως προβλέπεται από την εξίσωση 4,3, όταν  $n_2 > n_1$ ,  $\sin \theta_i > \sin \theta_t$  και  $\theta_i > \theta_t$ .

Το [σχήμα 4.2](#) εμφανίζει αντίθετα την περίπτωση, όπου  $n_1$  είναι μεγαλύτερο από το  $n_2$ , όπως μεταβαίνει από το γυαλί ( $n_1 = 1.5$ ) στον αέρα ( $n_2 = 1$ ). Σε αυτήν την περίπτωση, η ακτίνα κάμπτεται περισσότερο *μακριά* από τον κανονικό μετά από τη μετάδοση.

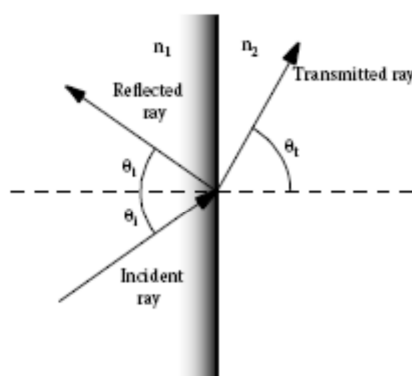
### Μια ενίσχυση μνήμης για την ακτίνα κάμψης

Είναι συχνά πολύ χρήσιμο κάνοντας την ακτίνα που επισημαίνεται για να είναι σε θέση να θυμηθεί γρήγορα ποια κατεύθυνση μια ακτίνα θα πάρει όταν διαβιβάζεται σε κάθε μια από αυτές τις περιπτώσεις. Το [σχήμα 4.3](#) δίνει μια πολύ απλή, ποιοτική ενίσχυση μνήμης για τον καθορισμό της κατεύθυνσης της διάθλασης. Σκεφτείτε την ακτίνα ως μια δεξαμενή στρατού με δύο ανεξάρτητα βήματα, που να περιστρέφονται σε κάθε πλευρά. Η δεξαμενή ταξιδεύει στην κατεύθυνση της ακτίνας. Θυμηθείτε ότι η ταχύτητα του κύματος (η δεξαμενή και τα βήματά της) είναι αντιστρόφως ανάλογη προς το δείκτη της διάθλασης του υλικού, όπως από την εξίσωση 4.4. Κατά συνέπεια, εάν  $n_2 > n_1$  όπως στο [σχήμα 4.1](#), η ταχύτητα είναι πιο αργή στο μέσο 2 απ'ότι στο μέσο 1. Τώρα, καθώς η δεξαμενή διασχίζει το όριο στο μέσο 2, το σωστό βήμα θα εισαχθεί πρώτα και επομένως θα επιβραδυνθεί προτού να επιβραδυνθεί το αριστερό βήμα. (συνέχεια στην επόμενη σελίδα)

Αυτό θα αναγκάσει τη δεξαμενή για να στρέψει περισσότερο προς το κανονικό, σύμφωνα με το νόμο του Snell. Εάν  $n_1 > n_2$  όπως στο σχήμα 4.2, το μέσο 2 είναι γρηγορότερο από το μέσο 1 και το σωστό βήμα θα επιταχυνθεί πριν από το αριστερό βήμα. Η δεξαμενή θα στρέψει μακρύτερα από το κανονικό, πάλι σύμφωνα με το νόμο του Snell.

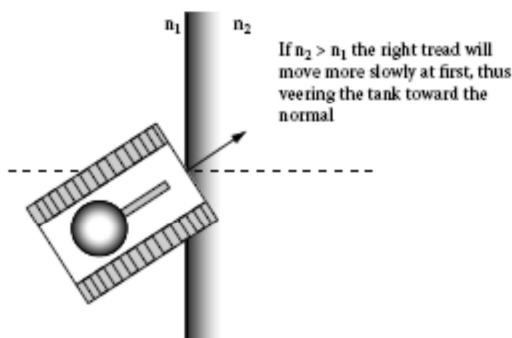
Ακόμα κι αν αυτή η ενίσχυση μνήμης που είναι πολύ απλή, μπορεί πραγματικά να χρησιμοποιηθεί για να λάβει ποσοτικά το νόμο του Snell. Προβλέπει επίσης σωστά το γεγονός ότι ένα κύμα είναι ακριβώς κάθετο σε οποιαδήποτε διηλεκτρική διεπαφή, όπως φαίνεται στο σχήμα 4.4. Σε αυτήν την περίπτωση, και τα δύο βήματα εισάγονται συγχρόνως και η δεξαμενή δεν είναι ενεργοποιημένη με τον άλλο τρόπο. Με άλλα λόγια, όταν ένα κύμα είναι συναφές κανονικά (δηλ., κάθετο σε μια διεπαφή), το κύμα συνεχίζεται επάνω χωρίς την κάμψη. Αυτό ισχύει ανεξάρτητα από τα σχετικά μεγέθη των δεικτών της διάθλασης. Φυσικά, ο νόμος του Snell προβλέπει επίσης αυτήν την συμπεριφορά, δεδομένου ότι όταν  $\theta_i = 0^\circ$ , έπειτα  $\theta_t = 0$ , και έτσι  $\theta_r = 0$  και  $\theta_t = 0^\circ$ , ανεξάρτητα από τις τιμές είτε  $n_1$  είτε  $n_2$ . Τυχαία, ο νόμος του Snell επίσης δείχνει ότι η διάθλαση της συναφούς ακτίνας θα συμβεί μόνο όταν  $n_1$  είναι διαφορετικό από το  $n_2$  εάν οι δύο περιοχές έχουν τον ίδιο δείκτη, δεν θα υπάρξει καμία διάθλαση της ακτίνας, όπως μπορεί να είναι διαισθητικά προφανής.

Επιστρέφοντας στην περίπτωση όταν  $n_1 > n_2$ , σχήμα 4.2 μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να προβλέψουν την αρχή της συνολικής εσωτερικής αντανάκλασης (TIR), ένα φαινόμενο που έχει σημαντική σημασία στις οπτικές ίνες. Το TIR έχει συζητηθεί στην παράγραφο 3.3.2, και εδώ την αναδιατυπώνουμε χρησιμοποιώντας την ορολογία δεικτών διάθλασης. Το TIR εμφανίζεται όταν η συναφής γωνία είναι αρκετά μεγάλη όταν η διαβιβασθείσα γωνία είναι  $90^\circ$  και ουσιαστικά η διαβιβασθείσα ακτίνα εξαφανίζεται. Η συναφής γωνία στην οποία αυτό



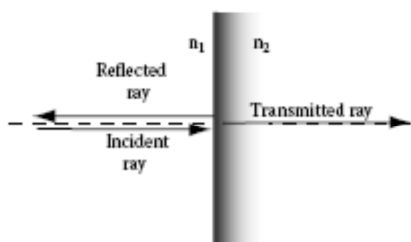
ΣΧΗΜΑ 4.2

Η διάθλαση (κάμψη) μιας ακτίνας που διαβιβάζεται μέσω μιας διεπαφής μεταξύ δύο διηλεκτρικών με τους δείκτες διάθλασης  $n_1$  και  $n_2$ , αντίστοιχα. Σε αυτό το παράδειγμα,  $n_1 > n_2$ .



ΣΧΗΜΑ 4.3

Μια απλή ενίσχυση μνήμης για να καθορίσει ποια κατεύθυνση της ακτίνας θα κάμψει κατά χτύπημα μιας διηλεκτρικής διεπαφής. Η δεξαμενή στρατού αντιπροσωπεύει το εισερχόμενο κύμα. Το ένα που προχωρείται θα μπει στην περιοχή 2 πριν από το άλλο βήμα, και είτε θα επιταχυνθεί επάνω είτε θα επιβραδυνθεί, εξαρμένα αντιστρόφως από τις σχετικές τιμές του  $n_1$  και του  $n_2$ . Ένας μεγαλύτερος δείκτης  $n$  σημαίνει μια πιο αργή ταχύτητα ενώ ένας μικρότερος δείκτης  $n$  σημαίνει μια γρηγορότερη ταχύτητα. Αυτό αναγκάζει τη δεξαμενή να στραφεί σε κάποια κατεύθυνση.



ΣΧΗΜΑ 4.4

Η κατάσταση όταν χτυπά μια ακτίνα τη διεπαφή στην κανονική επίπτωση (κάθετη στο όριο). Και η διαβιβασθείσα ακτίνα και η απεικονισμένη ακτίνα είναι επίσης κάθετες στο όριο, και δεν υπάρχει καμία διάθλαση.

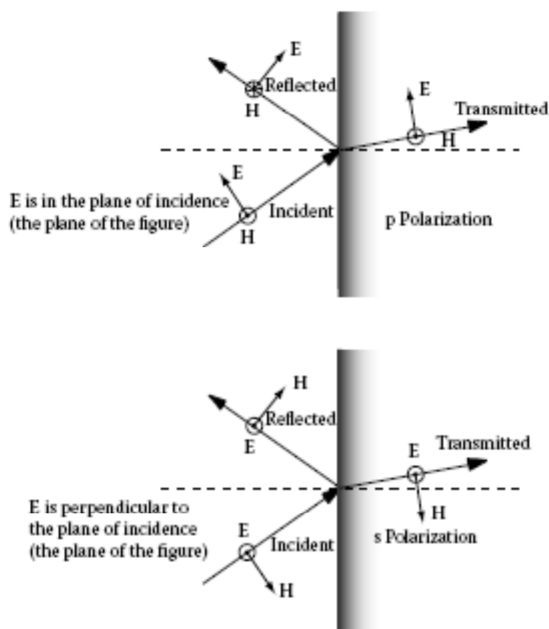
συμβαίνει καλείται *κρίσιμη γωνία*, και μπορεί να βρεθεί από την εξίσωση 4,3 με την τιμή των παραμέτρων  $\theta_t = 90^\circ$ , και επομένως  $\sin \theta_t = 1$ . Έπειτα,

$$\sin \theta_{ic} = n_2/n_1 \tag{4.6}$$

Το TIR θα πραγματοποιηθεί όποτε η συναφής γωνία είναι ίση με την κρίσιμη γωνία που δίνεται από την εξίσωση 4,6 ή μεγαλύτερη, συμπεριλαμβάνοντας μέχρι μια συναφή γωνία  $90^\circ$  (πρόσπτωσης). Πέρα από αυτήν την ολόκληρη σειρά, δεν υπάρχει καμία διαβιβασθείσα ακτίνα στο μέσο 2, μόνο μια συνολικά απεικονισμένη ακτίνα στο μέσο 1. Τυχαία, δεδομένου ότι  $\sin \theta_{ic}$  πρέπει να είναι μικρότερη από την ενότητα για οποιαδήποτε εφικτή συναφή ακτίνα, η εξίσωση 4,6 δείχνει ότι το TIR θα εμφανιστεί μόνο όταν  $n_1 > n_2$ .

**4.2.2 Οπτική πόλωση και αντανάκλαση από τις διηλεκτρικές διεπαφές**

Ο προσανατολισμός του συναφούς διανυσματικού πεδίου  $\mathbf{E}$  καθορίζει την *πόλωση* του συναφούς κύματος. Όπως παρουσιάστηκε νωρίτερα στο *σχήμα 3.3*, το διανυσματικό πεδίο  $\mathbf{E}$  θα είναι κάθετο στην κατεύθυνση της διάδοσης του κύματος (στις περισσότερες περιπτώσεις ενδιαφέροντος για την οπτική), και επομένως στην ακτίνα. Αλλά ο προσανατολισμός του  $\mathbf{E}$  πρέπει ακόμα να προσδιοριστεί στο κάθετο επίπεδο της ακτίνα. Υπάρχουν δύο ευδιάκριτες δυνατότητες για τον προσανατολισμό του  $\mathbf{E}$  κατά εξέταση της αντανάκλασης, όπως φαίνεται στο *σχήμα 4.5*. Το επίπεδο που χρησιμοποιείται για την παραπομπή του προσανατολισμού του  $\mathbf{E}$  καλείται *επίπεδο επίπτωσης*, και ορίζεται ως το επίπεδο που περιέχει και τη συναφή ακτίνα και μια συρμένη γραμμή κάθετη στη διεπαφή (δηλ., η ορμούμενη γραμμή). Στο *σχήμα 4.5*, το επίπεδο της επίπτωσης είναι το επίπεδο του χαρτιού. Περιέχει επίσης την απεικονισμένη ακτίνα και τη διαβιβασθείσα ακτίνα.



ΣΧΗΜΑ 4.5

Ορισμοί των δύο ανεξάρτητων καταστάσεων της πόλωσης του συναφούς πεδίου  $\mathbf{E}$ . Για την πόλωση  $p$ , το διάνυσμα πεδίου  $\mathbf{E}$  βρίσκεται στο επίπεδο της επίπτωσης (το επίπεδο του αριθμού). Για την πόλωση του  $s$ , το διάνυσμα πεδίου  $\mathbf{E}$  είναι κάθετο στο επίπεδο της επίπτωσης.

Όταν το διάνυσμα πεδίου  $\mathbf{E}$  είναι στο επίπεδο της επίπτωσης, αυτό είναι *πόλωση p*. Όταν το διάνυσμα πεδίου  $\mathbf{E}$  είναι κάθετο στο επίπεδο της επίπτωσης (που δείχνει είτε μέσα είτε έξω), αυτό είναι *πόλωση του s*. Γενικά, οποιαδήποτε αυθαίρετη συναφής πόλωση μπορεί να γραφτεί ως συνδυασμός αυτών των δύο καταστάσεων.



Μπορεί να είχατε παρατηρήσει και στα δύο σχήματα 4.1 και 4.2 ότι εκτός από τη διαβιβασθείσα ακτίνα υπάρχει επίσης μια απεικονισμένη ακτίνα. Αυτό ισχύει για όλες τις γωνίες της πρόσπτωσης, όχι μόνο για το TIR. Όπως συζητείται στην παράγραφο 3.3.2 για τα μικροκύματα, η γωνία της αντανάκλασης είναι ίση με τη γωνία της πρόσπτωσης προκειμένου να ταιριαχτούν με τις οριακές συνθήκες σε όλες τις θέσεις κατά μήκος της διεπαφής. Το εύρος του απεικονισμένου κύματος βρίσκεται από τους τύπους Fresnel και η αντανάκλαση από μια διηλεκτρική διεπαφή καλείται αντανάκλαση Fresnel. Το μέγεθος της αντανάκλασης προσδιορίζεται από το συντελεστή αντανάκλασης εύρους;, η οποία είναι η αναλογία του εύρους του απεικονισμένου πεδίου  $E$  στο εύρος του συναφούς πεδίου  $E$ ; εξαρτάται έντονα από τους δύο δείκτες διάθλασης, τη γωνία της πρόσπτωσης και την πόλωση του συναφούς κύματος. Για το p-πολωμένο φως, ο συντελεστής αντανάκλασης εύρους είναι

$$\rho = \tan(\theta_i - \theta_t) / \tan(\theta_i + \theta_t) = |E_{reflected}| / |E_{incident}| \quad (4.7)$$

όπου η τιμή του  $\theta_t$  μπορεί να ληφθεί από το νόμο του Snell. Στο όριο της κανονικής επίπτωσης (δηλ., για  $\theta_i = 0^\circ$ ), η εξίσωση 4,7 μειώνει

$$\rho = n_2 - n_1 / n_2 + n_1 \quad (4.8)$$

Για το s- πολωμένο φως, ο συντελεστής αντανάκλασης εύρους είναι

$$\rho = -\sin(\theta_i - \theta_t) / \sin(\theta_i + \theta_t) = \frac{|E_{reflected}|}{|E_{incident}|} \quad (4.9)$$

Στο όριο της κανονικής επίπτωσης ( $\theta_i = 0^\circ$ ), η εξίσωση 4,9 μειώνει

$$\rho = n_1 - n_2 / n_1 + n_2 \quad (4.10)$$

Όταν το  $\rho$  έχει μια αρνητική τιμή, το εύρος του απεικονισμένου κύματος είναι  $180^\circ$  έξω από τη φάση από το συναφές κύμα.

Αυτοί οι συντελεστές αντανάκλασης ( $\rho$ ) είναι για το πεδίο  $E$ . Για να πάρει το συντελεστή  $R$  αντανάκλασης δύναμης, ή την ανακλαστικότητα (η αναλογία της απεικονισμένης πυκνότητας ισχύος στη συναφή πυκνότητα ισχύος), το  $\rho$  πρέπει να είναι στο τετράγωνο, δεδομένου ότι η πυκνότητα ισχύος είναι ανάλογη προς το  $E^2$ , όπως εξηγείται στην παράγραφο 3.4.3. Κατά συνέπεια,  $R = \rho^2$ .

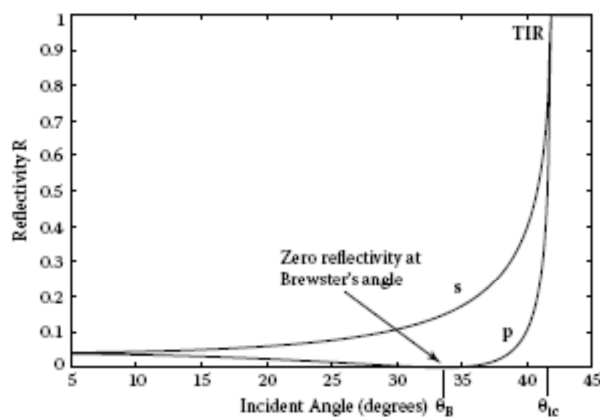
Όπως προβλέπεται από τις εξισώσεις 4,7 μέχρι 4,10, υπάρχει κάποιο ποσό αντανάκλασης όποτε ένα οπτικό κύμα περνά από ένα διηλεκτρικό μέσο σε άλλο. Γι'αυτό μπορείτε να δείτε μια εξασθενημένη αντανάκλαση σας όποτε κοιτάζετε μέσα από ένα παραθύρου γυαλιού. Υπάρχουν πραγματικά δύο χωριστές αντανάκλασεις, μια από την μπροστινή διεπαφή αέρα-γυαλιού και μια από την πίσω γυάλινη διεπαφή. Υποθέτοντας την κανονική επίπτωση και τοποθέτηση των χαρακτηριστικών τιμών για τους δείκτες του αέρα ( $n_1 = 1$ ) και γυαλί ( $n_2 = 1.5$ ) η εξίσωση 4,8 δίνει  $\rho = 0,2$ , έτσι  $R = \rho^2 = 0,04$ , Κατά συνέπεια, 4% της συναφούς δύναμης απεικονίζεται από την μπροστινή επιφάνεια του γυαλιού. Η ανταλλαγή των ρόλων  $n_1$  και  $n_2$  αλλάζει του  $\rho$ , αλλά επειδή  $R = \rho^2$  δεν υπάρχει καμία διαφορά στο μέγεθος του  $\rho$ , έτσι 4% απεικονίζεται επίσης από την πίσω επιφάνεια και 8% της δύναμης απεικονίζεται και από τις δύο επιφάνειες που συνδυάζονται. Σε μερικές καταστάσεις, όπως των γυαλιών, τα ειδικά επιστρώματα αντανάκλασης μπορούν να κατατεθούν στο γυαλί για να μειώσουν αυτό το ποσό σε σχεδόν μηδέν.

Υπάρχουν δύο ειδικές περιπτώσεις της αντανάκλασης που μπορούν να καθοριστούν (με κάποια προσπάθεια) από τις 4,7 και 4.9. εξισώσεις. Πρώτον και για τα δύο σημεία πόλωσης,  $\rho \rightarrow 1$  όταν  $\sin \theta_i = n_2 / n_1$ . Αυτό είναι ακριβώς μια επιβεβαίωση του όρου για το TIR που συζητήθηκε νωρίτερα. Επομένως  $\rho = 1$ , αυτό δείχνει ότι η αντανάκλαση είναι πραγματικά *συνολική* (δηλ., είναι 100% όχι μόνο 99% ή 99,99%), όπως υπονοεί η συνολική εσωτερική αντανάκλαση ονόματος .

Η δεύτερη ειδική περίπτωση εμφανίζεται μόνο για την πόλωση  $\rho$ . Η γωνία  $\theta_B$  του Brewster ορίζεται ως εκείνη η γωνία της πρόσπτωσης στην οποία

$$\tan \theta_B = n_2/n_1 \quad (4.11)$$

Σε αυτήν την ειδική γωνία της πρόσπτωσης, το μέγεθος του απεικονισμένου κύματος που δίνεται από την εξίσωση 4,7 πηγαίνει όμοια σε μηδέν; δεν υπάρχει καμία απεικονισμένη δύναμη. Για παράδειγμα, το [σχήμα 4.6](#) σχεδιάζει την μεταβολή του  $\rho$  ως λειτουργία της γωνίας της πρόσπτωσης και για τις καταστάσεις πόλωσης για  $n_1 = 1,5$  και  $n_2 = 1$ . Η απελευθέρωση στην ανακλαστικότητα σε μηδέν στη γωνία του Brewster μπορεί σαφώς να δει για  $\rho$ -πολωμένο φως, όπως μπορεί η άνοδος στην ενότητα στην κρίσιμη γωνία και για τις δύο καταστάσεις πόλωσης για το TIR.



ΣΧΗΜΑ 4.6

Η μεταβολή της ανακλαστικότητας  $\rho$  δύναμης από μια διηλεκτρική διεπαφή ως λειτουργία της γωνίας της πρόσπτωσης. Σε αυτό το παράδειγμα,  $n_1 = 1,5$  (γυαλί) και  $n_2 = 1$  (αέρας). Σημειώστε ότι το  $\rho$ -πολωμένο φως έχει μηδενική ανακλαστικότητα στη γωνία του Brewster ( $33.7^\circ$  για αυτό το παράδειγμα). Επίσης, σημειώστε την άνοδο του TIR στην κρίσιμη γωνία ( $41.8^\circ$  για αυτό το παράδειγμα).

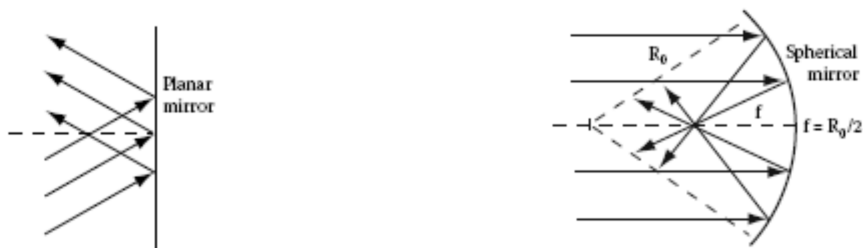
#### 4.2.3 Ακτίνα ανίχνευσης με τους καθρέφτες και τους φακούς

Οι οπτικοί καθρέφτες αποτελούνται συνήθως από τα αγώγιμα επιστρώματα μετάλλων (όπως το αργίλιο) σε ένα υπόστρωμα όπως το γυαλί. Η αντανάκλαση των οπτικών κυμάτων από τα αγώγιμα επιστρώματα ακολουθεί τις ίδιες οριακές συνθήκες όπως για τα μικροκύματα χαμηλής-συχνότητας (δείτε την παράγραφο 3.3.1). Η ανακλαστικότητα  $\rho$  εξαρτάται από την αγωγιμότητα του επιστρώματος, αλλά είναι γενικά περίπου 90% για το αργίλιο, και υψηλότερη για ασήμι και χρυσό. Όπως πριν, η γωνία της αντανάκλασης είναι ίση με τη γωνία της πρόσπτωσης. Αυτό είναι γνωστό ως *κατοπτρική* αντανάκλαση. Κάνει την επισήμανση ακτίνων των διαδρόμων των απεικονισμένων κυμάτων από τους καθρέφτες που απεικονίζονται εύκολα. Παραδείγματος χάριν, το σχήμα 4.7 εμφανίζει παράλληλες συναφείς ακτίνες που απεικονίζονται και από έναν επίπεδο καθρέφτη και από έναν σφαιρικό καθρέφτη. Δεδομένου ότι η σφαιρική επιφάνεια καθρεφτών είναι κυρτή εσωτερικά (επιφάνεια), η κατοπτρική αντανάκλαση αναγκάζει τις παράλληλες ακτίνες να στραφούν σε ένα σημείο στα μισά του δρόμου μεταξύ του κέντρου της κυρτότητας και της επιφάνειας καθρεφτών. (Αυτό ισχύει για τις ακτίνες κοντά στον άξονα για τις ακτίνες μακρύτερα προς την περιφέρεια, κάποιας διάδοσης του σημείου εστίασης, γνωστή ως *παρέκκλιση*, εμφανίζεται.) Κατά συνέπεια, για έναν κοίλο σφαιρικό καθρέφτη, το εστιακό μήκος  $f$  είναι ίσο με τη μισή ακτίνα της κυρτότητας  $R_0$ , ή  $f = R_0/2$ .

Οι φακοί συχνότερα χρησιμοποιούνται για να στρέψουν ή να επεκτείνουν τις ελαφριές ακτίνες. Η κατεύθυνση και ο βαθμός κυρτότητας της επιφάνειας φακών καθορίζονται, από το

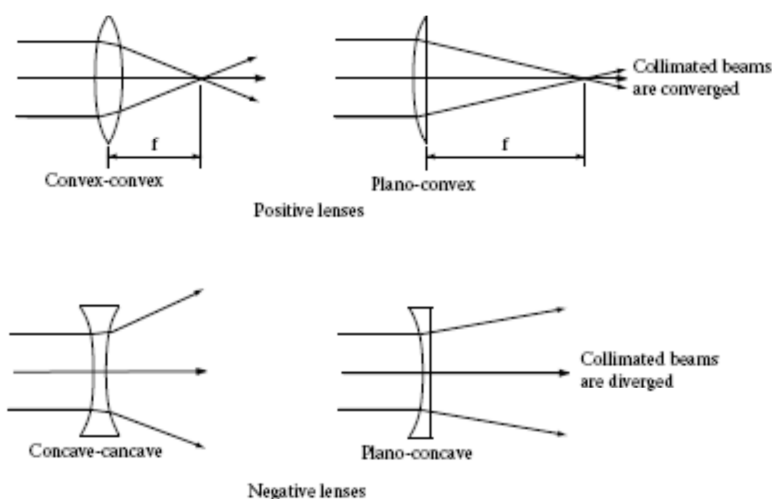
νόμο του Snell (εξίσωση 4.3), το ποσό εστίασης του φακού και εάν θα συγκλίνει ή θα αποκλίσει μια εισερχόμενη ακτίνα. Διάφορα είδη των φακών εμφανίζονται στο [σχήμα 4.8](#). Εάν ένας φακός αναγκάζει ένα εισερχόμενο παράλληλο σύνολο ακτίνων (αποκαλούμενης παράλληλης ακτίνας) για να συγκλίνει, να έχει ένα θετικό εστιακό μήκος και καλείται *θετικός φακός*. Εάν ο φακός αναγκάζει την παράλληλη ακτίνα να αποκλίσει, έχει ένα αρνητικό εστιακό μήκος και είναι ένας *αρνητικός φακός*.

Η επισήμανση των φακών υπακούει συνήθως την ακόλουθη σύμβαση: ο τύπος της κυρτότητας της πρώτης επιφάνειας του φακού όπως εμφανίζεται από μια πλευρά (κοίλος, κυρτός, ή επίπεδος) δίνεται πρώτα, κατόπιν η κυρτότητα της άλλης επιφάνειας φακών όπως εμφανίζεται από την άλλη πλευρά είναι λαμβανόμενη. Κατά συνέπεια, ένας *κυρτός-κυρτός* φακός (μερικές φορές αποκαλούμενος διπλός-κύρτος φακός) έχει δύο επιφάνειες που διογκώνονται έξω στο κέντρο, δεδομένου ότι παραπάνω φαίνεται στο [σχήμα 4.8](#). ότι χρησιμοποιεί το νόμο του Snell (ή ποιοτικά, η ενίσχυση μνήμης δεξαμενών), μπορεί εύκολα να επισημανθεί μια ακτίνα μέσω ενός κυρτού-κυρτού φακού που βλέπει ότι θα διαθλάσει μια ακτίνα αρχικά παράλληλη στον άξονα σε ένα σημείο εστίασης στον άξονα στην άλλη πλευρά του φακού, και επομένως είναι ένας θετικός φακός.



ΣΧΗΜΑ 4.7

Αντανάκλαση των ακτίνων από δύο είδη καθρεφτών, επίπεδος και κοίλος. Ο κοίλος καθρέφτης στρέφει τις παράλληλες εισερχόμενες ακτίνες σε ένα σημείο  $f$  στα μισά του δρόμου μεταξύ του καθρέφτη και του κέντρου κυρτότητάς του.



ΣΧΗΜΑ 4.8

Παραδείγματα και των θετικών και αρνητικών εστιακών φακών μήκους το  $f$  είναι το εστιακό μήκος του φακού. Η σύμβαση για την ονομασία των φακών δίνεται στο κείμενο.

Για τους λεπτούς φακούς, δεν πειράζει σημαντικά ποιο προσανατολισμό ένας φακός παίρνει όσον αφορά την κατεύθυνση διάδοσης των ακτίνων. Με άλλα λόγια, εάν γυρίσετε ένα επιπεδο-κυρτό ο φακός για να κάνει γύρω ένα κυρτό- επίπεδο, αυτό θα στρέψει ακόμα τις εισερχόμενες ακτίνες στο ίδιο σημείο. Εντούτοις, οι παρεκκλίσεις μειώνονται εάν η παράλληλη ακτίνα χτυπά την κυρτή επιφάνεια πρώτα, κατόπιν περνά μέσω της δεύτερης επίπεδης επιφάνειας δηλαδή περνά στην κατεύθυνση που εμφανίζεται στα δεξιά παραπάνω του [σχήματος 4.8](#). Αυτό κρατά τη μέγιστη γωνία διάθλασης αντιμετωπισμένη από οποιαδήποτε ακτίνα σε μια μικρότερη τιμή εάν ο φακός ήταν ο άλλος τρόπος γύρω.

Η δύναμη ενός φακού καθορίζεται και από το βαθμό κυρτότητας και από τον δείκτη διάθλασης του υλικού φακών. Κατά συνέπεια, ένας φακός με πίο απότομη κυρτότητα (ή δύο κυρτές επιφάνειες αντί ακριβώς μιας) θα στραφεί εντονότερα και αυτό υποδεικνύεται από ένα πίο σύντομο εστιακό μήκος  $f$ . Επίσης, ένας φακός με έναν υψηλότερο δείκτη διάθλασης θα στραφεί εντονότερα από ένα άλλο με το χαμηλότερο δείκτη. Γι αυτό τα ελαφριά πλαστικά γυαλία φακών αποτελούνται μερικές φορές από το υλικό πολυανθράκων ο υψηλός δείκτης διάθλασης του πολυάνθρακα ( $n = 1.6$ ) που επιτρέπει στους φακούς για να καμφθούν λιγότερο (με το αντίστοιχα χαμηλότερο γενικά πάχος και βάρος) απ'ό,τι με το γυαλί ή τους χαμηλότερους δείκτες πλαστικών.

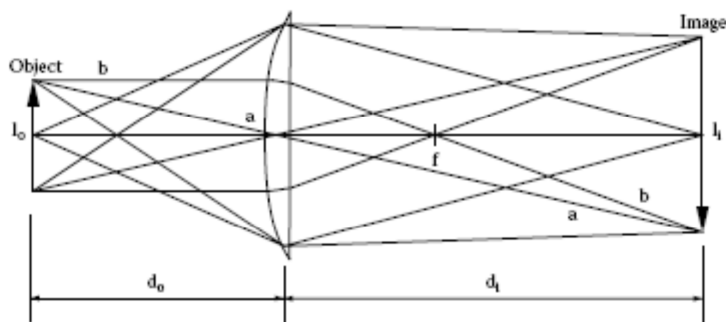
Ένας κοινός τρόπος να προσδιοριστεί η δύναμη (ή ισοδύναμα, το φως που συλλέγει την ικανότητα) ενός φακού είναι από τον  $f$ -αριθμό, που δίνεται μερικές φορές ως  $f \#$  ή  $f/$ . Ο  $f$ -αριθμός ενός φακού καθορίζεται από

$$f \# = f/D \quad (4.12)$$

όπου το  $f$  είναι το εστιακό μήκος του φακού και το  $D$  είναι η διάμετρος του φακού ή η διάμετρος ενός περιοριστικού μαθητή, οποιουδήποτε είναι μικρότερος. Όσο μικρότερος ο  $f$ -αριθμός, τόσο μεγαλύτερος ο κώνος των ακτίνων, ή όταν χρησιμοποιείται για να συλλέξει το φως από μια πηγή ευρείας-γωνίας, θα δεχθεί το περισσότερο φως που έχει ο φακός.

#### 4.2.4 Απεικόνιση με τους φακούς

Η σημαντικότερη χρήση των φακών στην οπτική είναι να διαμορφωθούν οι εικόνες των αντικειμένων, όπως στα τηλεσκόπια ή τις φωτογραφικές μηχανές. Το σχήμα 4.9 εμφανίζει απλή διαμόρφωση απεικόνισης στην οποία η εικόνα ενός βέλους διαμορφώνεται από έναν θετικό φακό (σε αυτήν την περίπτωση, ένας επιπεδο-κυρτού φακού). Υπάρχει κάποια ενίσχυση  $M$  του μεγέθους  $l_i$  εικόνας έναντι στο αρχικό μέγεθος  $l_o$  αντικειμένου, και αυτή η ενίσχυση ορίζεται ως  $M = l_i/l_o$ . Για μια δεδομένη οργάνωση απεικόνισης, το ποσό ενίσχυσης καθορίζεται από την αναλογία της  $d_i$  απόστασης εικόνας στο αντικείμενο απόμακρο  $d_o$ , ή  $M = d_i/d_o$ , όπως μπορεί να φανεί με τη χρησιμοποίηση των παρόμοιων τριγώνων στο σχήμα 4.9.



ΣΧΗΜΑ 4.9

Μια απλή ρύθμιση απεικόνισης που χρησιμοποιεί έναν λεπτό επιπεδο-κυρτό φακό. Η εικόνα του αντικειμένου ενισχύεται από ένα ποσό  $M$ . Η διατομή των ακτίνων ονομάζεται  $a$  και  $b$  και καθορίζει τη θέση της εικόνας, όπως εξηγείται στο κείμενο.

Μπορείτε γρήγορα να πάρετε τη θέση της εικόνας στο [σχήμα 4.9](#) από την ακόλουθη απλή διαδικασία επισημάνσης ακτίνων: Επισημάνετε μια ακτίνα από κάποιο σημείο στο αντικείμενο (δείτε την άκρη βελών, η ακτίνα που ονομάζεται  $a$ ) μέσω του κέντρου του φακού δεν θα καμφθεί συνολικά (για έναν λεπτό φακό) δεδομένου ότι περνά άμεσα μέσω του κέντρου φακών. Κατόπιν επισημάνετε μια άλλη ακτίνα από το ίδιο σημείο (ακτίνα  $\beta$ ) που πηγαίνει παράλληλη στον άξονα έως ότου περνά μέσω του φακού δεδομένου ότι είναι αρχικά παράλληλη στον άξονα, ο φακός θα τη επαναπροσανατολίσει μέσω του σημείου εστίασης φακών, σε μια απόσταση  $f$  από το φακό. Όπου αυτές οι δύο ακτίνες διασχίζονται στην άλλη πλευρά του φακού,

η εικόνα του επιλεγμένου σημείου αντικειμένου θα διαμορφωθεί. Άλλες ακτίνες από το ίδιο σημείο αντικειμένου θα συναντηθούν επίσης σε αυτό το σημείο εικόνας (ελλείψει των παρεκκλίσεων). Κατόπιν το  $d_i$  μπορεί να μετρηθεί και το  $\mu$  να καθοριστεί.

Ο νόμος φακών μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για να λύσει το  $d_i$  απόστασης εικόνας. Αυτός ο νόμος αφορά τις τρεις σημαντικές αποστάσεις στο σχηματισμό εικόνας για έναν λεπτό φακό:

$$\frac{1}{d_i} + \frac{1}{d_o} = \frac{1}{f} \quad (4.13)$$

Ο προσδιορισμός των δύο από τις τρεις αποστάσεις θα επιτρέψει σε σας να αναλύσετε για το τρίτο.

### Γυαλιά ηλίου

Τα γυαλιά ηλίου χρησιμοποιούνται στην καθημερινή ζωή για να προστατεύσουν τα μάτια μας από τον ήλιο και το έντονο φως, και συνδυάζουν πολλές από τις οπτικές ιδιότητες σε αυτό το κεφάλαιο. Το [σχήμα 4.10](#) εμφανίζει διάφορα διαφορετικά στρώματα των επιστρωμάτων που αποτελούν ένα καλό ζευγάρι των γυαλιών ηλίου. Εξετάστε κάθε στρώμα και δείτε πώς χρησιμοποιεί τις αρχές της οπτικής:

**Αντανακλώντας:** Το πιο ακραίο στρώμα των γυαλιών ηλίου είναι συχνά ένα λεπτό μεταλλικό επίστρωμα. Αν και το εξωτερικό στρώμα μπορεί μοιάσει με έναν τέλειο καθρέφτη, δεν είναι (ειδάλλως, κανένα φως δεν θα έφθανε στο μάτι σας). Ο καθρέφτης είναι κυρτός, το οποίο κάνει τους ανθρώπους στο εξωτερικό να δουν την αντανάκλασή του όπως είναι πολύ διαστρεβλωμένος. (Όσο πιο κοντά μπορείται να φτάσετε στον κυρτό καθρέφτη, τόσο μεγαλύτερη η μύτη σας εμφανίζεται και τόσο μικρότερα τα πόδια σας.) Μερικές φορές αυτό το αντανακλαστικό στρώμα είναι ομοιόμορφο, αλλά άλλες φορές είναι γειωμένο. Στα περισσότερα περιβάλλοντα, περισσότερο φως προέρχεται από πάνω (ο ουρανός) παρά από κάτω. Για το θαλάσσιο σκι και το σκι στο χιόνι, εντούτοις, πολλά μπορεί επίσης να ανακλαστούν επάνω από το νερό ή το χιόνι παρακάτω. Κατά συνέπεια, πολλά γυαλιά ηλίου έχουν περισσότερη ανακλαστικότητα στην κορυφή και το κατώτατο σημείο του φακού για να μειώσουν το φως που προέρχεται από πάνω και κάτω, και λιγότερο μέσω του κέντρου, όπου πιθανώς προσπαθείτε να δείτε. Μερικά γυαλιά ηλίου γίνονται ακόμη και με ένα ολογραφικό σχέδιο τύπων που διαμορφώνεται να αντανακλάσουν, έτσι ώστε από το εξωτερικό τα γυαλιά ηλίου εμφανίζονται να έχουν τα περίεργα πρότυπα. Κοιτάζοντας από το εσωτερικό, το σχέδιο δεν φαίνεται.

**Αντιμηδενικό επίστρωμα:** Το αντανακλούμενο επίστρωμα στα γυαλιά ηλίου υποστηρίζεται από ένα αντιμηδενικό επίστρωμα για να προστατεύσει το υπόλοιπο του φακού του γυαλιού ηλίου.

Πολώνοντας ταινία: Η πόλωση λείει την κατεύθυνση του διανύσματος ηλεκτρικού πεδίου. Το κανονικό φως του ήλιου είναι τυχαία πολωμένο, το οποίο σημαίνει ότι περιέχει όλες τις κατευθύνσεις πόλωσης εξίσου. Αλλά όταν το φως απεικονίζεται μακριά το νερό, το χιόνι, ή άλλων ιδιαίτερα αντανακλαστικών αντικειμένων, του μέρους του φωτός που είναι πολωμένο παράλληλα στο έδαφος (πόλωση του s) απεικονίζεται εντονότερα από το πολωμένο μέρος κάθετα στο έδαφος (πόλωση p). Κατά συνέπεια το απεικονισμένο έντονο φως είναι συνήθως s-πολωμένο, και μπορεί να αποβληθεί με ένα φίλτρο πόλωσης.

Ένα φίλτρο πόλωσης γίνεται με την παρεμβολή του ιωδίου σε μια μακράς αλυσίδας πολυμερή ταινία, ευθυγραμμίζοντας έπειτα τις μακριές σειρές του πολυμερούς με το τέντωμα. Ο λαμπτήρας που είναι πολωμένος παράλληλα στο πολυμερές μακροχρόνιο άξονα τουλάχιστον μερικώς εμποδίζεται, αλλά το φως με την κάθετο πόλωσης στο μακροχρόνιο άξονα περνά διαμέσω. Ο λόγος είναι ο ακόλουθος: Τα ηλεκτρόνια από το ιώδιο μεταδίδουν την υψηλή τοπική αγωγιμότητα σε μια προνομιακή κατεύθυνση κατά μήκος του μακροχρόνιου πολυμερές άξονα. Ένα ηλεκτρικό πεδίο παράλληλο σε αυτόν τον άξονα είναι έπειτα εφαπτόμενο στην κατεύθυνση της υψηλής αγωγιμότητας και, από τις οριακές συνθήκες, πρέπει να πάει σε μηδέν (δείτε την παράγραφο 3.3.1). Αυτό αναγκάζει το παράλληλο τμήμα πόλωσης να υποστεί τις υψηλές απώλειες αντανάκλασης, αλλά όχι το κάθετο τμήμα πόλωσης.

Αυτή η ταινία πόλωσης μειώνει ένα μεγάλο μέρος του έντονου φωτός από τις αντανακλάσεις μακριά από το έδαφος. Η αφαίρεση του έντονου φωτός μειώνει την ένταση του φωτός (που είναι ωραίο για σκι, παραδείγματος χάριν), και επιτρέπει σε σας να δείτε πέρα από την απεικονιζόμενη επιφάνεια (για να δείτε τα ψάρια και άλλα αντικείμενα κάτω από το νερό, παραδείγματος χάριν). Τα φίλτρα πόλωσης χρησιμοποιούνται επίσης στις φωτογραφικές μηχανές για να αυξήσουν την ένταση του μπλε στον ουρανό.

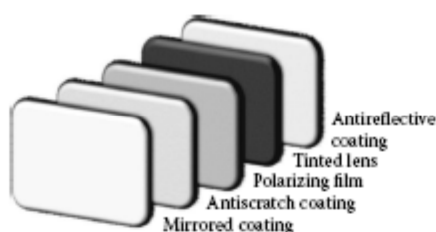
*Βαμμένοι φακοί:* Το βάψιμο των φακών χρησιμοποιείται για να μειώσει τη γενική φωτεινότητα που φθάνει στο μάτι σας. Οι γκριζες αποχρώσεις είναι οι πιο κοινές, επειδή μειώνουν τη γενική φωτεινότητα με την ελάχιστη διαστρέβλωση σε άλλα χρώματα. Οι ηλεκτρικοί ή καφετιοί φακοί μειώνουν επίσης τη φωτεινότητα, και απορροφούν το μπλε και το UV φως, οι οποίοι έχουν αποδειχθεί ότι προκαλούν καταρράκτη. Οι κίτρινοι φακοί απορροφούν σχεδόν όλο το μπλε φως και κάνουν τα αντικείμενα να εμφανιστούν φωτεινά και αιχμηρά, αν και τα χρώματα είναι σημαντικά διαστρεβλωμένα. Τα περισσότερα προστατευτικά δίοπτρα σκι χρησιμοποιούν τους κίτρινους ή χρυσούς φακούς. Οι πράσινοι φακοί απορροφούν επίσης το μπλε, και είναι γνωστοί για την κατοχή της αντίθεσης περισσότερων χρωμάτων. Οι μώβ και ρόζ φακοί δίνουν την έμφαση στα υπαίθρια αντικείμενα στα πράσινα και μπλε υπόβαθρα. Η φράση “Κοιτάζοντας στον κόσμο μέσω ρόδιων-χρωματισμένων γυαλιών αναφέρεται στην προφανή αύξηση της ομορφιάς που αυτοί οι φακοί παρέχουν. Εκτός από το βάψιμο, είναι σημαντικό να υπάρξουν τα γυαλιά ηλίου με ένα επίστρωμα στο φίλτρο 100% των UV ακτίνων για να αποτρέψει τον καταρράκτη και τις άλλες αναταραχές του ματιού.

Εάν τα γυαλιά ηλίου είναι μη απαιτούμενα ιατρικής συνταγής, ο ίδιος ο φακός έχει μηδενική καθαρή κυρτότητα, που σημαίνει ότι οι δύο επιφάνειες του φακού κάμπτονται από το ίδιο ποσό, (συνέχεια στην επόμενη σελίδα)



Μεταδίδοντας και όχι εστιάζοντας την ισχύ στο φακό. Αλλά ο φακός μπορεί επίσης να κατασκευαστεί με την οπτική *ισχύ* (εστιάζοντας, [σχήμα 4.8](#)) για να διορθώσει την όραση του χρήστη.

*Αντιαντανakλαστικό επίστρωμα:* Αυτό το επίστρωμα αποτελείται από διάφορα διηλεκτρικά στρώματα ημικύματος που κατατίθενται στο εσωτερικό του φακού. Κάθε στρώμα μισού-μήκους κύματος αποτρέπει την αντανάκλαση σε μια συχνότητα, όπως φαίνεται στην παράγραφο 3.3.2 και στο [σχήμα 3.20 \(c\)](#). Διάφορα στρώματα πίσω-πίσω, σε κάθε ένα ελαφρώς διαφορετικού πάχους, λειτουργούν ως πλήρης-μετάδοση, μη ανακλαστικής επίστρωσης. Ο σκοπός τους είναι να μειώσουν την ενοχλητική ανάκλαση των ματιών σας μακριά από την εσωτερική επιφάνεια των γυαλιών.



ΣΧΗΜΑ 4.10

Παρακαλώ δείτε το [ένθετο χρώματος](#) ακολουθώντας την σελίδα 146. Τα στρώματα που βρίσκονται συνήθως στους φακούς γυαλιού ηλίου.

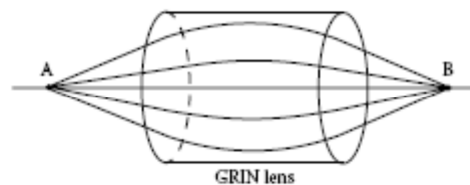
#### 4.2.5 Φακοί βαθμιαίου δείκτη

Υπάρχει μια περίπτωση στην οποία μια ακτίνα δεν θα ακολουθήσει την ευθεία γραμμή της διάδοσης, ακόμα κι αν η διάθλαση μπορεί να παραμεληθεί. Αυτό συμβαίνει όταν ταξιδεύει η ακτίνα σε ένα μέσο του οποίου ο δείκτης διάθλασης δεν είναι ομοιόμορφος, αλλά μάλλον μεταβάλλεται στο χώρο. Αυτός ο τύπος μέσου έχει ένα βαθμολογημένο δείκτη διάθλασης, και η ακτίνα θα ακολουθήσει ένα κυρτό διάδρομο η του οποίου κατεύθυνση και ο βαθμός κυρτότητας εξαρτάται από το δείκτη σχεδιαγράμματος .

Μια από τις πρακτικές χρήσεις αυτής της έννοιας είναι στο *φακό βαθμιαίου δείκτη*, ή το φακό ΓΚΡΙΜΑΤΣΑΣ. Εδώ η εξουσία του φακού δεν προβλέπεται από τα κυρτά πρόσωπα, αλλά από τη βαθμολογημένη παραλλαγή του δείκτη διάθλασης του φακού. Συνήθως κατασκευάζεται από το ενισχυμένο γυαλί, ο φακός έχει έναν υψηλό δείκτη στο κέντρο και μειώνει τον δείκτη ακτινωτά προς τις άκρες. Μια ακτίνα θα πάρει έπειτα ένα διάδρομο παρόμοιο με αυτό που παρουσιάζεται στο [σχήμα 4.11](#). Η ακτίνα θα ακολουθήσει το διάδρομο που δίνει τον πιο σύντομο χρόνο διάδοσης μεταξύ δύο σημείων ( A και B στο [σχήμα 4.11](#)); αυτό είναι γνωστό ως αρχή του Fermat. Δεδομένου ότι η ταχύτητα της ακτίνας είναι αντιστρόφως ανάλογη προς το

δείκτη διάθλασης, όπως εξηγήθηκε νωρίτερα, ο χρόνος διάδοσης λιγότερο πραγματικά από έναν διάδρομο που παίρνει την ακτίνα έξω στα περιθώρια χαμηλού-δείκτη παρά να περάσει κατ' ευθείαν από το κέντρο υψηλού-δείκτη. Όπως φαίνεται στο σχήμα, οι ακτίνες που προέρχονται από ένα σημείο σε μια πλευρά του φακού θα επικεντρωθούν εκ νέου σε ένα σημείο στην άλλη πλευρά του φακού. Ο φακός ΓΚΡΙΜΑΤΣΑΣ ενεργεί έτσι ως αληθινός φακός και μπορεί να χρησιμοποιηθεί στις καταστάσεις όπου ένας κανονικός φακός δεν είναι κατάλληλος.

Ο φακός ΓΚΡΙΜΑΤΣΑΣ είναι συνήθως πολύ μικρότερος από έναν κανονικό σφαιρικό φακό, και χρησιμοποιείται συχνά στις άκρες των οπτικών ινών (επόμενο τμήμα) και χρησιμοποιείται στα ενδοσκόπια ή σε άλλες εφαρμογές όπου το φως από μια ίνα πρέπει να στραφεί, όπως στις ίνες για την ελαφριά παράδοση λέιζερ στους ιστούς. Επίσης, οι φακοί ΓΚΡΙΜΑΤΣΑΣ μπορούν να κατασκευαστούν για να έχουν τη λιγότερη παρέκκλιση από τους κανονικούς σφαιρικούς φακούς.



ΣΧΗΜΑ 4.11

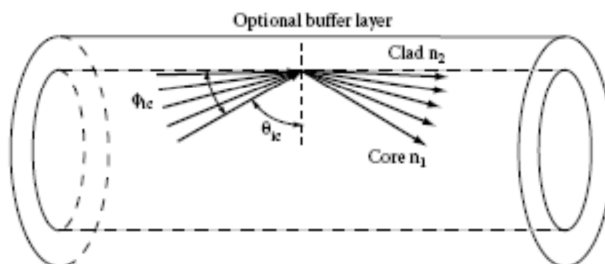
Ένας φακός βαθμιαίου δείκτη, ή φακός ΓΚΡΙΜΑΤΣΑΣ, ο οποίος διαθλά τις ακτίνες από την μεταβολή του δείκτη παρά την κυρτότητα επιφάνειας.

### 4.3 Συνολικοί εσωτερικοί οπτικοί κυματοδηγοί ανάκλασης και ινών

Μια από τις σημαντικότερες και πρακτικές χρήσεις της συνολικής εσωτερικής αντανάκλασης (TIR) είναι στους οπτικούς κυματοδηγούς. Όταν αυτοί οι κυματοδηγοί είναι στρογγυλό γυαλί ή πλαστικές ίνες, είναι γνωστοί ως οπτικές ίνες ή οπτικοί κυματοδηγοί ινών. Θα χρησιμοποιήσουμε τις ίνες γυαλιού ως βασικό παράδειγμα των οπτικών κυματοδηγών, αν και άλλες γεωμετρικές μορφές, όπως οι επίπεδοι κυματοδηγοί, επίσης μερικές φορές φαίνονται.

Η πλάγια όψη μιας στρογγυλής οπτικής ίνας εμφανίζεται στο [σχήμα 4.12](#). Η κεντρική περιοχή της ίνας, γνωστή ως πυρήνας, αποτελείται από το γυαλί με το δείκτη διάθλασης  $n_1$ . Η διάμετρος του πυρήνα εξαρτάται από το εάν η ίνα προορίζεται να είναι πολλαπλού τρόπου ή ενιαίου τρόπου (που συζητείται αργότερα); οι πολλαπλού τρόπου ίνες έχουν τις διαμέτρους που κυμαίνονται γενικά από 50 έως 200  $\mu\text{m}$ . Διαμορφώνεται γύρω από τον πυρήνα ένα στρώμα του γυαλιού χαμηλού δείκτη διάθλασης, αποκαλούμενο ως *μανδύας*, με δείκτη διάθλασης  $n_2$ . Αυτό διαμορφώνει μια ίνα δείκτη - βήματος. Είναι ουσιαστικό ότι  $n_1 > n_2$  για TIR για να εμφανιστεί.

Όταν αυτό συμβαίνει, οι ακτίνες μέσα στον πυρήνα θα παγιδευτούν από το TIR εάν χτυπήσουν την διεπαφή πυρήνα-μανδύα στις αρκετά ρηχές γωνίες. Από την παράγραφο 4.2.1, θυμηθείτε ότι το TIR θα εμφανιστεί όποτε μια ακτίνα είναι συναφής σε μια διηλεκτρική διεπαφή με μια γωνία (που μετριέται όσον αφορά την κάθετο) που είναι ή υπερβαίνει την κρίσιμη γωνία που δίνεται από την εξίσωση 4,6.



ΣΧΗΜΑ 4.12

Η δομή μιας πολλαπλού τρόπου οπτικής ίνας. Ο δείκτης διάθλασης  $n_1$  του πυρήνα πρέπει να είναι μεγαλύτερος από το δείκτη διάθλασης  $n_2$  του μανδύα προκειμένου να υπάρξει TIR μεταξύ του πυρήνα και του μανδύα. Όλες οι ακτίνες που ταξιδεύουν μέσα στις γωνίες που είναι λιγότερο από την κρίσιμη γωνία  $\varphi_{ic}$  όσον αφορά το όριο θα παγιδευτούν, όπως εμφανίζονται από τον κώνο των ακτίνων.

Είναι συχνά κατάλληλο στους κυματοδηγούς να καθοριστούν οι γωνίες όσον αφορά το επίπεδο ορίου (επίπεδο διεπαφών), που δείχνεται ως  $\varphi$  παρά όσον αφορά την κάθετη γραμμή, που δείχνεται ως  $\theta$ . Κατά συνέπεια,  $\varphi$  και  $\theta$  είναι συμπληρωματικές γωνίες και προσθέτονται στις  $90^\circ$ . Ξαναγράφοντας την κρίσιμη εξίσωση γωνίας από την άποψη αυτή η γωνία δίνει

$$\cos \varphi_{ic} = n_2/n_1 \quad (4.14)$$

Κατόπιν όλες οι ακτίνες που διαδίδονται μέσα στον πυρήνα στις γωνίες που είναι ή λιγότερο από  $\varphi_{ic}$  όσον αφορά το όριο θα παγιδευτούν από TIR και θα παραμείνουν μέσα στον πυρήνα έως ότου φθάσουν στο τέλος της ίνας και ακτινοβολίσουν έξω το τελικό πρόσωπο. Αυτό υποδεικνύεται στο σχήμα 4.12 από έναν κώνο των παγιδευμένων ελαφριών ακτίνων. Η μείωση του φωτός από τις σύγχρονες ίνες γυαλιού (λόγω της απορρόφησης και της διασποράς) είναι πολύ χαμηλή, περίπου 3 dB/km για το ορατό φως και λιγότερο από 0,2 dB/km για ορισμένα υπέρυθρα μήκη κύματος, έτσι πολύ λίγο φως χάνεται. Όπως υπογραμμίζεται σε ένα προηγούμενο τμήμα, τα TIR μέσα συμπληρώνουν συνολικά την αντανάκλαση, έτσι κανένα φως δεν χάνεται από την έξω μετάδοση των πλευρών της ίνας (εκτός αν η ίνα κάμπτεται στενά έπειτα μπορούν να υπάρξουν μερικές αποκαλούμενες απώλειες κάμψης).

Η ανάγκη για το μανδύα στρώματος μπορεί μπερδεύοντας, εάν ο πυρήνας είναι τοποθετημένος στον αέρα (έτσι  $n_2 = 1$ ), ο όρος ότι  $n_1 > n_2$  για TIR θα συναντιόνταν σίγουρα. Αυτό ισχύει αρκετά εάν θα μπορούσε να βεβαιωθεί ότι ο αέρας θα περιέβαλλε πάντα την ίνα. Αλλά στις πρακτικές καταστάσεις, ο πυρήνας θα αγγίξει άλλα αντικείμενα, όπως το μέταλλο, το πλαστικό, ή ακόμα και τα ρευστά. Σε αυτές τις θέσεις, το  $n_2$  μπορεί έπειτα να είναι μεγαλύτερο από  $n_1$ , και το TIR θα ματαιωνόταν και οι προηγούμενες παγιδευμένες ακτίνες θα χάνονταν στην εξωτερική πλευρά της ίνας. Η παρουσία του μανδύα αποφεύγει αυτήν την δυνατότητα με την προστασία της διαπροσωπείας πυρήνα-μανδύα.

Πόσο πυκνά θα έπρεπε η επένδυση να είναι; Αν και η απλή εικόνα ακτίνων δεν το προβλέπει, δεν είναι πραγματικά όλο το πεδίο  $E$  των παγιδευμένων ακτίνων περιορισμένο στον πυρήνα. Ένα μικρό μέρος του πεδίου, αποκαλούμενο ως *φθίνουσα ουρά*, επεκτείνει μερικές εκατοντάδες νανόμετρα στην περιοχή του μανδύα. Για να προστατεύσει αυτό το πεδίο από την αλληλεπίδραση με τις ξένες ουσίες, το στρώμα επένδυσης κατασκευάζει διάφορα παχιά μικρόμετρα. Ο μανδύας πρέπει επίσης να είναι διαφανής. Διαφορετικά, θα απορροφήσει μερικά από την φθίνουσα ουρά, που παίρνουν την ενέργεια από τις ακτίνες διάδοσης και από σημαντικές που αυξάνουν τη μείωση.

Επιπλέον, ένα προαιρετικό στρώμα προσωρινών χώρων (μια θήκη) μπορεί να τοποθετηθεί γύρω από την επένδυση. Αυτό το επίστρωμα, που είναι συχνά ένα χρωματισμένο οργανικό στρώμα, δεν έχει κανέναν αρχικό οπτικό σκοπό χρησιμοποιείται για να προστατεύσει μηχανικά τον πυρήνα γυαλιού και μανδύα από τις αρχές και το γδάρσιμο που θα αποδυνάμωναν την ίνα.

#### 4.3.1 Πολλαπλού τρόπου οπτικές ίνες

Σε μια πολλαπλού τρόπου ίνα, οι ακτίνες μέσα στο TIR κώνο στο [σχήμα 4.12](#) περιλαμβάνουν τους διάφορους τρόπους διάδοσης της ίνας (παρόμοιας με τους τρόπους κυματοδηγού που περιγράφονται στο τμήμα 3.5.3). Κάθε τρόπος διαδίδεται σε μια μοναδική γωνία που είναι ελαφρώς διαφορετική από τους γειτονικούς τρόπους. Σε μια χαρακτηριστική πολλαπλού τρόπου ίνα, εντούτοις, υπάρχουν τόσοι πολλοί τρόποι (χιλιάδες) όπου εμφανίζονται να είναι σχεδόν συνεχείς στη γωνία.

Πόσοι από τους πιθανούς τρόπους είναι πραγματικά διεγερόμενοι σε μια δεδομένη ίνα εξαρτώμενη από τους όρους εισόδου. Το φως συνδέεται συνήθως στο μπροστινό πρόσωπο της ίνας από μια πηγή όπως ένα λέιζερ, μια εκπέμπουσα φωτοдиодος (LED), ή μια άσπρη-ελαφριά πηγή όπως ένας πυρακτωμένος λαμπτήρας χαλαζία-αλόγονου. Η ακτίνα από ένα λέιζερ είναι πολύ κατευθυντική (στενή στη γωνία), όμως μόνο μερικοί από τους τρόπους ινών μπορούν να διεγερθούν στην είσοδο. Μετά διαδίδοντας μια απόσταση στην ίνα, εντούτοις, αυτοί οι τρόποι θα συνδεθούν βαθμιαία με άλλες γωνίες με τη διασπορά και την κάμψη της ίνας, και η

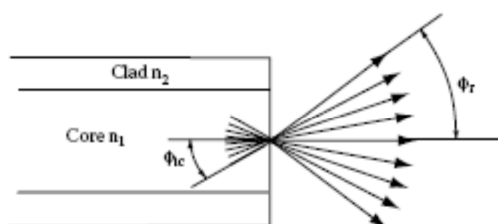
διεγερμένη δομή τρόπου θα αρχίσει να γεμίζει μέσα. Όταν η πηγή είναι LED ή ένας λαμπτήρας, το φως που εκπέμπεται από την πηγή είναι ήδη ευρύ στη γωνία, και συνήθως όλοι οι πιθανοί τρόποι είναι διεγερμένοι στην είσοδο της ίνας.

Το φως που ακτινοβολεί από το τέλος εξόδου της ίνας (όταν το περιεχόμενο τρόπου ιών είναι πλήρες ή σχεδόν πλήρες) βγαίνει ως κώνος του φωτός που μπορεί να αφορά τον κώνο των τρόπων μέσα στον πυρήνα. Αυτή η κατάσταση απεικονίζεται στο σχήμα 4.13. Ο κώνος των γωνιών μέσα στον πυρήνα διευρύνεται κάπως σύμφωνα με το νόμο του Snell της διάθλασης δεδομένου ότι βγαίνει το επίπεδο πρόσωπο της ίνας στον αέρα. Η μισή γωνία του ακτινοβολούντος κώνου στον αέρα δίνεται από

$$\sin \varphi_r = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (4.15)$$

Αυτή η γωνία κώνων ακτινοβολίας μπορεί επίσης να τεθεί από την άποψη του αριθμητικού ανοίγματος (NA) της ίνας. Το αριθμητικό άνοιγμα ορίζεται ως

$$NA = \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$$



ΣΧΗΜΑ 4.13

Οι όροι εξόδων των ακτίνων που ακτινοβολούν από το επίπεδο τέλος μιας πολλαπλού τρόπου ίνας.  $\varphi_r$  είναι η μισή γωνία της απόκλισης, υποθέτοντας όλους τους τρόπους (δηλ., όλες οι γωνίες διάδοσης μέσα στον πυρήνα) διεγείρεται από την πηγή.

έτσι η εξίσωση 4,15 μπορεί επίσης να γραφτεί όπως

$$\sin \varphi_r = NA \quad (4.16)$$

Παραδείγματος χάριν, εάν  $n_1 = 1,55$  και  $n_2 = 1,51$ , το αριθμητικό άνοιγμα της ίνας είναι  $NA = 0,35$  και η μισή γωνία της απόκλισης είναι  $20,5^\circ$  στον αέρα. Η πλήρης γωνία απόκλισης είναι επομένως  $41^\circ$ .

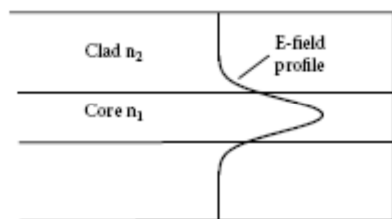
## ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΟΠΤΙΚΩΝ ΙΝΩΝ

Η μεγαλύτερη χρήση των οπτικών ινών είναι σήμερα στις τηλεπικοινωνίες – τα περισσότερα των τηλεφωνημάτων σας και οι προσωρινές συνδέσεις σταθμών υπολογιστών είναι πέρα από τις ίνες. Λόγω των απαιτήσεων ταχύτητας και απόστασης, σχεδόν όλες αυτές οι ίνες τηλεπικοινωνιών είναι ενιαίου τρόπου. Στη βιολογία και την ιατρική, εντούτοις, οι περισσότερες ίνες είναι πολλαπλού τρόπου δεδομένου όπου έχουν ως σκοπό συνήθως να φέρουν το φως με την υψηλή αποδοτικότητα συλλογής. Εδώ οι ίνες βρίσκουν τρεις βασικές εφαρμογές:

- Τα ενδοσκόπια είναι συσκευές εικόνας-μετάδοσης για την ανταλλαγή κίνησης στο εσωτερικό του σώματος. Οι χιλιάδες μικρές δέσμες, πολύ συσκευασμένες πολλαπλού τρόπου ίνες χρησιμοποιούνται για να διαβιβάσουν την εικόνα. Κάθε ίνα διαβιβάζει την ένταση ενός μικρού τμήματος μνήμης (εικονοκύτταρο) της εικόνας. Μερικές πρόσθετες ίνες στη δέσμη χρησιμοποιούνται για να φέρουν το φωτιζόμενο φως από το εξωτερικό στην εσωτερική θέση. Δεδομένου ότι οι ίνες μπορούν να καμφθούν, το ενδοσκόπιο είναι συχνά εύκαμπτο.
- Οι ίνες χρησιμοποιούνται για να παραδώσουν την ενέργεια λέιζερ στους ιστούς για τη χειρουργική επέμβαση λέιζερ στη δερματολογία, στη φωτοδυναμική θεραπεία καρκίνου, και άλλων εφαρμογών παροχής ισχύος. Πάλι, οι ίνες είναι εύκαμπτες για την κατάλληλη εφαρμογή. Περιλαμβάνονται σε αυτήν την κατηγορία οι ίνες για την παράδοση της οπτικής ισχύος για την αφαίρεση της αρτηριακής πλάκας ή για άλλη αφαίρεση ιστού. Όταν το λέιζερ είναι ένα υψηλής ισχύος λέιζερ του  $CO_2$  (υπέρυθρο μήκος κύματος 10,6  $\mu m$ ), οι ίνες πρέπει να κατασκευαστούν από τα ειδικά υπέρυθρα υλικά επειδή το γυαλί απορροφά έντονα σε αυτό το μήκος κύματος.
- Οι ίνες-βασισμένες στο αισθητήρες για τα αέρια αίματος, τις πρωτεΐνες αίματος, και τις φυσικές παραμέτρους όπως η πίεση και η θερμοκρασία αναπτύσσονται για τις εντός οργανισμού μετρήσεις. Οι ίνες επιτρέπουν την άμεση τοποθέτηση των αισθητήρων στους ιστούς, τις φλέβες, και τις αρτηρίες. Ένα από τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα της ίνας για τις βιολογικές εφαρμογές αντίληψης είναι ότι τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία δεν παρεμποδίζονται με αυτό. Κατά συνέπεια, οι οπτικοί έλεγχοι ινών χρησιμοποιούνται συχνά για τη μέτρηση θερμοκρασίας στις εφαρμογές θέρμανσης ραδιοσυχνότητας (RF).

### 4.3.2 Μονότροπες οπτικές ίνες

Η διάμετρος πυρήνων μιας μονότροπης ίνας είναι περίπου 6 έως 8  $\mu\text{m}$ , και είναι πολύ μικρότερη από αυτή μιας πολλαπλού τρόπου ίνας. Αυτό σημαίνει ότι μόνο ένας τρόπος θα διαδωθεί στην ίνα; όλοι οι άλλοι κόβονται, ανάλογα με τον όρο διακοπών που φαίνεται για τους κυματοδηγούς μικροκυμάτων (παράγραφος 3.5.3.2). Όταν υπάρχει μόνο ένας τρόπος, η εικόνα ακτίνων που χρησιμοποιείται για τις πολλαπλού τρόπου ίνες δεν είναι επαρκής, και μια πλήρης ανάλυση κυμάτων πρέπει να χρησιμοποιηθεί. Το σχεδιάγραμμα πεδίου  $\mathbf{E}$  για μια μονότροπη ίνα εμφανίζεται στο [σχήμα 4.14](#). Υπάρχει μια κεντρική κορυφή στο μέγεθος πεδίου  $\mathbf{E}$ , παρόμοιο με αυτό του  $TE_{10}$  τρόπου ενός κυματοδηγού μικροκύματος (δείτε το [σχήμα 3.41](#)). Εντούτοις, στην περίπτωση ίνας γυαλιού, το πεδίο  $\mathbf{E}$  δεν πηγαίνει σε μηδέν στη διηλεκτρική διεπαφή μεταξύ του πυρήνα και του μανδύα, όπως πρέπει στον τοίχο μετάλλων ενός κυματοδηγού μικροκύματος. Υπάρχει κάποια διείσδυση πεδίου στην περιοχή του μανδύα. Αυτό είναι η φθίνουσα ουρά που συζητήθηκε νωρίτερα. Μια άλλη διαφορά είναι ότι ο τρόπος χαμηλής-κατάταξης της ίνας είναι κυλινδρικά συμμετρικός.



ΣΧΗΜΑ 4.14

Το πρότυπο πεδίου  $\mathbf{E}$  για τον τρόπο χαμηλής-κατάταξης (ο μόνος τρόπος) μιας μονότροπης ίνας. Η διάμετρος πυρήνων είναι πολύ μικρή (χαρακτηριστικά περίπου 6 έως 8  $\mu\text{m}$ ). Η μορφή τρόπου μπορεί να προσεγγιστεί από ένα γκαουσιανό σχεδιάγραμμα.

Η ακτινοβολία από το τέλος μιας μονότροπης ίνας δεν ακολουθεί την ίδια εξίσωση όπως για τις πολλαπλού τρόπου ίνες δεδομένου ότι δεν υπάρχει κανένας κώνος των ακτίνων στη μονότροπη ίνα. Αντ' αυτού, η δομή τρόπου για τη μονότροπη ίνα στο [σχήμα 4.14](#) μοιάζει με ένα γκαουσιανό σχεδιάγραμμα, το οποίο θα καλυφθεί στην παράγραφο 4.4, η οποία τεντώνει κάπως πέρα από τον πυρήνα (ίσως 20 έως 50% ανάλογα με τις παραμέτρους ινών). Κατά συνέπεια, η γωνία ακτινοβολίας είναι παρόμοια με αυτήν για μια γκαουσιανή ακτίνα η της οποίας ακτίνα είναι περίπου 1,2 έως 1,5 φορές η ακτίνα πυρήνων. Η συζήτηση αυτής της γωνίας ακτινοβολίας αναβάλλεται μέχρι την παράγραφο 4.4.3; αυτό θα αποδειχθεί εκεί ότι για τις χαρακτηριστικές τιμές, η απόκλιση από μια μονότροπη ίνα ίνα είναι λιγότερο απ' ό,τι από τις πολλαπλού τρόπου ίνες.

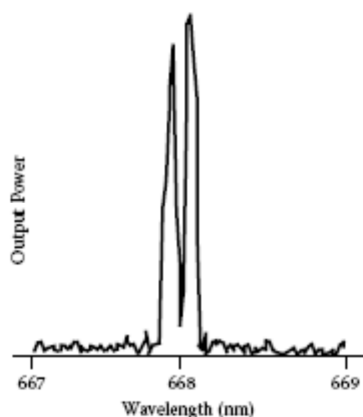
## 4.4 Διάδοση των ακτίνων λέιζερ

Όπως αναφέρεται στην εισαγωγή, η επισήμανση ακτίνων είναι ένα πολύ χρήσιμο εργαλείο όταν η διάθλαση είναι αμελητέα. Αλλά όταν το μέγεθος ακτίνων είναι μικρό - οπότε παράγεται από μέσα από την ενεργό περιοχή ενός λέιζερ - η περίθλαση πρέπει να ληφθεί υπόψη και η επισήμανση ακτίνων δεν είναι κατάλληλη. Αυτό το τμήμα συζητά το είδος ακτίνων που ακτινοβολούν από τα λέιζερ, και πώς διαδίδονται μετά την έξοδο από το λέιζερ.

#### 4.4.1 Εύρος γραμμής των ακτίνων λέιζερ

Ένα βασικό χαρακτηριστικό που διαφοροποιεί μια ακτίνα λέιζερ από τις ακτίνες που προέρχονται από τους πυρακτωμένους λαμπτήρες ή LEDs είναι ότι το φάσμα μήκους κύματός της είναι πολύ στενότερο. Για τις οπτικές πηγές, το μήκος κύματος που διαδίδεται καλείται *εύρος γραμμής*. Ενώ οι χαρακτηριστικές οδηγήσεις μπορούν να έχουν μια γραμμή μετάδοσης που εκτείνεται από 30 έως 40 nm, το φάσμα μιας διόδου λέιζερ (ένα λέιζερ ημιαγωγών) μπορεί να καλύψει μόνο ένα κλάσμα ενός νανομέτρου, ανάλογα με τον αριθμό κοιλότητας που παρουσιάζει. Τα αέρια λέιζερ (όπως το λέιζερ HeNe) είναι ακόμα στενότερου εύρους γραμμής. Επομένως, η ακτίνα λέιζερ έχει ένα ακριβέστερα καθορισμένο μήκος κύματος από τις άλλες πηγές. Λέγεται ότι το λέιζερ έχει έναν υψηλότερο βαθμό χρονικής συνοχής.

Το **σχήμα 4.15** εμφανίζει φάσμα εξόδου μιας χαρακτηριστικής ορατής διόδου λέιζερ. Στην περίπτωση που εμφανίζεται, το λέιζερ έχει δύο τρόπους, κάθε ένας σε μια μοναδική συχνότητα που προέρχεται από την αντήχηση της οπτικής κοιλότητας που αποτελεί τη δίοδο λέιζερ (ανάλογη στα συντονισμά μήκη κύματος μιας κοιλότητας μικροκυμάτων, που συζητούνται στην παράγραφο 3.6). Εντούτοις, ο αριθμός και η θέση των τρόπων μιας διόδου λέιζερ θα μεταβάλλονται συχνά εγκαίρως, ειδικά εάν η θερμοκρασία της διόδου δεν κρατιέται σταθερή. Αυτό το φαινόμενο είναι γνωστό ως *τρόπος αναπήδησης*.



ΣΧΗΜΑ 4.15

Παράδειγμα του φάσματος εξόδου από μια ορατή δίοδο λέιζερ. Δύο τρόποι είναι εμφανείς εδώ, αλλά μερικές δίοδοι λέιζερ έχουν μόνο τον έναν (μονότροπο λέιζερ). Ο αριθμός, η δύναμη, και η θέση μήκους κύματος των διαμήκων τρόπων μεταβάλλονται με το ρεύμα θερμοκρασίας και κίνησης.

#### 4.4.2 Το γκαουσιανό σφαιρικό σχεδιάγραμμα



Ένα άλλο βασικό χαρακτηριστικό μιας ακτίνας λέιζερ είναι ότι παράγεται από την υποκινημένη εκπομπή που ενισχύεται μέσα στην οπτική κοιλότητα (μια κοιλότητα πολλαπλάσιων-περασμάτων γνωστή ως κοιλότητα Fabry- Perot). Επειδή η ακτίνα αναπηδά πέρα δώθε πολλές φορές μέσα στην κοιλότητα στο στάδιο της ενίσχυσης, παίρνει ένα ειδικό σχεδιάγραμμα. Μόνο εκείνα τα σχεδιαγράμματα ακτίνων που ενισχύονται επάνω στις πολλαπλάσιες αναπηδήσεις, δηλαδή που κρατούν την ίδια μορφή διαδίδοντας πέρα δώθε αρκετές φορές, θα επιζήσουν στην έξοδο του laser. Ένα σχεδιάγραμμα που καλύπτει αυτήν την απαίτηση είναι η σημαντική *γκαουσιανή σφαιρική ακτίνα*, μερικές φορές απλά αποκαλούμενη γκαουσιανή ακτίνα.

Το όνομα γκαουσιανό αναφέρεται στη μορφή του εύρους της δέσμης στην εγκάρσια κατεύθυνση. Μια γκαουσιανή μορφή σημαίνει ότι το εύρος πεδίου  $E$  ακολουθεί ένα δευτέρου βαθμού εκθετικό σχεδιάγραμμα που κεντροθετείται στον άξονα ακτίνων:

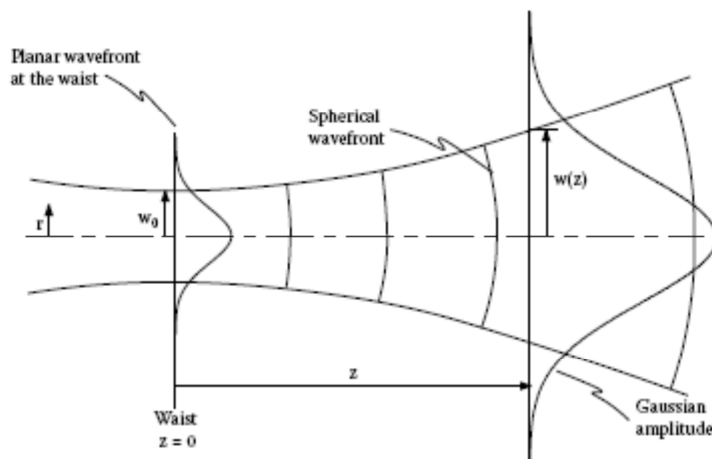
$$E = E_0 e^{-[r/w(z)]^2} \quad (4.17)$$

όπου το  $\rho$  είναι η απόσταση από τον άξονα,  $E_0$  είναι το μέγεθος του πεδίου  $E$  στον άξονα, και το  $w(z)$  είναι μια παράμετρος που προσδιορίζει την ακτίνα της ακτίνας σε μια απόσταση  $z$  από μια θέση ορόσημο αποκαλούμενη ως *μέση*. Στη μέση,  $z = 0$ , το  $w = w_0$ , και το πλάτος της δέσμης εδώ είναι το μικρότερο (έτσι το ονόμα μέση) έως ότου επικεντρωθεί εκ νέου από τους φακούς. Αυτή η μορφή εμφανίζεται στο [σχήμα 4.16](#). Δεδομένου ότι ένα γκαουσιανό εύρος δεν έχει τις αιχμηρές κορυφές, ο καθορισμός του πλάτους είναι κάπως αυθαίρετος. Από τη σύμβαση, η δέσμη ακτίνων ορίζεται ως το σημείο στο οποίο το εύρος πεδίου έχει μειωθεί στο  $1/e$  (0.37) της μέγιστης τιμής του στον άξονα; αυτό εμφανίζεται  $r = w(z)$ . Δεδομένου ότι η πυκνότητα ισχύος είναι ανάλογη προς το τετράγωνο του πεδίου  $E$ , η πυκνότητα ισχύος θα έχει μειωθεί στο  $1/e^2$  (0.14) σε αυτήν την ακτίνα.

Σημειώστε ότι η διάμετρος της δέσμης είναι δύο φορές η ακτίνα, ή  $d = 2w(z)$ . Επίσης σημειώστε ότι η γκαουσιανή μορφή είναι μια εξιδανικευμένη προσέγγιση. Από μαθηματική άποψη το εύρος πεδίου  $E$  ποτέ δεν φτάνει σε μηδέν ακόμη και για τις πολύ μεγάλες αποστάσεις μακριά από τον άξονα. Στην πράξη, εντούτοις, το εύρος πρέπει να πάει σε μηδέν (ή αρκετά μικρό να είναι ασήμαντο) σε κάποια πεπερασμένη απόσταση. Η γκαουσιανή προσέγγιση είναι ικανοποιητική επειδή η ενέργεια που φέρεται στην ακραία ουρά του γκαουσιανού σχεδιαγράμματος είναι μικρή, τόσο πολύ λίγα χάνεται εάν το σχεδιάγραμμα έχει περικοπεί σε μια λογική απόσταση από τον άξονα.

Η λέξη *σφαιρική* χρησιμοποιείται για να περιγράψει την κυρτότητα της κυματομορφής της ακτίνας, η οποία παίρνει μια σφαιρική μορφή που αλλάζει καθώς η ακτίνα διαδίδεται. Η κυρτότητα κυματομορφής είναι απλά ένας άλλος τρόπος της φάσης του πεδίου  $E$  της ακτίνας πέρα από οποιαδήποτε κάθετο επίπεδο στην κατεύθυνση της διάδοσης. Στο [σχήμα 4.16](#) φαίνεται

ότι γενικά η κυματομορφή είναι κυρτή μακριά από τη μέση, αλλά στη μέση η κυματομορφή είναι επίπεδη (αβαθής). Όντως, τα δύο ιδιαίτερα χαρακτηριστικά της μέσης είναι: (1) η δέσμη είναι η μικρότερη εδώ, και (2) η κυματομορφή είναι επίπεδη εδώ. Όπου η μέση εμφανίζεται πραγματικά στο διάστημα εξαρτάται από κάποιες συνιστώσες, όπως οι κυρτοί καθρέφτες ή οι φακοί, και αλλάζουν την κυρτότητα κυματομορφής της γκαουσιανής ακτίνας όπου αυτό καλύπτεται λεπτομερέστερα στα επόμενα δύο τμήματα.



ΣΧΗΜΑ 4.16

Η διάδοση μιας γκαουσιανής σφαιρικής ακτίνας μακριά από τη μέση του. Το εύρος της ακτίνας σε οποιαδήποτε θέση  $z$  υπακούει ένα γκαουσιανό σχεδιάγραμμα με την ακτίνα  $w(z)$ . Η κυματομορφή της είναι σφαιρική με τους μεταβαλλόμενους βαθμούς κυρτότητας. Τα χαρακτηριστικά διάδοσης είναι συμμετρικά στο  $z$  για τη μέση δηλαδή η συγκλίνουσα ακτίνα αριστερά της μέσης ακολουθεί την ίδια μορφή με την ακτίνα απόκλισης στα δεξιά.

#### 4.4.3 Χαρακτηριστικά διάδοσης μιας γκαουσιανής ακτίνας

Η παράμετρος  $w(z)$  καθορίζει την ακτίνα μιας γκαουσιανής ακτίνας σε οποιαδήποτε θέση. Δεδομένου ότι η ακτίνα διαδίδεται, το  $w(z)$  θα αλλάξει. Είναι σημαντικό να καθοριστεί πόσο γρήγορα το  $w(z)$  αλλάζει, επειδή αυτό θα καθορίσει πόσο γρήγορα η ακτίνα διαδίδεται έξω (αποκλίνει) λόγω της διάθλασης, ή πόσο η ακτίνα θα συγκλίνει όταν στρέφεται. Σε αυτό το τμήμα, εξετάζουμε τη διάθλαση μιας ακτίνας διαδίδοντας μακριά από τη μέση της στο επόμενο τμήμα, εξετάζουμε την εστίαση από έναν φακό.

Για να εξετάσει τη διάδοση μιας ακτίνας λέιζερ, είναι πρώτα απαραίτητο να αποφασιστεί που βρίσκεται η μέση. Για σχεδόν όλα τα λέιζερ, η αρχική μέση βρίσκεται σε ή μέσα στην κοιλότητα λέιζερ, είτε κοντά στη μέση είτε σε ένας από τους τελευταίους καθρέφτες της κοιλότητας. Κάθε σχέδιο λέιζερ θα είναι ελαφρώς διαφορετικό. Παραδείγματος χάριν, ένα αέριο λέιζερ θα έχει συνήθως τη μέση του στον καθρέφτη εξόδου του λέιζερ. Μια δίοδος λέιζερ ημιαγωγών (η της οποίας ωοειδής ακτίνα εξόδου προσεγγίζεται κατά προσέγγιση από μια

γκαουσιανή ακτίνα με τα διαφορετικά μεγέθη μέσης κατά μήκος κάθε ενός από δύο άξονες) θα έχει τη μέση της στην άποψη εξόδων του λέιζερ.

Μόλις βρεθεί η μέση, η δέσμη ακτίνων μπορεί να βρεθεί με τη σημείωση ότι η ακτίνα επεκτείνεται μονοτονικά ως λειτουργία της απόστασης  $z$  μακριά από τη μέση σύμφωνα με τον ακόλουθο τύπο:

$$w(z) = w_0 \sqrt{1 + \left(\frac{z}{z_R}\right)^2} \quad (4.18)$$

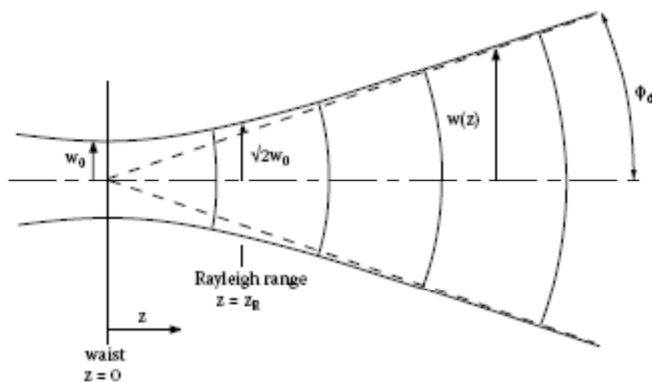
όπου  $z_R$  είναι η σειρά Rayleigh που καθορίζεται από

$$z_R = \frac{\pi w_0^2}{\lambda} \quad (4.19)$$

Ένα παράδειγμα αυτής της απόκλισης ακτίνων εμφανίζεται στο σχήμα 4.17. Σημειώστε από την εξίσωση 4,18 ότι η ακτίνα έχει επεκταθεί ακριβώς 2 φορές στην ακτίνα της μέσης όταν φθάνει στη σειρά Rayleigh  $z = z_R$ . Η σειρά Rayleigh είναι επομένως ένα μέτρο της έκτασης του κοντινού πεδίου της απόκλισης ακτίνων.

Ίσως ο καταλληλότερος τρόπος τη διάδοση της γκαουσιανής ακτίνας είναι να προσδιοριστεί η απομακρυσμένη γωνία απόκλισής του. Σημείωση από το σχήμα 4.17 που στο μακρινό πεδίο (δηλ., περισσότερο από μερικές σειρές Rayleigh μακριά από τη μέση), η δέσμη άκρης "όπως καθορίζεται από το  $w(z)$  επεκτείνει γραμμικά ως λειτουργία της απόστασης  $z$  από τη μέση. Αυτό σημαίνει ότι η δέσμη μοιάζει να επεκτείνεται γραμμικά από ένα σημείο που βρίσκεται στο κέντρο της μέσης. Η μισή γωνία απόκλισης  $\varphi_d$ , που παρουσιάζεται στο σχήμα 4.17, μπορεί να ληφθεί αφήνοντας το  $z \gg z_R$  στην εξίσωση 4,18 και χρησιμοποιώντας  $\sin \varphi_d \approx \tan \varphi_d = w(z)/z$ . Αυτό δίνει στην απόκλιση τη μισή γωνία ως

$$\sin \varphi_d = \lambda/\pi w_0 \quad (4.20)$$



ΣΧΗΜΑ 4.17

Η απομακρυσμένη μισή γωνία απόκλισης  $\varphi_d$  μιας γκαουσιανής ακτίνας που διαδίδεται μακριά από τη μέση του. Η μέση είναι ένα χαρακτηριστικό γνώρισμα ορόσημων η του οποίου ακτίνα  $w_0$  καθορίζει πώς η δέσμη θα διαδωθεί. Η θέση και η ακτίνα της μέσης τίθενται από τις οπτικές συνιστώσες διαμορφώνοντας την ακτίνα, όπως οι κοιλότητες λέιζερ ή οι παρεμβαίνοντες φακοί.

Επομένως, όσο μικρότερο το μέγεθος μέσης, τόσο μεγαλύτερη η γωνία απόκλισης. Αυτό είναι σύμφωνο με τη συμπεριφορά που φάνηκε νωρίτερα στη διάθλαση ενός κύματος περνώντας μέσω μιας μικρής σχισμής (παράγραφος 3.8.1).

Η κυρτότητα της κυματομορφής αλλάζει επίσης όπως η δέσμη διαδίδεται μακριά από τη μέση. Στη μέση, η κυματομορφή είναι επίπεδη. Δεδομένου ότι διαδίδεται, αρχίζει να κάμπει ελαφρώς εξωτερικά, και γίνεται έπειτα πιο κυρτή στις μακρινές αποστάσεις. Στο μακρινό πεδίο, η κυρτότητα κυματομορφής έχει μια ακτίνα που είναι περίπου ίση με το  $z$ , της απόστασης από τη μέση. Κατά συνέπεια, η ακτίνα προσεγγίζει ένα τμήμα μνήμης ενός σφαιρικού κύματος που εμφανίζεται από ένα σημείο που κεντροθετείται στη μέση. Στις πολύ μακρινές αποστάσεις, η σφαιρική κυματομορφή αρχίζει να φαίνεται επίπεδη.

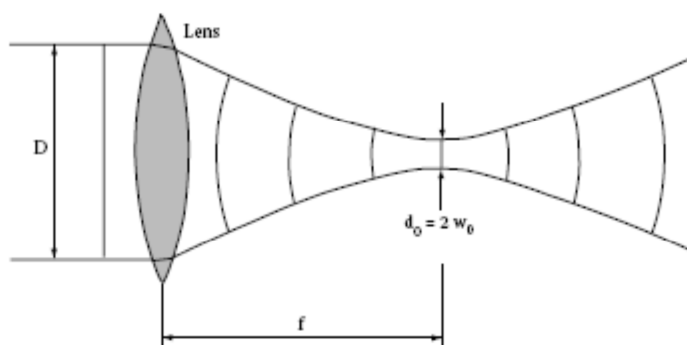
**4.4.4 Συγκέντρωση μιας γκαουσιανής δέσμης με έναν φακό**

Όταν μια γκαουσιανή δέσμη περνά μέσω ενός φακού, μια νέα μέση διαμορφώνεται στο εστιακό επίπεδο του φακού. Αυτό εμφανίζεται επειδή η κυρτότητα της επιφάνειας φακών τροποποιεί την κυρτότητα κυματομορφής της δέσμης από τη διάθλαση, αναγκάζοντας την να συγκλίνει σε μια νέα θέση μέσης. (Η ακτίνα της δέσμης δεν αλλάζει αμέσως κατά διέλευση μέσα από τον φακό, υποθέτοντας ότι η διάμετρος του φακού είναι κάπως μεγαλύτερη από το μέγεθος ακτίνων έτσι ώστε η ακτίνα δεν ψαλιδίζεται.) Η διάμετρος της νέας μέσης είναι έπειτα ένα μέτρο του μεγέθους σημείου.

Το σχήμα 4.18 εμφανίζει διαμόρφωση. Η διάμετρος του σημείου είναι δύο φορές η νέα ακτίνα μέσης, ή  $d_0 = 2w_0$ , και δίνεται από

$$d_0 = 1.27 \lambda f / D \quad (4.21)$$

όπου  $f$  είναι το εστιακό μήκος του φακού,  $\lambda$  είναι το μήκος κύματος, και το  $D$  είναι η διάμετρος της δέσμης όπως μετρήθηκε στη θέση φακού. Κατά συνέπεια, για να γίνει ένα σημείο μικρότερο, ένας κοντύτερος εστιακός φακός μήκους ή μια ακτίνα εισόδου μεγαλύτερων διαμέτρων πρέπει να χρησιμοποιηθεί. Εντούτοις, όπως αναφέρεται παραπάνω, η διάμετρος φακού πρέπει να είναι μεγαλύτερη από τη διάμετρο της δέσμης για την αποφυγή περικοπής, και είναι δύσκολο στην πράξη να κατασκευαστεί ένας φακός η διάμετρος του οποίου να είναι πολύ μεγαλύτερη από το εστιακό μήκος του; διαφορετικά, η παρέκκλιση θα είναι αυστηρή. Με άλλα λόγια,  $f/1$  είναι για το μικρότερο δυνατό  $f$ -αριθμό σε έναν πρακτικό φακό. Επομένως, η μικρότερη τιμή είναι ο όρος  $f/D$  στην εξίσωση 4.21



ΣΧΗΜΑ 4.18

Εστίαση μιας γκαουσιανής ακτίνας σε μια μέση από έναν φακό. Σε αντιδιαστολή με την απλή εικόνα ακτίνας, όπου το σημείο μπορεί να είναι απείρως μικρό, η πραγματική διάμετρος σημείου  $d_0$  είναι πεπερασμένη. Η  $d_0$  είναι μια λειτουργία της διαμέτρου  $D$  δέσμης, του εστιακού μήκους  $f$ , και του μήκους κύματος  $\lambda$ , όπως δίνεται από την εξίσωση 4.21.

μπορεί να έχει είναι στην πράξη περίπου ενότητα. Σε αυτήν την περίπτωση, το  $d_0$  θα είναι έπειτα σε σειρά με το μήκος κύματος του φωτός.

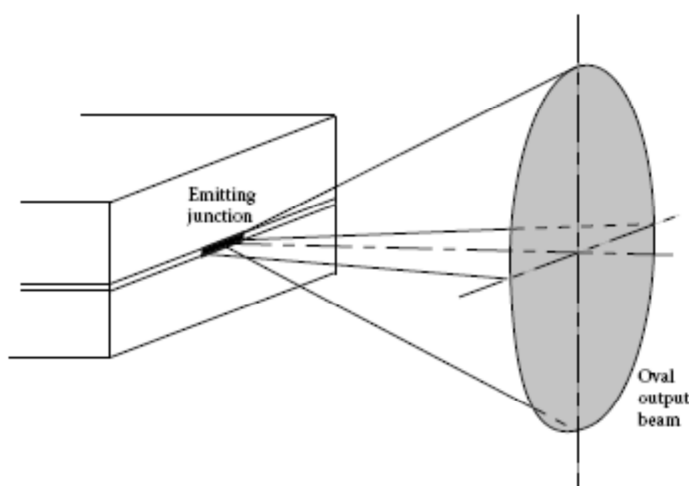
Αυτό επεξηγεί μια μάλλον καθολική αρχή: περίπου το μικρότερο ηλεκτρομαγνητικό κύμα μπορεί να στραφεί στις τάξεις του μήκους κύματος του κύματος. Αυτό θέτει το τελευταίο όριο στην ανάλυση των συμβατικών οπτικών μικροσκοπίων, και είναι γιατί το κύμα μικρού μήκους φως προτιμάται όταν απαιτείται για να αυξήσει ένα μικρό μέγεθος στην πυκνότητα σημείων σε τέτοιες εφαρμογές όπως τους δίσκους του CD ή τα οπτικά μέσα αποθήκευσης. Είναι επίσης γιατί

οι ακτίνες  $x$ , με τα εξαιρετικά σύντομα μήκη κύματος, έχουν τέτοια καλή χωρική ανάλυση όταν χρησιμοποιούνται στους ιστούς εικόνας.

#### 4.4.5 Οι γκαουσιανές εξισώσεις ακτίνων

Οι γκαουσιανές εξισώσεις δέσμης αυτού του τμήματος είναι μια πολύ καλή προσέγγιση στις δέσμες από πολλά λέιζερ, όπως αέριο ή τα στερεάς κατάστασης (π.χ., NdYAG) λέιζερ. Παραδείγματος χάριν, η δέσμη που βγάζει ένα χαρακτηριστικό λέιζερ HeNe έχει μια ακτίνα μέσης περίπου 1 mm. Από  $\lambda = 633$  nm, η εξίσωση 4.20 προβλέπει μια μισή γωνία απόκλισης μόνο  $0.011^\circ$  (η πλήρης γωνία θα ήταν δύο φορές αυτής της τιμής). Αυτό το μικρό ποσό απόκλισης είναι ότι κάνει μια δέσμη λέιζερ για να μοιάσει με μια δέσμη μολυβιού.

Οι γκαουσιανές εξισώσεις δεν εφαρμόζονται αρκετά επίσης για τις διόδους λέιζερ ημιαγωγών, δεδομένου ότι η χαρακτηριστική δίοδος λέιζερ άκρη-εκπομπής έχει μια εκπεμπόμενη σύνδεση που είναι ένα μικροσκοπικό, επίπεδο ορθογώνιο από έναν στρογγυλό καθρέφτη, αλλά μπορεί ακόμα να χρησιμοποιηθεί περίπου, με περισσότερη ακρίβεια στο μικρό άξονα διάστασης του ορθογωνίου από,τι στο μεγάλο άξονα κατεύθυνσης. Επειδή το πρόσωπο εκπέμποντας είναι ορθογώνιο και επειδή η απόκλιση είναι αντιστρόφως ανάλογη προς τη διάσταση εκπομπής (όπως φαίνεται στην εξίσωση 4.20), θα υπάρξει περισσότερη απόκλιση στην ακτίνα εξόδου λέιζερ της δίοδου στην κάθετη επίπεδο στην επίπεδη σύνδεση από το παράλληλο επίπεδο στη σύνδεση. Όπως παρουσιάζεται στο σχήμα 4.19, αυτό οδηγεί στην δέσμη εξόδου που γίνεται ωοειδή, με το μακρύ άξονα του περιστρεφόμενου ωοειδούς  $90^\circ$  σχετικά με το μακρύ άξονα της σύνδεσης.



ΣΧΗΜΑ 4.19

Η δέσμη εξόδου μιας δίοδου λέιζερ ημιαγωγού. Επειδή η σύνδεση εκπέμποντας είναι ορθογώνια, οι γωνίες απόκλισης κατά μήκος των δύο εγκάρσιων αξόνων ακτίνων είναι άνισες, με την απόκλιση στην κάθετη επίπεδη στη μικρή διάσταση που είναι μεγαλύτερη από,τι κατά

μήκος του άλλου άξονα. Αυτό οδηγεί σε μια ωσειδή δέσμη εξόδου, εκτός αν είναι διορθωμένη από τις ειδικές οπτικές συνιστώσες.

Για αριθμητικό παράδειγμα, ο μικρός άξονας διάστασης της σύνδεσης εκπέμποντας μια χαρακτηριστική δίοδο λέιζερ μπορεί να είναι μόνο περίπου 1,5 μm υψηλός. Αφήνοντας  $w_0 = 1$  μm (από το E το πεδίο επεκτείνεται ελαφρώς πέρα από τα όρια της σύνδεσης) και  $\lambda = 660$  nm στην εξίσωση 4,20 δίνεται μια μισή γωνία της απόκλισης στο κάθετο επίπεδο στη σύνδεση 12.1°, για μια πλήρη γωνία 24.2°. Ο μακρύτερος άξονας διάστασης της σύνδεσης μπορεί να είναι 10 μm ευρέως. Υποθέτοντας ένα γκαουσιανό σχεδιάγραμμα κατά μήκος αυτής της διάστασης, η εξίσωση 4,20 προβλέπει ότι η μισή γωνία απόκλισης στο παράλληλο επίπεδο στη σύνδεση ήταν 2.4°, για μια πλήρη γωνία 4.8°. Πραγματικά, επειδή το σχεδιάγραμμα πεδίου E στο μακρύ-άξονα κατεύθυνσης δεν είναι πραγματικά γκαουσιανό αλλά αποτελείται από τους εγκάρσιους τρόπους υψηλής τάξης που είναι πιο επίπεδοι στο σχεδιάγραμμα, η αληθινή γωνία απόκλισης σε αυτό το επίπεδο είναι κάπως μεγαλύτερη από ότι προβλέπεται από την γκαουσιανή θεωρία. Οι εξισώσεις ταιριάζουν πιο κοντά κατά μήκος της κατεύθυνσης του μικρού-άξονα απ'ό,τι στον μακρύ-άξονα κατεύθυνσης.

Οι γωνίες απόκλισης από τη δίοδος λέιζερ είναι μάλλον μεγάλες, όπως υπολογίζονται παραπάνω. Για να γίνει η δέσμη πιο κατευθυνμένη, ένας κοντός εστιακός φακός μήκους τοποθετείται συχνά κοντά στη σύνδεση για να ευθυγραμμίσει την δέσμη. Οι νέες γωνίες απόκλισης είναι βασισμένες στα μεγαλύτερα μεγέθη μέσης στο φακό, και η απόκλιση μπορεί επομένως να μειωθεί πολύ.

Επίσης, όπως αναφέρεται στην παράγραφο 4.3.2, η ακτίνα που ακτινοβολεί από το πρόσωπο μιας μονότροπης ίνας μπορεί να προσεγγιστεί αρκετά πολύ από μια γκαουσιανή ακτίνα. Σε αυτήν την περίπτωση, η μέση βρίσκεται στο επίπεδο πρόσωπο εξόδων της ίνας με μια διάμετρο μέσης περίπου 1,2 έως 1,5 χρόνους της διάμετρος πυρήνα. Εάν η διάμετρος πυρήνα είναι 6 μm και  $\lambda = 0,7$  μm, η εξίσωση 4,20 δίνει σε μια απόκλιση τη μισή γωνία περίπου 3.2°. Πάλι, αυτό μπορεί να μειωθεί από έναν ευθυγραμμισμένο φακό.

## 4.5 Διασκορπίζοντας από τα μόρια

Τα μικρά διηλεκτρικά μόρια που αναστέλλονται σε ένα αερόλυμα ή σε ένα υγρό θα διασκορπίσουν τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα με έναν τρόπο που εξαρτάται από την αναλογία του μεγέθους μορίων στο μήκος κύματος. Για τα πολύ μικρά μόρια, όπως εκείνα που θα μείνουν ανασταλμένα για πολύ σε ένα αερόλυμα ή μια υγρή λύση, τα μεγέθη είναι πολύ μικρά στην

κατάταξη των νανομέτρων στα μικρόμετρα. Επομένως, τα χαρακτηριστικά μεγέθη των ανασταλμένων μορίων είναι συχνά μικρότερα από το μήκος κύματος του ορατού φωτός. (Η διασπορά λόγου συζητείται σε αυτό το κεφάλαιο ακόμα κι αν το μήκος κύματος δεν είναι πολύ μικρότερο από τα μόρια της διασπορά ενδιαφέροντος που περιλαμβάνει τα οπτικά κύματα.) Σε άλλες περιπτώσεις, το μέγεθος μορίων μπορεί να είναι συγκρίσιμο με ένα μήκος κύματος ή μεγαλύτερο.

Ο μηχανισμός για τη διασπορά των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων από τα μόρια είναι παρόμοιος με αυτό που αντιμετωπίσαμε στην παράγραφο 1.6 περιγράφοντας την αλληλεπίδραση μεταξύ των πεδίων  $\mathbf{E}$  και των διηλεκτρικών υλικών. Όταν ένα περιστατικό ενός κύματος περνάει μέσω ενός μορίου, το πεδίο  $\mathbf{E}$  αναγκάζει τα ηλεκτρικά δίπολα στο υλικό των σωματιδίων (είτε προκληθείς είτε ήδη υπάρχον) για να ευθυγραμμίσει και να εναλλαχτεί με το πεδίο, ή, στη διεύθυνση των μορίων, αναγκάζει τα ελεύθερα ηλεκτρόνια για να ταλαντευτεί πέρα δώθε στην ίδια συχνότητα με το συναφές πεδίο. Αυτές τα ταλαντευμένα φορτία ενεργούν ως μικρές κεραιές, που επανακτινοβολούν ένα κύμα που γίνεται στο διεσπαρμένο κύμα.

Το πρότυπο του διεσπαρμένου κύματος από αυτό το μόριο εξαρτάται από τις σχετικές φάσεις των κυματιδίων που προέρχονται από τα διάφορα μέρη του μορίου. Κατά συνέπεια, το πρότυπο είναι ευαίσθητο στο μέγεθος και τη μορφή του μορίου. Εάν το μόριο είναι πολύ μικρό έναντι σε ένα μήκος κύματος, το πρότυπο ακτινοβολίας του περιέρχεται στην ταξινόμηση της διασποράς *Rayleigh*. Εάν το μέγεθός του είναι σε τάξει ίδια όπως ένα μήκος κύματος, το πρότυπο είναι πιο σύνθετο και η διασπορά είναι γνωστή ως διασπορά *Mie*. Τα χαρακτηριστικά αυτών των δύο αγωγών διασκορπίσης συζητούνται λεπτομερέστερα στα εξής τμήματα.

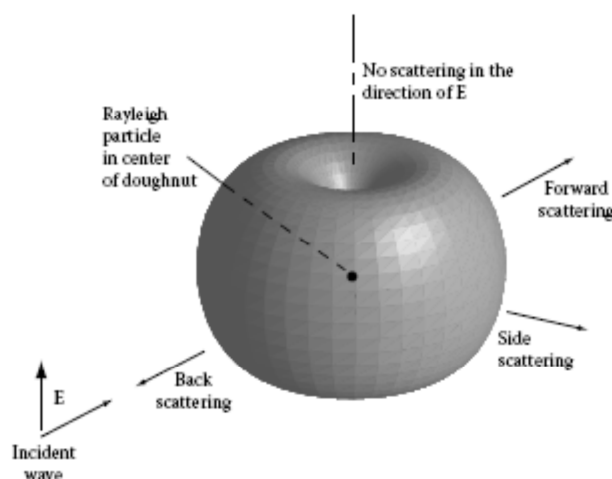
Φυσικά, υπάρχουν πολλά μόρια στο νέφος διασκορπίζοντας, έτσι τα μεμονωμένα κύματα από κάθε μόριο που συνδυάζει να διαμορφώσει το ολόκληρο διεσπαρμένο κύμα. Στις περισσότερες περιπτώσεις ενδιαφέροντος, τα μεμονωμένα μόρια βρίσκονται τυχαία στο νέφος, έτσι τα κύματα από αυτά τα μόρια στις τυχαίες φάσεις κατανέμονται ομοιόμορφα 0 σε 360° όταν φθάνουν στο σημείο παρατήρησης. Όταν τα πεδία  $\mathbf{E}$  τους προσθέτουν, το επακόλουθο συνολικό πεδίο  $\mathbf{E}$  έχει ένα μέγεθος του οποίου ο μέσος όρος είναι στατιστικά ίσος με την τετραγωνική ρίζα του ποσού όλων των μεμονωμένων μεγεθών πεδίου  $\mathbf{E}$ . Η πυκνότητα ισχύος στο διεσπαρμένο κύμα, ανάλογο προς το τετράγωνο του επακόλουθου εύρους πεδίου  $\mathbf{E}$ , είναι επομένως ίση με το ποσό της πυκνότητας ισχύος που διασκορπίζεται από κάθε μόριο. Αυτό είναι ένα παράδειγμα της *ασυνάρτητης* προσθήκης των δυνάμεων από τα μεμονωμένα μόρια. Εάν υπάρχουν μόρια  $N$  στο νέφος, και κάθε μόριο διασκορπίζει τη δύναμη  $P_p$ , η συνολική μέση δύναμη στο διεσπαρμένο κύμα είναι  $P_{total} = N \times P_p$ .

#### 4.5.1 Διασπορά Rayleigh



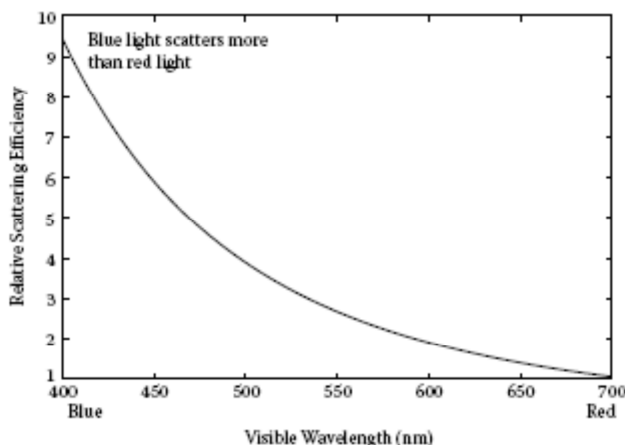
Όταν το μόριο είναι μικρό έναντι σε ένα μήκος κύματος, οι διασκορπίσμενες συνεισφορές που προέρχονται από κάθε τμήμα μήμης του μορίου είναι περίπου στη φάση. Κατά συνέπεια, το μόριο ενεργεί ως ενιαία μικρή διπολική κεραία. Έχουμε δει νωρίτερα ( παράγραφος 3.7) ότι το πρότυπο ακτινοβολίας από ένα μικρό δίπολο είναι ομοιόμορφο στη γωνία στο κάθετο επίπεδο στο πεδίο  $\mathbf{E}$ , που ακτινοβολεί εξίσου σε όλες τις κατευθύνσεις σε εκείνο το επίπεδο, αλλά εμπίπτει μακριά στην κατεύθυνση παράλληλα στο διάνυσμα πεδίου  $\mathbf{E}$  στο επίπεδο που περιέχει το  $\mathbf{E}$  (όπως φαίνεται στο [σχήμα 3.51](#) νωρίτερα). Το διασκορπισμένο πρότυπο Rayleigh ακολουθεί εκείνη την ίδια σπειροειδή-διαμορφωμένη συμπεριφορά, όπως υποδεικνύεται στο [σχήμα 4.20](#): διασκορπίζεται ομοιόμορφα προς τα μπροστά, λοξά, και στην πίσω κατεύθυνση, που μειώνεται μόνο στην κατεύθυνση που ευθυγραμμίζεται με το συναφές ηλεκτρικό πεδίο.

Το μέγεθος της διασποράς από ένα μόριο Rayleigh εξαρτάται έντονα – στην πραγματικότητα, στην τέταρτη δύναμη στο μέγεθος του μορίου έναντι στο μήκος κύματος. Εάν το αποτελεσματικό



ΣΧΗΜΑ 4.20

Ένα πολικό διάγραμμα της απόδοσης σκέδασης ενός μικρού μορίου. Το μέγεθος του σωματιδίου είναι πολύ μικρότερο από το μήκος κύματος του συναφούς φωτός, έτσι η σκεδασμένη συμπεριφορά της ακολουθεί τις σκεδασμένες εξισώσεις Rayleigh. Σημειώστε ότι η διασπορά είναι ομοιόμορφη στην κάθετο επίπεδο στο συναφές διάνυσμα πεδίου  $\mathbf{E}$ , αλλά μειώνεται σε μηδέν στην παράλληλη κατεύθυνση στο πεδίο  $\mathbf{E}$ . Ένα πολικό διάγραμμα επομένως έχει μια διεγερμένη μορφή.



ΣΧΗΜΑ 4.21

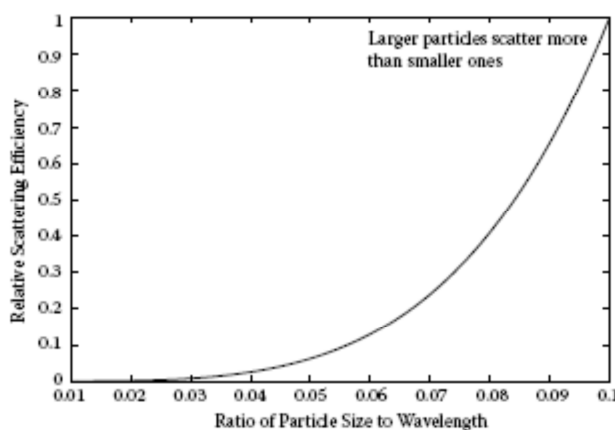
Η σχετική σκεδασμένη αποδοτικότητα ενός μορίου Rayleigh ενός δεδομένου μεγέθους για τα διαφορετικά ορατά μήκη κύματος. Λόγω της εξάρτησης μήκους κύματος τέταρτης-δύναμης, το μπλε φως είναι διεσπαρμένο πολύ περισσότερο από το κόκκινο φως.

το μέγεθος μορίων είναι το  $s$ , η διασκορπίζοντας αποδοτικότητα δύναμης του μορίου που είναι ανάλογη προς  $(s/\lambda)^4$ . Πέρα από τα ορατά το μήκη κύματος, υπάρχει μια δραματική αλλαγή στη σκεδασμένη δύναμη για ένα μόριο ενός δεδομένου μεγέθους κατά μετάβαση από του μικρού μήκους κύματος άκρου του φάσματος στο άκρο του μακριού-μήκους κύματος. Το σχήμα 4.21 δείχνει ότι η σχετική σκεδασμένη αποδοτικότητα είναι περισσότερες από εννέα φορές μεγαλύτερη για το μπλε φως απ'ό,τι για το κόκκινο φως. Αυτό βοηθά να εξηγήσει το μπλε χρώμα του ουρανού. Βλέπουμε το διεσπαρμένο φως του ήλιου όταν ανατρέχουμε μέσω της ατμόσφαιρας, και αυτή η διασπορά (από τα μόρια στον αέρα) είναι αποτελεσματικότερη για το μπλε μέρος του φωτός του ήλιου απ'ό,τι για το κόκκινο. Ακόμη και αν και η διασπορά από κάθε μόριο αέρα είναι πολύ μικρή, ο τεράστιος αριθμός μορίων καθιστά τη συνολική διεσπαρμένη δύναμη ορατή. Οι τυχαίες διακυμάνσεις στην πυκνότητα αέρα προκαλούν επίσης τη διασπορά με την ίδια συμπεριφορά.

Το  $(s/\lambda)^4$  είναι σκέδαση εξάρτησης που είναι χαρακτηριστική να διασκορπίσει την Rayleigh που ισχύει επίσης για ένα σταθερό μήκος κύματος καθώς το μέγεθος μορίων μεταβάλλεται. Το σχήμα 4.22 εμφανίζει πολύ μεγάλη παραλλαγή στη σχετική σκεδασμένη αποδοτικότητα για ένα σταθερό μήκος κύματος όπως το μέγεθος μορίων μεταβάλλεται μέσα σε ακριβώς μια δεκαπλάσια σειρά. Προφανώς, τα μεγαλύτερα μόρια είναι αποδοτικότεροι σκεδαστές φωτισμού από τα μικρά μόρια στην αγωγή Rayleigh.

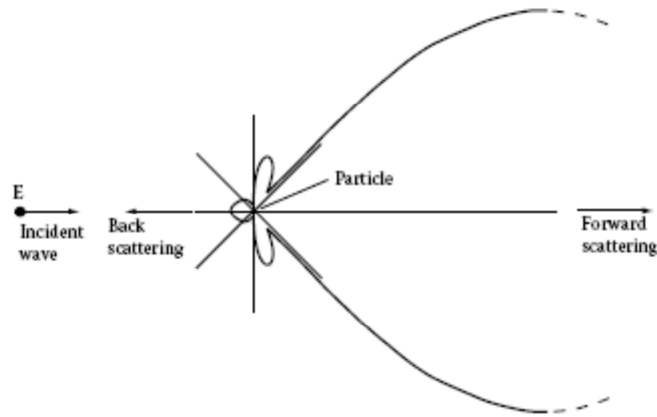
#### 4.5.2 Διασπορά Mie

Για τα μεγαλύτερα μόρια, αυτά τα μεγέθη εκ των οποίων είναι σε τάξει του μήκους κύματος του φωτός, της σκέδασης προτύπου και της σκέδασης αποδοτικότητας γίνονται πιά περίπλοκοι από το μάλλον ομοιόμορφο πρότυπο του μορίου Rayleigh. Δεδομένου ότι οι συνεισφορές στο διεσπαρμένο κύμα που προέρχεται από τα διαφορετικά μέρη του μορίου είναι εξαπλωμένες στις αποστάσεις που είναι ένα σημαντικό μέρος ενός μήκους κύματος (ή ακόμα και μερικά μήκη κύματος) εκτός, οι μεγάλες παραλλαγές φάσης αυτών των συνεισφορών προκαλούν σημαντική εποικοδομητική και καταστρεπτική παρέμβαση που είναι μια ευαίσθητη λειτουργία της γωνίας, της μορφής, του προσανατολισμού, του δείκτη διάθλασης, και της αγωγιμότητας του μορίου. Κατά συνέπεια, το πρότυπο της διασποράς Mie μπορεί να είναι πολύ ανώμαλο, με τις πολυάριθμες κορυφές και τις γραμμές αυλακίου στις διάφορες γωνίες. Παραδείγματος χάριν, το σχήμα 4.23 εμφανίζει το πολικό διάγραμμα της διασποράς Mie στο κάθετο επίπεδο στο συναφές πεδίο  $\mathbf{E}$  για ένα σφαιρικό μόριο που είναι 1.27 μήκη κύματος στη διάμετρο με ένα δείκτη διάθλασης 1.25. Ακόμη και αυτό το απλό σφαιρικά διαμορφωμένο μόριο παρουσιάζει μια παραμορφωμένη πρότυπη σκέδαση.



ΣΧΗΜΑ 4.22

Η σχετική σκεδασμένη αποδοτικότητα των Rayleigh-ταξινομημένων μορίων των μεταβαλλόμενων μεγεθών ως αναλογία στο μήκος κύματος. Η εξάρτηση τέταρτης-δύναμης που είναι η χαρακτηριστική Rayleigh σκέδαση κάνει τα μεγαλύτερα μόρια να διασκορπίσουν αρκετά αποτελεσματικότερα από τα μικρότερα μόρια.



ΣΧΗΜΑ 4.23

Ένα πολικό διάγραμμα της διασποράς από ένα μηδενικά-ταξινομημένο σφαιρικό μόριο. Αυτό το διάγραμμα εμφανίζει σκεδασμένη αποδοτικότητα ως λειτουργία της γωνίας στο κάθετο επίπεδο στο συναφές πεδίο  $\mathbf{E}$ . Σε αυτό το παράδειγμα, η διάμετρος του σωματιδίου είναι 1,27 φορές το μήκος κύματος και ο δείκτης διάθλασης του σωματιδίου είναι 1.25. Σημειώστε ότι η μεγάλη μπροστινή σκέδαση συνιστώσας που είναι χαρακτηριστικό της διασποράς Mie, σε αντιδιαστολή με την ομοιόμορφη διασπορά που αναμένεται σε αυτό το επίπεδο για τα πολύ μικρότερα μόρια Rayleigh.

Αν και τα πρότυπα Mie είναι σχετικά σύνθετα, υπάρχει ένα χαρακτηριστικό που φαίνεται συνήθως στα πρότυπα από τα σφαιρικά και όμοια διαμορφωμένα μόρια. Η δύναμη, η οποία είναι η διασπορά σε έναν κώνο στην ίδια κατεύθυνση με το γεγονός ότι το κύμα, είναι μεγαλύτερο από τη διεσπαρμένη δύναμη σε άλλες κατευθύνσεις (αυτό είναι γνωστό ως επίδραση Mie). Η μπροστινή σκέδαση της συνιστώσας γίνεται ακόμη περισσότερο έντονη ως αυξήσεις διαμέτρων μορίων.

Όταν το μέγεθος μορίων είναι πολύ μεγάλο (πολύ μεγαλύτερος από το μήκος κύματος του φωτός), η γεωμετρική οπτική γίνεται το εφαρμόσιμο εργαλείο ανάλυσης και η επισήμανση ακτίνων μπορεί να χρησιμοποιηθεί, όπως συζητείται στο πρώτο μέρος αυτού του κεφαλαίου.

## ΣΚΕΔΑΣΗ ΑΠΟ ΤΑ ΣΩΜΑΤΙΔΙΑ

Μπορείτε εύκολα να καταδείξετε τα αποτελέσματα της σκέδασης φωτός από τα μόρια στο εργαστήριό σας ή στο σπίτι με τη διάβαση μιας φωτεινής δέσμης (από έναν δείκτη λέιζερ ή έναν φακό, παραδείγματος χάριν) μέσω μιας ανάλυσης των διασκορπισμένων μορίων όπως ένα ποτήρι του γάλακτος που έχει αραιωθεί επαρκώς με το νερό έτσι η δέσμη περνά μέσω διάφορων εκατοστόμετρων χωρίς να υποστεί πάρα πολύ μείωση. Σε ένα δωμάτιο, παρατηρήστε τη φωτεινότητα της σκέδασης ως λειτουργία της γωνίας (αλλά να είστε προσεκτικός για να μην κοιτάζεται άμεσα στη διαβιβασθείσα ακτίνα λέιζερ) για να δείτε την αύξηση της σκέδασης στην μπροστινή κατεύθυνση έναντι στις δευτερεύουσες και πίσω κατευθύνσεις.

Εάν χρησιμοποιείτε την άσπρη δέσμη από έναν φακό, παρατηρήστε επίσης ότι το χρώμα του μπροστινού-δισπαρμένου φωτός παίρνει μια κοκκινωπή ή κιτρινωπή απόχρωση. Αυτό οφείλεται στο υψηλότερο ποσό σκέδασης του μπλε φωτός από τη μέση και από το κόκκινο φως, για το προαναφερθέντα λόγο. (Αυτό είναι επίσης η πηγή όμορφων κόκκινων ηλιοβασιλέματων, που τονίζεται τότε υπάρχει μια υπερβολή της ελαφριάς ομίχλης ή της ρύπανσης στον αέρα.) Εάν χρησιμοποιείτε ένα πολωμένο λέιζερ, παρατηρήστε ότι η σκέδαση μακριά στην πλευρά στην κατεύθυνση που ευθυγραμμίζεται με το συναφές πεδίο  $E$  είναι χαμηλότερη από αυτή στο κάθετο επίπεδο, όπως δίνεται στο [σχήμα 4.20](#) για τα μόρια Rayleigh. Αυτό το χαρακτηριστικό φαίνεται στα μικρά-ταξινομημένα μόρια Mie καθώς επίσης και στα μόρια Rayleigh.

Η αύξηση και στη σκεδασμένη δύναμη Rayleigh και Mie όταν το μέγεθος μορίων είναι μεγαλύτερο μερικές φορές έχει τις ανεπιτυχείς συνέπειες στην ανθρώπινη όραση σε γερασμένα άτομα. Με τη γήρανση (και την έκθεση στις υπεριώδεις ακτίνες), μερικοί άνθρωποι θα αναπτύξουν καταρράκτες στους φακούς των ματιών τους. Αυτοί οι καταρράκτες προκαλούνται από τη συνάθροιση των πρωτεϊνών στο φακό, παράγοντας τις παραλλαγές πυκνότητας με τις αντίστοιχες παραλλαγές του δείκτη διάθλασης. Αυτοί οδηγούν τα μικρά σκεδασμένα κέντρα. Δεδομένου ότι οι καταρράκτες αυξάνονται, σκεδάζοντας περισσότερο φως από το κανονικό διάδρομο στον αμφιβληστροειδή, με συνέπεια τις πιο αμυδρές και θολωμένες εικόνες. Όταν είναι αρκετά σοβαροί, οι καταρράκτες πρέπει να αφαιρεθούν χειρουργικά για να αποκαταστήσουν τη λογική όραση. Εντούτοις, ακόμη και προτού να προκαλέσουν τις καταφανώς θολωμένες εικόνες, η ανάπτυξη των καταρρακτών μπορεί να προκαλέσει τη σκέδαση. Αυτό είναι ιδιαίτερα εμφανές ως φωτοστέφανο γύρω από μια φωτεινή πηγή φωτός (προς την μπροστινή σκέδαση) που μπορεί να κρύψει τις εικόνες των κοντινών αντικειμένων, και πολλοί ηλικιωμένοι παραπονιούνται για αυτήν την επίδραση του φωτοστεφάνου όταν οδηγούν τη νύχτα παρουσία των επικείμενων προβολέων.

## 4.6 Αλληλεπιδράσεις φωτονίων με τους ιστούς

Είναι προφανές από την οπτική επιθεώρηση ότι οι ιστοί του σώματος έχουν τις πολύ διαφορετικές οπτικές ιδιότητες από τα χαρακτηριστικά διηλεκτρικά υλικά που χρησιμοποιούνται στα οπτικά, όπως το γυαλί. Παραδείγματος χάριν, εξετάστε τι συμβαίνει όταν μια φωτεινή ακτίνα του φωτός (από έναν φακό ή ένα λέιζερ) λάμπει μέσω των κλειστών δάχτυλών σας και παρατηρείται από την αντίθετη πλευρά σε ένα δωμάτιο. Ακόμα κι αν η ακτίνα μπορεί να είναι αρκετά κατευθυνόμενη (παράλληλη) κατά είσοδο του ιστού, ώσπου να βγει την έχει διαδώσει σε μια μεγάλη πυράκτωση. Επίσης έχει χάσει μερική από την έντασή της από την απορρόφηση. Αυτό επεξηγεί δύο βασικά χαρακτηριστικά των οπτικών ιδιοτήτων των ιστών (όπως αντιπροσωπεύεται εδώ από το μαλακό ιστό): Κατ' αρχάς, υπάρχει ένα μεγάλο ποσό σκέδασης από τη μικροδομή του ιστού. Δεύτερον, υπάρχει ένα δίκαιο ποσό απορρόφησης, το οποίο σε πολλούς ιστούς είναι μήκος κύματος εξαρτώμενο, και που επομένως μεταδίδει ένα χρώμα στον ιστό. Καλύπτουμε αυτές τις πτυχές λεπτομερέστερα στα επόμενα δύο τμήματα.

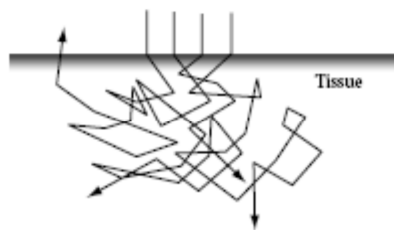
#### 4.6.1 Σκέδαση φωτός στους ιστούς και τη μετακίνηση φωτονίων

Μια απλουστευμένη εικόνα για το πώς το φως διαδίδεται μέσω του ιστού προσφέρεται στο σχήμα 4.24. Αυτό εμφανίζει τους διαδρόμους που μια ακτίνα φωτός παίρνει καθώς περνά μέσω του ιστού. Το προφανέστερο χαρακτηριστικό γνώρισμα είναι ο υψηλός βαθμός πολλαπλάσιας σκέδασης που εμφανίζεται δεδομένου ότι το φως αντιμετωπίζει τα πολυάριθμα στρώματα των ανομοιογενών τμημάτων ιστού και των πολλαπλάσιων περιοχών της σκέδασης. Η πολλαπλάσια σκέδαση υποδεικνύεται από την τεθλασμένη πορεία των ακτίνων φωτός. Επάνω σε κάθε γεγονός σκέδασης, η κατεύθυνση του φωτός είναι κωδικοποιημένη.

Η χρήση των ακτίνων για να περιγράψει εδώ την διάδοση φωτός δεν ισχύει απόλυτα, αλλά χρησιμοποιείται ως εργαλείο απεικόνισης. Μια εναλλακτική περιγραφή είναι να εξεταστούν οι πορείες που τα φωτόνια (τα κβαντικά-μηχανικά μόρια που αποτελούν την ενέργεια μιας ακτίνας φωτός) θα έπαιρναν καθώς διέρχονται μέσω του ιστού. Οι πορείες μπορούν να φανούν παρόμοιες με τις τεθλασμένες πορείες του σχήματος 4.24. Αυτή η άποψη, γνωστή ως μελέτη της *μετακίνησης φωτονίων* στον ιστό, είναι ένα πλούσιο ερευνητικό θέμα. Οι στατιστικές εκτιμήσεις της διάδοσης των φωτονίων μέσω των διάφορων τύπων ιστών μπορούν να γίνουν από αυτήν την άποψη. Πολλές από αυτές τις μελέτες χρησιμοποιούν την αποκαλούμενη τεχνική υπολογιστών Monte Carlo, όπου ένας απέραντος αριθμός μεμονωμένων φωτονίων είναι ακολουθημένος ένας σε έναν χρόνο μέσω του ιστού, όπου καθένας υποβάλλεται σε έναν μεγάλο αριθμό τυχαίων σκεδαζόμενων γεγονότων όπου οι πορείες προστίθενται επάνω για να φθάσουν σε μια εκτίμηση της συνολικής επίδρασης στην δέσμη φωτός.

Μια εκτίμηση του βαθμού της πολλαπλάσιας σκέδασης μπορεί να ληφθεί από την τιμή του συντελεστή σκέδασης  $\mu'_s$  του ιστού. Για το χαρακτηριστικό μαλακό ιστό, το  $\mu'_s$  είναι περίπου στη σειρά 0,5 έως 4  $mm^{-1}$ . Όσον αφορά τους όρους, αυτό σημαίνει ότι ένα φωτόνιο θα ταξιδεψει μόνο μια απόσταση  $1/\mu'_s = 0,25$  έως 2 mm. πριν αντιμετωπίζει το επόμενο γεγονός σκέδασης. Ακόμη και σε μια μικρή ένταση του ήχου του ιστού, υπάρχουν πολλά γεγονότα σκέδασης αλλάζοντας την πορεία του φωτός.

Ο υψηλός βαθμός πολλαπλάσιας σκέδασης στον ιστό καθιστά τη συνηθισμένη οπτική μικροσκόπηση δύσκολη σε οποιοδήποτε βάθος κάτω από την επιφάνεια του δέρματος. Είναι όπως στην προσπάθεια να δούμε τα αντικείμενα μέσω μιας πολύ πυκνής ομίχλης. Υπάρχει, εντούτοις, μια νέα ανάπτυξη στη μικροσκόπηση ιστού, αποκαλούμενη ως οπτική τομογραφία συνοχής (OCT), η οποία χρησιμοποιεί τις μερικές χρονικές ιδιότητες συνοχής των πηγών μη λέιζερ στα αντικείμενα εικόνας στις μέτριες αποστάσεις (μερικά χιλιοστόμετρα) κάτω από την επιφάνεια του δέρματος.



ΣΧΗΜΑ 4.24

Μια απλή εικόνα που εμφανίζει τις πορείες που τα φωτόνια παίρνουν ταξιδεύοντας μέσω του μαλακού ιστού. Σημειώστε τον υψηλό βαθμό πολλαπλάσιας σκέδασης, καθιστώντας την απεικόνιση με το φως δύσκολη σε οποιοδήποτε βάθος κάτω από την επιφάνεια του δέρματος.

#### 4.6.2 Απορρόφηση και φασματοσκοπία ιστού

Εκτός από την ύπαρξη υψηλής σκέδασης, οι χαρακτηριστικοί ιστοί (εκτός από το χιούμορ του ματιού) έχουν ένα μέτριο ποσό απορρόφησης. Το μέγεθος της απορρόφησης ιστού μπορεί να υπολογιστεί από το συντελεστή απορρόφησης  $\mu_a$ , ο οποίος για τους μαλακούς ιστούς είναι περίπου στη σειρά  $0,01$  έως  $1\text{mm}^{-1}$  (υπάρχει ένα μεγάλο ποσό παραλλαγής μεταξύ των τύπων ιστού και με το μήκος κύματος). Αυτό σημαίνει ότι μια ακτίνα φωτός θα ταξιδεψει περίπου  $1/\mu_a = 1$  έως  $100$  mm. πριν χάσει ένα αξιόλογο ποσό ενέργειάς της από την απορρόφηση. Σημειώστε ότι ο συντελεστής απορρόφησης είναι μικρότερος από το συντελεστή σκέδασης στην προηγούμενη υποενότητα, το οποίο σημαίνει ότι ένα φωτόνιο κατά μέσον όρο θα αντιμετωπίσει πολλά γεγονότα σκέδασης πριν απορροφηθεί ή να βγει έξω από τον ιστό.

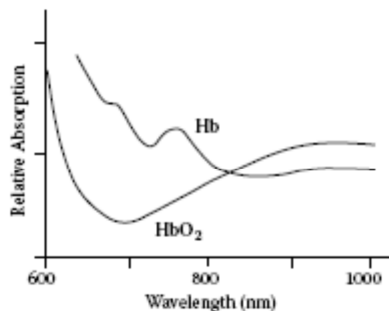
Μια ενδιαφέρουσα χρήση της οπτικής απορρόφησης στους ιστούς είναι για διαγνωστικούς λόγους. Εδώ η εξάρτηση μήκους κύματος της απορρόφησης υιοθετείται ως μέσο μέτρησης της κατάστασης των ιστών, είτε για την ανίχνευση ενός όρου ασθενειών είτε για τον έλεγχο του τοπικού περιβάλλοντος του ιστού. Αυτό χρησιμοποιεί τη φασματοσκοπία για τα διαγνωστικά ή την αντίληψη. Παραδείγματος χάριν, είναι ευρέως γνωστό ότι όταν οξυγονώνεται, το αίμα έχει ένα κόκκινο χρώμα όταν το οξυγόνο αίματος μειώνεται, παίρνει ένα μπλε χρώμα. Στο απεικονισμένο φως, οι αρτηρίες φαίνονται κοκκινωπές και οι φλέβες φαίνονται γαλαζωπές. Ο λόγος για αυτό είναι ότι το οξυγόνο φέρεται κυρίως από τα μόρια αιμογλοβίνης που βρίσκονται στα κόκκινα κύτταρα αίματος. Όταν η αιμογλοβίνη οξυγονώνεται (οξυαιμοσφαιρίνη,  $\text{HbO}_2$ ), απορροφά το κόκκινο φως σε έναν μικρότερο βαθμό από όταν χάνει το οξυγόνο (που μειώνεται στην αιμογλοβίνη, τη  $\text{Hb}$ ).

Αυτό το χαρακτηριστικό εμφανίζεται στο σχήμα 4.25, το οποίο είναι η καμπύλη απορρόφησης και για τις δύο καταστάσεις της αιμογλοβίνης ως λειτουργία του μήκους κύματος. Σημειώστε ότι σε ένα κόκκινο χρώμα ( $\lambda = 660$  nm), η απορρόφηση είναι λιγότερη για την οξυαιμοσφαιρίνη απ'ό,τι για η αιμογλοβίνη. Κατά συνέπεια, το κόκκινο φως από μια διάβαση των οδηγήσεων μέσω του πλημμυρισμένου ιστού θα που υποβληθεί σε ένα μεταβλητό ποσό απορρόφησης ανάλογα με το βαθμό οξυγόνωσης του αίματος. Αυτό επιτρέπει τη μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου του αίματος με τις σχετικά απλές συσκευές γνωστές ως οξύμετρο

σφυγμού, οι οποίες στερεώνονται στο δάχτυλο, ποδιού, ή στο λοβό του αυτιού. Μέσα σε κατοικία τα οπτικά οξύμετρων ινών επίσης έχουν αναπτυχθεί για την εισαγωγή άμεσα σε μια αρτηρία. Συνήθως δύο ή περισσότερα μήκη κύματος του φωτός χρησιμοποιούνται για να αποτελέσουν τη μεταβλητότητα στον ιστό εκτός από αυτόν που προκαλείται από τη συγκέντρωση του οξυγόνου. Παραδείγματος χάριν, το σχήμα 4.25 δείχνει ότι σε ένα μήκος κύματος περίπου 805 nm, η απορρόφηση είναι σχετικά απρόσβλητη από το βαθμό οξυγόνωσης; αυτό είναι ένα ισοσβεστικό σημείο. Η αναλογία της απορρόφησης σε αυτά τα δύο μήκη κύματος, 660 και 805 nm, θα παραμείνει ευαίσθητη στην οξυγόνωση ενώ θα είναι λιγότερο ευαίσθητη σε άλλους παράγοντες.

Υπάρχουν άλλες φασματοσκοπικές χρήσεις του φωτός για τον έλεγχο της κατάστασης των ιστών στο σώμα. Αρκετές από αυτές ερευνώνται αυτήν την περίοδο για την κλινική χρησιμότητά τους. Ο φθορισμός που προκαλείται στους διάφορους ιστούς (αυτοφθορισμός) από μια εξωτερική πηγή φωτός όπως ένα λέιζερ μπορεί να παραγάγει τις πληροφορίες για τη φύση του ιστού, όπως η διάκριση της με αποθέματα πλάκας ασβεστίου από μαλακή πλάκα μέσα στις αρτηρίες. Οι οπτικές ίνες φέρνουν το φως λέιζερ στον ιστό και συλλέγουν τον εκπεμπόμενο φθορισμό. Η σκέδαση Ραμάν, που είναι πολύ συγκεκριμένη για τον τύπο ιστού αλλά που είναι

επίσης πολύ αδύνατη στη δύναμη σημάτων, ερευνάται επίσης για τις διαγνωστικές εφαρμογές.



ΣΧΗΜΑ 4.25

Τα χαρακτηριστικά απορρόφησης της οξυαιμοσφαιρίνης (HbO<sub>2</sub>) και της αιμογλοβίνης (Hb) ως λειτουργία του μήκους κύματος. Η οξυαιμοσφαιρίνη απορροφά λιγότερο κόκκινο φως από ότι η αιμογλοβίνη, έτσι το οξυγονωμένο αίμα

φαίνεται πιο κόκκινο από το αίμα. Αυτή η επίδραση χρησιμοποιείται στα οξύμετρα σφυγμού, τα οποία χρησιμοποιούν το κόκκινο φως για να μετρήσουν αναίμακτα τον κορεσμό οξυγόνου ενός ασθενή. Ένα δεύτερο (ή περισσότερο) μήκος κύματος στην ισοσβεστική απορρόφηση του σημείου το οποίο δεν είναι ευαίσθητο στο ποσοστό οξυγόνου, κοντά σε 805 nm που υιοθετούνται συχνά για να αντισταθμίσουν άλλες οπτικές μεταβλητές.

## ΥΠΕΡΥΘΡΟ ΘΕΡΜΟΜΕΤΡΟ

Η υπέρυθη ακτινοβολία εκπέμπεται από τα θερμά αντικείμενα. Οι υπέρυθροι αισθητήρες είναι γεροί, ακριβείς (καλύτεροι από ένα δέκατο ενός βαθμού), και σχετικά ανέξοδοι, και χρησιμοποιούνται για τις πολυάριθμες εφαρμογές για να μετρηθεί η θερμοκρασία χωρίς πραγματική διέγερση με το αντικείμενο που μετρείται. Δεδομένου ότι οι βιολογικές διαδικασίες παράγουν τη θερμότητα (και επομένως εκπέμπεται υπέρυθη ακτινοβολία), πολλοί τομείς της υγείας του σώματος μπορούν να ελεγχθούν χρησιμοποιώντας υπέρυθρο θερμόμετρο.



Το σχήμα 4.26 είναι μια υπέρυθη φωτογραφία (θερμογραφική εικόνα) ενός χεριού που λαμβάνεται με μια υπέρυθη φωτογραφική μηχανή. Ίσως η πιο διαδεδομένη εφαρμογή αυτής της τεχνολογίας είναι το θερμόμετρο μη ακουστικών αυτιών. Το τύμπανο αυτιών παρέχει ένα άριστο παράθυρο στη θερμοκρασία σώματος πυρήνα. Οι υπέρυθροι αισθητήρες μπορούν να διαβάσουν τη θερμοκρασία του χωρίς παραγωγή της επαφής με την ευαίσθητη δομή του.

Η υπέρυθη ανίχνευση έχει χρησιμοποιηθεί επίσης για να μετρήσει τη θερμοκρασία στο σώμα κατά τη διάρκεια υπερθεμίας της επεξεργασίας. Αλλά λόγω του περιορισμένου βάθους της διείσδυσης των υπέρυθρων μηκών κύματος στον ιστό, οι χάρτες θερμοκρασίας είναι της επιφάνειας μόνο, και οι θερμοκρασίες επιφάνειας είναι συχνά ένας φτωχός δείκτης των θερμοκρασιών βαθύτερων στο σώμα. Αυτό ισχύει επίσης για τη χρησιμοποίηση υπέρυθρου θερμόμετρου για την ανίχνευση καρκίνου του μαστού.

Κατά τη διάρκεια της ανάπτυξης συσκευών θέρμανσης και δοκιμής, εντούτοις, είναι δυνατό να δημιουργηθεί ένα ημισταθερό ή άκαμπτο αφανές που ανοίγει όπως ένα διπλοσάγωνα για να επιτρέψει στην υπέρυθη φωτογραφική μηχανή να συλλάβει το δισδιάστατο πρότυπο διανομής θερμότητας. Αυτό πρέπει να γίνει γρήγορα, φυσικά, προτού να διευθυνθεί μακριά η θερμότητα, διαστρεβλώνοντας κατά συνέπεια το πρότυπο.



ΣΧΗΜΑ 4.26

Παρακαλώ δείτε το ένθετο χρώματος μετά από την υπέρυθη εικόνα στην σελίδα 146. Ενός χεριού που λαμβάνεται με μια θερμογραφική φωτογραφική μηχανή. (Από M. Iskander. Με τη δικαιοδοσία.)

## 4.7 Ακτίνες X

Τα προηγούμενα τμήματα έχουν περιγράψει τους τρόπους στους οποίους τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα ενεργούν όπως οι ακτίνες που μπορούν να απεικονίσουν, να διαβιβάσουν, και να διαθλάσουν. Μπορούν να καθοδηγηθούν για τη χρήση στους φακούς, τους καθρέφτες, και τους οπτικούς κυματοδηγούς. Αλλά έχουν ακόμα μια θεμελιώδη ομοιότητα με τα κύματα στα

προηγούμενα κεφάλαια: ενεργούν όπως τα κύματα (όχι μόρια). Πηγαίνοντας ακόμα υψηλότερα στη συχνότητα, στις συχνότητες των ακτίνων x, τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα αρχίζουν να συμπεριφέρονται πολύ διαφορετικά. Αρχίζουν να ενεργούν περισσότερο όπως τα μόρια από τα κύματα, και η επίδρασή τους στο σώμα είναι πολύ διαφορετική επίσης.

Η σύγχρονη φυσική μας λέει ότι όλα τα κύματα μπορούν να διαμορφωθούν είτε ως κύματα είτε ως μόρια, ανάλογα με την ενέργειά τους σχετικά με την ενέργεια του κοντινού περιβάλλοντός τους. Οι ακτίνες x θεωρούνται μόρια (φωτόνια) παρότι τα κύματα επειδή όταν χτυπούν ένα μόριο, μπορούν να σπάσουν τους μοριακούς δεσμούς της ή να ιονίσουν το μόριο. Αυτό είναι ιδιαίτερου ενδιαφέροντος με το μόριο DNA, επειδή μπορεί τώρα να αναγκάσει το μόριο να αλλοιωθεί σε μια καρκινώδη μορφή.

Ο λόγος που τα κύματα υψηλής-συχνότητας μπορούν να ιονίσουν τα άτομα, ενώ οι χαμηλότερες συχνότητες όχι, είναι ότι η συνολική διαθέσιμη ενέργεια ενός φωτονίου, που δίνεται από το νόμο του Planck, είναι αντιστρόφως ανάλογη προς το μήκος κύματος. Η ενέργεια ενός φωτονίου (στις μονάδες των ηλεκτρονιο-βολτ, ή eV) είναι  $1,24 \times 10^{-6} \text{ eV}/\lambda$ , όπου  $\lambda$  είναι στις μονάδες των μέτρων. Περίπου 10 eV απαιτούνται για να ιονίσουν ένα μόριο. Αυτό αντιστοιχεί σε ένα μήκος κύματος περίπου 0,124  $\mu\text{m}$ , το οποίο πέφτει στη βαθιά UV περιοχή. Τα μόρια με τις συχνότητες στο ορατό φάσμα φωτός είναι σε θέση να σπάσουν ακόμη και τους πιο αδύνατους μοριακούς δεσμούς. Κατά συνέπεια, το βαθύ υπεριώδες UV φως και οι ακτίνες x αντιμετωπίζονται ως μόρια της ακτινοβολίας ιονισμού. Το ορατό φως, οι υπέρυθρες ακτίνες, και οι συχνότητες που χρησιμοποιούνται για την επικοινωνία και οι ιατρικές εφαρμογές που περιγράφονται σε αυτό το βιβλίο αντιμετωπίζονται ως κύματα και είναι μη ιονίζουσες ακτινοβολίες.

## 4.8 Μέτρηση των υψηλής συχνότητας ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων (φως)

Στις υψηλές συχνότητες, τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία συνδέονται έντονα. Όπως με τα πεδία χαμηλής μέσης-συχνότητας, οι οπτικές μετρήσεις παίρνουν χαρακτηριστικά μια αναλογική μέτρηση και την μετατρέπουν σε μια ψηφιακή τιμή, αν και είναι γνωστό για την προεπεξεργασία που γίνεται με τα φίλτρα, καθρέφτες, φακούς, και ούτω καθ'εξής πριν από την ψηφιοποίηση του τελικού σήματος. Το φως μετριέται χαρακτηριστικά σύμφωνα με την έντασή του (πυκνότητα ισχύος) χρησιμοποιώντας τους ανιχνευτές όπως η φωτοδίοδος καρφίτσων πυριτίου για το ορατό φως και άλλων υλικών ημιαγωγών χρησιμοποιούνται για άλλα μήκη κύματος. Η φάση είναι πολύ δύσκολο να μετρηθεί, αν και τα πλέγματα διάθλασης και οι

κοιλότητες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να δημιουργήσουν τα πρότυπα παρέμβασης που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να μετρήσουν τη φάση και τα αποτελέσματα της φάσης.

Οι ακτίνες λέιζερ και οι οπτικές ίνες είναι σχετικά εύκολο να ελεγχτούν στο χώρο. Η οπτική ίνα, ειδικότερα, τείνει να είναι μικρή, ελαφριά, βιοσυμβατή, και εύχρηστη. Έχουν βρεί τον τρόπο τους σε μια ευρεία σειρά αισθητήρων βασισμένων στο ποσό δύναμης ή το επιστρεφόμενο φάσμα στο οπτικό καλώδιο ιών. Όταν χρησιμοποιείται για την απεικόνιση (όπως για την ενδοσκόπηση), η εικόνα είναι αρχικά αναλογική αλλά μετατρέπεται σε ψηφιακή από τις συσκευές όπως ο ανιχνευτής συζευγμένου φορτίου (CCD).

Οι τριβές και τα πρίσματα των φασμομέτρων είναι το αντίτιμο των συσκευών ανάλυσης φάσματος για το φως και μπορούν να μετρήσουν το πρότυπο του οπτικού φάσματος.

## ΒΙΟΜΕΤΡΙΚΗ

Ένα βιομετρικό σύστημα χρησιμοποιεί τις μοναδικές βιολογικές ιδιότητες ενός ατόμου (το δακτυλικό αποτύπωμα, το DNA, τα πρότυπα φλεβών, και οι ανιχνεύσεις ίριδων είναι οι επικρατέστερες σήμερα) για να προσδιορίσει εκείνο το συγκεκριμένο άτομο. Αυτά τα συστήματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν με δύο σημαντικούς τρόπους. Η πιστοποίηση ταυτότητας χρησιμοποιείται για να καθορίσει ότι είστε αυτοί που λέτε ότι είστε, όπως οι ανιχνεύσεις δακτυλικών αποτυπωμάτων που χρησιμοποιούνται για να καταγραφούν σε έναν υπολογιστή.

Αυτός είναι ένας τύπος ενός βιολογικού κωδικού πρόσβασης. Ο άλλος σημαντικός τρόπος που ένα βιομετρικό σύστημα χρησιμοποιείται είναι να προσδιοριστεί ένα άτομο από μια πολύ μεγαλύτερη ομάδα, όπως στην περίπτωση του δακτυλικού αποτυπώματος ταιριάζοντας το για να προσδιορίσει τους εγκληματικούς υπόπτους. Μελάνι-βασισμένη στο η στα πρότυπα δακτυλοσκοπίας έχει χρησιμοποιηθεί κατά τη διάρκεια ενός αιώνα. Αρχικά αυτό το σύστημα απαιτούσε έναν άνθρωπο για να ταιριάζει τα δακτυλικά αποτυπώματα, αλλά τώρα οι σαρωτές υπολογιστών χρησιμοποιούνται για τη στοιχειώδη εργασία.

Η νέα οπτική τεχνολογία επεκτείνει τις βιομετρικές διαθέσιμες ευκαιρίες, και ως εκ τούτου οι εφαρμογές είναι διαθέσιμες. Οι ανιχνεύσεις IRIS είναι ένα τέτοιο παράδειγμα. Κάθε ίριδα ενός ατόμου είναι τόσο μοναδική όσο το δακτυλικό αποτύπωμά του/της, και μια οπτική ανίχνευση ίριδων (μια εικόνα) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να προσδιορίσει μεμονωμένα ένα άτομο. Αυτή η μέθοδος εξετάζεται για τον έλεγχο μετανάστευσης και συνόρων επειδή είναι μη καταπατητική, γρήγορη, και σχετικά ανέξοδη. Μια άλλη οπτική μέθοδος για τους ανθρώπους είναι μέσω της μορφής του χεριού και των δάχτυλών τους. Η συχνότερα χρησιμοποιημένη για τον απλό έλεγχο πρόσβασης (που ξεκλειδώνει τις πόρτες), είναι αυτή η απλή φωτογραφία-βασισμένη στον μέθοδος που θεωρείται συχνά λιγότερο της εισβολής στη μυστικότητα από τη δακτυλοσκοπία ή την ανίχνευση ίριδων. Αυτή η μέθοδος έχει τους περιορισμούς της, εντούτοις, καθώς τα άτομα αλλάζουν με το χρόνο λόγω της αλλαγής, της αρθρίτιδας, ή τον τραυματισμό βάρους. Η αναγνώριση φωνής είναι μια άλλη μέθοδος προσδιορισμού που έχει έναν παρόμοιο περιορισμό. Η φωνή χρησιμοποιείται χαρακτηριστικά λιγότερο από άλλη βιομετρική, λόγω της δυνατότητας ότι μια καταγραφή εκείνου του ατόμου θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για να αποκτήσει πρόσβαση. Για τις ασφαλέστερες εφαρμογές, υπάρχει πάντα ανησυχία ότι η βιομετρική θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί χρησιμοποιώντας τα φυσικά μοντέλα των χεριών του ατόμου, ή ακόμα και το δακτυλικό αποτύπωμά του/της. Επίσης, για να αποφύγουν τον προσδιορισμό, αυτοί θα μπορούσαν να αλλάξουν (όπως με την αρχειοθέτηση κάτω από τις κορυφογραμμές δακτυλικών αποτυπωμάτων, παραδείγματος χάριν).

Οι υπέρυθρες και κοντινές υπέρυθρες ανιχνεύσεις μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να προσδιορίσουν τα βιολογικά χαρακτηριστικά κάτω από την επιφάνεια του δέρματος, καθιστώντας κατά συνέπεια τους σχεδόν αδύνατους να αλλάξουν ή να αντιγράψουν. Η γεωμετρία φλεβών είναι ένα βιομετρικό χαρακτηριστικό που είναι μοναδικό σε κάθε άτομο. Ακόμη και οι μονογενείς δίδυμοι έχουν τα διαφορετικά πρότυπα φλεβών, και οι φλέβες του ατόμου μεταβάλλονται από την αριστερή στην δεξιά πλευρά. Η μορφή των φλεβών του ατόμου αλλάζει πολύ λίγο με την ηλικία (αν και η ζημία μπορεί να ασκήσει επίδραση σε αυτό). Πολλές φλέβες δεν είναι ορατές μέσω του δέρματος, καθιστώντας τις εξαιρετικά δύσκολες να πλαστογραφηθούν ή να πειραχθούν. Μια ανίχνευση φλεβών είναι γρήγορη και μη επεμβατική. Μια εικόνα λαμβάνεται με το κοντινό υπέρυθρο φως (σαν μια φωτογραφία, αλλά με ένα διαφορετικό μήκος κύματος). Η αιμογλοβίνη στο αίμα απορροφά τις υπέρυθρες ακτίνες, όπως φαίνεται στο [σχήμα 4.25](#), αλλά το υπόλοιπο του σώματος το απεικονίζει. Κατά συνέπεια, το πρότυπο φλεβών εμφανίζεται μαύρο και μπορεί να συγκριθεί με τα προηγούμενως καταχωρημένα πρότυπα.

## 4.9 Περίληψη

Υψηλής συχνότητας πράξη ηλεκτρομαγνητικών πεδίων ως επί το πλείστον όπως οι ακτίνες. Οι περισσότερες ιατρικές εφαρμογές σε αυτήν την ζώνη είναι στην οπτική σειρά. Υπάρχουν πολλές υπέρυθρες εφαρμογές, παραδείγματος χάριν. Οι υπέρυθρες εφαρμογές είναι συχνά χαμηλότερου κόστους και χωρίς επαφή, καθιστώντας τους ιδιαίτερα καλούς ως βιολογικούς αισθητήρες. Οι εφαρμογές όπως η φασματοσκοπία είναι σε θέση να καθορίσουν τη χημική σύνθεση των βιολογικών ιστών, παραδείγματος χάριν.

Οι αιτήσεις στην υψηλής συχνότητας σειρά τείνουν προς τις μικρότερες και μικρότερες συσκευές, κυρίως αισθητήρες, πολλοί από τους οποίους μπορούν να γίνουν διεγερτικοί για την εμφύτευση στο σώμα λόγω του μικρού μεγέθους τους. Αυτά συζητούνται λεπτομερέστερα στο κεφάλαιο 6.

## 5ο Κεφάλαιο

# ΒΙΟΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ

## 5.1 Εισαγωγή

Η δοσιμετρία χρησιμοποιείται για να καθορίσει τη δύναμη, την κατεύθυνση, και την πόλωση των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Προβλέπει τη δόση του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου σε οποιοδήποτε σημείο μέσα ή έξω από στο σώμα. Παραδείγματος χάριν, χρησιμοποιείται για να προβλέψει τη δύναμη των πεδίων στο κεφάλι από τα τηλεφωνικά κύτταρα για να αποφασίσει εάν ένα ιδιαίτερο σχέδιο συναντά τις ρυθμιστικές οδηγίες, για να καθορίσει το σήμα προς το θόρυβο αναλόγως (και ως εκ τούτου ποιότητα εικόνας) για τα πηνία και για την απεικόνιση μαγνητικής αντήχησης (MRI), για να καθορίσει τη δύναμη πεδίων στις πειραματικές οργανώσεις όπως τα μικρόβια των συστημάτων έκθεσης πλακών, και σε πολλές άλλες εφαρμογές.

Η απλούστερη μορφή της δοσιμετρίας αποτελείται από δύο μέρη. Ο πρώτος είναι ο προσδιορισμός των *συναφών πεδίων*, τα οποία παράγονται από μερικά είδη της πηγής. Αυτά τα συναφή πεδία είτε μετριοούνται (χωρίς το παρόν αντικείμενο) είτε υπολογίζονται από γνώση της πηγής. Το δεύτερο μέρος είναι ο προσδιορισμός των πεδίων **E** και **B** μέσα σε ένα αντικείμενο που εκτίθεται στα συναφή πεδία. Τα πεδία μέσα σε ένα αντικείμενο καλούνται *εσωτερικά πεδία*. Τα εσωτερικά πεδία επίσης είτε μετριοούνται είτε υπολογίζονται. Αυτός ο τύπος δοσιμετρίας μπορεί να χρησιμοποιηθεί όταν το αντικείμενο και η πηγή είναι αρκετά μακριά το ένα μακριά από το άλλο όπου η παρουσία του αντικειμένου δεν αλλάζει τη διαμόρφωση της πηγής. Αυτό ισχύει γενικά για τα συστήματα έκθεσης, εγκάρσια ηλεκτρομαγνητικά κύτταρα (TEM), και ούτω καθ'εξής. Τα χαμηλής συχνότητας συστήματα μπορούν επίσης να χρησιμοποιήσουν αυτόν τον τύπο δοσιμετρίας.

Για τα συστήματα όπου η πηγή είναι κοντά στο αντικείμενο (όπως τα τηλεφωνικά κυττάρα), η παρουσία του αντικειμένου αλλάζει τα συναφή πεδία από την πηγή. Αυτή η *σύζευξη* πρέπει έπειτα να διαμορφωθεί μέσα στους υπολογισμούς δοσιμετρίας. Οι μέθοδοι που κάνουν αυτό αναφέρονται μερικές φορές ως *πλήρους κύματος* προσομοιώσεις. Τα περισσότερα συστήματα μέσης-συχνότητας απαιτούν αυτόν τον τύπο δοσιμετρίας.

Στα πρώτα μοντέλα δοσιμετρίας, τα σφαιρικά μοντέλα χρησιμοποιήθηκαν για να αντιπροσωπεύσουν το βιολογικό μοντέλο. Οι σφαίρες προφανώς δεν αντιπροσωπεύουν τη μορφή των ανθρώπων ή των ζώων πολύ καλά, αλλά πολλές χρήσιμες πληροφορίες που χρησίμευσαν ως μια βάση για τους υπολογισμούς στα ρεαλιστικότερα μοντέλα λήφθηκαν από τα σφαιρικά μοντέλα. Στη συνέχεια, τα σφαιροειδή (π.χ-διαμορφωμένα) και ελλειψοειδή μοντέλα χρησιμοποιήθηκαν για να αντιπροσωπεύσουν τις ζωικές μορφές πιο ρεαλιστικά. Τα σφαιρικά, σφαιροειδή, και ελλειψοειδή μοντέλα ήταν ιδιαίτερα χρήσιμα επειδή αναλυτικής, ή κλειστής-μορφής, λύσεις μπόρεσαν να ληφθούν για αυτά. Δηλαδή οι εξισώσεις του Maxwell θα μπορούσαν να λυθούν και οι μαθηματικές εκφράσεις για τα εσωτερικά πεδία **E** και **H** θα

μπορούσαν να ληφθούν. Τέτοιες λύσεις παρείχαν την πολύτιμη κατανόηση για τα χαρακτηριστικά των εσωτερικών πεδίων.

Αργότερα, άλλα μοντέλα με τις ρεαλιστικότερες μορφές χρησιμοποιήθηκαν και στις πειραματικές μετρήσεις και στους υπολογισμούς. Μια πολύ κοινή προσέγγιση είναι να χρησιμοποιηθούν τα μοντέλα ομάδων δεδομένων του σώματος ενδιαφέροντος. Ένα μοντέλο ομάδων δεδομένων αποτελείται από τα κυβοειδή μαθηματικά κύτταρα κανονισμένα να προσεγγίσουν τη μορφή του ανθρώπου και άλλων ζωικών οργανισμών. Οι αναλυτικές λύσεις δεν μπορούν συνήθως να ληφθούν για αυτά τα μοντέλα. Αντ' αυτού, οι αριθμητικές μέθοδοι χρησιμοποιούνται για να υπολογίσουν τα εσωτερικά πεδία. Αυτές οι αριθμητικές μέθοδοι αποτελούνται από την επίλυση των εξισώσεων του Maxwell χρησιμοποιώντας την κάποια τεχνική υπολογιστών που δίνει τα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  σε κάθε μαθηματικό κύτταρο του μοντέλου. Σε μερικές από αυτές τις αριθμητικές τεχνικές, τα κυβικά μαθηματικά κύτταρα χρησιμοποιούνται; σε άλλες, τα πυραμιδικά κύτταρα χρησιμοποιούνται.

Μερικές συνήθως χρησιμοποιημένες αριθμητικές μέθοδοι είναι η μέθοδος στιγμής (MoM), μέθοδος πεπερασμένων-στοιχείων (FEM), μέθοδος σύνθετης αντίστασης, πεπερασμένης διαφοράς μεθόδου στο πεδίο του χρόνου (FDTD), και πεπερασμένης διαφοράς μεθόδου στο πεδίο συχνότητας (FDFD). Γενικά, τα μοντέλα με τις ρεαλιστικότερες μορφές απαιτούν έναν μεγαλύτερο αριθμό μικρότερων μαθηματικών κυττάρων. Με έναν μεγαλύτερο αριθμό μικρότερων μαθηματικών κυττάρων τα πεδία μπορούν να υπολογιστούν με τη λεπτομερέστερη ανάλυση, αλλά αυτό απαιτεί επίσης περισσότερη μνήμη υπολογιστών και υπολογιστικό χρόνο. Τα τελευταία χρόνια, οι υπολογιστές έχουν γίνει όλο και περισσότερο ισχυροί, επιτρέποντας τους όλο και περισσότερο περίπλοκους υπολογισμούς δοσιμετρίας. Ο υπολογισμός των πεδίων με περισσότερη ανάλυση δεν είναι αρκετός, εντούτοις. Η κατοχή των τεράστιων αρχείων στοιχείων που αποτελούνται από τα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  σε κάθε ένα από πολλά μαθηματικά κύτταρα δεν παρέχει απαραίτητως τη διορατικότητα στις χαρακτηριστικές συμπεριφορές αυτών των πεδίων. Μια κατανόηση αυτής της χαρακτηριστικής συμπεριφοράς είναι σημαντική στην ερμηνεία και την αξιολόγηση των αλληλεπιδράσεων των πεδίων EM με τα βιολογικά συστήματα.

Μερικές φορές τα εσωτερικά πεδία μετριοούνται στα πειραματόζωα, και μερικές φορές μετριοούνται στα μοντέλα που αποτελούνται από το υλικό που έχει διαπερατότητα και αγωγιμότητα παρόμοια με αυτήν του ζωικού ιστού. Αυτά τα μοντέλα καλούνται *φανταστικά*. Επειδή οι μετρήσεις των εσωτερικών πεδίων στους ανθρώπους δεν μπορούν να γίνουν, οι μετρήσεις στα αφανή των ανθρώπων γίνονται για να καθορίσουν τι εσωτερικά πεδία θα ήταν στο ανθρώπινο σώμα. Ένα παράδειγμα ενός φανταστικού που χρησιμοποιείται για να μετρήσει

την απόθεση δύναμης στο κεφάλι από ένα κυψελοειδές τηλέφωνο εμφανίζεται στο σχήμα 5.1. Το Παράρτημα Α περιγράφει μερικά από τα φανταστικά διαθέσιμα υλικά. Όταν τα εσωτερικά πεδία υπολογίζονται, τα διάφορα μαθηματικά μοντέλα χρησιμοποιούνται για να αντιπροσωπεύσουν τους ανθρώπους και άλλα ζώα, όπως εξηγούνται παρακάτω. Στον βιοηλεκτρομαγνητισμό, οι πληροφορίες για τα εσωτερικά πεδία επιδιώκονται συνήθως έτσι ώστε τα αποτελέσματα των εσωτερικών πεδίων στο βιολογικό σύστημα μπορούν να καθοριστούν.



ΣΧΗΜΑ 5.1

Παρακαλώ δείτε το ένθετο χρώματος μετά από τη μέτρηση σελίδα 146. των πεδίων σε ένα ανθρώπινο φανταστικό κεφάλι-χέρι-κορμιού από ένα κυψελοειδές τηλέφωνο. Το κεφάλι και ο κορμός γίνονται από ενισχυμένο εποξειδικό με αλάτι για να έχει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του κόκκαλου. Το κεφάλι γεμίζει με το ημισταθερό φανταστικό υλικό που έχει τις ιδιότητες του εγκεφάλου. Το χέρι είναι ένα λαστιχένιο γάντι που γεμίζεται με το υλικό που αντιπροσωπεύει τα 2/3 του μυ. Οι τρεις συνιστώσες (x,y,z) του ηλεκτρικού πεδίου μετριοούνται με έναν έλεγχο ηλεκτρικών πεδίων παρόμοιο με αυτόν που περιγράφεται στην παράγραφο 1.2. Το συγκεκριμένο ποσοστό απορρόφησης (SAR) που περιγράφεται στην παράγραφο 1.14 υπολογίζεται από αυτά τα πεδία.

Η δοσιμετρία μπορεί να διαιρεθεί σε δύο κατηγορίες: *μακροσκοπική* και *μικροσκοπική* δοσιμετρία. Στη μακροσκοπική δοσιμετρία, τα πεδία EM καθορίζονται ως μέσος όρος πέρα από κάποια μικρή ένταση του ήχου του διαστήματος, όπως στα μαθηματικά κύτταρα που είναι εκατοστόμετρα ή χιλιοστόμετρα στο μέγεθος. Παραδείγματος χάριν, εάν το μαθηματικό μέγεθος κυττάρων είναι 1 mm. σε μια πλευρά, κατόπιν το πεδίο E σε ένα δεδομένο μαθηματικό κύτταρο

υποτίθεται ότι είχε την ίδια τιμή παντού μέσα στη  $1 \text{ mm}^3$  ένταση του ήχου εκείνου του κυττάρου. Με άλλα λόγια, το πεδίο **E** υπολογίζεται κατά μέσο όρο πέρα από την ένταση του ήχου του κυττάρου. Το πεδίο **B** υπολογίζεται κατά μέσο όρο επίσης πέρα από το κύτταρο. Αυτά καλούνται μακροσκοπικά πεδία EM. Αντίθετα, στη μικροσκοπική δοσιμετρία, τα πεδία EM καθορίζονται σε μικροσκοπικό επίπεδο, όπως το κυψελοειδές επίπεδο στα βιολογικά συστήματα. Ή, ισοδύναμα, τα μαθηματικά κύτταρα πέρα από τα οποία τα πεδία EM καθορίζονται είναι μικροσκοπικά στο μέγεθος.

Ιστορικά, πολύ περισσότερα έχουν γίνει στη μακροσκοπική δοσιμετρία απ'ό,τι στη μικροσκοπική δοσιμετρία. Μόνο πρόσφατα πολλή εργασία έχει γίνει στη μικροσκοπική δοσιμετρία. Μια τεχνική είναι πρώτη για να αποφασίσει για τα μακροσκοπικά πεδία, και έπειτα από τα μακροσκοπικά πεδία; Μεγενθύνει για να βρεί τα πεδία σε ένα μικροσκοπικό επίπεδο. Η μικροσκοπική δοσιμετρία απαιτείται για να μάθει περισσότερα για το πώς τα πεδία EM αλληλεπιδρούν με τα βιολογικά συστήματα στο κυψελοειδές επίπεδο, αλλά και οι υπολογισμοί και οι μετρήσεις είναι δυσκολότεροι για τη μικροσκοπική δοσιμετρία απ'ό,τι για τη μακροσκοπική δοσιμετρία. Μια προφανής δυσκολία στη μικροσκοπική δοσιμετρία διαχειρίζεται το τεράστιο ποσό στοιχείων που περιλαμβάνεται στα συστήματα που αποτελούνται από τα εκατομμύρια των βιολογικών κυττάρων.

Ο σκοπός αυτού του κεφαλαίου είναι να συζητηθούν οι αρχές και οι ιδέες που περιλαμβάνονται στη δοσιμετρία. Αυτό χρησιμοποιείται πρώτιστα σε δύο περιπτώσεις: όταν το μήκος κύματος είναι μεγάλο έναντι στο αντικείμενο (δείτε το κεφάλαιο 2), και όταν το μήκος κύματος είναι σχεδόν ίδιο μέγεθος όπως το αντικείμενο (δείτε το κεφάλαιο 3). Όταν το μήκος κύματος είναι πολύ μικρό έναντι στο μέγεθος του αντικειμένου, τα εσωτερικά πεδία είναι περιορισμένα σε μια πολύ λεπτή περιοχή κοντά στην επιφάνεια του αντικειμένου. Σε εκείνη την περίπτωση, η δοσιμετρία απαιτείται σπάνια. Η δοσιμετρία είναι ένα περίπλοκο θέμα, και η λογοτεχνία που περιγράφει την ανάπτυξη και την εφαρμογή και των θεωρητικών και πειραματικών δοσιμετρικών τεχνικών και των προκυπτόντων δοσιμετρικών στοιχείων είναι εκτενής. Ο σκοπός αυτού του κεφαλαίου δεν είναι να δοθεί μια περιεκτική αναθεώρηση ή μια συζήτηση των δοσιμετρικών τεχνικών ή να δοθεί ένα περιεκτικό σύνολο στοιχείων για τα εσωτερικά πεδία για τα διάφορα μοντέλα των ανθρώπων και άλλων ζώων. Αντ' αυτού, ελπίζουμε να σας βοηθήσουμε να καταλάβετε τις στοιχειώδεις ιδέες που περιλαμβάνονται στη δοσιμετρία, και για να σας δώσουμε μια συνοπτική εισαγωγή σε μερικές από τις τεχνικές που χρησιμοποιούνται στη δοσιμετρία. Το πρώτο μέρος αυτού του κεφαλαίου περιγράφει τα διαθέσιμα μοντέλα για τους δοσιμετρικούς υπολογισμούς. Αυτό ακολουθείται από μια συζήτηση για το πώς η απόθεση δύναμης (συγκεκριμένο ποσοστό απορρόφησης [ SAR ]) εξαρτάται από



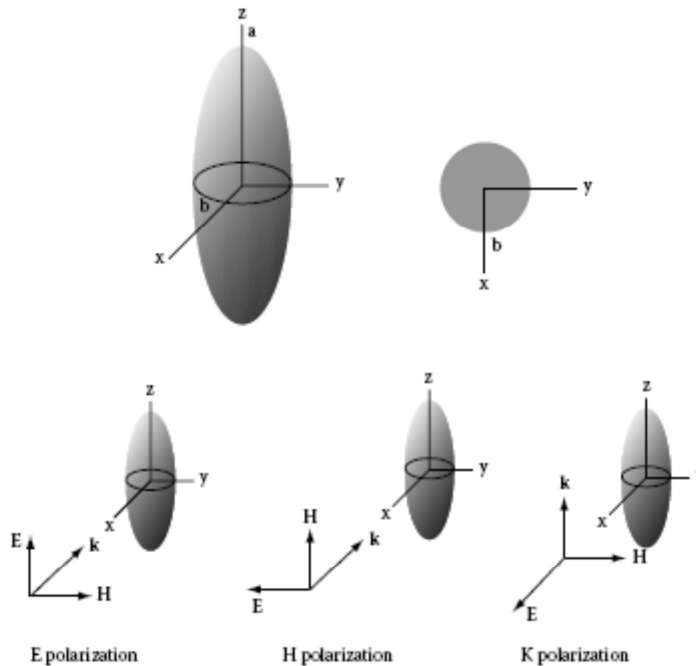
τις πολλές παραμέτρους του σώματος και των συναφών ηλεκτρομαγνητικών πεδίων χρησιμοποιώντας μια αναλυτική προσέγγιση και ένα σφαιροειδές μοντέλο. Αυτή η αναλυτική προσέγγιση είναι καλή για την παροχή μιας διαισθητικής κατανόησης, αλλά όχι για την παροχή των ακριβών αποτελεσμάτων, ιδιαίτερα για τις εντοπισμένες τιμές SAR. Ένα πιο πρόσφατο τμήμα περιγράφει πώς η πεπερασμένης διαφοράς μέθοδος στο πεδίο του χρόνου (FDTD) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να καθορίσει τις εντοπισμένες τιμές SAR. FDTD είναι η πιο επικρατούσα μέθοδος για την δοσιμετρία βιοηλεκτρομαγνητισμού σήμερα. Τα παραδείγματα για το πώς η μέθοδος FDTD χρησιμοποιείται για να υπολογίσει τη διανομή δύναμης από τα κυψελοειδή τηλέφωνα και τα ηλεκτροφόρα καλώδια 60-Hz επιδεικνύουν πώς αυτή η μέθοδος εφαρμόζεται. Το τμήμα FDTD ακολουθείται από μια περιγραφή για το πώς η μέθοδος σύνθετης αντίστασης χρησιμοποιείται για να υπολογίσει τα πεδία γύρω από τα ιατρικά μοσχεύματα στο ανθρώπινο σώμα.

## 5.2 Πόλωση

Η πόλωση του ηλεκτρικού πεδίου επηρεάζει σημαντικά το πώς αυτό απορροφάται και απεικονίζεται, και πώς διαβιβάζεται και παραλαμβάνεται. Όπως περιγράφεται στην παράγραφο 1.2, τα ηλεκτρικά πεδία συχνά μεταδίδονται και λαμβάνονται με τις κεραίες καλωδίων που είναι παράλληλες στο διάνυσμα ηλεκτρικού πεδίου. Αυτό το διάνυσμα καθορίζει την πόλωση του ηλεκτρικού πεδίου. Το διάνυσμα μαγνητικών πεδίων είναι έπειτα κάθετο στο ηλεκτρικό πεδίο και στην κατεύθυνση της διάδοσης του κύματος, όπως περιγράφεται από το δεξή κανόνα στην παράγραφο 1.3.

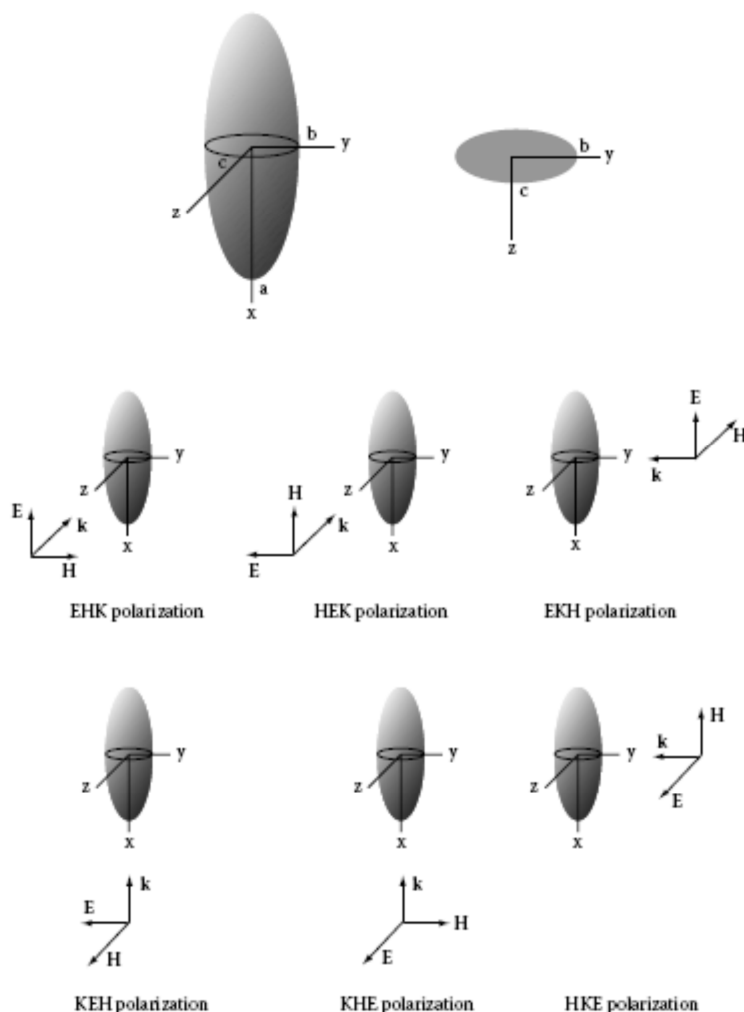
Τα υπολογισμένα πεδία  $\mathbf{E}$  μέσα στα ωοειδές σφαιροειδή μοντέλα στην παράγραφο 2.3 επεξηγούν τα γενικά χαρακτηριστικά που τα εσωτερικά πεδία μεταβάλλονται με τον προσανατολισμό των συναφών πεδίων όσον αφορά το αντικείμενο. Εκτός από την πόλωση του ηλεκτρικού πεδίου σχετικά με το διάστημα (όπως, πολώσεις  $E_y$ ,  $E_z$ ), ο προσανατολισμός του συναφούς πεδίου  $\mathbf{E}$  όσον αφορά ένα αντικείμενο ορίζεται επίσης ως η πόλωση. Για τα αντικείμενα της περιστροφής (εκείνα με την κυκλική συμμετρία για το μακρύ άξονα), τρεις πολώσεις καθορίζονται,  $\mathbf{E}$ ,  $\mathbf{H}$ , και  $k$ , όπως διευκρινίζονται από την άποψη ενός ωοειδές σφαιροειδούς μοντέλου στην πόλωση στο σχήμα 5.2. Το  $\mathbf{E}$  είναι πολωμένο όταν το συναφές πεδίο  $\mathbf{E}$  βρίσκεται κατά μήκος του μακρού άξονα του αντικειμένου, η πόλωση  $\mathbf{H}$  είναι όταν το συναφές πεδίο  $\mathbf{H}$  βρίσκεται κατά μήκος του μακρού άξονα, και η πόλωση  $k$  είναι όταν η διάδοση του διανυσματικού  $\mathbf{k}$  βρίσκεται κατά μήκος του μακρού άξονα του αντικειμένου.

Για τα αντικείμενα που δεν είναι αντικείμενα της περιστροφής, όπως το ανθρώπινο σώμα, έξι πολώσεις καθορίζονται, όπως διευκρινίζονται στο [σχήμα 5.3](#) από το ελλειψοειδές. Το ελλειψοειδές έχει τρεις ημιάξονες; τα μήκη ονομάζονται  $a$ ,  $b$ , και  $c$  στο [σχήμα 5.3](#), με  $a > b > c$ , και το  $a$  βρίσκεται κατά μήκος του άξονα  $x$ , το  $b$  κατά μήκος του άξονα  $y$ , και το  $c$  κατά μήκος του άξονα  $z$ . Οι πολώσεις καθορίζονται με αντιστοιχία



ΣΧΗΜΑ 5.2

Ορισμοί των πολώσεων για ένα σώμα της περιστροφής για τον άξονα  $z$ . Για ευκολία, οι πολώσεις είναι διευκρινισμένες όσον αφορά ένα ωοειδές σφαιροειδές, αλλά ισχύουν για οποιοδήποτε σώμα της περιστροφής. (Προσαρμοσμένο από το [σχήμα 3.37](#), Durney, το C.H, et al, *εγχειρίδιο δοσιμετρίας ακτινοβολίας ραδιοσυχνότητας*, 4η ed, έκθεση USAFSAM-TR-85- 73, σχολείο USAF της αεροδιαστημικής ιατρικής, αεροδιαστημικό ιατρικό τμήμα (AFSC), βάση Πολεμικής Αεροπορίας , TX, 1986.)



ΣΧΗΜΑ 5.3

Ορισμοί των πολώσεων για ένα σώμα που δεν είναι σώμα της περιστροφής. Για ευκολία, οι πολώσεις είναι διευκρινισμένες όσον αφορά τα ελλειψοειδή, αλλά ισχύουν για άλλα αντικείμενα επίσης. (Προσαρμοσμένο από το [σχήμα 3.38](#), Durney, C. H., et al, *εγχειρίδιο δοσιμετρίας ακτινοβολίας ραδιοσυχνότητας*, 4η ed, έκθεση USAFSAM-TR-85- 73, σχολείο USAF της αεροδιαστημικής ιατρικής, αεροδιαστημικό ιατρικό τμήμα (AFSC), βάση Πολεμικής Αεροπορίας, TX, 1986.)

σε όποιο εκ των διανυσμάτων  $E$ ,  $H$ , και  $k$  κατά μήκος όποιου εκ των τριών ημιαξόνων. Παραδείγματος χάριν, στην πόλωση EHK, το  $E$  βρίσκεται κατά μήκος του  $a$ , του  $H$  κατά μήκος του  $b$ , και του  $k$  κατά μήκος του  $c$ .

Ένας άλλος τρόπος που η πόλωση μπορεί να καθοριστεί είναι *οριζόντια ή κάθετα*. Αυτό αναφέρεται στην κατεύθυνση του διανύσματος  $E$ -πεδίου σχετικά με τον προσανατολισμό που

καθορίζεται στην εφαρμογή. Όπως πριν, το διάνυσμα μαγνητικού πεδίου ακολουθεί το διάνυσμα ηλεκτρικού πεδίου και την κατεύθυνση της διάδοσης σύμφωνα με το κανόνα του δεξιού χεριού.

Ακόμα μια πτυχή της πόλωσης είναι το πώς οι διανυσματικές αλλαγές ηλεκτρικού πεδίου όπως διαδίδεται με το χρόνο. Για να καθορίσετε αυτόν τον τύπο πόλωσης, φανταστείτε το διάνυσμα ηλεκτρικού πεδίου να διαδίδεται μακριά από σας. Προσέξτε την άκρη του διανύσματος ηλεκτρικού πεδίου όπως διαδίδεται με το χρόνο. Εάν το διάνυσμα επισημαίνει έξω μια γραμμή, κατόπιν το κύμα είναι *γραμμικά πολωμένο*. Εάν επισημαίνει έξω έναν κύκλο, είναι *κυκλικά πολωμένο* (ή CP). Και εάν επισημαίνει έξω μια έλλειψη, είναι *ελλειπτικά πολωμένο*. Οι κυκλικές και ελλειπτικές πολώσεις είτε είναι το αριστερό - είτε το δεξί χέρι, ανάλογα με ποια κατεύθυνση το κύμα κυκλοφορεί καθώς διαδίδεται. Με τον αντίχειρα στην κατεύθυνση της διάδοσης, τα αριστερά ή δεξιά δάχτυλα, αντίστοιχα, θα ακολουθήσουν την κατεύθυνση της περιστροφής για να καθορίσουν την τάση χρήσης ενός μόνο χεριού του κύματος. Η χρονικά εξαρτημένη πόλωση του κύματος είναι η σημαντικότερη για τις εφαρμογές επικοινωνίας. Όπως τα κύματα απεικονίζονται από πολλαπλάσιους τυχαίους σκεδαστές, το κύμα γίνεται γενικά κυκλικά πολωμένο, όπου τόσες πολλές εφαρμογές επικοινωνίας χρησιμοποιούν την κυκλική πόλωση. Ουσιαστικά όλα τα μοντέλα δοσιμετρίας μέχρι σήμερα έχουν χρησιμοποιήσει μόνο τη γραμμική πόλωση. Αυτό είναι επειδή χρησιμοποιούνται γενικά για να καθορίσουν τη μεγαλύτερη απόθεση δύναμης στο σώμα, το οποίο μπορεί να βρεθεί από την ευθυγράμμιση του μακρύ άξονα του σώματος (κεφάλι στο πόδι) με το διάνυσμα ηλεκτρικού πεδίου.

### 5.3 Ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος

Και η θεωρητική και πειραματική δοσιμετρία απαιτεί γνώση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων του αντικείμενου για το οποίο η δοσιμετρία αξιολογείται. Ειδικότερα, όταν το αντικείμενο είναι το ανθρώπινο σώμα, οι ηλεκτρικές ιδιότητές της πρέπει να μαθευτούν για να υπολογίσουν τα εσωτερικά πεδία ή για να κατασκευάσουν τα φανταστικά στα οποία οι μετρήσεις μπορούν να γίνουν. Οι ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος προσδιορίζονται συνήθως είτε από την άποψη σχετικής διαπερατότητας και της αποτελεσματικής αγωγιμότητας, είτε από την άποψη σύνθετης σχετικής διαπερατότητας (δείτε τις [παραγράφους 1.6](#) και [1.14](#)). Γενικά, η σχετική διαπερατότητα και η αποτελεσματική αγωγιμότητα των ιστών του σώματος είναι μια ισχυρή λειτουργία της συχνότητας. Κάθε ένας από τους διαφορετικούς ιστούς στο σώμα έχει μια διαφορετική μεταβολή με τη συχνότητα. Όλο αυτό πρέπει να ληφθεί υπόψη στη δοσιμετρία. Το [παράρτημα A](#) δίνει περισσότερες λεπτομέρειες στις ηλεκτρικές ιδιότητες πολλών ιστών του σώματος ως συνάρτηση της συχνότητας.

## 5.4 Ανθρώπινα μοντέλα

Η πρότυπη ανάπτυξη είναι μια από τις σημαντικές προκλήσεις του αριθμητικού βιοηλεκτρομαγνητισμού για τους δοσιμετρικούς υπολογισμούς. Τα μοντέλα έχουν προχωρήσει από τα ωοειδές σφαιροειδή μοντέλα του ανθρώπου που χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του '70 κατά προσέγγιση στα μοντέλα 1 cm. βασισμένα στα ανατομικά διαγώνια τμήματα που χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του '80 σε μια νέα κλάση στο χιλιοστόμετρική-ανάλυση MRI βασισμένων μοντέλων του σώματος, τα οποία είναι οι σφραγίδες της έρευνας στη δεκαετία του '90 και πέρα. Αυτά τα μοντέλα μπορούν τώρα να τεθούν σε ουσιαστικά οποιαδήποτε θέση χρησιμοποιώντας τις τεχνικές ηλεκτρονικής γραφιστικής. Παραδείγματος χάριν, το [σχήμα 5.4](#) εμφανίζει τον “ορατό άνδρα” που προέρχεται από τις ανιχνεύσεις MRI από τα εθνικά ιδρύματα υγείας. Αυτό το μοντέλο πιθανώς ευρύτατα χρησιμοποιείται στα διαθέσιμα βασισμένα μοντέλα αυτή τη στιγμή. Οι ανιχνεύσεις έγιναν αρχικά με χέρια που βρίσκονται στις πλευρές εντούτοις, πολλές εφαρμογές (όπως η ανάλυση ενός ατόμου που οδηγεί ένα αυτοκίνητο) απαιτούν τα χέρια να είναι σε διαφορετική θέση. Το [σχήμα 5.4](#) εμφανίζει τα χέρια σε μια όρθια θέση να κρατούν ένα τιμόνι. Το σκελετικό σύστημα εμφανίζεται επίσης. Είναι σημαντικό κατά τη χρησιμοποίηση ενός υπολογιστή για να επανατοποθετήσει ένα μοντέλο ότι οι φυσικές διαβάσεις για τα ρεύματα και τα πεδία συντηρούνται. Κατά συνέπεια, η προσοχή πρέπει να ληφθεί για να εξασφαλίσει ότι τα κόκκαλα και άλλες δομές παραμένουν άθικτα κατά τη διάρκεια της διαδικασίας επανατοποθέτησης.



ΣΧΗΜΑ 5.4

Παρακαλώ δείτε το [ένθετο χρώματος](#) μετά από τη σελίδα 146. Το ορατό άτομο από τα εθνικά ιδρύματα υγείας ανιχνεύθηκε αρχικά με τα χέρια στις πλευρές του. Εδώ έχουν επανατοποθετηθεί

υπολογιστικά, με την προσοχή που λαμβάνεται για να εξασφαλιστεί ότι τα κόκκαλα και άλλες δομές παραμένουν άθικτα. (Από Remcom, Inc. που ανατυπώνεται με τη δικαιοδοσία.)

Οι ανιχνεύσεις MRI παρέχουν μια ιδανική αρχική βάση δεδομένων για τα βασισμένα μοντέλα αυτού του τύπου, αλλά οι ανιχνεύσεις μόνο δεν καθορίζουν τους τύπους ιστών που είναι σε κάθε θέση. Αντ' αυτού, οι ανιχνεύσεις MRI παρέχουν έναν χάρτη voxel των πυκνοτήτων MRI, οι οποίες δυστυχώς δεν έχουν μια προς μια αντιστοιχία στον τύπο ιστού. Αυτές οι εικόνες ερμηνεύονται ως εικόνες γκρίζας-κλίμακας από τις οποίες οι διάφοροι ιστοί μπορούν να φανούν. Η κατάτμηση εικόνας είναι απαραίτητη για να μετατρέψει αυτές τις χαρτογραφήσεις πυκνότητας στις χαρτογραφήσεις του τύπου ιστού. Αυτό γίνεται γενικά ημιχειροκίνητα, αν και οι αυτόματες μέθοδοι έχουν χρησιμοποιηθεί επίσης.

Διάφορα MRI-βασισμένα μοντέλα του ανθρώπινου σώματος, του κεφαλιού μόνο, και μιας ευρείας ποικιλίας των ζωικών μοντέλων που υπάρχουν, του ορατού ατόμου που παρουσιάζεται συμπεριλαμβανομένου στο σχήμα 5.4. Με εξαίρεση μερικές βασικές αυτόματες τεχνικές ταξινόμησης ιστού βασισμένες στις πυκνότητες MRI (ο ξηρός ιστός μπορεί να χωριστεί από τον υγρό ιστό, παραδείγματος χάριν), αυτά τα μοντέλα έχουν απαιτήσει τη σημαντική προσπάθεια λήψης, και υπάρχουν πολλές μοναδικές προκλήσεις στην ανάπτυξη των κατάλληλων μοντέλων για τη χρήση στην διαμόρφωση του βιοηλεκτρομαγνητισμού.

Κατ' αρχάς, υπάρχουν ζητήματα που πρέπει να αντιμετωπιστούν στη λήψη των ανιχνεύσεων MRI. Είναι σημαντικό να χρησιμοποιηθεί MR τιμές των παραμέτρων για να βελτιστοποιήσει την αντίθεση μεταξύ των μαλακών ιστών, και για να χρησιμοποιήσει τους σφυγμούς κορεσμού για να μειώσει τα παλμικά χειροποίητα αντικείμενα ροής αίματος και τη χρονική πυλόδραση για να μειώσει τη θόλωση από την αναπνοή και την παλόμενη καρδιά. Ανάλογα με το παλόμενο χρονικό διάστημα και τη βελτιστοποίηση, η σάρωση του πλήρους σώματος με μια κάθετη ανάλυση 3 mm. διαρκεί 6 έως 24 ώρες. Το πρόσωπο που σαρώνεται θα πρέπει να επανατοποθετηθεί κατά τη διάρκεια αυτής της περιόδου, όμως όταν είναι πάρα πολύ μακριά για να αναμείνει ένα ζωντανό πρόσωπο είναι δύσκολο να κρατηθεί ακόμα, και αυτό παρουσιάζει μερικές δυσκολίες στις εικόνες από τις διαδοχικές θέσεις. Είναι χρήσιμο να τοποθετηθεί το πρόσωπο στο ανάστημα που επιδιώκεται για τη διαμόρφωση, όπως η εξασφάλιση ότι τα πόδια είναι σε μόνιμη θέση, σε αντιδιαστολή με χαλαρωμένα, και ότι το κεφάλι είναι σε ευθυγράμμιση με τη σπονδυλική στήλη, σε αντιδιαστολή με ένα μαξιλάρι. Τα χέρια έχουν προκαλέσει τη σημαντική δυσκολία σε διάφορες προσπάθειες διαμόρφωσης, δεδομένου ότι σε μια χαλαρωμένη θέση, τείνουν να πέσουν από τη σειρά της ανίχνευσης MRI. Τα περισσότερα από αυτά τα προβλήματα έχουν εξαλειφθεί εάν ένα πτώμα χρησιμοποιείται ως

θέμα που ανιχνεύεται, όπως στο ορατό πρόγραμμα ατόμων, αν και η δυσκολία του μοντέλου είναι ακόμα ένα πρόβλημα, και αυτό το μοντέλο χάνει επίσης τα μέρη των χεριών λόγω των περιορισμών της σειράς ανίχνευσης. Η χρησιμοποίηση ενός πτώματος παρέχει τις προκλήσεις σε αυτό, δεδομένου ότι τα ρευστά σώματα τείνουν να συγκεντρωθούν στην πλάτη του σώματος, όργανα στενεύουν ή πρήζονται, και οι εναέριοι διάδρομοι καταρρέουν πολύ σύντομα μετά από το θάνατο. Επίσης έχει παρατηρηθεί ότι το γενικό ύψος του σώματος αυξάνεται κατά διάφορα εκατοστόμετρα όταν βρίσκεται (όπως στην MR. μηχανή) σε αντίθεση με τη στάση, και τους ζωντανούς ανθρώπους και τα πτώματα. Το λογισμικό χρησιμοποιείται συχνά για τον καθαρισμό και την επανατοποθέτηση αυτών των μοντέλων και για να αλλάξει το μέγεθός τους (ενήλικο στο παιδί, παραδείγματος χάριν) για να εξασφαλιστεί η ακριβέστερη ηλεκτρομαγνητική διαμόρφωση.

Ένα πρόσθετο πρόβλημα με τις MR.-ανιχνευμένες εικόνες είναι εκείνο μιας ανταλλαγής μεταξύ του αναλογικού σήματος-θορύβου και μιας χωρικής μετατόπισης που φαίνεται μεταξύ του λίπους και των βασισμένων στο νερό ιστών όπως ο μυς. Όταν η αναλογία σήματος προς θόρυβο βελτιστοποιείται, το λίπος θα εμφανιστεί ελαφρώς μετατοπισμένο στην θέση της περιοχής του μυός. Η μετατόπιση μπορεί να είναι τουλάχιστον 4 έως 5 mm.. Γενικά αυτό είναι ένα δευτερεύον ζήτημα, δεδομένου ότι η πλειοψηφία του λίπους είναι αρκετά μεγάλη και αυτή η μετατόπιση είναι ασύμαντη. Ενώ η παχιά μετατόπιση μπορεί να μην προκαλέσει πολύ δυσκολία στον καθορισμό των περιοχών του λίπους, προκαλεί τη δυσκολία στον καθορισμό των περιοχών του δέρματος. Στη διαβασμένη πλευρά του μοντέλου, το λίπος εξαλείφει το στρώμα δερμάτων, που το κάνει να εμφανιστεί πολύ λεπτό, ενώ στην άλλη πλευρά του μοντέλου, το δέρμα εμφανίζεται πολύ παχύ. Μια λύση σε αυτό το πρόβλημα είναι να προσδιοριστεί ένα προκαθορισμένο πάχος του δέρματος που καλύπτει ολόκληρο το σώμα, και να εφαρμοστεί αυτό με έναν αλγόριθμο υπολογιστών μετά από την κατάτμηση εικόνας των άλλων ιστών. Αυτός ο αλγόριθμος μπορεί να καθαριστεί σταδιακά όπως απαιτείται για να ελέγξει το πάχος του δέρματος σε όλες τις διαφορετικές περιοχές του σώματος.

Μια πρόσθετη εκτίμηση κατά την ανάπτυξη ενός μοντέλου για τις προσομοιώσεις του βιοηλεκτρομαγνητισμού είναι το θέμα της μοναδικότητας των ατόμων. Έχει αποδειχθεί ότι το ύψος ενός προσώπου έχει επιπτώσεις στο πόσο ρεύμα θα προκληθεί από τις υψηλής τάσεως γραμμές, και ότι το μέγεθος του κεφαλιού (παιδιά σε σύγκριση με τους ενηλίκους) έχει επιπτώσεις στο υπολογισμένο κατά μέσο όρο 1-g SAR από τα κυψελοειδή τηλέφωνα. Επίσης έχει αποδειχθεί ότι οι υπολογισμένες ελάχιστες διαφορές κατά μέσο όρο σε 1-g SARs από τα κυψελοειδή τηλέφωνα που λήφθηκαν για διάφορα επικεφαλής μοντέλα χωρίς το αυτί, και είναι

πιθανό ότι οι διαφορές στη μορφή αυτιών θα μπορούσαν να έχουν επιπτώσεις στο υπολογισμένο κατά μέσο όρο 1-g SAR.

Μόλις αναπτυχθεί ένα ιστός-διαστήματος μοντέλου, οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών καθορίζονται. Οι ιδιότητες του ανθρώπινου ιστού αλλάζουν σημαντικά με τη συχνότητα, έτσι είναι ουσιαστικό να χρησιμοποιηθούν τα στοιχεία που μετριοούνται ακριβώς στη συχνότητα ενδιαφέροντος. Υπάρχει ένα ευρύ φάσμα των δημοσιευμένων στοιχείων όσον αφορά τις μετρημένες ιδιότητες ιστού, και η εργασία είναι ακόμα εν εξελίξει για να μετρήσει και να ελέγξει αυτές τις ιδιότητες. Περισσότερες πληροφορίες για τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ιστού μπορούν να βρεθούν στο [παράρτημα Α](#).

## 5.5 Ενεργειακή απορρόφηση (SAR)

Αυτό το τμήμα συζητά την ενεργειακή απορρόφηση και το πώς ελέγχεται από τις διαστάσεις του σώματος και το μήκος κύματος των πεδίων. Το συγκεκριμένο ποσοστό απορρόφησης (SAR) αντιπροσωπεύει την απόθεση δύναμης στο σώμα και συζητείται λεπτομερώς στην παράγραφο 1.16. Τα απλά σφαιροειδή μοντέλα χρησιμοποιούνται για να παρέχουν μια διαισθητική κατανόηση. Αυτά τα μοντέλα μπορούν να αναλυθούν αναλυτικά, τα οποία μέσα έχουν έναν μαθηματικό τύπο που περιγράφει τα πεδία στο σφαιροειδές. Εάν ένα πρόσωπο πραγματικά διαμορφώθηκε όπως ένα σφαιροειδές, αυτά τα μοντέλα θα ήταν ακριβώς ακριβή. Η ανακρίβεια σε αυτά τα μοντέλα προέρχεται από την ανακρίβεια στη διαμόρφωση, όχι την ανακρίβεια στον υπολογισμό. Όταν τα σωστά μοντέλα χρησιμοποιούνται πιο ανατομικά για να διαμορφώσουν τα ολόσωμα αποτελέσματα αντί των σφαιροειδών, οι ακριβείς τιμές αλλάζουν, αλλά τα σχετικά αποτελέσματα παραμένουν το ίδιο. Για τα εντοπισμένα αποτελέσματα (όπως οι υπολογισμένες κορυφές 1-g SAR για την κυψελοειδή τηλεφωνική δοσιμετρία) τα πεδία εξαρτώνται ιδιαίτερα από την εσωτερική διανομή ιστού, και τα ανατομικά μοντέλα που πρέπει να χρησιμοποιηθούν.

Όπως εξηγείται στην παράγραφο 1.16, η διείσδυση των συναφών πεδίων EM στους βιολογικούς οργανισμούς μειώνεται καθώς η συχνότητα αυξάνεται. Η γενική επίδραση εμφανίζεται στο [σχήμα 1.40](#) στην ισχυρή μείωση του βάθους δερμάτος καθώς η συχνότητα αυξάνεται. Επειδή το [σχήμα 1.40](#) είναι για ένα γεγονός επίπεδου κύματος σε ένα διηλεκτρικό ημιδιάστημα, εν τούτοις, δεν εμφανίζει άλλα αποτελέσματα που συσχετίζονται με το μέγεθος του αντικειμένου. Η ενέργεια που απορροφάται από ένα αντικείμενο που εκτίθεται στα συναφή πεδία EM είναι μια λειτουργία της συχνότητας, και του μεγέθους, της μορφής, και των ηλεκτρικών ιδιοτήτων του αντικειμένου. Σε αυτό το τμήμα, συζητάμε τα χαρακτηριστικά της ενεργειακής απορρόφησης από την άποψη του SAR (δείτε την [παράγραφο 1.16](#)), πρώτα στις



χαμηλές συχνότητες όπου το μήκος κύματος συγκρίνεται πολύ με το μέγεθος αντικειμένου, και έπειτα στις υψηλότερες συχνότητες όπου τα αποτελέσματα αντήχησης μπορούν να εμφανιστούν.

### 5.5.1 SARs στις χαμηλές συχνότητες

Όπως εξηγείται στην παράγραφο 2.2, τα **E** και **B** πεδία είναι περίπου αποσυνδεδεμένα στις χαμηλές συχνότητες, δηλαδή στις αρκετά χαμηλές συχνότητες όπου το μήκος κύματος είναι μεγάλο έναντι στο μέγεθος του αντικειμένου. Σε αυτό το φάσμα συχνότητας, έπειτα, η δοσιμετρία αποτελείται από τον καθορισμό των εσωτερικών πεδίων λόγω του συναφούς πεδίου **E** ενεργώντας μόνο, και έπειτα λόγω του συναφούς πεδίου **B** που ενεργεί μόνο, όπως διευκρινίζεται στο [σχήμα 2.1](#).

Η φύση των εσωτερικών πεδίων στις πολύ χαμηλές συχνότητες εμφανίζεται στον υπολογισμό των εσωτερικών πεδίων **E** σε δύο πολύ απλές περιπτώσεις: ένα ωοειδές σφαιροειδές που εκτίθενται σε ένα συναφές πεδίο **E** 1 kV/m, που είναι χαρακτηριστικό των περιβαλλοντικών πεδίων, και ένα ωοειδές σφαιροειδές που εκτίθεται σε ένα συναφές πεδίο 60-Hz 1 mT, το οποίο είναι χαρακτηριστικό αυτό ενός στεγνωτήρα τρίχας. Αυτό είναι το ίδιο για παραδείγματα που διευκρινίζονται στα [σχήματα 2.6](#) και [2.33](#). Το ωοειδές σφαιροειδές σε κάθε περίπτωση είναι περίπου το μέγεθος ενός μέσου ατόμου. Η αγωγιμότητα, που εξουσιάζει πέρα από την διαπερατότητα στον καθορισμό του εσωτερικού **E** στις χαμηλές συχνότητες, είναι 0,067 S/m, το οποίο είναι για τα δύο τρίτα αυτού του ιστού μιών σε 60 Hz.

Μια σημαντική εκτίμηση σχετική με τη δοσιμετρία θερμαίνει τον ιστό που να προκλήθηκε από τα εσωτερικά πεδία **E**. Για να εξετάσετε τα πιθανά αποτελέσματα θέρμανσης στις χαμηλές συχνότητες, αρχικά υπολογίστε από το SAR την άνοδο θερμοκρασίας που θα παραγόταν από ένα εσωτερικό μέγιστο πεδίο **E** 1 V/m. Κατόπιν μπορούμε να υπολογίσουμε την άνοδο θερμοκρασίας για οποιοδήποτε εσωτερικό πεδίο **E** με τον πολλαπλασιασμό του αποτελέσματός μας με το τετράγωνο εκείνου του **E**, δεδομένου ότι το SAR μεταβάλλεται ως  $E^2$ . Σύμφωνα με τις εξισώσεις 1,12 και 1,41, το SAR στα ωοειδή σφαιροειδή για τα παραπάνω παραδείγματα δίνεται από  $SAR = \sigma_{eff} E^2 / 2\rho = 0.067 \times 1^2 / 2,000 = 0,0375 \times 10^{-3}$  W/kg, εάν υποθέσουμε ότι η μαζική πυκνότητα του ιστού είναι σχεδόν ίδια όπως αυτή του νερού, η οποία είναι  $1.000 \text{ kg/m}^3$ . Η μεταφερόμενη ισχύς σε 1 g του ιστού από το **E** θα ήταν  $0.0375 \times 10^{-3} \times 10^{-3} = 0.0375 \times 10^{-6}$  W. Το 1 g του ιστού επομένως θα απορροφούσε  $0.0375 \times 10^{-6} \text{ J}$  της ενέργειας σε 1 s, δεδομένου ότι η ενέργεια είναι ίση με την ισχύ  $\times$  το χρόνο. Δεδομένου ότι 4.186 J απαιτούνται για να αυξήσουν 1 g του ιστού 1°C, η άνοδος θερμοκρασίας του ιστού θα

ήταν  $0.0335 \times 10^{-6}/4.186 = |8.96 \times 10^{-9}|^{\circ}\text{C}$ , εάν όλη η απορροφημένη ενέργεια μετασχηματίστηκε στη θερμότητα (και η διάχυση θερμότητας αγνοείται).

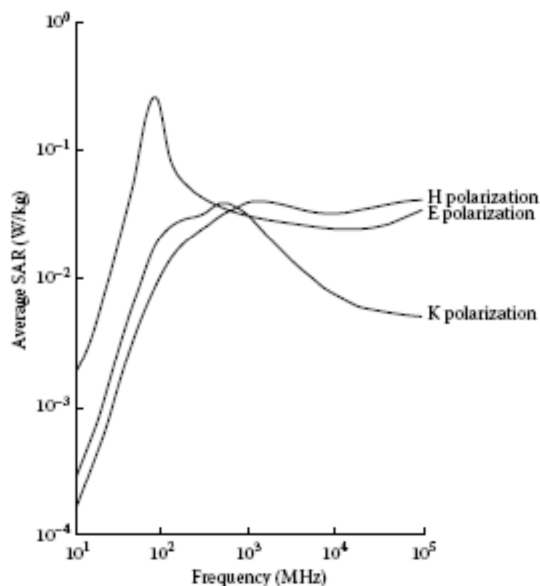
Για τα εσωτερικά πεδία  $\mathbf{E}$  στο σχήμα 2.6, η άνοδος θερμοκρασίας που υπολογίσαμε παραπάνω για ένα εσωτερικό  $\mathbf{E}$  1 V/m θα πολλαπλασιαζόταν με το τετράγωνο του εσωτερικού  $\mathbf{E}$ . Κατά συνέπεια, για το μεγαλύτερο εσωτερικό  $\mathbf{E}$  του σχήματος 2.6 της 260  $\mu\text{V/m}$ , η άνοδος θερμοκρασίας θα ήταν  $8,96 \times 10^{-9} \times (260 \times 10^{-6})^2 = 6.06 \times 10^{-16}^{\circ}\text{C}$ . Αυτό είναι προφανώς μια αμελητέα άνοδος στη θερμοκρασία. Ακόμη και για το πολύ μεγαλύτερο εσωτερικό  $\mathbf{E}$  51 mV/m που παράγεται από το συναφές  $\mathbf{B}$  του σχήματος 2.33, η άνοδος θερμοκρασίας θα ήταν μόνο  $|2,33 \times 10^{-11}^{\circ}\text{C}$ . Αν και αυτά τα αποτελέσματα είναι για ένα πολύ απλό μοντέλο, είναι σύμφωνα με γενικότερα αποτελέσματα ότι η θέρμανση που προκαλείται από τα χαρακτηριστικά χαμηλής συχνότητας συναφή πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{B}$  να είναι αμελητέα.

Η σύγκριση αυτών των υπολογισμένων εσωτερικών πεδίων  $\mathbf{E}$  με τα ενδογενή πεδία στα βιολογικά συστήματα παρέχει επίσης κάποια προοπτική. Τα χαρακτηριστικά πεδία  $\mathbf{E}$  στις μεμβράνες κυττάρων είναι περίπου  $10^7$  V/m. Η μεγάλη μονάδα για την υποκίνηση νευρών είναι χαρακτηριστικά περίπου 6,2 V/m. Το κατώφλι για την υποκίνηση νευρών είναι χαρακτηριστικά περίπου 6,2 V/m. Κατά συνέπεια, τα εσωτερικά πεδία  $\mu\text{V/m}$  ή ακόμα και mV/m είναι μικρά έναντι στα χαρακτηριστικά ενδογενή πεδία. Αφ' ετέρου, τα χαμηλής συχνότητας συναφή πεδία  $\mathbf{E}$  μπορούν να παραγάγουν τους κλωνισμούς και τα εγκαύματα. Επειδή τα πεδία  $\mathbf{E}$  στην επιφάνεια μπόρεσαν να είναι πολύ υψηλότερα από τα εσωτερικά πεδία  $\mathbf{E}$ , τα χαμηλής συχνότητας πεδία  $\mathbf{E}$  παραγάγουν τα βιολογικά αποτελέσματα σχετικά με τις αλληλεπιδράσεις στην επιφάνεια.

### 5.5.2 SAR ως συνάρτηση της συχνότητας

Τα γενικά χαρακτηριστικά του μέσου ολόσωμου SAR ως λειτουργία της συχνότητας για ένα μοντέλο ενός μέσου ατόμου που ακτινοβολείται από ένα συναφή επίπεδο κύμα με μια πυκνότητα ισχύος  $1 \text{ mW/cm}^2$ . (δείτε το διάγραμμα Poynting στην παράγραφο 3.4.3) εμφανίζεται στο σχήμα 5.5. Οι υπολογισμοί που παρουσιάζονται στο σχήμα είναι τα αποτελέσματα της πρόωρης εργασίας που χρησιμοποιεί έναν συνδυασμό απλών μοντέλων (το ωοειδές σφαιροειδές, ο κύλινδρος, καλυμμένος κύλινδρος;), εμπειρικών τεχνικών, και για μέρος της γραφικής παράστασης, εκτιμήσεις. Διάφορες διαφορετικές μέθοδοι υπολογισμού χρησιμοποιήθηκαν πέρα από τα διάφορα μέρη του φάσματος συχνότητας. Στις χαμηλές συχνότητες, έγινε μια προσέγγιση μακρύ-μήκους κύματος. Η μέθοδος επεκτάμενης συνθήκης ορίου (EBCM) χρησιμοποιήθηκε μέχρι περίπου τη συχνότητα συντονισμού (δείτε τη παράγραφο 3.6). Επάνω από αυτό, η επαναληπτική μέθοδος EBCM (IEBCM) χρησιμοποιήθηκε. Άλλες μέθοδοι περιλαμβάνουν την

κλασική λύση στις εξισώσεις του Maxwell για τους κυλίνδρους και τη μέθοδο ακέραιας εξίσωσης επιφάνειας (SIE).



ΣΧΗΜΑ 5.5

Μέσο ολόσωμο SAR ως λειτουργία της συχνότητας για τα μοντέλα ενός μέσου ατόμου στο ελεύθερο διάστημα για τρεις πολώσεις, **E**, **H**, και **k**. Το συναφές κύμα είναι ένα επίπεδο κύμα με μια πυκνότητα ισχύος  $1 \text{ mW/cm}^2$ . (Προσαρμοσμένο από το [σχήμα 3.39](#), Durney, C. H., et al, εγχειρίδιο δοσιμετρίας ακτινοβολίας ραδιοσυχνότητας, 4η ed, έκθεση USAFSAM-TR-85- 73, σχολείο USAF της αεροδιαστημικής ιατρικής, αεροδιαστημικό ιατρικό τμήμα (AFSC), βάση Πολεμικής Αεροπορίας, TX, 1986.)

Ενώ οι περιπλοκότερες μέθοδοι μπορούν τώρα να χρησιμοποιηθούν επειδή η δύναμη υπολογισμού έχει αυξηθεί τόσο πολύ δεδομένου ότι αυτοί οι υπολογισμοί έγιναν, αυτά τα πρόωρα αποτελέσματα είναι χρήσιμα επειδή επεξηγούν τα στοιχειώδη χαρακτηριστικά γνωρίσματα της μεταβολής SAR με τη συχνότητα. Επίσης, επεξηγούν τις μεθόδους που χρησιμοποιήθηκαν αρχικά για να καταλάβουν τα βασικά χαρακτηριστικά SARs για τους ανθρώπους και άλλα ζώα. Και για τις τρεις πολώσεις, το SAR μεταβάλλεται περίπου ως τετράγωνο της συχνότητας στις χαμηλές συχνότητες. Για την πόλωση **E**, μια αντήχηση (δείτε την [παράγραφο 3.6](#)) εμφανίζεται σε περίπου 80 MHz. Έναντι στην αντήχηση κοιλοτήτων που συζητείται στην παράγραφο 3.6, η αντήχηση που παρουσιάζεται στο [σχήμα 5.5](#) έχει το πολύ χαμηλό Q, το οποίο οφείλεται πρώτιστα στην πολύ χαμηλότερη αγωγιμότητα του βιολογικού σώματος. Για τα μακριά λεπτά μεταλλικών αντικείμενων, όπως μια κεραία καλωδίων, μια

αντήχηση εμφανίζεται όταν είναι το μήκος του αντικειμένου είναι ίσο με ένα μισό μήκος κύματος. Για τα βιολογικά αντικείμενα, που είναι γενικά παχύτερα και της χαμηλότερης αγωγιμότητας, η αντήχηση εμφανίζεται όταν είναι το μήκος αντικειμένου για τα τέσσερα-δέκατα ενός μήκους κύματος. Οι πιο λεπτομερείς προσομοιώσεις από τότε έχουν δείξει ότι η ολόσωμη αντήχηση είναι περίπου 75 MHz για ένα αγείοτο μοντέλο ατόμων και περίπου 37,5 MHz για ένα γειωμένο μοντέλο ατόμων (δείτε την παράγραφο 3.6). Στις συχνότητες επάνω από την αντήχηση, το SAR μεταβάλλεται περίπου ως αντίστροφο της συχνότητας.

Στις συχνότητες κάτω από την αντήχηση, το SAR για την πόλωση **E** είναι το υψηλότερο, γιατί η πόλωση **H** είναι η χαμηλότερη, και για το **k** η πόλωση είναι μεταξύ των άλλων δύο. Οι ποιοτικές εξηγήσεις αυτής της επίδρασης δίνονται στην επόμενη παράγραφο.

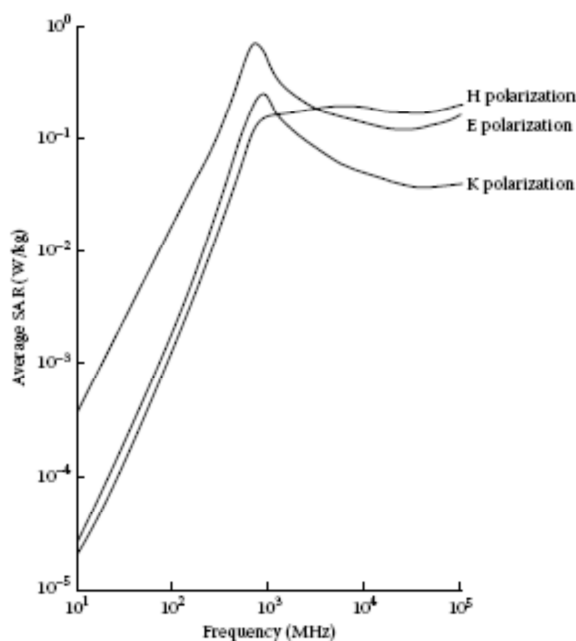
Για να επεξηγήσει πώς η εξάρτηση συχνότητας SAR μεταβάλλεται με το μέγεθος αντικειμένου, το σχήμα 5.6 εμφανίζει μέσο ολόσωμο SAR για ένα μοντέλο ενός μέσου μεγέθους αρουραίου. Η συντονισμένη συχνότητα για την πόλωση **E** είναι σε αυτήν την περίπτωση περίπου 600 MHz, αρκετά υψηλότερη απ'ό,τι για το μέσο άτομο. Αυτό πρέπει να αναμένεται επειδή ο αρουραίος είναι πολύ κοντύτερος από το άτομο. Πάλι, η αντήχηση εμφανίζεται όταν είναι το αντικείμενο για τα τέσσερα-δέκατα ενός μακρού μήκους κύματος. Η αντήχηση στον αρουραίο είναι λιγότερο έντονη απ'ό,τι στο άτομο, πιθανώς επειδή το άτομο είναι σχετικά λεπτότερο από τον αρουραίο. Για τον αρουραίο, το SAR μεταβάλλεται επίσης περίπου ως συχνότητα που τακτοποιείται κάτω από την αντήχηση και ως αντίστροφο της συχνότητας επάνω από την αντήχηση.

Οι υπολογισμοί στα μοντέλα με τις ρεαλιστικότερες μορφές εμφανίζουν πρόσθετες προσκρούσεις στη μέση ολόσωμη γραφική παράσταση SAR που προκαλούνται από τα τοπικά αποτελέσματα αντήχησης του κεφαλιού, των χεριών, και των ποδιών. Η γενική μορφή της γραφικής παράστασης SAR είναι βασικά η ίδια, εντούτοις, όπως αυτή που λαμβάνεται για τα απλούστερα μοντέλα. Τα ανομοιογενή μοντέλα έχουν χρησιμοποιηθεί επίσης για να μιμηθούν την παρουσία οργάνων και άλλες λεπτομέρειες του σώματος. Οι υπολογισμοί στα ανομοιογενή μοντέλα δείχνουν ότι οι διαφορετικές διαπερατότητες και οι αγωγιμότητες των διάφορων ιστών του σώματος μπορούν να αναγκάσουν το SAR για να μεταβάλλεται σε όλο το σώμα. Αυτή η τοπική μεταβολή μπορεί επίσης να είναι μια ισχυρή λειτουργία της συχνότητας. Ακόμη και στα ομοιογενή μοντέλα, το SAR μπορεί να μεταβάλλεται σημαντικά μέσα σε το σώμα, όπως διευκρινίζεται στην παράγραφο 3.4. Σε μερικές περιπτώσεις, οι περιοχές έντονου τοπικού SARs μπορούν να εμφανιστούν. Αυτές καλούνται μερικές φορές καυτά σημεία, το οποίο δεν είναι ακριβής ορολογία επειδή καυτός αναφέρεται στη θερμοκρασία, ενώ η θερμοκρασία μέσα στο

σώμα εξαρτάται όχι μόνο από την απορροφημένη ενέργεια αλλά και από τις θερμικές ιδιότητες του σώματος.

### 5.5.3 Αποτελέσματα της πόλωσης στο SAR

Τα σχήματα 5.5 και 5.6 δείχνουν ότι τα SARs και για τα κατάλληλα για άνδρα και αρουραίου-ταξινομημένα μοντέλα μεταβάλλονται σημαντικά με την πόλωση. Όχι μόνο σε αυτές τις δύο περιπτώσεις, αλλά και γενικά, η πόλωση έχει μια ισχυρή επίδραση σε SARs. Αυτή η επίδραση μπορεί να εξηγηθεί από την άποψη δύο γενικών συμπεριφορών που περιγράφονται στις παραγράφους 2.3 και 2.5 σχετικά με τα [σχήματα 2.6](#) και [2.33](#). Αυτές οι γενικές συμπεριφορές είναι: (1) το εσωτερικό πεδίο  $\mathbf{E}$  είναι γενικά μεγαλύτερο όταν το  $E_{inc}$  είναι συνήθως παράλληλο στην επιφάνεια του σώματος από όταν είναι συνήθως κανονικό στην επιφάνεια του σώματος, και (2) το εσωτερικό  $\mathbf{E}$  είναι γενικά μεγαλύτερο όταν η διατομική περιοχή που παρεμποδίζεται από το  $H_{inc}$  είναι μεγαλύτερη από ότι είναι όταν η παρεμποδισμένη διατομική περιοχή είναι μικρότερη. (Μερικές φορές χρησιμοποιούμε το  $\mathbf{B}$  και το  $\mathbf{H}$  σχεδόν εναλλακτικά, από  $B = \mu H$  και για τα βιολογικά συστήματα η διαπερατότητα; είναι περίπου ίση με  $\mu_0$ , αυτό του ελεύθερου διαστήματος.)



ΣΧΗΜΑ 5.6

Μέσο ολόσωμο SAR ως λειτουργία της συχνότητας για τα μοντέλα ενός μέσου μεγέθους αρουραίου στο ελεύθερο διάστημα για τρεις πολώσεις,  $\mathbf{E}$ ,  $\mathbf{H}$ , και  $\mathbf{k}$ . Το συναφές κύμα είναι με μια πυκνότητα ισχύος επίπεδου κύματος  $1 \text{ mW/cm}^2$ . (Προσαρμοσμένο από το [σχήμα 3.40](#), Durney, C. H., et al, εγχειρίδιο δοσιμετρίας ακτινοβολίας ραδιοσυχνότητας, 4η ed, έκθεση

USAFSAM-TR-85- 73, σχολείο USAF της αεροδιαστημικής ιατρικής, αεροδιαστημικό ιατρικό τμήμα (AFSC), βάση Πολεμικής Αεροπορίας, TX, 1986.)

Αυτές οι εξηγήσεις είναι βασισμένες στις χαμηλής συχνότητας έννοιες ότι το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  είναι περίπου αποσυνδεδεμένα στις χαμηλές συχνότητες, και ότι το εσωτερικό  $\mathbf{E}$  είναι το ποσό του εσωτερικού  $\mathbf{E}$  που παράγεται από το  $E_{inc}$  και από το  $H_{inc}$ . Στις υψηλότερες συχνότητες, τα αποτελέσματα είναι πίο περίπλοκα επειδή το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  συνδέονται μαζί και μπορούν έντονα να αλληλεπιδράσουν, αλλά οι ιδέες μπορούν να έχουν κάποια ισχύ ακόμη και στις υψηλότερες συχνότητες. Να διευκολυνθεί η ακόλουθη συζήτηση για το πώς η πόλωση έχει επιπτώσεις σε SARs, όπου το εσωτερικό πεδίο  $\mathbf{E}$  που παράγεται καθορίζεται από  $E_{inc}$  ως  $E_{int}$  και το εσωτερικό πεδίο  $\mathbf{H}$  που παράγεται από  $H_{inc}$  ως  $H_{int}$ .

Τώρα, από το *σχήμα 5.2* βλέπουμε ότι για την πόλωση  $\mathbf{E}$ , το  $E_{inc}$  είναι συνήθως παράλληλο στο σώμα και η διατομική περιοχή που παρεμποδίζεται από το  $H_{inc}$  είναι μεγάλη έναντι σε αυτή των άλλων πολώσεων. Κατά συνέπεια, για την πόλωση  $\mathbf{E}$ , και  $E_{Eint}$  και  $E_{Hint}$  είναι σχετικά ισχυρά. Για την πόλωση  $\mathbf{H}$ , αφ' ετέρου, το  $E_{inc}$  είναι συνήθως κανονικό στο σώμα, και η διατομική περιοχή που παρεμποδίζεται από το  $H_{inc}$  είναι μικρότερη από αυτή για την πόλωση  $\mathbf{E}$ . Επομένως, και το  $E_{Eint}$  και το  $E_{Hint}$  είναι σχετικά πίο αδύνατα απ'ό,τι για την πόλωση  $\mathbf{E}$ . Το SAR για την πόλωση  $\mathbf{E}$  είναι έτσι μεγαλύτερο από αυτό για την πόλωση  $\mathbf{H}$ . Για την πόλωση  $\mathbf{k}$ , το  $\mathbf{E}$  είναι συνήθως κανονικό στο σώμα, αλλά η διατομική περιοχή που παρεμποδίζεται από  $H_{inc}$  είναι μεγάλη. Το  $E_{Eint}$  είναι επομένως αδύνατο, αλλά το  $E_{Hint}$  είναι ισχυρό. Το SAR για την πόλωση  $\mathbf{k}$ , επομένως, είναι λιγότερο από αυτή για την πόλωση  $\mathbf{E}$ , αλλά μεγαλύτερο από αυτή

## ΠΙΝΑΚΑΣ 5.1

Περίληψη των εξηγήσεων για τα αποτελέσματα της πόλωσης σε SARs

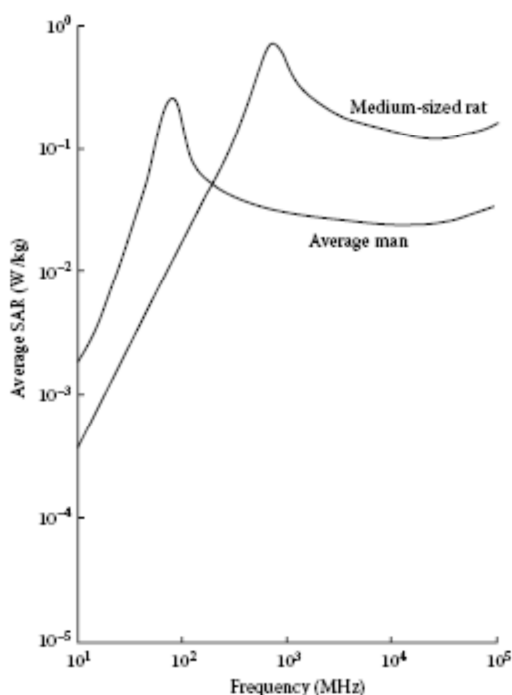
Πόλωση	$E_{inc}$	$H_{inc}$	$E_{int}$	$H_{int}$	Σχετικό SAR
$\mathbf{E}$	Συνήθως παράλληλος	Μεγάλο διαγώνιο τμήμα παρεμποδίσεων	Ισχυρός	Ισχυρός	Υψηλότερος
$\mathbf{K}$	Συνήθως κανονικός	Μεγάλο διαγώνιο τμήμα παρεμποδίσεων	Αδύνατος	Ισχυρός	Μέτριος
$\mathbf{H}$	Συνήθως κανονικός	Μικρό διαγώνιο	Αδύνατος	Αδύνατος	Χαμηλότερος

## τμήμα παρεμποδίσεων

για την πόλωση **H**, όπως φαίνεται στα [σχήματα 5.5](#) και [5.6](#) για τις συχνότητες κάτω από την αντήχηση. Αυτές οι ιδέες συνοψίζονται στον [πίνακα 5.1](#).

#### 5.5.4 Αποτελέσματα του μεγέθους αντικειμένου στο SAR

Επειδή η αντήχηση για την πόλωση **E** εμφανίζεται όταν είναι το μήκος αντικειμένου για τα τέσσερα-δέκατα ενός μήκους κύματος, είναι προφανές ότι το SAR εξαρτάται έντονα από το μέγεθος αντικειμένου. Αυτή η εξάρτηση είναι περαιτέρω διευκρινισμένη στο [σχήμα 5.7](#), το οποίο εμφανίζει SARs για ένα μέσο άτομο και έναν μέσου μεγέθους αρουραίο για την πόλωση **E**, και οι δύο που σχεδιάζονται στο ίδιο σύνολο αξόνων. Το ολόσωμο του μέσου SAR που σχεδιάζεται στους αριθμούς λαμβάνεται με τον υπολογισμό της συνολικής ενέργειας που απορροφάται από το αντικείμενο ανά χρόνο μονάδων και τη διαίρεση με τη μάζα του αντικειμένου. Το SAR, φυσικά, μεταβάλλεται από το σημείο στο σημείο μέσα στο αντικείμενο. Επειδή ο αρουραίος είναι αρκετά διαφορετικός και στο μέγεθος και στα ανατομικά χαρακτηριστικά γνωρίσματα, η χωρική διανομή του SAR μέσα στον αρουραίο είναι αρκετά διαφορετική από αυτήν μέσα στο άτομο.



ΣΧΗΜΑ 5.7

SARs από τα σχήματα 5.5 και 5.6 για την πόλωση E για ένα μέσο άτομο και για έναν μέσου μεγέθους αρουραίο που σχεδιάζεται στο ίδιο σύνολο αξόνων.

Ακόμη και για τα αντικείμενα της ίδιας βασικής μορφής, αλλά διαφορετικά στο μέγεθος, η εσωτερική διανομή SAR μπορεί να είναι αρκετά διαφορετική, ανάλογα με τη συχνότητα. Παραδείγματος χάριν, εξετάστε δύο ωοειδή σφαιροειδή, ένα κατάλληλο για άνδρα και ένα κατάλληλο για αρουραίο. Σε 80 MHz, το εσωτερικό SAR μέσα στο κατάλληλο για άνδρα σφαιροειδές θα ματαβαλλόταν σημαντικά μέσα σε αυτή την ένταση του ήχου του σφαιροειδούς. Αφ' ετέρου, σε 80 MHz, το εσωτερικό SAR μέσα στο κατάλληλο για αρουραίο σφαιροειδές θα ήταν σχετικά σταθερό. Όπως πρώτα εξηγείται στην παράγραφο 1.14, είναι ένα θέμα του μεγέθους του αντικειμένου έναντι στο μήκος κύματος. Το εσωτερικό πρότυπο SAR είναι διαφορετικό στα δύο σφαιροειδή επειδή η αναλογία του μεγέθους αντικειμένου στο μήκος κύματος είναι αρκετά διαφορετική.

Αφ' ετέρου, η εσωτερική διανομή SAR στο κατάλληλο για αρουραίο σφαιροειδές σε 600 MHz θα ήταν παρόμοια με την εσωτερική διανομή SAR στο κατάλληλο για άνδρα σφαιροειδές σε 80 MHz, δεδομένου ότι η αναλογία μήκους κύματος αντικειμενικού μεγέθους είναι σχεδόν ίδια και στις δύο περιπτώσεις. Κατά συνέπεια, όπως εξηγείται λεπτομερέστερα στην επόμενη παράγραφο, για να πάρει τις παρόμοιες εσωτερικές διανομές το SAR σε δύο αντικείμενα των διαφορετικών μεγεθών, κάθε αντικείμενο πρέπει να ακτινοβοληθεί σε μια συχνότητα για την οποία η αναλογία του μεγέθους αντικειμένου στο μήκος κύματος είναι περίπου η ίδια.

Το SAR σε ένα αντικείμενο μπορεί επίσης να επηρεαστεί από την παρουσία άλλων αντικειμένων. Παραδείγματος χάριν, όταν τοποθετείται ένα αντικείμενο σε ένα επίπεδο τέλειας διεύθυνσης, η συχνότητα συντονισμού είναι περίπου κομμένη συγκρινόμενη κατά το ήμισυ με τη συχνότητα συντονισμού του αντικειμένου στο ελεύθερο διάστημα. Κατά συνέπεια, για ένα άτομο που στέκεται σε ένα επίπεδο τέλειας διεύθυνσης και σε καλή επαφή με το επίπεδο, η συχνότητα συντονισμού θα ήταν περίπου 40 MHz (37,5 MHz σύμφωνα με τον πίνακα 3.1). Αυτή η επίδραση εμφανίζεται επειδή το επίπεδο διεύθυνσης έχει τον κατοπτρισμό, ή την απεικόνιση, στο άτομο, που το κάνει όταν εμφανιστεί να είναι δύο φορές τόσο ψηλό. Για ένα άτομο που στέκεται στο έδαφος, που δεν διευθύνει τέλεια, η συχνότητα συντονισμού θα ήταν χαμηλότερη απ'ό,τι για το ελεύθερο διάστημα, αλλά όχι κατά το ήμισυ δεδομένου ότι θα ήταν για ένα επίπεδο τέλειας διεύθυνσης. Επίσης, τα παπούτσια θα μόνωναν το άτομο από το έδαφος, έχοντας επιπτώσεις περαιτέρω στη συχνότητα συντονισμού.



## 5.6 Παραεκτείνοντας από τα πειραματικά αποτελέσματα των ζώων σε εκείνα που αναμένονται στους ανθρώπους

Επειδή τα πειράματα βιοηλεκτρομαγνητισμού που απαιτούν τους ανθρώπους δεν μπορούν συνήθως να εκτελεσθούν λόγω των πιθανών κινδύνων, πολλή έρευνα έχει γίνει με τα πειραματόζωα για να καθορίσει τα αποτελέσματα που να αναμένονται στους ανθρώπους. Τα εσωτερικά πεδία  $\mathbf{E}$  στα πειραματόζωα που εκτίθενται στους ειδικούς τομείς EM διαφέρουν συνήθως σημαντικά από εκείνους που θα προκαλούνταν στους ανθρώπους από τα ίδια πεδία EM επειδή τα πειραματόζωα διαφέρουν σημαντικά στο μέγεθος και τη μορφή από τους ανθρώπους. Αλλά είναι τα εσωτερικά EM πεδία, όχι τα συναφή πεδία EM, τα οποία θα προκαλούσαν οποιαδήποτε βιολογικά αποτελέσματα. Η παρέκταση των αποτελεσμάτων από τα πειραματόζωα σε εκείνα που αναμένονται στους ανθρώπους πρέπει επομένως να γίνει με την ακραία προσοχή, και σε μερικές περιπτώσεις, τέτοιες παρεκτάσεις μπορούν να μην είναι σημαντικές.

Παραδείγματος χάριν, η μελέτη των αποτελεσμάτων στους ανθρώπους που εκτίθενται στα πεδία EM που παράγονται με κυψελοειδή τηλέφωνα με τη μελέτη των αποτελεσμάτων στους αρουραίους που εκτίθενται στα ίδια πεδία EM είναι δύσκολη. Η ιδανική κατάσταση θα ήταν να παραχθεί το ίδιο εσωτερικό πεδίο του  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  στο κεφάλι του αρουραίου όπως αυτό που παράγεται στο κεφάλι ενός ανθρώπου που χρησιμοποιεί ένα κυψελοειδές τηλέφωνο. Αυτό δεν είναι δυνατό, επειδή η μορφή του κεφαλιού αρουραίων είναι αρκετά διαφορετική από αυτήν ενός ανθρώπου. Ακόμη και να παραγάγει ένα πρότυπο EM στον εγκέφαλο ενός αρουραίου παρόμοιου με αυτόν σε έναν ανθρώπινο εγκέφαλο στην ίδια συχνότητα είναι σχεδόν αδύνατο επειδή οι εγκέφαλοι είναι τόσο διαφορετικοί στο μέγεθος. Η διαφορά σε αναλογία του μεγέθους του εγκεφάλου αρουραίων στο μήκος κύματος έναντι στην αναλογία του μεγέθους ενός ανθρώπινου εγκεφάλου στο μήκος κύματος θα ανάγκαζε τα εσωτερικά πεδία EM να είναι πολύ διαφορετικά στους δύο εγκεφάλους. Εάν μια επίδραση στον άνθρωπο προκλήθηκε από ένα εσωτερικό πεδίο  $\mathbf{E}$  με μια δεδομένη συχνότητα και μια ένταση ενεργώντας σε μια δεδομένη περιοχή στον εγκέφαλο, αυτός θα φαινόταν να είναι αδύνατο να ανιχνευτεί στα πειράματα με τους αρουραίους.

Αφ' ετέρου, είναι δυνατό να ρυθμιστούν οι όροι έτσι ώστε οι ομοιότητες στη δοσιμετρία μεταξύ της έκθεσης πειραματόζωων και της ανθρώπινης έκθεσης αυξάνονται. Στα πειράματα όπου τα βιολογικά αποτελέσματα αναμένονται να προκληθούν από τη θερμότητα ως αποτέλεσμα της απορροφημένης ενέργειας EM, παραδείγματος χάριν, οι συχνότητες της ακτινοβολίας μπορούν να ρυθμιστούν έτσι ώστε περίπου το ίδιο ολόσωμο SAR εμφανίζεται στα

πειραματόζωα όπως θα εμφανιζόταν στους ανθρώπους. Αυτό το ίδιο είδος ρύθμισης θα ήταν κατάλληλο για οποιοδήποτε πείραμα στο οποίο η βιολογική επίδραση είναι αποδιδόμενη από την απορροφημένη ενέργεια EM ανεξάρτητα από τη συχνότητα.

Για να επεξηγήσουμε αυτό το είδος ρύθμισης, θεωρούμε την ακόλουθη κατάσταση. Εάν ένα μέσο άτομο εκτέθηκε σε ένα 50- mHz E επίπεδο κύμα που πολώθηκε με μια πυκνότητα ισχύος  $1 \text{ mW/cm}^2$ , ποια ακτινοβολία θα παρήγε ένα περίπου ισοδύναμο ολόσωμο μέσο SAR σε έναν μέσου μεγέθους αρουραίο; Δίνεται  $\lambda_r$  και  $\lambda_m$  να είναι τα μήκη κύματος της ακτινοβολίας του αρουραίου και του ατόμου, αντίστοιχα, και  $h_r$  και  $h_m$  είναι τα ύψη του αρουραίου και του ατόμου, αντίστοιχα. Το πρώτο βήμα είναι να βρεθεί το  $f_r$  που θα έκανε

$$\lambda_r/h_r = \lambda_m/h_m \quad (5.1)$$

Από Durney (1986, pp. 5.35 - 5.36), για τα ωσηδή σφαιροειδείς μοντέλα,  $h_r = 0,2 \text{ m}$  και  $h_m = 1,75 \text{ m}$ . Από την εξίσωση 1,15,  $\lambda_r = c/f_r$ , όπου  $c = v_p = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$ , η ταχύτητα της διάδοσης στο ελεύθερο διάστημα. Ομοίως,  $\lambda_m = c/f_m$ . που αντικαθιστά αυτές τις σχέσεις για  $\lambda_r$  και  $\lambda_m$  στην εξίσωση 5,1 και για την επίλυση  $f_r$  δίνει

$$f_r = f_m h_m/h_r = (50 \times 10^6 \times 1.75)/0.2 = 438 \text{ MHz} \quad (5.2)$$

Κατά συνέπεια, ο αρουραίος πρέπει να ακτινοβοληθεί σε μια συχνότητα περίπου 438 MHz.

Το επόμενο βήμα είναι να βρεθεί η συναφής πυκνότητα ισχύος στην οποία ο αρουραίος πρέπει να ακτινοβοληθεί για να παραγάγει περίπου το ίδιο μέσο ολόσωμο SAR στον αρουραίο όπως στο άτομο. Από το [σχήμα 5.5](#) (σημειώστε ότι οι κλίμακες είναι και οι δύο λογαριθμικές), το μέσο SAR σε ένα μέσο άτομο σε 50 MHz που ακτινοβολείται σε  $1 \text{ mW/cm}^2$  με την E-πόλωση είναι περίπου 0,09 W/kg (αυτό μπορεί να διαβαστεί ευκολότερα από το [σχήμα 6.3](#) σε Durney [ 1986 ]). Από το [σχήμα 5.6](#), το μέσο SAR σε έναν μέσου μεγέθους αρουραίο που ακτινοβολείται σε 438 MHz με μια συναφή πυκνότητα ισχύος  $1 \text{ mW/cm}^2$ . είναι περίπου 0,4 W/kg (που διαβάζεται ευκολότερα από το [σχήμα 6.17](#) σε Durney [ 1986 ]). Για να μειωθεί το μέσο SAR στον αρουραίο σε 0,09 W/kg, η συναφής πυκνότητα ισχύος πρέπει να είναι  $(0.09/0.4)(1) \text{ mW/cm}^2 = 0,23 \text{ mW/cm}^2$ . Ο αρουραίος, επομένως, πρέπει να ακτινοβοληθεί σε μια πολύ υψηλότερη συχνότητα και μια χαμηλότερη συναφή πυκνότητα ισχύος για να παραγάγει περίπου το ίδιο ολόσωμο μέσο SAR όπως στο άτομο.

Χρησιμοποιούμε αυτό το παράδειγμα για να διευκρινίσουμε μόνο ότι η δοσιμετρία πρέπει προσεκτικά να ληφθεί υπόψη στα ζωικά πειράματα στα οποία τα αποτελέσματα πρόκειται να παρεκτιθούν σε εκείνα που αναμένονται στους ανθρώπους υπό τους παρόμοιους όρους. Η κατά

προσέγγιση ισοδυναμία από την άποψη μέσου ολόσωμου SARs θα είναι κατάλληλη σε μερικά πειράματα, αλλά όχι σε άλλα.

## 5.7 Αριθμητικές μέθοδοι για την υποκίνηση Βιοηλεκτρομαγνητισμού

Οι αριθμητικές προσομοιώσεις υπολογιστών χρησιμοποιούνται συχνά για να υπολογίσουν τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία στο ανθρώπινο σώμα. Ένα από τα βασικά πλεονεκτήματα των αριθμητικών μεθόδων είναι η δυνατότητά τους να χειριστούν τη σύνθετη γεωμετρία, και στα δύο αντικείμενα που αναλύονται και τις πηγές που χρησιμοποιούνται. Πολλά σημαντικά ηλεκτρομαγνητικά προβλήματα έχουν τις διαμορφώσεις που είναι πάρα πολύ ανώμαλες να λυθούν ακριβώς με τις αναλυτικές μεθόδους. Οι αριθμητικές τεχνικές σπάζουν τη σύνθετη διαμόρφωση στα μικρά στοιχεία έντασης του ήχου, ή τα μαθηματικά κύτταρα, κάθε ένα από τις οποίες ανατίθενται οι ιδιότητές του, όπως η αγωγιμότητα και η διαπερατότητα. Τα κύτταρα μπορούν επίσης να περιέχουν τις πηγές όπως απαιτούνται. Οι ηλεκτρομαγνητικές εξισώσεις λύνονται έπειτα για τη συλλογή των κυττάρων για να λάβουν τα πεδία σε κάθε κύτταρο. Οι διάφορες αριθμητικές τεχνικές χρησιμοποιούν τις διαφορετικές μορφές των εξισώσεων και υιοθετούν τις διαφορετικές μεθόδους για τη λύση τους, αλλά ο στόχος είναι να βρεθούν τα πεδία με κάποια επιλεγείσα μορφή σε όλη την ένταση του ήχου του μοντέλου.

Οι ανεπάρκειες των αριθμητικών μεθόδων περιστρέφονται συνήθως γύρω από τη δυνατότητα να διαμορφωθούν κατάλληλα οι πηγές ενδιαφέροντος και το μέρος του σώματος που επηρεάζουν. Δεδομένου ότι οι ηλεκτρομαγνητικές εφαρμογές στην ιατρική γίνονται όλο και περισσότερο πιο εντοπισμένες, τα μοντέλα πρέπει επίσης να γίνουν περισσότερο λεπτομερή σε εκείνη την εντοπισμένη περιοχή. Τα μοντέλα των πηγών πρέπει επίσης να είναι ακριβέστερα. Οι διαθέσιμες μέθοδοι προσομοίωσης σήμερα είναι σε θέση να χειριστούν ουσιαστικά όλους τους τύπους προσομοιώσεων ενδιαφέροντος για το βιοηλεκτρομαγνητισμό, και η πρόοδος τους κρατά εύκολα το διασκελισμό με την πρόοδο στην ανάπτυξη εφαρμογής. Εντούτοις, δεν είναι ασυνήθιστο ότι το διαθέσιμο επίπεδο λεπτομέρειας στην προσομοίωση θα απαιτήσει τα τεράστια στοιχεία συμπεριφοράς υπολογιστών (μνήμη και χρόνος υπολογιστών). Σε πολλές περιπτώσεις, η λιγότερη λεπτομέρεια θα χρησιμοποιηθεί χαρακτηριστικά στο χρονικό διάστημα που είμαστε πρόθυμοι να περιμένουμε τα αποτελέσματα. Αυτό ισχύει ιδιαίτερα για τις εφαρμογές απεικόνισης, όπου μια σημαντική εστίαση της προόδου απεικόνισης λαμβάνει την ικανοποιητική ακρίβεια με τον πολύ λιγότερο χρόνο υπολογισμού. Επίσης, οι προσομοιώσεις δεν είναι ακριβείς λύσεις, έτσι είναι πάντα σημαντικό να ελεγχθεί η ακρίβειά τους, ιδιαίτερα για τις σειρές της συχνότητας και της ανάλυσης, ή για τους τύπους διαφοράς πηγών από όπου έχει

ελεγχθεί προηγουμένως. Οι ακριβείς αναλυτικές λύσεις για τις απλούστερες περιπτώσεις (όπως τα ωειδές σφαιροειδή) χρησιμοποιούνται συχνά για αυτήν την επαλήθευση. Οι μετρήσεις είναι μια άλλη κοινή μέθοδος των σύνθετων προσομοιώσεων βιοηλεκτρομαγνητισμού, που πραγματοποιούν φυσικά ότι έχουν τις πιθανές πηγές σφάλματός τους. Οι αριθμητικές προσομοιώσεις είναι ισχυρά εργαλεία στην ανάλυση πολλών ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων και χρησιμοποιούνται εκτενώς ουσιαστικά σε όλους τους τομείς εφαρμογής.

Οι περισσότερες συχνά αριθμητικές μέθοδοι εφαρμόζονται με τη χρησιμοποίηση των ανατομικών μοντέλων όπως εκείνοι που περιγράφονται στην παράγραφο 2.6 για να δημιουργήσουν τα μοντέλα ομάδων δεδομένων του σώματος με τις αναλύσεις σε τάξει των χιλιοστόμετρων. Το μοντέλο προσδιορίζει ποιος τύπος ιστού είναι παρών σε κάθε ομάδα δεδομένων του μοντέλου. Οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών προσδιορίζονται έπειτα στη συχνότητα ενδιαφέροντος, όπως για το [παράρτημα Α](#). Όταν οι πηγές δύναμης εντοπίζονται (όπως για την καρδιακή αφάηρεση ή την ηλεκτροδιέγερση), η προσομοίωση μπορεί να απλοποιηθεί με τη χρησιμοποίηση ενός μοντέλου μόνο του μέρους του σώματος που επηρεάζεται από την ηλεκτρομαγνητική πηγή. Ο τύπος προσομοίωσης που χρησιμοποιείται εξαρτάται κυρίως από το φάσμα συχνότητας ενδιαφέροντος, αν και ο τύπος μοντέλου σωμάτων που χρησιμοποιείται και η ακρίβεια με την οποία η πηγή πρέπει να διαμορφωθεί επίσης βοηθούν να καθορίσουν τον καλύτερο τύπο προσομοίωσης στη χρήση. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται συνήθως για τις αριθμητικές προσομοιώσεις περιλαμβάνουν τη μέθοδο σύνθετης αντίστασης, πεπερασμένης διαφοράς της μεθόδου πεδίου συχνότητας (FDFD), πεπερασμένης διαφοράς της μεθόδου στο πεδίο του χρόνου (FDTD), και τη μέθοδο πεπερασμένων-στοιχείων (FEM). Οι συνδυασμοί αυτών των μεθόδων (υβριδικές μέθοδοι) επίσης μερικές φορές χρησιμοποιούνται.

Οι προσεγγίσεις πεδίου συχνότητας υποθέτουν ότι η πηγή είναι ημιτονοειδές σταθερό σημείο. Αυτό σημαίνει ότι ένα κύμα ημιτόνου υποτίθεται για πολύ, και οποιαδήποτε παροδικά αποτελέσματα έχουν πεθάνει μακριά. Οι προσεγγίσεις πεδίου συχνότητας υπολογίζουν το μέγεθος και τη φάση από το ημιτονοειδές πεδίο σε κάθε σημείο στο αριθμητικό μοντέλο. Οι προσεγγίσεις στο πεδίο του χρόνου χρησιμοποιούν οποιαδήποτε μορφή της πηγής (ημιτονοειδής, παλόμενη, και ούτω καθ'εξής). Ο υπολογισμός αρχίζει όταν ανοίγεται αρχικά το πεδίο, διαμορφώνοντας κατά συνέπεια όλη την παροδική συμπεριφορά. Εάν η συμπεριφορά κατάστασης επιδιώκεται (που είναι χαρακτηριστικά η περίπτωση για τις ημιτονοειδείς πηγές), η προσομοίωση επιτρέπεται για να τρέξει έως ότου φθάσει στο σταθερό σημείο.

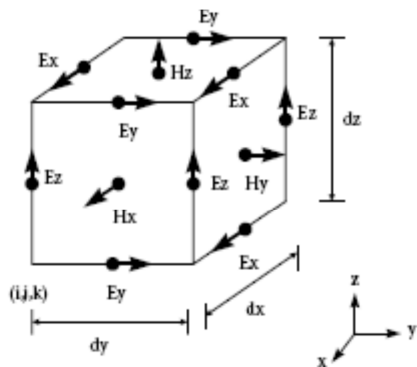
### 5.7.1 Η μέθοδος πεπερασμένης διαφοράς στο πεδίο του χρόνου (FDTD)

Η μέθοδος πεπερασμένης διαφοράς στο πεδίο του χρόνου (FDTD) είναι πιθανώς η ευρύτατα χρησιμοποιημένη υπολογιστική μέθοδος για την δοσιμετρία του βιοηλεκτρομαγνητισμού λόγω της μεταβλητότητας και της υπολογιστικής αποδοτικότητάς της. Ταιριάζει ιδιαίτερα καλά στο βιοηλεκτρομαγνητισμό επειδή μπορεί αποτελεσματικά να διαμορφώσει την ετερογένεια του ανθρώπινου σώματος με την υψηλή ανάλυση (συχνά σε τάξει 1 mm.), μπορεί να διαμορφώσει την ανισοτροπία και τις ιδιότητες εξαρτόμενης συχνότητας όπως απαιτούνται, και μπορεί εύκολα να διαμορφώσει μια ευρεία μεταβολή των πηγών που συνδέονται με το σώμα πέρα από ένα εξαιρετικά ευρύ φάσμα των συχνοτήτων, από 60 Hz σε 16 GHz, και επίσης για τις ευρυζωνικές εφαρμογές.

Η μέθοδος FDTD λύνει τις εξισώσεις του Maxwell στο πεδίο του χρόνου (εξισώσεις 1,3 και 1.5) για τις έξι διανυσματικές συνιστώσες των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων σε ένα μοντέλο του σώματος φιαγμένο από μικρά κυβοειδή κύτταρα, όπως αυτά που παρουσιάζονται στο σχήμα 5.8. Ο ιστός σε κάθε κύτταρο καθορίζει τις ηλεκτρικές ιδιότητες ( $\epsilon, \sigma$ ) που χρησιμοποιούνται για να υπολογίσουν τα πεδία σε εκείνο το κύτταρο ως συνάρτηση του χρόνου. Η μέθοδος FDTD δημιουργεί αποτελεσματικά τις ταινίες για το πώς τα πεδία διαπερνούν και αλληλεπιδρούν με το σώμα, το οποίο μπορεί συχνά να παρέχει την άριστη διορατικότητα στις εφαρμογές ενδιαφέροντος. Παραδείγματος χάριν, η προσοχή του πεδίου ή της παρούσας διανομής στις εμφυτευμένες κεραίες που περιγράφονται στην παράγραφο 3.7 μπορεί να καθοδηγήσει το σχέδιό τους. Ο σημαντικότερος περιορισμός για τις προσομοιώσεις FDTD είναι ότι το μέγεθος κυττάρου ( $\Delta x$ ) πρέπει να είναι μικρότερο από το μικρότερο μήκος κύματος στο σώμα που διαιρείται με 10. Το μικρότερο μήκος κύματος βρίσκεται γενικά στον ιστό με την υψηλότερη περιεκτικότητα σε νερό στην υψηλότερη συχνότητα ενδιαφέροντος. Χαρακτηριστικά, το σταθερό σημείο επιτυγχάνεται αφότου έχει διαδώσει το κύμα μέσω του σώματος και πίσω στην πηγή μια έως τρεις φορές, αν και αυτό εξαρτάται από τη συντονισμένη φύση του σώματος και των πηγών. Εάν το σώμα είναι πίο συντονισμένο, τα πεδία θα αντηχήσουν περισσότερο μέσα στο σώμα πριν φθάσουν στο σταθερό σημείο. Εάν το σώμα είναι με περισσότερες απώλειες, τα πεδία θα απορροφηθούν με λιγότερες αντηχήσεις (λιγότερη αντήχηση).

Αν και εφαρμόζεται αρχικά μόνο για τα προβλήματα μέσης-συχνότητας, η μέθοδος FDTD έχει επεκταθεί και σε χαμηλής - και σε υψηλής συχνότητας προσομοιώσεις. Για τις χαμηλής συχνότητας προσομοιώσεις, το σώμα είναι τόσο μικρό έναντι στο μήκος κύματος όταν το σταθερό σημείο επιτυγχάνεται πριν ένα σημαντικό μέρος του χαμηλής συχνότητας κύματος έχει περάσει μέσω του σώματος. Αυτό το κατέστησε αρχικά δύσκολο να υπολογίσει το μέγεθος και τη φάση κατάστασης. Τα εκατομμύρια των χρονικών βημάτων θα είχαν απαιτηθεί για να κάνουν

αυτό σε ένα άμεσο τρόπο, και έως τότε, τα σφάλματα στην προσομοίωση θα είχαν προσθέσει επάνω για να καταστήσουν τα αποτελέσματα ακατάλληλα προς χρήση. Μια αποδοτικότερη μέθοδος του μεγέθους και της φάσης κατάστασης έχει λύσει αυτό το πρόβλημα (δείτε την παράγραφο 5.7.1.1), και η μέθοδος FDTD έχει εφαρμοστεί τώρα στις χαμηλές εφαρμογές τόσο όπως 60 Hz.



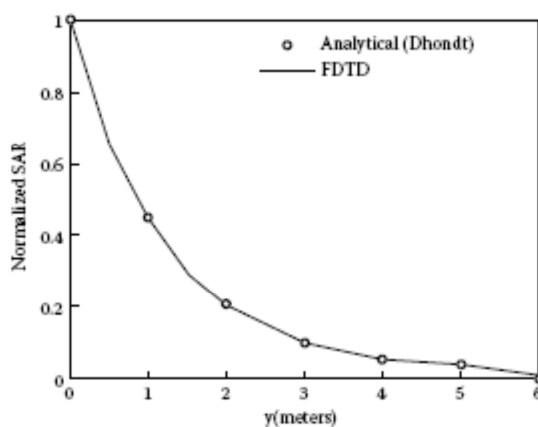
ΣΧΗΜΑ 5.8

Το κύτταρο FDTD που εμφανίζει διανομή των τμημάτων ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου.

Για τις υψηλής συχνότητας εφαρμογές, το μοντέλο είναι πολύ μεγάλο έναντι στο μήκος κύματος της πηγής, ή για τις πολύ μεγάλες εφαρμογές μέσης-συχνότητας, το μοντέλο μπορεί να είναι διάφορα μήκη κύματος ή πολλά μακρυνά κύτταρα, που καθιστούν τα μοντέλα αδικαιολόγητα μεγάλα. Παραδείγματος χάριν, διαμορφώνοντας μια ανθρώπινη συγκράτηση ένα τηλέφωνο κυττάρων σε ένα ανοιχτό δωμάτιο (να καθορίσει την επίδραση του κυττάρου τηλεφώνου στον ιατρικό εξοπλισμό) απαιτεί την προσομοίωση ενός ανθρώπινου σώματος χιλιοστόμετρική-ανάλυση (δεκάδες των εκατομμυρίων των κυττάρων), καθώς επίσης και το ανοιχτό δωμάτιο (δισεκατομμύρια των κυττάρων). Το πρόβλημα λύθηκε με τη χρησιμοποίηση FDTD για να διαμορφώσει τα πεδία μέσα και πολύ κοντά στον άνθρωπο, και έπειτα τη χρησιμοποίηση της επισήμανσης ακτίνων των κυμάτων για να καθορίσει όπου διέδωσαν και απεικόνισαν μέσα στο ανοιχτό δωμάτιο. Αυτή η υβριδική προσέγγιση έχει επεκτείνει τη μέθοδο FDTD στις υψηλής συχνότητας εφαρμογές όπου το μοντέλο είναι πολύ μεγάλο. Για τις απλούστερες υψηλής συχνότητας εφαρμογές, όπου το μοντέλο είναι σχετικά μικρό (οπτικές εφαρμογές), οι παραδοσιακές προσεγγίσεις FDTD είναι ικανοποιητικές.

Η προσέγγιση FDTD δίνει τα πολύ ακριβή αποτελέσματα εάν εφαρμόζονται σωστά. Ένα τέτοιο παράδειγμα είναι η διαμόρφωση ενός ερτζιανού (απειροελάχιστου) διπόλου σε 900 MHz που βρίσκεται 1,5 cm από μια 20 cm διάμετρο ισοδύναμη του εγκεφάλου ( $\epsilon_r = 43.0, \sigma = 0,83$  S/m) σφαίρα. Το κυβικό μέγεθος του κυττάρου είναι  $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 5$  mm., το οποίο κάνει τη σφαίρα σαράντα κύτταρα στη διάμετρο. Το σχήμα 5.9 εμφανίζει σχετικό SAR κατά μήκος του

άξονα  $y$  από την μπροστινή άκρη της σφαίρας που υπολογίζεται χρησιμοποιώντας τη μέθοδο FDTD και έναντι σε μια αναλυτική ανάλυση.



ΣΧΗΜΑ 5.9

Σχετική διανομή SAR κατά μήκος του άξονα  $y$  μιας ομοιογενούς ισοδύναμης σφαίρας εγκεφάλου που διεγείρεται από ένα μεταβλητό δίπολο. (Αναλυτική λύση από Dhondt, G., και Martens, L., κανονική περίπτωση A με μια αναλυτική ανάλυση για τη σύγκριση λυτών ηλεκτρομαγνητικών πεδίων, εργασία που παρουσιάζεται στα πρακτικά του COST 244 που συναντιέται στα μοντέλα αναφοράς για τη δοκιμή βιοηλεκτρομαγνητισμού των συστημάτων κινητής επικοινωνίας FDTD από Furse, C. M., και Gandhi, το O. P., τον υπολογισμό των ηλεκτρικών πεδίων και των ρευμάτων που προκαλούνται σε ένα ανθρώπινο μοντέλο mm.-ανάλυσης με μια νέα μετατροπή στο πεδίο του χρόνου συχνότητας, την εργασία που παρουσιάζεται ίεεε στις κεραίες και τη διάσκεψη κοινωνίας διάδοσης, Βαλτιμόρη, MD, Ιούλιος 21 -25, 1996.)

### 5.7.1.1 Υπολογισμός των πεδίων σε έναν άνθρωπο κάτω από ένα ηλεκτροφόρο καλώδιο 60-Hz

Οι προσομοιώσεις του βιοηλεκτρομαγνητισμού στις χαμηλές συχνότητες που χρησιμοποιούν τη μέθοδο FDTD απαιτούν ιδιαίτερη προσοχή. Για μια προσομοίωση 1-mm ανάλυσης ενός ατόμου κάτω από ένα ηλεκτροφόρο καλώδιο 60-Hz, παραδείγματος χάριν, πάνω από  $10^{10}$  φορές τα βήματα επανάληψης απαιτούνται για να τρέξουν έναν ενιαίο κύκλο του κύματος. Η κλιμάκωση συχνότητας χρησιμοποιείται συχνά στις ημιστατικές συχνότητες όπου τα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  υποτίθεται ότι αποσυνδέθηκαν. Σε εκείνη την περίπτωση, η προσομοίωση μπορεί να οργανωθεί σε μια ελαφρώς υψηλότερη συχνότητα ( $f'$ , ακόμα στην ημιστατική σειρά) από την πραγματική

συχνότητα ενδιαφέροντος ( $f$ ), και τα αποτελέσματα μπορούν να κλιμακωθούν γραμμικά στη χρησιμοποίηση χαμηλότερης συχνότητας

$$E(f) = \frac{f}{f'} E'(f') \quad (5.3)$$

Η προσομοίωση οργανώνεται χρησιμοποιώντας τις ιδιότητες ιστού στη συχνότητα  $f$ , έτσι ώστε καμμία κλιμάκωση των ιδιοτήτων ιστού δεν απαιτείται. Υποθέστε, παραδείγματος χάριν, ότι η FDTD συχνότητα  $f' = 10$  MHz χρησιμοποιείται, και κλιμακώνεται  $f = 60$  Hz. Ένας ενιαίος κύκλος (4.580 χρονικά βήματα) του κύματος 10- MHz μπορεί έπειτα να χρησιμοποιηθεί στην προσομοίωση FDTD. Επίσης για τις χαμηλές συχνότητες, η προσομοίωση συγκλίνει γενικά σε έναν πολύ λιγότερο από ενιαίο κύκλο (επειδή το σώμα είναι τόσο μικρό έναντι σε ένα μήκος κύματος), μειώνοντας σημαντικά τη γενική υπολογιστική απαίτηση. Μια πολύ παρόμοια προσέγγιση χρησιμοποιήθηκε για να υπολογίσει τα πεδία που παρουσιάστηκαν στο [σχήμα 2.39](#).

#### 5.7.1.2 Υπολογισμός του SAR από τα κυψελοειδή τηλέφωνα

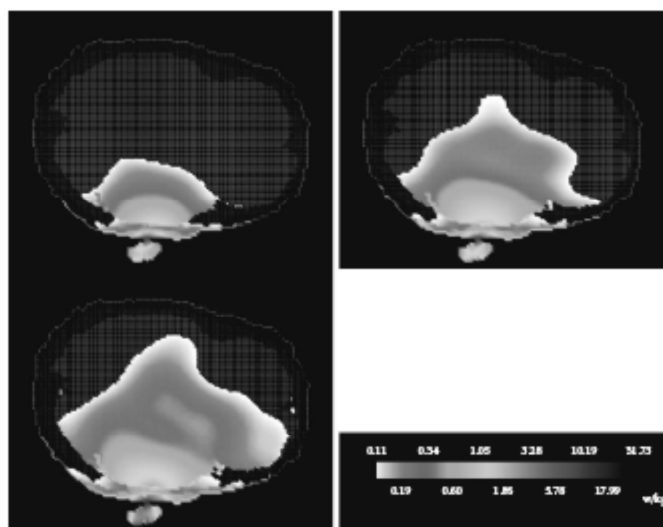
Η μέθοδος FDTD έχει εφαρμοστεί στις αναρίθμητες προσομοιώσεις μέσης-συχνότητας, συμπεριλαμβανομένου του υπολογισμού SARs και των προκληθέντων ρευμάτων στο ανθρώπινο σώμα για διάφορους όρους έκθεσης, την έκθεση στα πεδία διαρροής των διηλεκτρικών θερμαστρών παράλληλης-πλάκας, την έκθεση στους ηλεκτρομαγνητικούς σφυγμούς (EMPs), την έκθεση στις δακτυλιοειδείς συγχρονισμένες σειρές ανοίγματος, διπόλου, και μονωμένων κεραιών για υπερθερμία, την ένωση των κυψελοειδών τηλεφωνικών πεδίων με το κεφάλι, και την έκθεση στα μαγνητικά πεδία ραδιοσυχνότητας (RF) στις μηχανές απεικόνισης μαγνητικής αντίληξης (MRI).

Ο προσδιορισμός της διανομής SAR στο κεφάλι από τα κυψελοειδή τηλέφωνα και την αξιολόγηση αυτού όσον αφορά τις οδηγίες έκθεσης RF είναι μια από τις πιο γνωστές αιτήσεις FDTD του βιοηλεκτρομαγνητισμού. Τα παλαιά-πρότυπα κυψελοειδή τηλεφώνων με την κεραία που προεξέχει κατ' ευθείαν από το σώμα του τηλεφώνου βρέθηκαν για να καταθέτουν 40-50% της ακτινοβολούσας δύναμής τους στο κεφάλι. Η απορρόφηση ήταν ακόμα μεγαλύτερη για ένα παιδί, όπως φαίνεται στο [σχήμα 5.10](#), επειδή η κεραία ήταν φυσικά πιο στενή στο κεφάλι του παιδιού από του ενήλικα. Αυτό άλλαξε σημαντικά τα πρότυπα ακτινοβολίας από αυτά τα τηλέφωνα και επίσης ταιριάζοντας τα με τα χαρακτηριστικά της κεραίας.

Τα στοιχεία των κυψελοειδών τηλεφωνικών προσομοιώσεων που έχουν βρεθεί για να έχουν επιπτώσεις σημαντικές στην ακρίβεια της προσομοίωσης περιλαμβάνουν το μέγεθος της περίπτωσης μετάλλων του τηλεφώνου και των διηλεκτρικών ιδιοτήτων που χρησιμοποιούνται για το κεφάλι. Έχει αποδειχθεί ότι διάφορα διαφορετικά επικεφαλής μοντέλα (με τα αυτιά αφαιρούμενα) μπορούν να παρέχουν τα παρόμοια αποτελέσματα, αν και τα ομοιογενή μοντέλα έχουν βρεθεί για να υπερεκτιμούν σημαντικά την υπολογισμένη κατά μέσο όρο 1-g τιμή SAR (κατά κατά προσέγγιση 30%). Δύο από τις σημαντικότερες παραμέτρους που έχουν επιπτώσεις στην απόθεση δύναμης στο κεφάλι από το κυψελοειδές τηλέφωνο είναι η φύση της κεραίας (μήκος, μορφή, και τέτοια) και πόσο στενή είναι στο κεφάλι.

Η τάση για τα ηλεκτρικά πεδία να επικεντρωθεί στις γωνίες μετάλλων (που περιγράφονται στην παράγραφο 2.4) που παρουσιάζει τις προσομοιώσεις ακριβώς όπως κάνει στις φυσικές δομές. Θυμηθείτε ότι αριθμητική





ΣΧΗΜΑ 5.10

Παρακαλώ δείτε το **ένθετο χρώματος** μετά από ποσοστό απορρόφησης σελίδα 146. το συγκεκριμένο που υπολογίζεται για ένα κυψελοειδές τηλέφωνο 835-MHz. Αριστερή κορυφή, ενήλικας; Δεξιά κορυφή, 10-χρονών; κατώτατο σημείο αριστερά, 5-χρονών. (Από Gandhi, O. P et al, iee Trans. MTT, 44, 1884 - 97, 1996, © IEEE, 1996.)

προσομοίωση διαμορφώνει τα αντικείμενα από ένα σύνολο κυβοειδών κυττάρων. Εάν το τηλέφωνο κλείνει, η κεραία μετάλλων και τα τμήματα μετάλλων της περίπτωσης καταλήγουν επίσης κλειστά. Τα τετραγωνικά κύτταρα ότι πρότυπα έχει η εμφάνιση τους στις άκρες, έχει και έτσι μια σειρά αιχμηρών γωνιών μετάλλων. Αυτές οι γωνίες δεν είναι ρεαλιστικές, φυσικά, αλλά το λογισμικό διαμόρφωσης υπολογίζει τα πεδία σαν οι γωνίες να ήταν πραγματικά παρούσες. Τα πεδία επικεντρώνονται σε αυτές τις τεχνητές γωνίες και διαταράσσουν τα αποτελέσματα. Αυτή η επίδραση φαίνεται σε όλα τα υλικά αλλά είναι η εντονότερη στα μέταλλα. Ένας καλύτερος τρόπος ενός τηλεφώνου σε μια ρεαλιστικά γαρμένη θέση είναι να διατηρηθεί το όρθιο τηλέφωνο στο μοντέλο και να γαρθεί το διηλεκτρικό κεφάλι αντ' αυτού. Αυτή η τεχνητή επίδραση βηματοδότησης πρέπει να ληφθεί υπόψη κατά τη διαμόρφωση όλων των αντικειμένων μετάλλων με οποιαδήποτε μέθοδο προσομοίωσης. Τα πηνία, οι ράβδοι, οι πλάκες, και άλλα μέταλλα αντιτίθενται ότι όλα είναι ευαίσθητα σε αυτόν τον τύπο διαμόρφωσης του σφάλματος.

Σαν παράδειγμα της επίδρασης των πολλών παραμέτρων που επηρεάζουν την κυψελοειδή τηλεφωνική διαμόρφωση, ο πίνακας 5.2 παρουσιάζει μια σύγκριση τριών διαφορετικών προσανατολισμών στο κεφάλι (που παρουσιάζεται στο **σχήμα 5.11**) για  $2.76 \times 5.73 \times 15.5 \text{ cm}$  τηλέφωνο σε 835 MHz, που καλύπτεται με 1 mm. του πλαστικού,

**ΠΙΝΑΚΑΣ 5.2**

Η σύγκριση του 1-g υπολόγισε κατά μέσο όρο SARs για ένα κυψελοειδές τηλέφωνο δίπλα στο κεφάλι ως λειτουργία της τηλεφωνικής θέσης

Συχνότητα (MHz)	Κάθετος Επικεφαλής μοντέλο	Γυρμένο 30° Επικεφαλής μοντέλο	Γυρμένο 30° Επικεφαλής Μοντέλο με Πρόσθετη περιστροφή 9°
835	2.93 W/kg	2.44 W/kg	2.31 W/kg

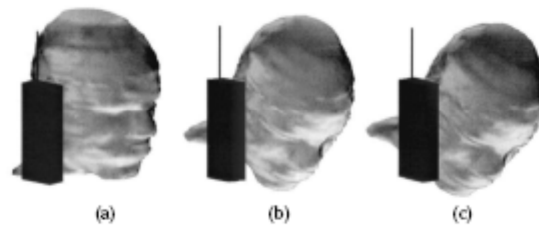
1,900

1.11 W/kg

1.08 W/kg

1.20 W/kg

Πηγή: Lazzi, G., και Gandhi, O.P, iee Trans. Ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα, 39,55-61, 1997.



ΣΧΗΜΑ 5.11

Παρακαλώ δείτε το ένθετο χρώματος μετά από τον προσανατολισμό σελίδα 146. ενός κυψελοειδούς τηλεφώνου 835-MHz κοντά στο κεφάλι.

με μια  $\lambda/4$  κεραία, που καλύπτεται επίσης με το πλαστικό. Το τηλεφωνικό μοντέλο κρατιέται ενάντια σε ένα μοντέλο του ανθρώπινου κεφαλιού, και η προσομοίωση έχει μια γενική ανάλυση  $1.974 \times 1.974 \times 3$  mm. Τρεις τιμές εμφανίζονται, μια για το τηλέφωνο που κρατιέται κάθετο στο κεφάλι, σχετικά με το αυτί, το οποίο πατιέται ενάντια στο κεφάλι. Το δεύτερο μοντέλο πατά το τηλέφωνο που γέρνει προς το στόμα, αλλά ενάντια στο μάγουλο, και το τρίτο μοντέλο πατά το τηλέφωνο που γέρνει προς το στόμα και ενάντια στο μάγουλο. Δεδομένου ότι το τηλέφωνο είναι γυρμένο προς το στόμα, η κεραία είναι αποτελεσματικά γυρμένη μακριά από το κεφάλι, χαμηλώνοντας κατά συνέπεια τις εντοπισμένες τιμές πολύ κοντά στην κεραία, και συνεπώς την υπολογισμένη κατά μέσο όρο 1-g τιμή SAR. Αυτή η επίδραση είναι η πιο ξεχωριστή για τις φυσικά μακριές κεραίες. Για την κοντύτερη κεραία που χρησιμοποιείται σε 1.900 MHz, το υπολογισμένο κατά μέσο όρο 1-g SAR δεν χαμηλώνει σημαντικά δεδομένου ότι το τηλέφωνο είναι γυρμένο. Αυτό είναι επειδή η κεραία παραμένει πολύ κοντά στο κεφάλι, παρά την κλίση.

### 5.7.2 Η μέθοδος σύνθετης αντίστασης

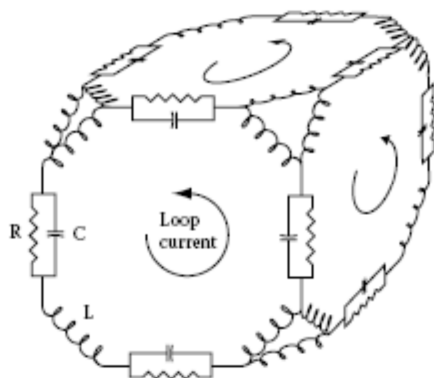
Στις χαμηλές συχνότητες, οι ιστοί του σώματος μπορούν να διαμορφωθούν ως καθαρώς ανθεκτικοί. Το μοντέλο ομάδων δεδομένων του σώματος αποτελείται έπειτα από ένα πλέγμα των εκατομμυρίων αντιστατών οι των οποίων τιμές εξαρτώνται από τον ιστό σε κάθε πόδι του πλέγματος. Μια τάση σε ένα σημείο στο σώμα ( μια δυνατότητα που προκαλείται από την καρδιά) θα δημιουργήσει τα ρεύματα μέσω όλων των αντιστατών για να φθάσει στο επίγειο σημείο (ίσως ένα ηλεκτρόδιο στο χαμηλότερο πόδι). Τα ρεύματα σε κάθε μεμονωμένο αντιστάτη μπορούν να υπολογιστούν χρησιμοποιώντας το νόμο του Ohm (δείτε την παράγραφο 1.8), και η ισχύς ή το SAR μπορεί να υπολογιστεί από τις τάσεις και τα ρεύματα που διανέμονται σε όλο το πλέγμα. Αυτή η μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τους DC

υπολογισμούς τόσο καλά όσο τους υπολογισμούς AC στην αρκετά χαμηλή συχνότητα όπου τα πεδία  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  μπορούν να υποτίθεται ότι αποσυνδέθηκαν, χαρακτηριστικά χαμηλότερα από περίπου 10 MHz.

Η μέθοδος σύνθετης αντίστασης διαμορφώνει τους ιστούς σωμάτων με τις ανθεκτικές, χωρητικές, και επαγωγικές συνιστώσες τους όπως φαίνεται στο [σχήμα 5.12](#). Αυτός ο αριθμός εμφανίζει ένα από τα πολλά εκατομμύρια των κυττάρων που χρησιμοποιούνται για να διαμορφώσουν το σώμα. Τα κύτταρα είναι τρισδιάστατα παραλληλεπίπεδα, γενικά με ένα ανομοιόμορφο ορθογώνιο διαγώνιο τμήμα. Οι μοναδικές τιμές ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων ανατίθενται σε κάθε πρόσωπο ή κάθε άκρη των κυττάρων. Χρησιμοποιώντας το ανθεκτικό, χωρητικό, ή επαγωγικό κύτταρο, οι εξισώσεις του Maxwell μπορούν να αναδιατυπωθούν από την άποψη της πύο γνωστής εξίσωσης κυκλώματος. Κατά συνέπεια, η τεχνική είναι επίσης γνωστή ως μέθοδος *ισοδύναμου-κυκλώματος*. Τα πεδία  $\mathbf{E}$  συσχετίζονται με τις τάσεις ακρών, και τα πεδία  $\mathbf{H}$  συσχετίζονται με τα ρεύματα βρόχων.

Η μέθοδος έπειτα αριθμητικά λύνει τη μερική-διαφορική μορφή των εξισώσεων κυκλώματος με την αντικατάσταση των συνεχών παραγώγων με τις ιδιαίτερες διαφορές; επομένως, είναι μια μέθοδος πεπερασμένης διαφοράς. Η λύση υποθέτει την ημιτονοειδή μεταβολή για όλες τις τιμές ρευμάτων και τάσης, και βρίσκει τις ημιτονοειδείς αποκρίσεις κατάστασης. Είναι επομένως μια μέθοδος πεδίου συχνότητας.

Οι εξισώσεις κυκλώματος που γράφονται για όλα τα κύτταρα οδηγούν σε μια σύνθετη, συμμετρική εξίσωση μητρών. Στην αριστερή πλευρά της εξίσωσης μια πολύ αραιή μήτρα των τιμών σύνθετης αντίστασης κυκλωμάτων πολλαπλασιάζει ένα διάνυσμα των άγνωστων ρευμάτων βρόχων στη σωστή πλευρά της εξίσωσης που είναι ένα διάνυσμα των πηγών τάσης. Η λύση για τα άγνωστα ρεύματα βρόχων λαμβάνεται με μια επαναληπτική μέθοδο, όπως η σχεδόν-ελάχιστη υπόλοιπη τεχνική (QMR) που χρησιμοποιείται σε αυτήν την μελέτη. Μόλις βρεθούν τα ρεύματα βρόχων κατάστασης, οι αντίστοιχες τιμές πεδίων  $\mathbf{E}$  και  $\mathbf{H}$  βρίσκονται εύκολα για όλα τα κύτταρα σε όλο το μοντέλο.



ΣΧΗΜΑ 5.12

Ένα από τα μαθηματικά κύτταρα που χρησιμοποιούνται στη μέθοδο σύνθετης αντίστασης. Το μοντέλο που αναλύεται διαιρείται σε πολυάριθμα μικρά κύτταρα όπως αυτό, κάθε ένα με την αγωγιμότητα και την διαπερατότητα του. Γενικά, οι πλευρές του κυττάρου είναι άνισες στο

μέγεθος. Η μέθοδος σύνθετης αντίστασης είναι επίσης γνωστή ως μέθοδος ισοδύναμου-κυκλώματος δεδομένου ότι τα στοιχεία κυκλωμάτων σε κάθε κύτταρο επιτρέπουν στις εξισώσεις του Maxwell να λυθούν από την ανάλυση κυκλωμάτων.

Το κύριο μειονέκτημα της τεχνικής σύνθετης αντίστασης είναι ότι απαιτεί τη λύση μιας μεγάλης εξίσωσης μητρών. Ανάλογα με το μέγεθος και την ευρωστία της μήτρας, μπορούν μερικές φορές να υπάρξουν δυσκολίες σύγκλισης στην επαναληπτική λύση. Τα ειδικά μέτρα (όπως των τιμών μητρών) απαιτούνται για να δώσουν την καλή σύγκλιση της λύσης.

### **5.7.2.1 Υπολογισμός των πεδίων $E$ που προκαλούνται κοντά στα μοσχεύματα κατά τη διάρκεια MRI**

Αυτό το τμήμα περιγράφει πώς η μέθοδος σύνθετης αντίστασης έχει χρησιμοποιηθεί για να λύσει για τα πεδία  $E$  που προκαλούνται από το χρονικά-μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο MRI σε έναν ασθενή που έχει τα μεταλλικά μοσχεύματα. \* Δεν υπάρχει αρκετό διάστημα για να δώσει τα πλήρη στοιχεία της τεχνικής ή των αποτελεσμάτων μάλλον, παρουσιάζουμε αυτήν την μελέτη ως ένα παράδειγμα των ειδών προβλημάτων που μπορούν να αντιμετωπιστούν με τις αριθμητικές τεχνικές, και χρησιμοποιούμε μερικά από τα αποτελέσματα για να επεξηγήσουμε τις έννοιες που καλύπτονται νωρίτερα στο βιβλίο.

Η μελέτη που περιγράφηκε σε αυτό το τμήμα αναλήφθηκε για να καθορίσει εάν τα πεδία  $E$  που προκαλούνται σε ένα ανθρώπινο σώμα από τα μαγνητικά πεδία μεταστοφής-κλίσης MRI είναι αρκετά να προκαλέσουν την υποκίνηση νεύρων. Αυτό είναι μια ιδιαίτερα ενδιαφέρουσα ερώτηση για τους ασθενείς που έχουν τα μοσχεύματα μετάλλων, επειδή αναμένεται ότι τα μεγάλα-από-κανονικά πεδία  $E$  θα προκαλούνταν στον ιστό κοντά στα μοσχεύματα μετάλλων από το μαγνητικό πεδίο. Είναι επίσης σημαντικό να καθοριστεί το πρότυπο αυτών των πεδίων  $E$ , δεδομένου ότι, όπως έχουμε δει αρκετοί χρόνοι νωρίτερα, τα πεδία  $E$  τείνουν να συγκεντρωθούν στις αιχμηρές άκρες των μεταλλικών αντικειμένων.

Σε αυτήν την μελέτη, οι ασθενείς θεωρούνται να έχουν μια εμφυτευμένη συσκευή νωτιαία;-τήξης που αποτελείται από μια μικρή DC γεννήτρια με δύο λεπτά καλώδια μετάλλων που τρέχουν σε μερικούς σπονδύλους στη σπονδυλική στήλη τους. Τα καλώδια ενεργούν ως διάδρομοι υψηλής-αγωγιμότητας για τα ρεύματα που προκαλούνται στο σώμα, που αλλάζει τα πεδία  $E$  και τα πρότυπα ρεύματος μέσα στο σώμα.

---

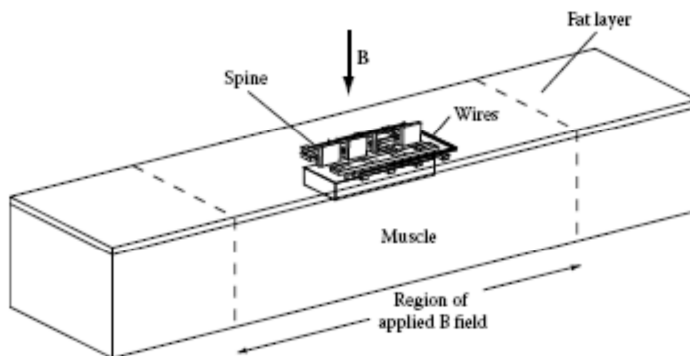
\* Τα αποτελέσματα που συνοψίστηκαν σε αυτό το τμήμα επιτεύχθηκαν από Dale N. Buechler και μπορούν να βρεθούν λεπτομερέστερα στη διατριβή του PHD , Μια πεπερασμένη διαφορά

μεθόδου πεδίου συχνότητας (ισοδύναμο κύκλωμα) για τις εξισώσεις του Maxwell, πανεπιστήμιο του Utah, το 1997.

### 5.7.2.2 Διαμόρφωση ενός μοσχεύματος στο ανθρώπινο σώμα

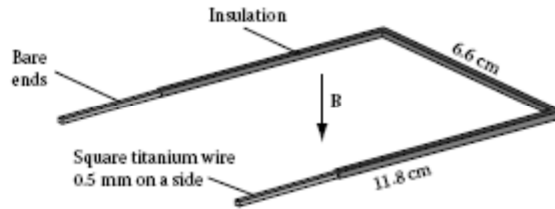
Για να αντιπροσωπεύσουμε τα απαραίτητα ηλεκτρομαγνητικά στοιχεία του προβλήματος, χρησιμοποιήσαμε ένα μοντέλο που περιέχει  $43 \times 59 \times 113$  κύτταρα, για συνολικά 286.681 κύτταρα. Τα κύτταρα ήταν μεταβλητού μεγέθους, η έκταση στη διάσταση από 0,25 mm. ως 12,7 mm. Στο σχήμα 5.13 είναι μια όψη του μοντέλου με τα διάφορα στοιχεία της. Συνολικά, το μοντέλο ήταν εύρους 11,6 cm  $\times$  13,5 cm. βάθους  $\times$  75,9 cm. μακρύ, για το ενάμιση του μεγέθους του θώρακα στο διαγώνιο τμήμα, αλλά πολύ περισσότερο. Μέσα, τα μήκη των δύο που διευθύνουν τα καλώδια του μοσχεύματος διαμορφώθηκαν καθώς επίσης και ένα μέρος της σπονδυλικής στήλης κοντά στα καλώδια. Ένα 0,67 cm.-παχύ στρώμα του λίπους βρέθηκε στα σύνορα του μοντέλου πλησιέστερα στη σπονδυλική στήλη. Το υπόλοιπο του εσωτερικού του μοντέλου γέμισε με ένα ομοιογενές μέσο με τις ίδιες ιδιότητες με το μυ.

Όπως εξηγείται παραπάνω, τα μεταλλικά καλώδια του μοσχεύματος και της περιοχής γύρω από τους ήταν του περισσότερου ενδιαφέροντος, έτσι διαμορφώθηκαν με την υψηλότερη ανάλυση πιθανώς χρησιμοποιώντας τα μικρότερα  $0,25 \times 0,25 \times 0,25$  mm. κύτταρα; τα μικρότερα κύτταρα θα είχαν απαιτήσει πάρα πολλή μνήμη υπολογιστών. Τα δύο καλώδια συνδέθηκαν στη μορφή αστρονομικής μονάδας, όπως φαίνεται στην όψη του σχήματος 5.14. Τα καλώδια καλύφθηκαν με ένα λεπτό (0,25 mm.) στρώμα μόνωσης πέρα από το μεγαλύτερο μέρος του μήκους τους, εκτός από τα τελευταία 3,67 cm., το οποίο αφέθηκε γυμνό. Μια ειδική περίπτωση αντιμετωπίστηκε επίσης στην οποία τα καλώδια αποσυνδέθηκαν από το κατώτατο σημείο του U, αφήνοντας τα δύο δευτερεύοντα καλώδια μόνα και απομονωμένα (σαν κομμένα ή σπασμένα).



ΣΧΗΜΑ 5.13

Το γενικό μοντέλο του καλωδίου εμφυτεύεται κοντά στη σπονδυλική στήλη. Το πεδίο **B** είναι αντιπροσωπευτικό του χρονικά-μεταβαλλόμενου μαγνητικού πεδίου που αντιμετωπίζεται σε MRI. Εφαρμόζεται ομοιόμορφα πέρα από την κεντρική περιοχή του μοντέλου.



ΣΧΗΜΑ 5.14

Διαστάσεις του μοσχεύματος καλωδίου. Το καλώδιο είναι μονωμένο (με μια κάλυψη που έχει τη χαμηλή αγωγιμότητα) πέρα από ένα μεγάλο μέρος του μήκους του, αλλά είναι γυμνό για μία απόσταση 3,67 cm. και στις δύο άκρες. Το ίδιο το καλώδιο υποτίθεται ότι είχε την αγωγιμότητα του τιτανίου. Το πεδίο **B** είναι κάθετο στο επίπεδο του σε σχήμα U καλωδίου

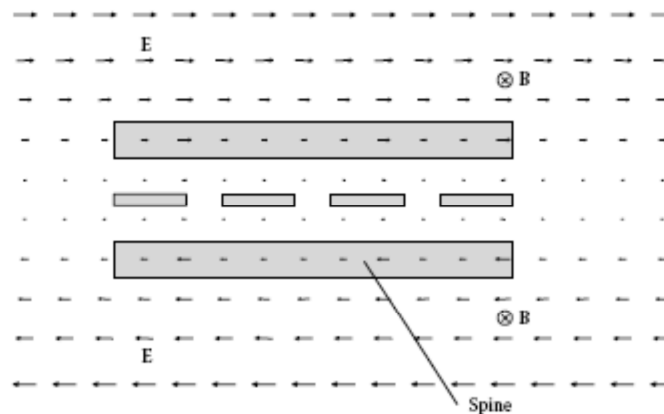
Τα πεδία **E** υπολογίστηκαν για δύο προσανατολισμούς του μαγνητικού πεδίου. (Το **B** χρησιμοποιήθηκε εδώ παρά το **H** για το μη μαγνητικό σώμα, σχετίζονται απλά από  $\mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{H}$ .) Ο προσανατολισμός για τον οποίο το μόσχευμα άσκησε υψηλότερη επίδραση στο πρότυπο πεδίων ήταν αυτός όπου το διάνυσμα πεδίων **B** ήταν κάθετο στο επίπεδο του σε σχήμα U καλωδίου, όπως υποδεικνύεται στο [σχήμα 5.14](#). Αυτό εμφανίζεται επειδή η μορφή καλωδίων σε εκείνο τον προσανατολισμό παρουσιάζει τη μεγαλύτερη διατομική περιοχή για την παρεμπόδιση του μεταβαλλόμενου πεδίου **B**, όπως συζητείται στην παράγραφο 2.6. Το πεδίο **B** υποτίθεται ότι ήταν ημιτονοειδές σε μια συχνότητα 600 Hz.

### 5.7.2.3 Αποτελέσματα των αριθμητικών υπολογισμών

Όλα τα αποτελέσματα κατάστασης μετασηματίστηκαν στα διαγράμματα των διανυσμάτων πυκνότητας πεδίων ή ρεύματος **E** στα διάφορα επίπεδα ενδιαφέροντος μέσα στο μοντέλο. Οι υπολογισμοί έγιναν αρχικά χωρίς τα καλώδια ρεύματος για να καθιερώσουν μια βασική γραμμή για τα πεδία **E** ελλείψει του μοσχεύματος. Εκείνα τα αποτελέσματα εμφανίζονται στο [σχήμα 5.15](#) για μια περιοχή κοντά στη σπονδυλική στήλη. Όπως αναμένεται, οι γραμμές πεδίων **E** (και προκύπτοντι διάδρομοι ρεύματος Foucault) περιβάλλουν γύρω από τα διανύσματα πεδίων **B**, τα οποία είναι κάθετα στον αριθμό. Υπάρχει ένα επιμηκυμένο κέντρο της κυκλοφορίας για τις γραμμές πεδίων **E** κοντά στο κέντρο του σώματος. Το μέγεθος πεδίων **E** είναι μηδέν εκεί, και αυξάνεται προς την περιφέρεια του σώματος. Αυτή η συμπεριφορά είναι χαρακτηριστική των προτύπων στροβίλου ως αποτέλεσμα των μαγνητικών πηγών, και είναι πολύ ανάλογη με αυτήν

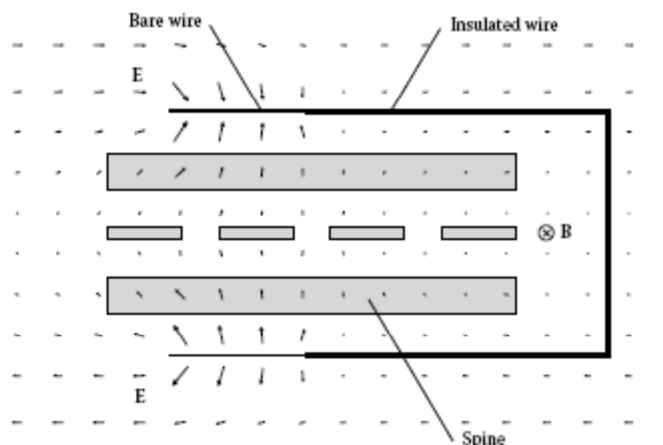
που φαίνεται στο [σχήμα 2.41](#) για μια πλάκα, και στο [σχήμα 6.3](#) για υπερθερμία εφαρμοστέ πεδίου  $\mathbf{H}$ .

Κατόπιν διάφορες περιπτώσεις μελετήθηκαν που περιέλαβαν τις διάφορες διαμορφώσεις των εμφυτευμένων καλωδίων; μόνο δύο θα συζητηθούν εδώ. Η πρώτη περίπτωση είναι για το πλήρες σε [σχήμα U](#) μοντέλο καλωδίων (όπως φαίνεται στο [σχήμα 5.14](#)) με ένα κάθετο πεδίο  $\mathbf{B}$ . Το [σχήμα 5.16](#) εμφανίζει προκύπτοντα διανύσματα πεδίου  $\mathbf{E}$  στο επίπεδο που περιέχει το καλώδιο. Τα μεγέθη πεδίου  $\mathbf{E}$  είναι μεγαλύτερα απ'ό,τι ελλείψει του μοσχεύματος καλωδίων, έτσι σχεδιάζονται σε μια πολύ διαφορετική κλίμακα σε αυτόν τον αριθμό έναντι στον προηγούμενο αριθμό. Είναι προφανές ότι τα πεδία  $\mathbf{E}$  τροποποιούνται κοντά στις γυμνές άκρες του καλωδίου. Αυτό οφείλεται στο καλώδιο διεύθυνσης παρουσίας του χρονικά μεταβαλλομένου μαγνητικού πεδίου. Το ρεύμα προκαλείται για να ρεύσει στο καλώδιο, σαν ένα δευτεροβάθμιο τύλιγμα σε έναν μετασχηματιστή. Στη χαμηλή συχνότητα αυτού του προβλήματος (600 Hz), το ρεύμα πρέπει να διαμορφώσει μια πλήρης πορεία και να κλείσει σε αυτή. Δεδομένου ότι το καλώδιο δεν διαμορφώνει έναν πλήρη βρόχο, οι ροές ρεύματος από το γυμνό καλώδιο από τη μία πλευρά του ανοικτού βρόχου, περνάνε μέσω του ιστού, κατόπιν ρέουν πίσω στο γυμνό καλώδιο στο άλλο άκρο, ολοκληρώνοντας τη κλειστή πορεία. Πρέπει να ρεύσει έξω από τα γυμνά άκρα δεδομένου ότι το υπόλοιπο του καλωδίου είναι μονωμένο.



ΣΧΗΜΑ 5.15

Πρότυπο πεδίου  $\mathbf{E}$  που προκαλείται στο μοντέλο χωρίς το τρέχον καλώδιο. Τα ρεύματα στροβίλου ακολουθούν αυτό το ίδιο πρότυπο δεδομένου όπου η πυκνότητα ρεύματος είναι ανάλογη προς το  $\mathbf{E}$  για ένα ομοιογενές μέσο (μυς σε αυτό το μοντέλο). Αυτά τα αποτελέσματα αντιπροσωπεύουν μια αναφορά για τη σύγκριση με τα αποτελέσματα όταν είναι το μόσχευμα σε ισχύ. Τα διανύσματα που εμφανίζονται παρεμβάλλονται από ένα λεπτότερο πλέγμα.



ΣΧΗΜΑ 5.16

Πρότυπο πεδίων  $\mathbf{E}$  με το σε σχήμα U μόσχευμα καλωδίων σε ισχύ. Το ρεύμα προκαλείται στο καλώδιο από το χρονικά μεταβαλλόμενο πεδίο  $\mathbf{B}$ . Το ρεύμα βγαίνει από το ένα άκρο του καλωδίου και εισάγεται άλλο, προκαλώντας τα ενισχυμένα πεδία  $\mathbf{E}$  στον ιστό κοντά στις γυμνές άκρες καλωδίων. Τα διανύσματα που εμφανίζονται παρεμβάλλονται από ένα λεπτότερο πλέγμα.

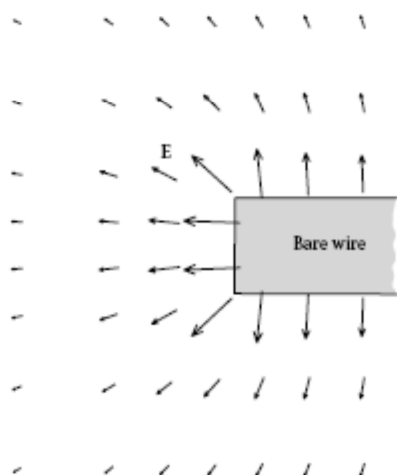
Τα πεδία  $\mathbf{E}$  στον ιστό κοντά στις γυμνές άκρες του καλωδίου ενισχύονται λόγω αυτής της ροή ρεύματος. Αυτό εμφανίζεται σε κοντινή προβολή στο [σχήμα 5.17](#). Τα πεδία  $\mathbf{E}$  είναι μεγαλύτερα (συγκεντρωμένα) στο μικρό άκρο του καλωδίου από ότι είναι στις πλευρές του καλωδίου, επεξηγώντας πάλι την έννοια ότι η συμπύκνωση πεδίων  $\mathbf{E}$  γύρω από τα αιχμηρά όρια της διεύθυνσης αντιτίθεται. Το μέγεθος του μεγαλύτερου πεδίου  $\mathbf{E}$  είναι σε αυτήν την περίπτωση περίπου ενενήντα φορές μεγαλύτερο από στην ίδια θέση χωρίς τα τρέχοντα καλώδια ([σχήμα 5.15](#)).

Το παρόν πρότυπο μέσα στο U του καλωδίου είναι επίσης ενδιαφέρον να μελετηθεί. Αυτό το πρότυπο εμφανίζεται στο [σχήμα 5.18](#). Όπως εξηγείται παραπάνω, το μεγαλύτερο μέρος του ρεύματος που προκαλείται στο μερικό βρόχο καλωδίων διατρέχει έξω στα ανοικτά άκρα του ιστού για να ολοκληρώσει μια κλειστή πορεία. Αλλά όπως το [σχήμα 5.18](#) εμφανίζει, υπάρχει ένα τοπικό ρεύμα βρόχων που οι ροές σε ένα διάδρομο περιείχαν μέσα το ίδιο στο καλώδιο. Αυτό είναι εμφανές από την άνιση πυκνότητα ρεύματος στις εσωτερικές και εξωτερικές άκρες του καλωδίου. Αυτό το τοπικό πρότυπο ρεύματος Faucault μέσα στο καλώδιο οφείλεται στο πεπερασμένο διαγώνιο τμήμα που το καλώδιο παρουσιάζει στο κάθετο πεδίο  $\mathbf{B}$ . Εάν το καλώδιο ήταν απείρως λεπτό, δεν θα υπήρχε κανένα τοπικό ρεύμα κυκλοφορώντας μέσα στο ίδιο στο καλώδιο, ακριβώς το σφαιρικό ρεύμα κυκλοφορώντας που περνά από τον ιστό.

Δεύτερος ο περιπτωσιολογική μελέτη ήταν στο κατώτατο τμήμα μνήμης του σε σχήμα U βρόχου αφαιρούμενου, αφήνοντας μόνο τα δύο απομονωμένα δευτερεύοντα καλώδια. Το γενικό πρότυπο πεδίου  $\mathbf{E}$  εμφανίζεται στο [σχήμα 5.19](#). Η βασική διαφορά εδώ έναντι στην

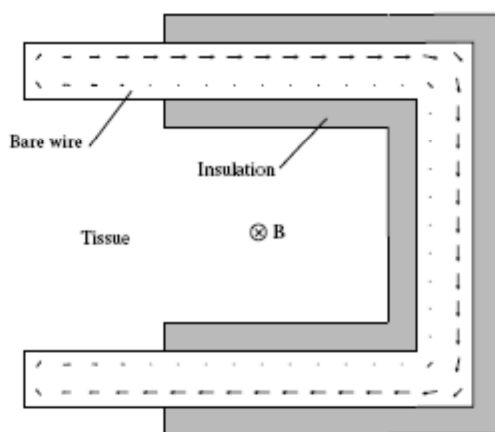


προηγούμενη περίπτωση είναι ότι αφού ο μερικός βρόχος καλωδίων είναι τώρα σπασμένος, υπάρχει λιγότερο ένας πλήρης διάδρομος διεύθυνσης για το ρεύμα που προκαλείται στο καλώδιο. Πρέπει τώρα να διατρέξει έξω από τον ιστό και στις δύο άκρες και των δύο καλωδίων. Αυτό μειώνει το μέγεθος του προκληθέντος ρεύματος, και μειώνει αντίστοιχα τα μεγέθη πεδίων **E** στις γυμνές άκρες των καλωδίων. Σε αυτήν την περίπτωση, το μέγιστο μέγεθος πεδίου **E** στο γυμνό άκρο των καλωδίων είναι περίπου δεκαεπτά φορές αυτό στην ίδια θέση χωρίς τα καλώδια.



ΣΧΗΜΑ 5.17

Η όψη μιας κοντινής προβολής των πεδίων **E** στο [σχήμα 5.16](#) κοντά στο τέλος του καλωδίου. Τα πεδία συγκεντρώνονται κοντά στις αιχμηρές γωνίες του καλωδίου.

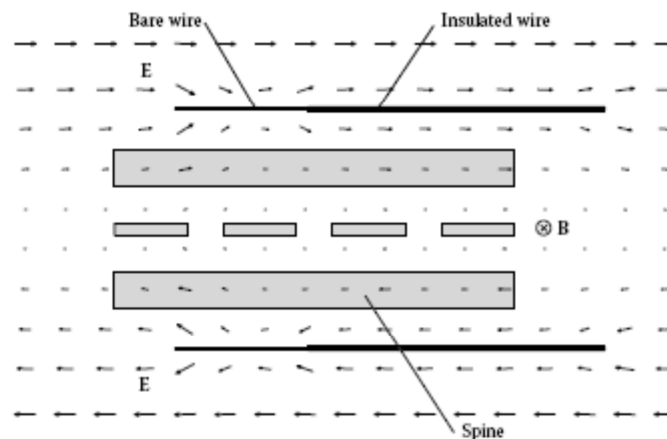


ΣΧΗΜΑ 5.18

Ρεύμα μέσα στο καλώδιο. Εκτός από το σφαιρικό βρόχο ρεύματος που υποδεικνύεται στο [σχήμα 5.16](#), υπάρχει ένας τοπικός βρόχος του ρεύματος μέσα στο ίδιο το καλώδιο λόγω του

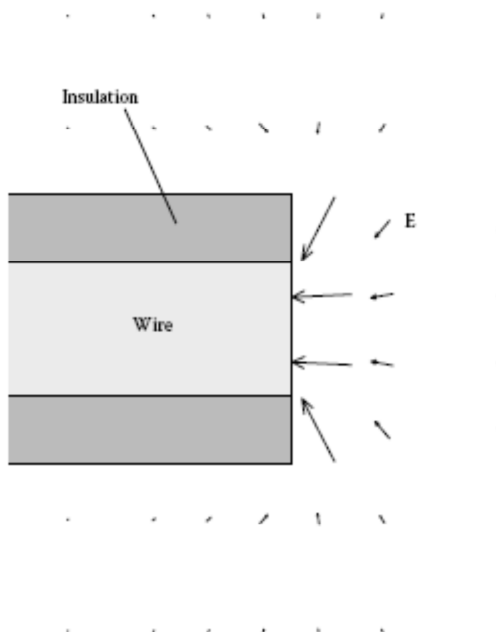
πεπερασμένου διαγώνιου τμήματος του καλωδίου, το οποίο παρεμποδίζει το κάθετο πεδίο  $\mathbf{B}$ . Η μορφή καλωδίων δεν σύρεται στην κλίμακα.

Εντούτοις, στο άλλο άκρο των καλωδίων, το πεδίο  $\mathbf{E}$  είναι ακόμα μεγαλύτερο. Στην πραγματικότητα, είναι η μεγαλύτερη τιμή που φαίνεται σε οποιοσδήποτε από τις περιπτώσεις που μελετήθηκαν, περίπου 197 φορές το μέγεθος στην ίδια θέση χωρίς τα τρέχοντα καλώδια. Αυτό οφείλεται εξ ολοκλήρου στη διαμόρφωση της μόνωσης σε αυτό το σπασμένο άκρο των καλωδίων. Όπως φαίνεται στο [σχήμα 5.20](#), υποτίθεται ότι η μόνωση



ΣΧΗΜΑ 5.19

Πρότυπο πεδίου  $\mathbf{E}$  όταν αποσυνδέονται τα δύο δευτερεύοντα καλώδια από το κατώτατο διαγώνιο καλώδιο και απομονώνονται. Οι λιγότερες ροές ρεύματος στα δευτερεύοντα καλώδια, και ο σφαιρικός βρόχος ρεύματος πρέπει τώρα να διατρέξουν τον ιστό και στις δύο άκρες των καλωδίων. Τα διανύσματα που εμφανίζονται παρεμβάλλονται από ένα λεπτότερο πλέγμα.



ΣΧΗΜΑ 5.20

Κοντινή προβολή των πεδίων  $E$  στο σχήμα 5.19 κοντά στο σπασμένο άκρο κάθε καλωδίου που καλύπτεται (εκτός από το πρόσωπο) με τη μόνωση. Δεδομένου ότι το ρεύμα στο καλώδιο πρέπει να διατρέξει όλο το μικρό πρόσωπο, η πυκνότητα ρεύματος είναι υψηλή εδώ και τα πεδία  $E$  είναι τα μεγαλύτερα για οποιοδήποτε περίπτωση μελέτης.

επεκτείνει όλο τον τρόπο στο άκρο των καλωδίων σε αυτό το άκρο, και μόνο το πρόσωπο του καλωδίου είναι μονομένο και εκθεμένο στον ιστό. Με άλλα λόγια, σε αυτό το άκρο η μόνωση είναι επίπεδη με τα καλώδια. Επομένως, το ρεύμα που προκαλείται αν και μικρότερο από το προηγούμενο που αναγκάζονταν να ρεύσει εξ ολοκλήρου έξω από το μικρό καλώδιο τελειώνει, συγκεντρώνοντας την πυκνότητα ρεύματος και τα πεδία  $E$  σε αυτά τα σημεία. Όπως υποδεικνύεται από τον αριθμό, εντούτοις, οι υψηλές τιμές του  $E$  εμφανίζονται πέρα από μια πολύ μικρή ένταση του ήχου. Ακόμη και για αυτήν την χειρότερη περίπτωση, καθορίστηκε ότι, για τις υποτιθέμενες παραμέτρους του προβλήματος, τα πεδία  $E$  δεν ήταν αρκετά μεγάλα να υποκινήσουν τα νεύρα.

## 5.8 Ηλεκτρομαγνητικοί κανονισμοί

Η δοσιμετρία χρησιμοποιείται για να καθορίσει το ποσό δύναμης, πεδίων, και παρούσας εμφάνισης στα διάφορα μέρη του σώματος από τις διαφορετικές εκθέσεις πεδίων. Καθοριστικός εάν αυτοί είναι ασφαλείς ή όχι απαιτούν μια κατανόηση των βιολογικών αποτελεσμάτων αυτών των πεδίων, όπως περιγράφονται στις παραγράφους 1.18 και 6.5. Αυτά τα αποτελέσματα έχουν χρησιμοποιηθεί για να καθορίσουν τις επιτρεπόμενες οδηγίες ή τους κανονισμούς για τις

εκθέσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Εκτός από τις επιτρεπόμενες δυνάμεις έκθεσης, οι μέθοδοι ή τις εκθέσεις επίσης γενικά προσδιορίζονται στις οδηγίες, καθώς επίσης και τις συχνότητες.

## **5.8 Κανονισμοί Ηλεκτρομαγνητισμού**

Η δοσιμετρία χρησιμοποιείται για να καθορίσει το ποσό δύναμης, πεδίων, και εμφάνισης ρεύματος σε διάφορα μέρη του σώματος από τις διαφορετικές εκθέσεις πεδίου. Καθοριστική εάν αυτοί είναι ασφαλείς ή όχι απαιτεί μια κατανόηση των βιολογικών αποτελεσμάτων αυτών των πεδίων, όπως περιγράφεται στα τμήματα 1.18 και 6.5. Αυτά τα αποτελέσματα έχουν χρησιμοποιηθεί για να καθορίσουν τις επιτρεπόμενες οδηγίες ή τους κανονισμούς για ηλεκτρομαγνητικές εκθέσεις πεδίου. Εκτός από τις επιτρεπόμενες δυνάμεις έκθεσης, μέθοδοι από τον υπολογισμό ή τη μέτρηση των εκθέσεων επίσης γενικά προσδιορίζονται στις οδηγίες, όπως οι επιτρεπόμενες συχνότητες.

### **5.8.1 Επιτρεπόμενες συχνότητες**

Διάφοροι κυβερνητικοί κανονισμοί επηρεάζουν το σχέδιο των ηλεκτρομαγνητικών συσκευών. Ο πρώτος είναι η επιτρεπόμενη συχνότητα. Οι εφαρμογές που χρησιμοποιούνται εξωτερικά στο σώμα ή για τις μικρές χρονικές περιόδους (επεξεργασία υπερθερμίας, έλεγχος πόνου, και καρδιακή αφαίρεση, παραδείγματος χάριν) χρησιμοποιούν βιομηχανικές επιστημονικές ιατρικές (ISM) ζώνες (433,915, και 2450 MHz) και στις Ηνωμένες Πολιτείες και στην Ευρώπη. Οι υψηλότερες συχνότητες έχουν το πλεονέκτημα του μικρότερου μεγέθους κεραίων ή εφαρμοστών, αλλά το μειονέκτημα των χαμηλότερων βαθών της διείσδυσης ισχύος μέσα στο σώμα. Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές που προορίζονται να μείνουν στο σώμα για μια μεγάλη περίοδο έχει δεσμευσει μια δική τους ζώνη στις Ηνωμένες Πολιτείες, την ιατρική ζώνη υπηρεσιών επικοινωνίας μοσχευμάτων (MICS) από 402 έως 405 MHz. Το μέγιστο εύρος ζώνης που μπορεί να χρησιμοποιηθεί από μια ενιαία συσκευή είναι 300 kHz σε αυτήν την ζώνη. Το μέγιστο όριο δύναμης είναι 25  $\mu$ W ισοδύναμης ακτινοβολούμενης ισχύος (ERP). MICS μοιράζεται την κατανομή συχνότητάς του με τη μετεωρολογική υπηρεσία ενισχύσεων (METAIDS), που χρησιμοποιείται πρώτιστα από τα καιρικά μπαλόνια, και αυτό επομένως προσδιορίζεται για την εσωτερική χρήση.

### **5.8.2 Όρια στην απορροφημένη δύναμη**

Ο δεύτερος τύπος κανονισμού στον βιοηλεκτρομαγνητισμό είναι το όριο στην επιτρεπόμενη απορροφημένη ισχύος στο σώμα. Τα όρια στην ολόσωμη απορροφημένη ισχύ (όπως καθορίζεται από το SAR) καθιερώθηκαν από το ίδρυμα ηλεκτρικών και μηχανικών ηλεκτρονικής (IEEE C95.1) και το 1991 το υιοθέτησε από το αμερικανικό εθνικό ίδρυμα

προτύπων (Ansi) το 1992. Καμία από αυτές τις ομάδες δεν έχει τη ρυθμιστική αρχή πέρα από τις εφαρμογές βιοηλεκτρομαγνητισμού εντούτοις, αυτά τα πρότυπα έχουν χρησιμεύσει συχνά ως η βάση για τους κανονισμούς (με μερικές τροποποιήσεις συγκεκριμένες για ορισμένες εφαρμογές και συχνότητες) από τη διοίκηση U.S. τροφίμων και φαρμάκων (FDA) και την ομοσπονδιακή Επιτροπή ανακοινώσεων (FCC) καθώς επίσης και τα ευρωπαϊκά και παγκόσμια αντίστοιχά τους. Τα πρότυπα IEEE-ANSI καλύπτουν τις συχνότητες από 3 kHz σε 300 GHz.

Η λογική για τα πρότυπα IEEE-ANSI C95.1 είναι βασισμένη στις θερμικές επιδράσεις από την απόθεση ισχύος στο σώμα και στη δυνατότητα του σώματος να διαλύσει αυτή τη θερμότητα. Ο ολόκληρος μέσος όρος του ολόσωμου στο SAR 0,4 W/kg για τις επαγγελματικές καταστάσεις και 0,08 W/kg για το ευρύ κοινό καθορίστηκε να είναι η μέγιστη συνιστώμενη απόθεση δύναμης στο σώμα. Αυτό προέρχεται από μια 4-W/kg τιμή που βρέθηκε να οδηγεί τη μειωμένη δραστηριότητα στα πειραματόζωα όπως οι αρουραίοι και οι πίθηκοι. Αυτό αντιστοιχεί επίσης σε ένα μεταβολικό ποσοστό ανθρώπινων σωμάτων 4 W/kg για τη μέτρια δραστηριότητα ως ελαφριά βελτίωση. Ένας συντελεστής ασφάλειας 10 χρησιμοποιήθηκε για να μειώσει αυτό το επίπεδο ισχύος στο 0,4 W/kg επίπεδο απόθεσης ισχύος που χρησιμοποιείται ακόμα σήμερα.

Τα πρώτα πρότυπα για την έκθεση ηλεκτρικών πεδίων (πριν από το 1982) βασίστηκαν σε ένα πολύ απλό σφαιρικό μοντέλο. Μια συναφής πυκνότητα ισχύος  $10 \text{ mW/cm}^2$  βρέθηκε για να παράγει ένα SAR 0,4 W/kg και επομένως επιλέχτηκε ως βάση για τα πρώτα πρότυπα έκθεσης βιοηλεκτρομαγνητισμού. Το 1982, τα σφαιροειδή μοντέλα που περιγράφηκαν στην παράγραφο 5.5 έδειξαν ότι το ανθρώπινο σώμα (ή μεγαλύτερα μέρη του σώματος) αντηχεί στις συχνότητες από περίπου 25 έως 225 MHz, ανάλογα με το μέγεθος του σώματος, τον προσανατολισμό του, και εάν γειώνεται ή όχι. Οπότε στο συντονισμό, το σώμα απορροφά μέχρι δέκα φορές τόσο πολλή ισχύ όπως όταν δεν είναι στον συντονισμό. Κατά συνέπεια, το μέγιστο έκθεσης χαμήλωσε σε  $1 \text{ mW/cm}^2$ . Κοντά σε εκείνο το φάσμα συχνότητας.

Σταδιακά οι πιο προηγμένοι δοσιμετρικοί υπολογισμοί χρησιμοποιήθηκαν στην ανάπτυξη των προτύπων IEEE-ANSI C95.1, τα οποία δίνονται από την άποψη των μέγιστων επιτρεπόμενων ορίων έκθεσης, ή MPE, που παρουσιάζεται στο [σχήμα 5.21](#). Πέρα από το φάσμα συχνότητας από 3 kHz σε 300 MHz, τα όρια δίνονται από την άποψη των μέγιστου ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου ισχύος, και πέρα από τη σειρά από 100 MHz σε 300 GHz από την άποψη της μέγιστης πυκνότητας ισχύος. Στην επικαλυπτόμενη περιοχή (από 100 MHz σε 300 MHz) στο [σχήμα 5.21](#), η αντιστοιχία μεταξύ των επιπέδων πυκνότητας ισχύος και της αντίστοιχης ισχύος ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου μπορεί να υπολογιστεί από τις σχέσεις που βρίσκονται στις προηγούμενες παραγράφους. Υποθέτοντας ότι η έκθεση ηλεκτρομαγνητικού πεδίου μπορεί να διαμορφωθεί ως επίπεδο κύμα, το διάνυσμα Poynting δίνει την πυκνότητα ισχύος που φέρεται από το κύμα (εξισώσεις 3.9 και 3.10) ως λειτουργία είτε της ισχύος ηλεκτρικού πεδίου

είτε μαγνητικού πεδίου. Για την έκθεση στο ελεύθερο διάστημα,  $\epsilon = \epsilon_0$ ,  $\sigma_{eff} = 0$ , και  $\mu = \mu_0$ . χρησιμοποιώντας την εξίσωση 3,1 για τον καθορισμό της σύνθετης αντίστασης κύματος  $Z$ , αυτό μπορεί να δείξει ότι  $Z = 377 \Omega$  στο ελεύθερο διάστημα, και τις εξισώσεις 3,9 και 3,10 απλοποιημένες ως

$$P = \frac{E_{rms}^2}{Z} = \frac{E_{rms}^2}{377} \quad (W/m^2) \quad (5.4)$$

και

$$P = ZH_{rms}^2 = 377 H_{rms}^2 \quad (W/m^2) \quad (5.5)$$

Χρησιμοποιώντας αυτές τις εξισώσεις, το  $1,0 \text{ mW/cm}^2$  όριο (ισοδύναμο με  $10 \text{ W/m}^2$ ) μεταξύ 100 και 300 MHz για την ελεγχόμενη έκθεση αντιστοιχεί έπειτα σε μια ισχύ ηλεκτρικού πεδίου  $61,4 \text{ V/m rms}$  και μια ισχύ μαγνητικού πεδίου  $0,163 \text{ A/m rms}$ , όπως φαίνεται στο σχήμα 5.21. Η παρόμοια αντιστοιχία μεταξύ των δυνάμεων πυκνότητας ισχύος και πεδίου ισχύει για τα ανεξέλεγκτα όρια έκθεσης. Επίσης, βασισμένο στα ανατομικά-βασισμένα μοντέλα, καθορίστηκε ότι το μαγνητικό πεδίο συνδέεται λιγότερο αποτελεσματικά με το σώμα από το ηλεκτρικό πεδίο, έτσι οι οδηγίες έκθεσης είναι λιγότερο αυστηρές για τα μαγνητικά πεδία στις συχνότητες κάτω από περίπου 3 MHz.

Τα πρότυπα IEEE-ANSI C95.1 αναγνωρίζουν δύο διαφορετικές κλάσεις των ανθρώπων. Τα ελεγχόμενα περιβάλλοντα είναι εκείνα όπου το πρόσωπο καταλαβαίνει τη δυνατότητα για την έκθεση, και αυτό περιορίζεται συνήθως στις επαγγελματικές εκθέσεις. Τα ανεξέλεγκτα περιβάλλοντα είναι για το ευρύ κοινό, όπου ένα πρόσωπο δεν έχει καμμία γνώση ή έλεγχο της έκθεσής του. Στην περιοχή συντονισμού, η ανεξέλεγκτη έκθεση μειώνεται από έναν συντελεστή 5 από την ελεγχόμενη έκθεση. Ο συντελεστής 5 προέρχεται από ένα προηγούμενο που τίθεται από το τμήμα δημόσιας υγείας της Μασαχουσέτης, το οποίο υιοθέτησε τη δύο επιπέδων πολιτική με έναν συντελεστή της μείωσης 5 (βασισμένης στα πρότυπα του 1982) για τις ανεξέλεγκτες εκθέσεις το 1983.

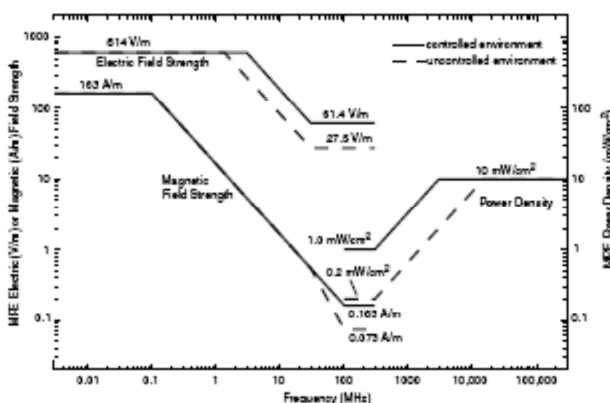
### 5.8.3 Εντοπισμένα όρια έκθεσης

Πριν από τη δεκαετία του '80, υπήρξαν πολύ λίγες, ενδεχομένως, εντοπισμένες εφαρμογές έκθεσης του βιοηλεκτρομαγνητισμού. Η δεκαετία του '80 έφερε τις ερωτήσεις για την ασφάλεια εφαρμοστών υπερθερμίας, των εντοπισμένων πηγών από τους στεγνωτήρες τρίχας, των ηλεκτρικών τρυπανιών, και άλλων φορητών συσκευών, και των φορητών ραδιο τηλεφώνων. Κατά συνέπεια, μια οδηγία απαιτήθηκε για την εντοπισμένη έκθεση εκτός από την ολόσωμη υπολογισμένη κατά μέσο όρο έκθεση. Η οδηγία IEEE-ANSI C95.1 ορίζει ότι το εντοπισμένο

SAR σε οποιοδήποτε 1 g του ιστού μπορεί να χαλαρώσει σε 8 W/kg (από το αρχικό 0,4 W/kg) για τις ελεγχόμενες εκθέσεις. Στα άκρα του σώματος (χέρια, καρποί, πόδια), αυτό ήταν χαλαρωμένο ακόμα περαιτέρω έτσι ώστε ένα 10-g SAR μπορεί να είναι 20 W/kg για τις ελεγχόμενες εκθέσεις. Για τις ανεξέλεγκτες εκθέσεις (το ευρύ κοινό), αυτή η εντοπισμένη οδηγία μειώθηκε από έναν συντελεστή 5, οδηγώντας στο γνωστό όριο έκθεσης 1-g SAR 1,6 W/kg. Αυτή η οδηγία εφαρμόζεται συχνότερα στην πιστοποίηση των κυβελοειδών τηλεφώνων από την U.S. FCC, η οποία υιοθέτησε αυτά τα πρότυπα. Άλλες χώρες έχουν ακολουθήσει τις μεταβολές της οδηγίας IEEE-ANSI.

### 5.8.4 Προκληθείσες οδηγίες ρευμάτων και κλωνισμού

Μια άλλη πτυχή του προτύπου IEEE-ANSI C95.1 είναι για ρεύμα επαγωγής και την ηλεκτροπληξία. Η περιοχή κόρου διαγράμματος στα αριστερά του σχήματος 5.21 τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία για να μειώσει τη δυνατότητα της απαλλαγής σπινθήρων για τις περισσότερες συνθήκες έκθεσης. Αυτό το όριο αποτρέπει τους περισσότερους, αλλά όχι όλους, τους όρους μεταβολής σπινθήρων. Η μεταβολή σπινθήρων εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, συμπεριλαμβανομένης της ξηρότητας και τη συνθήκη του δέρματος, το μέγεθος του προσώπου, εάν στηρίζεται ή όχι, και τη περιοχή του σώματος που κάνει την επαφή με το αντικείμενο. Η ηλεκτρομαγνητική μεταβολή σπινθήρων είναι παρόμοια με το στατικό σπινθήρα που εμφανίζεται όταν συλλέγονται τα φορτία σε ένα πρόσωπο (ίσως



ΣΧΗΜΑ 5.21

Μέγιστα επιτρεπόμενα όρια έκθεσης (MPE) για τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία και πυκνότητα ισχύος σύμφωνα με IEEE C95.1 (1991).

### ΠΙΝΑΚΑΣ 5.3

Μέγιστα προκληθέντα όρια ρεύματος από

## IEEE-ANSI C95.1

	f=0.003-0.1 MHz	f=0.1-100MHz
<i>Ελεγχόμενο περιβάλλον</i>		
Και τα δύο πόδια	2000 f	200
Κάθε πόδι	1000 f	100
Επαφή	1000 f	100
<i>Ανεξέλεγκτο περιβάλλον</i>		
Και τα δύο πόδια	900 f	90
Κάθε πόδι	450 f	45
Επαφή	450 f	45

Σημείωση: Οι τιμές δίνονται σε mA rms, με την f σε MHz. Ο υπολογισμένος κατά μέσο όρο χρόνος είναι 1 s. Τα όρια στο πόδι αναλαμβάνουν ένα ανεξάρτητο άτομο χωρίς τις επαφές.

Τα όρια επαφών είναι για να αγγίζουν ένα αντικείμενο μετάλλων.

φορώντας τις νάυλον κάλτσες) και μεταβάλλεται μέσω ενός σπινθήρα όταν αγγίζει εκείνο το πρόσωπο ένα γειωμένο αντικείμενο μετάλλων όπως ένας διακόπτης φωτός. Τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία φορτίζουν επάνω ένα αντικείμενο που είναι μονωμένο από το έδαφος, όπως ένα αυτοκίνητο ή ένας λεωφορείο. Το αντικείμενο ενεργεί όπως έναν πυκνωτή για να καταχωρήσει αυτό το φορτίο. Ένα ανυποψίαστο πρόσωπο που στηρίζεται ή σχεδόν έτσι αγγίζει το αντικείμενο και λαμβάνει μια μεταβολή σπινθήρων. Ένα αυτοκίνητο ή ένα λεωφορείο απαιτεί περίπου το ηλεκτρικό πεδίο 1,1 έως 3,3 kV/m προκειμένου να αναθέσει σε αυτό για να δημιουργήσει αρκετά μια επίπονη μεταβολή σπινθήρων σε ένα πρόσωπο που στέκεται σε ένα γειωμένο επίπεδο. Η οδηγία IEEE-ANSI C95.1 θα επέτρεπε αυτήν την μεταβολή σπινθήρων. Αλλά για ένα καλώδιο φραγής μετάλλων που είναι στις μονωμένες θέσεις, μόνο 500 V/m απαιτούνται, και αυτό δεν θα αποτρεπόταν κάτω από το πρότυπο C95.1.

Επιπλέον, στις υψηλές συχνότητες, οι σπινθήρες μπορούν να μεταβληθούν με τις πολύ χαμηλότερες τιμές πεδίου. Ένα παράδειγμα είναι σε έναν μεταφορέα αεροσκαφών όπου οι κεραιές επικοινωνιών RF τοποθετούνται στη μεταλλική γέφυρα κοντά στα μεγάλα μεταλλικά



επίπεδα. Μια τάση μπορεί να παραχθεί στο επίπεδο που είναι επαρκές για να παραγάγει τα εγκαύματα όταν αγγίζει κάποιος τα αεροσκάφη. Όταν η συχνότητα επικοινωνιών είναι αρκετά υψηλή όπου το μήκος κύματος είναι μικρό έναντι στο μέγεθος των αεροσκαφών, πολλά διαφορετικά θερμά σημεία μπορούν να υπάρξουν στα αεροσκάφη. Αυτά τα θερμά σημεία είναι κάπως απρόβλεπτα, όπως εξαρτώνται από τον προσανατολισμό των αεροσκαφών σχετικά με την κεραία. Το U.S. ναυτικό χρησιμοποιεί μια τάση παρά τα πρότυπα ηλεκτρικού πεδίου. Αυτό είναι ευκολότερο να μετρηθεί και έχει περισσότερο νόημα για τις μετρήσεις επαφών σημείου. Η μέγιστη τάση είναι 140 V rms. Λόγω της ιδιαίτερα μεταβλητής φύσης της δυνατότητας στην επιφάνεια του επιπέδου, αυτό μπορεί ακόμα να μην είναι επαρκές για να αποβάλει όλα τα εγκαύματα, αλλά είναι βεβαίως πιο αυστηρό από την οδηγία C95.1 από αυτή την άποψη.

Τα όρια επαγόμενου ρεύματος στο πρότυπο C95.1 είναι βασισμένα στο κατώφλι της αντίληψης όταν στέκεται ένα πρόσωπο σε ένα μεταλλικό γειωμένο επίπεδο, που πιάνει ένα ηλεκτρόδιο ράβδων στην παλάμη του χεριού του/της. Ο πίνακας 5.3 δίνει τα όρια επαγόμενου ρεύματος από IEEE-ANSI C95.1.

### 5.8.5 Γραμμή ισχύος και στατικά όρια πεδίου

Οι οδηγίες IEEE - ANSI C95.1 δεν καλύπτουν τα πεδία συχνότητας ισχύος 60-Hz (ΗΠΑ) ή 50-Hz (αλλού) ισχύς συχνότητας πεδίων. Οι συχνότητες ηλεκτροφόρων καλωδίων είναι τόσο χαμηλές που το μήκος κύματος είναι πολύ μεγάλο έναντι στο μέγεθος σωμάτων, και η θέρμανση (που είναι η βάση των οδηγιών C95.1) δεν εμφανίζεται με τον ίδιο τρόπο. Τα βιοαποτελέσματα στις συχνότητες γραμμής ισχύος παραμένουν πολυσυζητημένα, και η ευρεία διαφορά στις οδηγίες αντανακλά αυτήν την συζήτηση. Οι οδηγίες έχουν προταθεί από την ευρωπαϊκή αντιπροσωπεία για τα ηλεκτροτεχνικά πρότυπα (CENELEC), το εθνικό συμβούλιο προστασίας από τη ραδιενέργεια στο UK (NRPB), την αμερικανική διάσκεψη σχετικά με τους κυβερνητικούς βιομηχανικούς υγιεινολόγους στις Ηνωμένες Πολιτείες (acgih), και διεθνής Επιτροπή της μη ιονίζουσας προστασίας από τη ραδιενέργεια (ICNIRP). Επίσης, οι IEEE C95.6 (2002) οδηγίες καλύπτουν το φάσμα συχνότητας 0 έως 3 kHz. Μερικές επιμέρους κράτη και χώρες έχουν υιοθετήσει τα πρότυπα ισχύος-συχνότητας. Τα πρότυπα ισχύος-συχνότητας έχουν τη μεγάλη μεταβολή, με τα όρια μαγνητικού πεδίου που κυμαίνονται από 0,2  $\mu$ T ως 21 mT και τα όρια ηλεκτρικού πεδίου που κυμαίνονται από 10 V/m ως 30 kV/m.

Οι στατικές οδηγίες έκθεσης μεταβάλλονται επίσης ευρέως. Ίσως η εμφανέστερη σε αυτό το βιβλίο είναι η οδηγία έκθεσης MRI. Η διεθνής ηλεκτροτεχνική Επιτροπή (IEC 2002) επιτρέπει μέχρι 2T για τον κανονικό τρόπο λειτουργίας, 2T ως 4T για ελεγχόμενο τρόπο λειτουργίας πρώτου επιπέδου, και ακόμα 4T για ελεγχόμενο τρόπο λειτουργίας δεύτερου επιπέδου. Το NRPB επιτρέπει 2.5T για το κεφάλι και το κορμί (4T υπό τις ελεγχόμενες

συνθήκες) και 4T για τα άκρα. Η διεθνής αντιπροσωπεία προστασίας από τη ραδιενέργεια (IRPA) επιτρέπει 2T για το κεφάλι και το κορμί και 5T για τα άκρα. Οι νεότερες μηχανές μεταστροφής-κλίσης MRI παρουσιάζουν μερικές ανησυχίες όσον αφορά την απομακρυσμένη υποκίνηση νεύρων (πόνος), η οποία εξαρτάται από το μέγεθος του ατόμου και επίσης από την τοποθέτηση και τη φύση των λαμβανόντων πηνίων.

Πολλές από τις αιτήσεις βιοηλεκτρομαγνητισμού που περιγράφονται σε αυτό το βιβλίο δεν εμπίπτουν στις πρότυπες οδηγίες έκθεσης. Εντούτοις, οι περισσότερες οδηγίες κάνουν την εξαίρεση για τις θεραπευτικές συσκευές που χρησιμοποιούνται υπό την καθοδήγηση ενός παθολόγου, και τις πτώσεις φορτίων στον κατασκευαστή για να ελέγξουν ότι η συσκευή είναι ασφαλής για τη χρήση.

## 5.9 Συμπέρασμα και περίληψη

Η δοσιμετρία είναι μια κρίσιμη πτυχή του βιοηλεκτρομαγνητισμού. Τα κεφάλαια 2 έως 4 περιγράφουν διάφορα ποιοτικά αποτελέσματα που παρατηρούνται για αυτά τα πεδία και μερικές μεθόδους των ποσοτικών τιμών τους για τις πολύ απλές διαμορφώσεις. Οι πίο προηγμένες αναλυτικές μέθοδοι υπάρχουν για να επιτρέψουν το λεπτομερή υπολογισμό άλλων διαμορφώσεων. Αυτές οι αναλυτικές λύσεις είναι πολύ πολύτιμες για την παροχή της φυσικής διορατικότητας και επίσης για τη δοκιμή των λεπτομερών δοσιμετρικών υπολογισμών. Οι αριθμητικές μέθοδοι όπως η μέθοδο πεπερασμένης διαφοράς στο πεδίο του χρόνου (FDTD), η μέθοδος σύνθετης αντίστασης, και η μέθοδος πεπερασμένων-στοιχείων (FEM) συχνότερα χρησιμοποιούνται σήμερα για να καθορίσουν τα πεδία, τα ρεύματα, και τη δύναμη σε και γύρω από το σώμα από τις ρεαλιστικές ηλεκτρομαγνητικές πηγές. Η χρήση αυτών των μεθόδων απαρίθμησε τα μοντέλα του ανθρώπινου σώματος, που συχνότερα προέρχονται από τις ανιχνεύσεις MRI, και απαρίθμησε επίσης τα μοντέλα των ηλεκτρομαγνητικών πηγών. Τα πεδία υπολογίζονται έπειτα με τη μεγάλη ανάλυση μέσα στο σώμα ή το μέρος του σώματος που εξετάζεται. Οι δοσιμετρικές τιμές μπορούν έπειτα να χρησιμοποιηθούν για να σχεδιάσουν τις ηλεκτρομαγνητικές συσκευές και να αξιολογήσουν τα προκληθέντα πεδία τους για να δουν εάν εμπίπτουν στις επιτρεπόμενες οδηγίες έκθεσης. Ουσιαστικά όλες οι συσκευές βιοηλεκτρομαγνητισμού στη σειρά μέσης-συχνότητας απαιτούν αυτόν τον τύπο λεπτομερούς ανάλυσης. Στην πραγματικότητα, οι υπολογισμοί αντικαθιστούν συχνά τις εσωτερικές μετρήσεις πεδίου, επειδή είναι απλούστεροι, λιγότερο επαμβατικοί, και εξίσου ή μερικές φορές ακόμα ακριβέστεροι. Πεδία από χαμηλότερη –και υψηλότερη συχνότητα συσκευών μπορούν συχνά να μετρηθούν παρά να υπολογιστούν, τόσο οι αριθμητικές τεχνικές χρησιμοποιούνται λιγότερο συχνά σε αυτές τις σειρές.

Οι δοσιμετρικοί υπολογισμοί κρατούν επίσης ένα κλειδί στις μελλοντικές συσκευές του βιοηλεκτρομαγνητισμού επειδή επιτρέπουν την εκτενή λεπτομερή κατανόηση των αλληλεπιδράσεων πεδίου με τις πολύ σύνθετες δομές στο ανθρώπινο σώμα. Παραδείγματος χάριν, το νέο ιδιαίτερα εντοπισμένο κεφάλι, λαιμός, και τα πηνία στηθών που χρησιμοποιούνται για MRI που περιγράφεται στο [κεφάλαιο 6](#) σχεδιάζονται με τα λεπτομερή αριθμητικά προγράμματα διαμόρφωσης (συνήθως FDTD και FEM). Οι μικρογραφημένες NMR συσκευές φασματοσκοπίας αξιολογούνται επίσης λεπτομερώς χρησιμοποιώντας το FEM.

Η κατανόησή μας στη αλληλεπίδραση των κυψελοειδών τηλεφώνων, των ηλεκτροφόρων καλωδίων, και των αναρίθμητων καταναλωτικών ηλεκτρικών συσκευών με το ανθρώπινο σώμα έχει βελτιωθεί σημαντικά λόγω των δοσιμετρικών αξιολογήσεων. Η δοσιμετρία παρέχει ότι ένας μοναδικός εξετάζει το σώμα, συχνά στα αρχικά στάδια σχεδίου προτού να χτιστεί ακόμη μια συσκευή. Μια άλλη σημαντική χρήση της δοσιμετρίας είναι να παρασχεθεί μια καλύτερη κατανόηση των πειραματικών οργανώσεων και πώς οι οργανώσεις έκθεσης έχουν επιπτώσεις στους όρους έκθεσης, και ως εκ τούτου, ενδεχομένως, στις βιολογικές απαντήσεις.

## 6ο Κεφάλαιο

### **Ηλεκτρομαγνητισμός στην ιατρική: Σήμερα και αύριο**

#### **6.1 Εισαγωγή**

Τα προηγούμενα κεφάλαια έχουν περιγράψει τους βασικούς τρόπους που τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα (EM) αλληλεπιδρούν με το σώμα και μερικές από τις εφαρμογές που καταδεικνύουν εκείνες τις συγκεκριμένες αρχές. Αυτό το κεφάλαιο θα συζητήσει τη γενικές δυνατότητα και τις προκλήσεις του βιοηλεκτρομαγνητισμού στην ιατρική και θα παράσχει μια συνοπτική έρευνα για τις σημαντικότερες τεχνολογίες που είναι σε χρήση σήμερα και πώς χρησιμοποιούν τις βασικές αρχές από τα προηγούμενα κεφάλαια. Στο τέλος του κεφαλαίου θα συζητήσουμε τις νέες τεχνολογίες που ωθούν την πρώτη γραμμή του βιοηλεκτρομαγνητισμού.

Ο βιοηλεκτρομαγνητισμός για την ιατρική εκτείνεται στις εφαρμογές της απεικόνισης, επικοινωνία με τις εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές, που θερμαίνει για τη θεραπεία του καρκίνου, των καρδιακών ανωμαλιών, της υποθερμίας, της μέτρησης των πεδίων για την αξιολόγηση της ασφαλούς ραδιοσυχνότητας (RF), της αύξησης της θεραπείας, της μείωσης του πόνου, και της ηλεκτρικής

υποκίνησης για την καρδιακή και άλλη θεραπεία. Μερικές από αυτές τις εφαρμογές έχουν κερδίσει την παγκόσμια αποδοχή και χρησιμοποιούνται αυτήν την περίοδο με τα ανθρώπινα θέματα, και άλλες είναι ακόμα στο στάδιο έρευνας και ανάπτυξης.

## 6.2 Θεμελιώδεις δυνατότητες και προκλήσεις

Τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία έχουν την ισχυρή δυνατότητα για τις ιατρικές εφαρμογές επειδή μπορούν να διαβιβαστούν, να καθοδηγηθούν, και να στραφούν αναίμακτα ή ημι- αιμακτά. Μπορούν να διαβιβάσουν την ισχύ (για να χρησιμοποιηθούν για τη θέρμανση) ή τα στοιχεία (για να χρησιμοποιηθούν για την επικοινωνία). Μπορούν να προκαλέσουν ή να συλλέξουν τις βιολογικές απαντήσεις που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση, τη φασματοσκοπία, τη βιοανάδραση, το EMG, και EKG, παραδείγματος χάριν. Και στο παρόν και στο μέλλον οι εφαρμογές του βιοηλεκτρομαγνητισμού κεφαλαιοποιούν στη δυνατότητα των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων που διαβιβάζουν ή που λαμβάνουν χωρίς άμεσα να έρθουν σε επαφή με το σημείο ενδιαφέροντος. Αυτή η δυνατότητα το να επηρεάσει ή να επηρεαστεί από το απομακρυσμένο περιβάλλον τους είναι πιθανώς η μέγιστη δύναμη των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Αλλά είναι επίσης η μέγιστη πρόκλησή τους. Όχι μόνο το περιβάλλον του αντίκτυπου ενδιαφέροντος του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου, αλλά σχεδόν όλα τα άλλα που κάνουν κοντά επίσης! Η δυνατότητα να παραληφθούν τα σήματα από έναν ενιαίο νευρώνα, παραδείγματος χάριν, επιδιώκεται ιδιαίτερα, και μπορεί πράγματι να παραληφθεί. Αλλά το σήμα από τους όλους γείτονές του παραλαμβάνεται επίσης. Η δυνατότητα να καθοδηγηθεί η δύναμη στο σώμα είναι μεγάλη. Αλλά οι δομές μέσα στο σώμα που είναι στο διάδρομο αυτού του καθοδηγημένου σήματος αλλάζουν το πεδίο καθώς περνά κοντά ή μέσω σε αυτές, που αλλάζουν τη δύναμη στους τρόπους που δεν σκοπεύαμε. Η δυνατότητά μας να εκμεταλλευτούμε τη δύναμη του βιοηλεκτρομαγνητισμού είναι περιορισμένη από όσο καλά είμαστε σε θέση να ελέγξουμε τη διάδοση των κυμάτων σε και από το σώμα. Δεδομένου ότι θα δούμε στο τελικό τμήμα αυτό το κεφάλαιο, μεθόδους για να γίνει περισσότερο εντοπισμένο σε αυτόν τον έλεγχο όταν ανοίξουν τα νεώτερα σύνορα του ηλεκτρομαγνητισμού.

Οι εφαρμογές του βιοηλεκτρομαγνητισμού, φυσικά, επηρεάζονται έντονα από τα με απώλειες διηλεκτρικά υλικά που αποτελούν το ανθρώπινο σώμα. Στις χαμηλές συχνότητες, η αγωγιμότητα του ιστού εξουσιάζει τη συμπεριφορά του πεδίου, και στις υψηλές συχνότητες, οι διηλεκτρικές τιμές τείνουν να εξουσιάζουν. Ο μυς και άλλοι υψηλού υγρού-ικανοποιημένοι ιστοί είναι ιδιαίτερα αγωγιμοί και επομένως με πολλές απώλειες. Το λίπος και οι άλλοι χαμηλού-υγρού-ικανοποιημένοι ιστοί έχουν τη χαμηλότερη αγωγιμότητα και επομένως χαμηλότερη απώλεια. Αυτοί οι δύο ιστοί είναι κοντά στα άκρα στο σώμα. Οι βιολογικοί ιστοί απορροφούν την ισχύ (που είναι καλή εάν προσπαθείτε να θερμάνετε εκείνο το μέρος του σώματος, αλλά κακή εάν προσπαθείτε να διαβιβάσετε κατευθείαν σε ένα άλλο τμήμα του σώματος ή από το σώμα για λόγους τηλεμετρίας). Η απορρόφηση παράγει τη θερμότητα, που είναι η βάση σημαντικού μέρους των οδηγιών ασφάλειας RF, και πρέπει να ελαχιστοποιηθεί προκειμένου να μείνει μέσα σε αυτές. Οι ιστοί απεικονίζουν επίσης τη δύναμη, που είναι καλή εάν προσπαθείτε να

προστατεύσετε ένα τμήμα του σώματος, και κακή εάν προσπαθείτε να διαβιβάσετε την ενέργεια στο σώμα. Τα μόνιμα κύματα που παράγονται ως αποτέλεσμα αυτής της αντανάκλασης δημιουργούν επίσης τη δυνατότητα για την ειδάλτως απροσδόκητη υπερθέρμανση. Εάν ελέγχονται στον εργαστηριακό εξοπλισμό, αυτά τα ίδια μόνιμα κύματα παράγουν άριστα, στις πηγές για την έρευνα του βιοηλεκτρομαγνητισμού. Τα προβλήματα λόγω της αντανάκλασης είναι τα πιο επικρατέστερα στις διαπροσωπείες μεταξύ υψηλού - και χαμηλού-υγρού-περιεχομένου ιστοί ή μεταξύ του ιστού και του αέρα. Αναθεωρήστε κάθε ένα από αυτά τα αποτελέσματα λεπτομερέστερα, τώρα που έχετε δει πώς χρησιμοποιούνται σε όλα τα φάσματα χαμηλής/μέσης/υψηλής συχνότητας στα κεφάλαια 2 έως 4.

Το πρώτο χαρακτηριστικό είναι η απώλεια στο σώμα. Αυτό ελέγχει τη διείσδυση των πεδίων EM σε ένα αντικείμενο, που μειώνεται γενικά με την αυξανόμενη συχνότητα, όπως εμφανίζεται στο σχήμα 1.40. Αυτός ο αριθμός εμφανίζει βάθος δέρματος ως συνάρτηση της συχνότητας για ένα γεγονός επίπεδου κύματος σε ένα διηλεκτρικό ημιδιάστημα που έχει τις κατά προσέγγιση ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος. Στις υψηλότερες συχνότητες, τα πεδία EM δεν διαπερνούν σε οποιοδήποτε αξιόλογο βάθος. Για τις χαμηλής συχνότητας εφαρμογές, αυτό σημαίνει ότι τα πεδία μπορούν να διαπεράσουν καλά στο σώμα, αλλά με λίγο έλεγχο (διαδίδουν έξω ευρέως). Η συγκέντρωση αυτών των χαμηλής συχνότητας πεδίων απαιτεί μεταλλικούς εφαρμοστές (ηλεκτρόδια) που είναι μικροί και ιδιαίτερα εντοπισμένοι. Στις χαμηλές συχνότητες, η απώλεια των πράξεων του σώματος τις περισσότερες λειτουργεί σαν ένα ανθεκτικό δίκτυο και διαμορφώνεται συχνά υπό αυτήν τη μορφή. Η σειρά μέσης-συχνότητας είναι η καλύτερη σειρά που εξετάζει και για τη διείσδυση και για κάποια εστίαση. Κατά συνέπεια, έχει επιλεχτεί για τις εφαρμογές όπως η βιοϊατρική τηλεμετρία (επικοινωνία) και η υπερθερμία (που θερμαίνει για τη θεραπεία του καρκίνου). Στις πολύ υψηλές συχνότητες, τα πεδία απλά δεν διαπερνούν σε ή από το σώμα. Κατά συνέπεια, η προσπάθεια να παραχθούν τα υψηλής συχνότητας εσωτερικά πεδία EM στο εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος από εξωτερικούς εφαρμοστές για οποιοδήποτε χρήσιμο σκοπό είναι ανώφελη γιατί ένα εντοπισμένο πεδίο απαιτεί εντοπισμένους εφαρμοστές. Σε αυτήν την σειρά, οι οπτικές εφαρμογές αφθονούν για τον ιατρικό εξοπλισμό. Τα λέιζερ, οι φακοί (που συνδέονται συχνά με τα οπτικά καλώδια ινών), και η χρήση της υπέρυθρης μέτρησης είναι μερικά από τα κυριότερα σημεία αυτής της ζώνης συχνότητας.

Το δεύτερο χαρακτηριστικό σπουδαιότητας για τις εφαρμογές του βιοηλεκτρομαγνητισμού είναι η δυνατότητα να καθοδηγηθεί, να στραφεί, ή ειδάλτως να ελεγχθεί η ηλεκτρομαγνητική ενέργεια. Το μέλλον του βιοηλεκτρομαγνητισμού είναι στη δυνατότητα να ελεγχθούν πιο τοπικά ή να παραληφθούν τα πεδία μέσα στο σώμα. Οι παραδοσιακές μέθοδοι της ηλεκτρομαγνητικής ισχύος μπορούν γενικά να στρέψουν ή να συγκεντρώσουν τη δύναμη σε μια περιοχή του μεγέθους σε τάξει ενός μήκους κύματος. Στις χαμηλές συχνότητες, επομένως, όπου τα μήκη κύματος είναι μακρύτερα, η ενέργεια EM δεν μπορεί να στραφεί στενά, εκτός από εντοπισμένη, άμεση-επαφή, ή εφαρμοστών κοντινών-άμεσων-επαφών (ηλεκτρόδια και όμοια). Για ακραίο παράδειγμα, εξετάστε τα πεδία EM σε 60 Hz, για τα οποία το μήκος κύματος στο ελεύθερο διάστημα, σύμφωνα με την εξίσωση 1,15, είναι  $5 \times 10^6 m$ . Τα πεδία EM σε 60 Hz δεν μπορούν έτσι να στραφούν σε μια περιοχή ελεύθερου χώρου μικρότερη από περίπου  $5 \times 10^6 m$

στη διάμετρο. Στο ανθρώπινο σώμα, το μήκος κύματος μέσα στο σώμα σε 60 Hz είναι σχεδόν  $10^4$  φορές μικρότερο απ'ό,τι στο ελεύθερο διάστημα επειδή η σχετική διαπερατότητα του σώματος σε αυτήν την συχνότητα είναι κοντά στο  $10^8$ , όπως υποδεικνύεται από το [σχήμα A.1](#), και η διαπερατότητα επιβραδύνει το κύμα με έναν τρόπο παρόμοιο με αυτόν για τα σφαιρικά κύματα και τα επίπεδα κύματα (δείτε την εξίσωση 3.4). Σε ένα μέσο που έχει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του σώματος, επομένως, τα πεδία EM σε 60 Hz δεν μπορούν να στραφούν σε μια περιοχή μικρότερη από περίπου 500 m. Ακόμη και σε 1 MHz, τα πεδία EM σε ένα μέσο με τις ηλεκτρικές ιδιότητες του σώματος δεν μπορούν να στραφούν σε μια περιοχή μικρότερη από περίπου 9 m. Αυτό εξηγεί γιατί τα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται για να ελέγξουν την ισχύ στις χαμηλές συχνότητες: Τα ηλεκτρόδια μπορούν να τοποθετηθούν άμεσα όπου η δύναμη επιδιώκεται, συγκεντρώνοντας κατά συνέπεια τη δύναμη στη συγκεκριμένη θέση τους.

Η θεμελιώδης δυσκολία που συναντιέται στην προσπάθεια να παραχθούν τα πεδία EM μέσα στο ανθρώπινο σώμα από τις εξωτερικές πηγές για χρήσιμους ιατρικούς λόγους, κατόπιν, είναι αυτό: στις υψηλές συχνότητες, τα πεδία δεν θα διαπεράσουν αρκετά μακριά στο εσωτερικό του σώματος για να είναι χρήσιμα. Οι μέθοδοι βασισμένες στην εποικοδομητική ή καταστρεπτική παρέμβαση, παραδείγματος χάριν, που θα λειτουργούσε στις υψηλές συχνότητες στα σχετικά χωρίς απώλειες αντικείμενα, δεν θα λειτουργήσουν στο ανθρώπινο σώμα λόγω της υψηλής μείωσης. Αφ' ετέρου, στις χαμηλές συχνότητες, τα εσωτερικά πεδία διαπερνούν στο εσωτερικό του σώματος, αλλά δεν μπορούν να στραφούν ή να εντοπιστούν επειδή τα μήκη κύματος τόσο πολύ συγκρινόμενα με το μέγεθος του σώματος. Επιπλέον, αν και τα χαμηλής συχνότητας εσωτερικά πεδία θα επεκταθούν στο εσωτερικό του σώματος, είναι γενικά αδύνατα. Επιπλέον, η χωρική διανομή των εσωτερικών πεδίων που παράγονται από εξωτερικούς εφαρμοστές είναι δύσκολο να ελεγχτεί. Συνεπώς, η παραγωγή και ο έλεγχος επιθυμητών των πεδίων EM στο εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος είναι δύσκολα σε οποιαδήποτε συχνότητα. Οι ανταλλαγές μεταξύ της διείσδυσης και της εστίασης, οι χαμηλές και υψηλές συχνότητες, και οι γενικές προκλήσεις του ελέγχου της ισχύος μέσα στο σώμα θα γίνουν πολύ σαφείς όταν ερευνάμε υπερθερμεία για τη θεραπεία καρκίνου στην παράγραφο 6.3. Η κατώτατη γραμμή είναι ότι η ισχύς μπορεί να κατατεθεί στις μεγάλες περιοχές του σώματος, και μπορεί ακόμη και να στραφεί στις μικρότερες περιοχές. Αλλά εάν η ιδιαίτερα εντοπισμένη απόθεση ισχύος απαιτείται, άλλη μια φορά, πολύ εντοπισμένοι εφαρμοστές θα χρησιμοποιούνται. Με μηχανογραφίες, αυτή η έννοια εντοπισμένων εφαρμοστών ασκεί επίσης σημαντική επίδραση στην επόμενη γενιά των μαγνητικών συσκευών συντονισμού απεικόνισης (MRI) και ιατρικών συσκευών.

Σκεπτόμενοι πάλι για την ιδέα ότι η δυνατότητά μας να εκμεταλλευτούμε τη δύναμη του βιοηλεκτρομαγνητισμού ελέγχεται από τη δυνατότητά μας να διαβιβάσουμε ή να λάβουμε τα πεδία από μια ιδιαίτερα εντοπισμένη περιοχή, πρέπει να σκεφτούμε πέρα από ακριβώς τα φυσικά κύματα και τη δυνατότητά μας να τα στρέψουμε και να ελέγξουμε. Το MRI, περιέγραψε λεπτομερώς στην παράγραφο 6.4, χρησιμοποιώντας χαρακτηριστικά έναν πολύ ισχυρό ηλεκτρομαγνήτη για να παράγει ένα ισχυρό, ομοιόμορφο μαγνητικό πεδίο κατά μήκος (κεφάλι στο πόδι) του σώματος. Αυτό το μαγνητικό πεδίο αναγκάζει τα μαγνητικά διανύσματα περιστροφής των πυρήνων στα άτομα υδρογόνου στο σώμα για να

ευθυγραμμιστούν με το πεδίο, σαν τη βελόνα σε μια πυξίδα. Σε αυτό το συνεχές ρεύμα το μαγνητικό πεδίο είναι στο χώρο ενός μεταβαλλόμενου μαγνητικού πεδίου που παράγεται από διάφορα πηνία κλίσης. Μετά από ένα σύντομο παλμό RF σφυγμών οι περιστροφές, χαλαρώνει (μετάπτωση) πίσω στον αρχικό προσανατολισμό του, και με αυτό τον τρόπο προκαλεί ένα ηλεκτρομαγνητικό σήμα RF στα εξωτερικά λαμβάνοντα πηνία. Τα παραδοσιακά λαμβάνοντα πηνία είναι αρκετά μεγάλα να περιβάλλουν ολόκληρο το σώμα και να λάβουν τα ηλεκτρικά σήματα που παράγονται από όλα αυτά τα άτομα επιστρέφοντας στο φυσικό σημείο τους. Τα εξωτερικά πηνία δεν έχουν κανέναν τρόπο να στρέψουν τα σήματα σε μια μικρή περιοχή του σώματος, όμως οι περισσότερες ανιχνεύσεις MRI έχουν σήμερα την ανάλυση σε τάξει 1 mm. Σαφώς αυτό δεν προήλθε από την εστίαση των πεδίων. Αντ' αυτού, η ανάλυση σε MRI προέρχεται από τη χρησιμοποίηση του μαγνητικού πεδίου κλίσης σε ολόκληρο το σώμα για να ρυθμίσει τη συχνότητα του επιστρεφόμενου σήματος, και να δημιουργήσει έτσι έναν χωρικό κώδικα που λέει όπου κάθε μέρος του επιστρεφόμενου σήματος προήλθε από αυτό. Αυτός ο τύπος απεικόνισης παράγει τις αναλύσεις πολύ καλύτερα από τις μεθόδους που στηρίζονται στην εστίαση που ήταν σε θέση να επιτύχουν. Άλλες μέθοδοι απεικόνισης, συμπεριλαμβανομένων διάφορων πιθανών αναδυόμενων μεθόδων όπως οι κεραίες πολλαπλών εισόδων και πολλαπλών εξόδων(MIMO) και η ομοεστιακή απεικόνιση μικροκυμάτων, στηρίζονται επίσης στις διάφορες μεθόδους των σημάτων και στους τρόπους που συνδυάζονται πολλά σήματα, κάθε ένα που λαμβάνεται σε έναν ελαφρώς διαφορετικό χρόνο ή μια θέση. Με τη κάθε ρύθμιση μέχρι έναν κατάλληλο χρόνο ή χωρική καθυστέρηση, και ο συνδυασμός πολλών μαζί, μπορούν να δημιουργήσουν ένα πρότυπο που αντιπροσωπεύει τι θα είχε συμβεί εάν όλα εκείνα τα σήματα ήταν φυσικά στο σημείο ενδιαφέροντος. Αυτό δημιουργεί μια εικονική εικόνα που αναδημιουργεί την επιθυμητή εικόνα. Η χρησιμοποίηση της επεξεργασίας σήματος για να δημιουργήσει μια εικονική εστίαση δεν είναι μοναδική στο βιοηλεκτρομαγνητισμό. Το ραντάρ, οι επικοινωνίες (όπως το τηλέφωνο κυττάρων σας), και οι δορυφορικές απεικονίσεις, για να ονομάσουν μερικές, στηρίζονται σε κάποιο τύπο σήματος που συνδυάζει να παραγάγουν τις εικόνες ή τα σήματα που επιθυμούμε. Το μέλλον της απεικόνισης βιοηλεκτρομαγνητισμού και της αντίληψης διευθύνεται σαφώς στην κατεύθυνση που χρησιμοποιεί έναν συνδυασμό πραγματικού και εικονικού εντοπισμού για να επιτύχει τα καλύτερα αποτελέσματα.

Τώρα εξετάστε λεπτομερέστερα δύο παραδείγματα που καταδεικνύουν πολλές από τις αρχές σε αυτό το βιβλίο. Η υπερθερμία είναι μια μέθοδος του καρκίνου με κατά προτίμηση να θερμάνει τον όγκο. Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI) είναι μια μέθοδος απεικόνισης που στηρίζεται στα ισχυρά μαγνητικά πεδία για να παρατάξει τις περιστροφές στα άτομα υδρογόνου στο σώμα και τα πηνία για να λάβει τα πολύ αδύνατα ηλεκτρικά πεδία που προκαλούνται από την επιστροφή τους σε ένα κανονικό σημείο μετά από την διατάραξη. Και οι δύο εφαρμογές βιοηλεκτρομαγνητισμού εκθέτουν τις μεγάλες διαφορές στο πώς εφαρμόζονται, συχνά ως αποτέλεσμα των εννοιών που περιγράφονται στα προηγούμενα κεφάλαια.

## 6.3 Υπερθερμία για τη θεραπεία καρκίνου

Το θέμα υπερθερμία έχει εισαχθεί νωρίτερα σε αυτό το βιβλίο ως παράδειγμα της χρήσης της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας στους ιστούς θερμότητας στο σώμα. Σε αυτό το τμήμα, συζητάμε για την υπερθερμία πιά πλήρως και δίνουμε ιδιαίτερη προσοχή σε εκείνες τις πτυχές που επεξηγούν μερικές ηλεκτρομαγνητικές έννοιες που δίνονται στο πρώτο μέρος του βιβλίου. Δεν θα προσπαθήσουμε να καλύψουμε την υπερθερμία με μεγάλη λεπτομέρεια; υπάρχουν πολυάριθμα άρθρα στη λογοτεχνία που συζητούν και τις κλινικές και πτυχές εφαρμοσμένης μηχανικής υπερθερμίας. Εδώ χρησιμοποιούμε υπερθερμία ως παράδειγμα των πλεονεκτημάτων – και περιορισμών-χρησιμοποιώντας την ηλεκτρομαγνητική ενέργεια για τη θέρμανση των ιστών. Η εφαρμογή της θερμότητας για μια ευρεία μεταβολή των φυσικών καταστάσεων είναι μια πολύ παλαιά ιατρική θεραπεία, αλλά η χρήση των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων για να δημιουργήσει αυτήν την θερμότητα είναι σχετικά νέα. Οι περιοχές εκδήλωσης καρκίνου που εξετάζονται για αυτήν την θεραπεία είναι στήθος, αυχενικές, ορθοκολιτικές (στο συκώτι), ενδομήτρια, νεφρό, συκώτι, πνεύμονας, ωοθηκικός, πάγκρεας, προστάτης, σαρκώματα (μαλακοί καρκίνοι ιστού), και θυροειδής. Μερικές ευρωπαϊκές και ασιατικές κλινικές αρχίζουν να χρησιμοποιούν υπερθερμία στην πράξη, αλλά είναι ακόμα κατά ένα μεγάλο μέρος πειραματικά στις Ηνωμένες Πολιτείες.

Η χρήση της θερμότητας για να μειώσει ή να αποβάλει τους όγκους ήταν γνωστή για πάνω από εκατό έτη, αλλά στο παρελθόν μόνο λίγες δεκαετίες έχουν τα μέσα για την εύλογα ελεγχόμενη θέρμανση όντας διαθέσιμες. Οι όγκοι επιφάνειας (καρκίνοι δερμάτων, παραδείγματος χάριν) έχουν αντιμετωπιστεί με το κάψιμο ή το πάγωμα τους, και οι όγκοι κοντινής επιφάνειας έχουν αντιμετωπιστεί με τη "Εφαρμογή" της εξωτερικής θέρμανσης (συχνά καυτά λουτρά). Η χρήση του τεχνητά προκληθέντος πυρετού έχει εξεταστεί επίσης για τη θεραπεία πολλών ασθενειών, αν και με περιορισμένη ή καμία επιτυχία. Η υπερθερμία περιλαμβάνει γενικά την επίτευξη και τη διατήρηση για αρκετά λεπτά μιας θερμοκρασίας 42 ως 45°C στον όγκο. Συγχρόνως, οι περιβάλλουσες περιοχές του σώματος πρέπει να κρατηθούν αρκετά δροσερές όταν η ζημία σε αυτές είναι ελάχιστη. Εκτός από την εξόντωση του όγκου με την υπερθέρμανση, αυτή η μέθοδος έχει αποδειχθεί για να αυξήσει την αποτελεσματικότητα μερικών τύπων φαρμάκων και ακτινοβολιών χημειοθεραπείας. Στην πραγματικότητα, τα θερμαμένα φάρμακα χημειοθεραπείας μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να παρέχουν τη θερμότητα άμεσα στη θέση που τα φάρμακα επηρεάζουν. Μερικές φορές αυτό γίνεται κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης όπου τα θερμαμένα φάρμακα χημειοθεραπείας κυκλοφορούν σε όλη την περιτοναϊκή κοιλότητα. Αυτό καλείται συνεχές υπερθερμιακό περιτοναϊκό ράντισμα (CHPP). Σαφώς υπάρχουν πολλοί τρόποι της θερμότητας στο σώμα, που δεν περιλαμβάνουν το βιοηλεκτρομαγνητισμό.

Υπάρχουν τρεις βασικές προσεγγίσεις υπερθερμίας στις επεξεργασίες. Η *ολόσωμη* υπερθερμία αυξάνει τη θερμοκρασία του ολόκληρου σώματος σχεδόν σε 42°C (περίπου η υψηλότερη που μπορεί να ανεχτεί συστηματικά). Είναι συχνά ανήσυχο για τον ασθενή λόγω των κλίσεων θερμοκρασίας, και οι όγκοι μπορούν να μην φθάσουν στις αρκετά υψηλές θερμοκρασίες. Η *περιφερειακή* υπερθερμία προσπαθεί να θερμάνει τις συγκεκριμένα μεγάλες εντάσεις του ήχου, όπως ο θώρακας ή η λεκάνη, συμπεριλαμβανομένης της καρκινώδους περιοχής καθώς επίσης και του περιβάλλοντος υγιούς ιστού. Το



υπόλοιπο του σώματος κρατιέτα κοντά στην κανονική θερμοκρασία πιθανώς. Η εντοπισμένη υπερθερμεία θερμαίνει κυρίως τον ίδιο τον όγκο (και ίσως τα άμεσα σύνορα). Χρησιμοποιείται κυρίως για τους επιφανειακούς όγκους.

Η πρώτη περίοδος έντονης έρευνας για την υπερθερμεία εμφανίστηκε κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του '70 και της δεκαετίας του '80. Κατόπιν, στις Ηνωμένες Πολιτείες τουλάχιστον, υπήρξε μια μείωση στην ερευνητική δραστηριότητα, που προκλήθηκε εν μέρει από δυσκολία στη λήψη της αξιόπιστης και ομοιόμορφης θέρμανσης επί των βαθιών τόπων ιστού. Προς το τέλος της δεκαετίας του '90, υπήρξε μια αναβίωση στο ενδιαφέρον της υπερθερμείας, και αναπτύχθηκαν οι νέες προσεγγίσεις και εφαρμοστές. Μερικοί από αυτούς τους νέους υπέρηχους χρήσης συστημάτων αντί της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας για την παραγωγή της θερμότητας, θα καλύψουμε αργότερα σε αυτό το τμήμα, και η εντοπισμένη θα αποκτήσει σημαντική νέα προσοχή.

Οι μηχανισμοί της απόθεσης θερμότητας στους ιστούς από τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία περιγράφηκαν στις παραγράφους 1.6 και 1.16. Όταν τα ηλεκτρικά δίπολα των ιστών (και μόνιμα και προκληθέντα) ταλαντεύονται σε απόκριση στο πεδίο  $\mathbf{E}$  ενός εφαρμοσμένου κύματος, η θερμότητα παράγεται με μια διαδικασία ανάλογη με την τριβή. Ομοίως, όταν θέτονται τα ελεύθερα φορτία (ηλεκτρόνια και ιόντα) στον ιστό σε κίνηση από το πεδίο  $\mathbf{E}$ , οι συγκρούσεις με τα ακίνητα άτομα και τα μόρια στον ιστό παράγουν τη θερμότητα. Η ροπή του ιστού προς την παραγωγή της θερμότητας για ένα δεδομένο ημιτονοειδές μέγεθος πεδίων  $\mathbf{E}$  καθορίζεται από τις τιμές του φανταστικού μέρους της σχετικής διαπερατότητας και της αγωγιμότητάς  $\sigma_c$ , ή ισοδύναμα, από την αποτελεσματική αγωγιμότητά της  $\sigma_{eff}$ , όπως συζητείται στην παράγραφο 1.14.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι σε κάθε ένα από τους μηχανισμούς παραπάνω, είναι το εσωτερικό πεδίο  $\mathbf{E}$  (δηλ., το πεδίο μέσα στο σώμα) που είναι αρμόδιο για την παραγωγή θερμότητας. Το εξωτερικό πεδίο  $\mathbf{E}$  είναι σημαντικό μόνο μέχρι το σημείο που προκαλεί το εσωτερικό πεδίο. Επιπλέον, το εσωτερικό πεδίο  $\mathbf{H}$  δεν είναι άμεσα αρμόδιο για τη θέρμανση, δεδομένου ότι ο ιστός έχει μια διαπερατότητα  $\mu$  κοντά σε αυτό το ελεύθερο διάστημα χωρίς τις μαγνητικές απώλειες. Μόνο όταν το πεδίο  $\mathbf{H}$  παράγει ένα προκύπτον εσωτερικό πεδίο  $\mathbf{E}$  – διαμέσω μιας χρονικά μεταβαλλόμενης συνιστώσας πεδίου  $\mathbf{H}$ , παραδείγματος χάριν, όπως συζητείται στη παράγραφο 1.4 - θα υπάρξει οποιαδήποτε θέρμανση ιστού.

Η συχνότητα του πεδίου  $\mathbf{E}$  και οι ιδιότητες ιστού καθορίζουν το ποσοστό στο οποίο η ενέργεια δίνεται επάνω στον ιστό. Όσο υψηλότερη η συχνότητα, τόσο γρηγορότερα το κύμα θα χάσει την ενέργεια όπως διαδίδεται μέσω του ιστού, και τόσο πιο ρηχή η θέρμανση θα είναι. Αυτός είναι ένας βασικός παράγοντας στον καθορισμό της συχνότητας λειτουργίας για διάφορους εφαρμοστές, όπως φάνηκε σύντομα.

Δύο από τις σοβαρότερες προκλήσεις εφαρμοσμένης μηχανικής υπερθερμείας παρέχουν την ομοιόμορφη θέρμανση σε όλη την ένταση του ήχου στον όγκο για να εξασφαλίσουν ότι όλος ο καρκινώδης ιστός φθάνει στη θεραπευτική θερμοκρασία και αντιμετωπίζει αποτελεσματικά, και επαρκείς

θερμοκρασίες επίτευξης στους βαθιούς όγκους χωρίς την υπερθέρμανση της επιφάνειας σωμάτων ή δημιουργίας των υπερβολικών εντοπισμών ή των κλίσεων θερμοκρασίας σε άλλες περιοχές του σώματος. Τα διάφορα σχέδια ηλεκτρομαγνητικών εφαρμοστών έχουν πλησιάσει αυτές τις προκλήσεις από τις διαφορετικές κατευθύνσεις, και κάθε μια έχει τα μοναδικά πλεονεκτήματα, τα μειονεκτήματα, και τις περιοχές της βέλτιστης εφαρμογής, τα οποία κυβερνώνται γενικά από τους νόμους του ηλεκτρομαγνητισμού.

### 6.3.1 Τύποι Εφαρμοστών Υπερθερμίας

Ο πίνακας 6.1 δίνει μια λίστα των διάφορων κατηγοριών των εφαρμοστών που αναπτύσσονται για ηλεκτρομαγνητική υπερθερμία. Αυτός ο κατάλογος δεν είναι καθόλου πλήρης, και υπάρχουν άλλοι πιθανοί τρόποι εφαρμοστών, αλλά αυτός εστιάζει στους μηχανισμούς πίσω από κάθε τύπο. Οι δύο σημαντικές κατηγορίες είναι: (1) μη καταπατητικοί εφαρμοστές, οι οποίοι χρησιμοποιούν τις εξωτερικές συσκευές.

ΠΙΝΑΚΑΣ 6.1

Γενικοί τύποι εφαρμοστών υπερθερμίας

Μη καταπατητικές (εξωτερικές συσκευές)	Επεμβατικές (διάμεση ή κοιλότητα του σώματος)
Χωρητικά ηλεκτρόδια- χαμηλής συχνότητας	Ηλεκτρόδια
Επαγωγικά – χαμηλής συχνότητας	Κεραίες ακτινοβολίας
Ακτινοβολίας:	
Περιφερειακά- χαμηλής συχνότητας	
Επιφανειακά- υψηλής συχνότητας	

σώμα για να παραγάγει το εσωτερικό πεδίο  $E$ , και (2) *επεμβατικοί* εφαρμοστές τα οποία διαπερνούν το σώμα είτε μέσω του δέρματος είτε στα φυσικά στόμια σωμάτων. Οι μη καταπατητικοί εφαρμοστές αναφέρονται κατά σειρά από τους τύπους των εξωτερικών πεδίων που είναι κυρίως αρμόδια για το εσωτερικό πεδίο  $E$ .

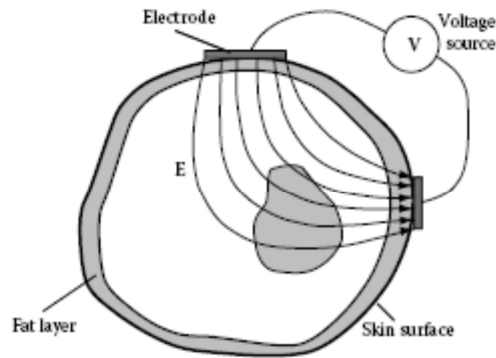
#### 6.3.1.1 Χωρητικοί Εφαρμοστές

Σε αυτόν τον τύπο του μη καταπατητικού εφαρμοστή, δύο που διευθύνουν τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε ή κοντά στην επιφάνεια του σώματος. Τα ηλεκτρόδια μπορούν να έχουν τις

διάφορες μορφές και τα μεγέθη. Ένα απλό παράδειγμα εμφανίζεται στο σχήμα 6.1. Μια πηγή τάσης συνδέεται στα ηλεκτρόδια, παράγοντας ένα πεδίο  $\mathbf{E}$  που τεντώνει σε όλη την ένταση του ήχου μεταξύ τους. Δεδομένου ότι αυτοί οι εφαρμοστές προορίζονται συχνά για να θερμάνουν τους βαθύτερους ιστούς, η συχνότητα της πηγής τάσης είναι σχετικά χαμηλή (υψηλά kilohertz στην χαμηλή megahertz σειρά). Επομένως, όπως εξηγείται στην παράγραφο 2.2, το  $\mathbf{E}$  και το  $\mathbf{H}$  αποσυνδέονται και ουσιαστικά κανένα πεδίο  $\mathbf{H}$  δεν παράγεται; αυτό είναι κυρίως εφαρμοστής πεδίου  $\mathbf{E}$ . Οι γραμμές πεδίου  $\mathbf{E}$  ολοκληρώνονται στα φορτία που περιλαμβάνονται στην επιφάνεια των ηλεκτροδίων.

Τα πλεονεκτήματα εφαρμοστή χωρητικού-τύπου είναι βασισμένα στην απλότητά του. Η τοποθέτηση και η μορφή των ηλεκτροδίων μπορούν να προσαρμοστούν στη θέση της περιοχής που πρόκειται να θερμαθεί. Είναι σχετικά εύκολο να απεικονιστούν οι διάδρομοι που οι γραμμές πεδίων παίρνουν. Επίσης, τα ηλεκτρόδια μπορούν να καμφθούν για να ταιριάξουν με το περίγραμμα του δέρματος.

Δυστυχώς, εντούτοις, τα πεδία που παράγονται στον ιστό δεν είναι βέλτιστα για κατά προτίμηση να θερμάνουν τους βαθιούς όγκους. Όπως μπορεί να φανεί στο σχήμα 6.1, ή σε οποιαδήποτε άλλη ρύθμιση που μπορεί να προβλεφθεί τα ηλεκτρόδια χωρητικού-τύπου, τα πεδία  $\mathbf{E}$  είναι συνήθως κάθετα στην επιφάνεια του σώματος, όπου υπάρχουν παχιά στρώματα. Εάν ο μυς ή ο μυς όπως ο ιστός είναι κάτω από το λίπος, τα πεδία είναι συνήθως κάθετα στη διαπροσωπεία παχιών-μυών. Όπως εξηγείται στην παράγραφο 2.4, οι συνθήκες ορίου για τα κανονικά τμήματα πεδίου  $\mathbf{E}$  συνδύαζαν με χαμηλότερη διαπερατότητα των παχιών μέσων ότι το πεδίο  $\mathbf{E}$  στο λίπος είναι πολύ υψηλότερο απ'ό,τι στο μυ. Ακόμα κι αν το λίπος είναι με λιγότερες απώλειες, το υψηλότερο πεδίο  $\mathbf{E}$  οδηγεί στην υψηλότερη ενεργειακή απόθεση, και συχνά την υπερθέρμανση του παχιού στρώματος. Μια κοινή τάση με χωρητικούς εφαρμοστές είναι να καούν οι περιοχές στην επιφάνεια του σώματος όταν προσπαθεί να θερμαθεί ο βαθύτερος ιστός.



ΣΧΗΜΑ 6.1

Απλό παράδειγμα χωρητικού εφαρμοστή στον οποίο δύο ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην επιφάνεια του δέρματος. Οι γραμμές πεδίου  $\mathbf{E}$  που εμφανίζονται δεν είναι ακριβείς, αλλά είναι αντιπροσωπευτικές εκείνων που αναμένονται από τον εφαρμοστή χωρητικού-τύπου. Είναι συνήθως κάθετες στην επιφάνεια του δέρματος.

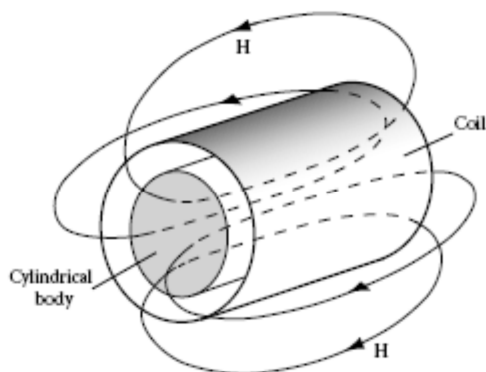
Αυτό το πρόβλημα συντίθεται από την κλίση των πεδίων  $\mathbf{E}$  που συγκεντρώνονται στις άκρες των μεταλλικών ηλεκτροδίων; αυτή η επίδραση εμφανίστηκε στο [σχήμα 2.8](#). Πάλι, το δέρμα κοντά στις γωνίες του εφαρμοστή είναι τρωτό στα εγκαύματα. Για να περιοριστεί αυτό το πρόβλημα διαδίδονται έξω τα πεδία, βόλοι νερού (μη μεταλλικά δοχεία του νερού) τοποθετούνται μερικές φορές μεταξύ των ηλεκτροδίων και του δέρματος. Το νερό στο βόλο μπορεί ακόμη και να καταψυχθεί και να διανεμηθεί εκ νέου για να παρέχει κάποια αγωγή ψύξη του δέρματος.

### 6.3.1.2 Επαγωγικοί Εφαρμοστές

Σε αυτόν τον τύπο εφαρμοστή, ένα εξωτερικό πηνίο (ή μερικά άλλα μέσω των υψηλών ρευμάτων κοντά στο σώμα) χρησιμοποιείται για να παραγάγει ένα πεδίο  $\mathbf{H}$  μέσα στο σώμα. Όπως αναφέρεται παραπάνω, το ίδιο το μαγνητικό πεδίο δεν θα κάνει καμία θέρμανση, αλλά εάν το πεδίο  $\mathbf{H}$  μεταβληθεί με το χρόνο, θα προκαλέσει ένα εσωτερικό πεδίο  $\mathbf{E}$  για τη θέρμανση. Δεδομένου ότι τα εξωτερικά πεδία  $\mathbf{E}$  συνήθως δεν επιδιώκονται με αυτούς τους εφαρμοστές (για τους λόγους που δηλώνονται παραπάνω και επίσης για να καταστήσουν τη σύζευξη στο σώμα λιγότερο ευαίσθητη στον προσδιορισμό θέσης), χρησιμοποιούνται συνήθως χαμηλά για να συγκρατήσουν τις συχνότητες. Αυτό κρατά το εξωτερικό πεδίο  $\mathbf{H}$  από την παραγωγή ενός σημαντικού εξωτερικού πεδίου  $\mathbf{E}$ , όπως συζητείται στην παράγραφο 2.2. Επιπλέον, αυτοί οι εφαρμοστές γενικά προορίζονται για βαθιά θέρμανση, προτείνοντας πάλι μια χαμηλότερη συχνότητα. Εντούτοις, δεδομένου ότι η παραγωγή του εσωτερικού πεδίου  $\mathbf{E}$  είναι ανάλογη προς

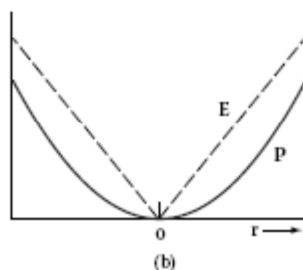
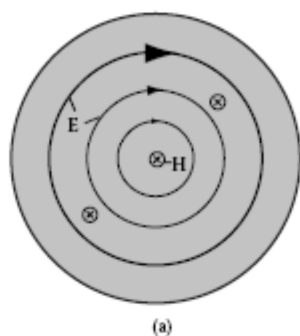
το χρονικό ποσοστό αλλαγής του πεδίου  $\mathbf{H}$  (δείτε την εξίσωση 1.3), η συχνότητα πρέπει να είναι αρκετά υψηλή για να παραγάγει ένα ικανοποιητικό εσωτερικό πεδίο  $\mathbf{E}$ . Οι συχνότητες λειτουργίας είναι γενικά στη χαμηλή megahertz σειρά, τέτοιες ως 13 ή 27 MHz.

Το σχήμα 6.2 εμφανίζει απλή περίπτωση ενός πηνίου που περιβάλλει ένα κυλινδρικό σώμα. Οι γραμμές πεδίου  $\mathbf{H}$  που οργανώνονται κατά μήκος μέσω του σώματος, κατόπιν περικυκλώνουν το πηνίο έξω από το σώμα δεδομένου ότι οι γραμμές πεδίου  $\mathbf{H}$  πρέπει να κλείσουν επάνω σε αυτές. Ανάλογα με την ακριβή γεωμετρία των τυλιγμάτων των πηνίων



ΣΧΗΜΑ 6.2

Απλό παράδειγμα επαγωγικού εφαρμοστή για υπερθερμεία. Σε αυτό το παράδειγμα, το πηνίο επεκτείνεται γύρω από ολόκληρο το σώμα, αλλά με άλλες μορφές, το πηνίο μπορεί να διαμορφώσει αυχένα ή κοιλιά.



## ΣΧΗΜΑ 6.3

(α) Οι γραμμές πεδίου  $\mathbf{E}$  μέσα σε ένα ομοιογενές κυλινδρικό σώμα που τοποθετείται στο πηνίο της σημείωσης [σχήματος 6.2](#). Σημειώστε ότι το  $\mathbf{E}$  πεδίο γραμμής (και έτσι τα ρεύματα στροβίλου) κυκλοφορεί γύρω από κέντρο, όπου είναι μηδέν, και αυξάνει ακτινωτά προς την περιφέρεια. (β) Ένα διάγραμμα και του προτύπου  $P$  απόθεσης μεγέθους και ισχύος πεδίου  $\mathbf{E}$ . Αυτό εμφανίζει άνιση θέρμανση που αναμένεται από αυτόν τον τύπο εφαρμοστή.

και το μέγεθος του σώματος, η πυκνότητα των πεδίων  $\mathbf{H}$  μέσα σε οποιοδήποτε διαγώνιο τμήμα του σώματος μπορεί να είναι αρκετά ομοιόμορφο. Άλλες μορφές εφαρμοστών πηνίων μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν, όπως τα θερμά πηνία ή τα διαμορφωμένα πηνία αυχένα ή οι ειδικά διαμορφωμένοι αγωγοί που φέρνουν τα ρεύματα κοντά στην επιφάνεια του σώματος. Όλοι οι επαγωγικοί εφαρμοστές μοιράζονται τα κοινά πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα.

Ένα πλεονέκτημα αυτού του τύπου εφαρμοστή είναι η σχετική αναισθησία του στους όρους συζεύξεων. Δεδομένου ότι ο ιστός είναι μη μαγνητικός, η ακριβής θέση του σώματος όσον αφορά το πηνίο δεν έχει επιπτώσεις στο πρότυπο πεδίου  $\mathbf{H}$ . Δεδομένου ότι τα εξωτερικά πεδία  $\mathbf{E}$  είναι αδύνατα, η διαπερατότητα των ιστών έχει επίσης λίγη επίδραση στη σύζευξη. Επομένως, καθώς ο ασθενής κινείται, η σύζευξη της ενέργειας είναι σχετικά απρόσβλητη. Επιπλέον, ο συντονισμός του πηνίου στο συντονισμένο ηλεκτρικό κύκλωμα της πηγής δίνει ακριβώς τον προσδιορισμό της θέσης του σώματος.

Ένα μειονέκτημα κοινό σχεδόν σε όλους τους εφαρμοστές επαγωγικού-τύπου είναι ότι το πρότυπο του προκληθέντος εσωτερικού πεδίου  $\mathbf{E}$  δεν είναι βέλτιστο για τη βαθιά κεντρική θέρμανση. Αυτό εμφανίζεται στο [σχήμα 6.3](#) για το απλό μοντέλο σωμάτων του [σχήματος 6.2](#) που αποτελείται από έναν κύλινδρο των ομοιόμορφων ιδιοτήτων ιστού. Δεδομένου ότι οι γραμμές πεδίου  $\mathbf{E}$  παράγονται από το χρονικά-μεταβαλλόμενο πεδίο  $\mathbf{H}$ , περικυκλώνουν τις γραμμές πεδίου  $\mathbf{H}$ . Υπάρχει ένα κέντρο της περιστροφής για το πεδίο  $\mathbf{E}$  (σε αυτήν την περίπτωση είναι κοινό για το κέντρο του κυλίνδρου), και σε αυτό το σημείο το πεδίο είναι μηδέν. Το ρεύμα διεξαγωγής ιστού που προκαλείται από το πεδίο  $\mathbf{E}$  (αποκαλούμενο ρεύμα στροβίλου) είναι επίσης μηδέν εδώ. Το πεδίο και το ρεύμα αυξάνονται γραμμικά προς την περιφέρεια του κυλίνδρου. Επειδή η απόθεση ισχύος είναι ανάλογη προς το τετράγωνο του πεδίου  $\mathbf{E}$  (δείτε την εξίσωση 1.41), το πρότυπο θέρμανσης έχει μια παραβολική μορφή.

Η κατάσταση που διευκρινίστηκε στα [σχήματα 2.40](#) και [2.41](#) για μια πλάκα που εκτέθηκε σε ένα εγκάρσιο μαγνητικό πεδίο παρουσίασε την ίδια συμπεριφορά.

Το **σχήμα 6.3 (b)** σχεδιάζει και το πρότυπο πεδίου **E** και το πρότυπο απόθεσης ισχύος. Οι σαφώς, κεντρικά τοποθετημένοι όγκοι δεν θα θερμαίνονταν αποτελεσματικά. Η θέρμανση είναι μέγιστη στην περιφέρεια, που δείχνει ότι η θέρμανση επιφάνειας είναι ένα σημαντικό ενδιαφέρον με επαγωγικούς εφαρμοστές, δεδομένου ότι είναι με χωρητικούς εφαρμοστές.

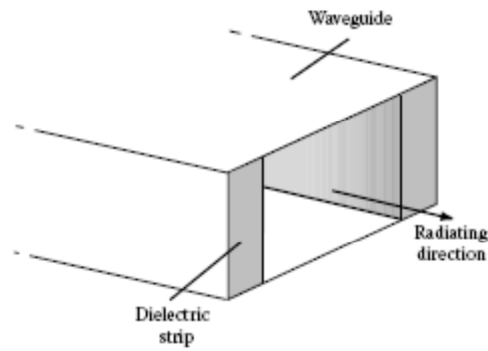
Εάν οι ιδιότητες ιστού δεν είναι ομοιόμορφες όπως σε αυτό το απλό παράδειγμα, τα ρεύματα στροβίλου δεν θα ακολουθήσουν ένα ακτινωτά γραμμικό σχεδιάγραμμα και θα είναι πίο ανώμαλα. Αυτό μπορεί μερικές φορές να χρησιμοποιηθεί ως πλεονέκτημα. Παραδείγματος χάριν, ένας όγκος υψηλής-αγωγιμότητας που περιβάλλεται από τον ιστό χαμηλής-αγωγιμότητας θα έχει ένα τοπικό πρότυπο ρεύμας Faucault που ρέει γύρω από το κατά προσέγγιση κέντρο του όγκου. Αυτό είναι παρόμοιο με τις διαμορφώσεις που παρουσιάζονται στα **σχήματα 2.42** έως **2.44** για ένα αντικείμενο υψηλής αγωγιμότητας που τοποθετείται σε μια πλάκα διαλλείματος. Τα τοπικά πρότυπα ρεύματα Faucault μπορούν να οδηγήσουν στην αυξανόμενη θέρμανση ενός βαθιού όγκου, αλλά το ποσό βελτίωσης εξαρτάται από τις αγωγιμότητες των σχετικών ιστών, οι οποίοι μπορούν να μεταβάλλονται αρκετά από περίπτωση σε περίπτωση.

Όταν άλλες μορφές πηνίων χρησιμοποιούνται, τα πρότυπα πεδίου **H** τους θα είναι διαφορετικά από την απλή περίπτωση στο **σχήμα 6.2**. Ο προσανατολισμός και η έκταση του πεδίου **H** μπορούν να χειριστούν από το μέγεθος και τη θέση του πηνίου. Εντούτοις, οι βασικοί περιορισμοί στο ρεύμα στροβίλου και των πρότυπων θέρμανσης, δίνονται επάνω από ακόμα τη λαβή. Το ρεύμα πρέπει ακόμα να περιβάλλει για κάποιο κέντρο όπου είναι μηδέν, και επομένως θα υπάρξει ένας μηδενικός στο πρότυπο θέρμανσης. Το ρεύμα θα είναι μεγαλύτερο προς την περιφέρεια, και η υπερθέρμανση επιφάνειας πρέπει να παρακολουθείται.

### **6.3.1.3 Εφαρμοστές ακτινοβολίας**

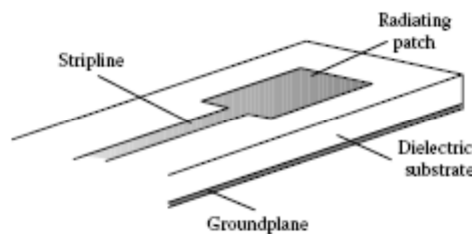
Αυτή η κλάση εφαρμοστών στηρίζεται επάνω στη σύζευξη του **E** και του **H** για να φέρει μαζί την ηλεκτρομαγνητική ενέργεια στον ιστό. Λειτουργούν είτε στις υψηλότερες συχνότητες, όταν απαιτείται η εντοπισμένη θέρμανση επιφάνειας, είτε στις χαμηλότερες συχνότητες, όταν επιδιώκεται η βαθύτερη διείσδυση. Οι εφαρμοστές και διαμορφώσεις τροφών επιλέγονται για να μεγιστοποιήσουν τη σύζευξη του προωθημένου κύματος στους ιστούς.

Μια έκδοση της ακτινοβολίας εφαρμοστή εμφανίζεται στο **σχήμα 6.4**. Αποτελείται βασικά από έναν απέραντο κυματοδηγό που συνδέεται με το δέρμα με μια πλάκα τέταρτου-μήκους κύματος. (Δείτε την **παράγραφο 3.3.2** για μια συζήτηση για το πώς οι αντανάκλασεις επηρεάζονται από τη διαπερατότητα



ΣΧΗΜΑ 6.4

Ο εφαρμοστής υπερθερμείας ακτινοβολίας που αποτελείται από έναν απέραντο κυματοδηγό. Ο κυματοδηγός φορτώνεται με δύο διηλεκτρικές λωρίδες για να αναγκάσει από κάθε πλευρά το πρότυπο τρόπου πεδίου  $E$  να είναι πιο ομοιόμορφο στην εγκάρσια κατεύθυνση.



ΣΧΗΜΑ 6.5

Ακτινοβολώντας μια διόρθωση του εφαρμοστή. Ο εφαρμοστής είναι ελαφρύς και μικρός, καθιστώντας ο καταλληλότερος. Προορίζεται για τη θέρμανση των επιφανειακών όγκων.

και πάχος μιας πλάκας. Η διαπερατότητας της πλάκας τέταρτου-μήκους κύματος επιλέγεται για να είναι ίση με το γεωμετρικό μέσο όρο διαπερατοτήτων των μέσων από κάθε πλευρά της πλάκας, η οποία ελαχιστοποιεί τις αντανακλάσεις.) Ο κυματοδηγός φορτώνεται και στις δύο πλευρές με τις διηλεκτρικές λωρίδες και αυτό παράγει μια δομή τρόπου που προσεγγίζει έναν τρόπο TEM (όπως περιγράφεται στην παράγραφο 3.5.1), δίνοντας κατά συνέπεια ένα πιο ομοιόμορφο πρότυπο στην εγκάρσια κατεύθυνση από έναν εκφορτωμένο κυματοδηγό. Το μέγεθος του κυματοδηγού υπαγορεύει τη σχετικά υψηλή συχνότητά λειτουργίας του, 2.450 MHz, έτσι είναι κατάλληλο για τη θέρμανση των επιφανειακών όγκων.

Για να κάνουν το μέγεθος του εφαρμοστή συμπαγέστερο, τα μικροταινιακά θερμαντικά σώματα έχουν αναπτυχθεί επίσης. Ένα ύφος, ενός θερμαντικού διορθωτικού σώματος στο άκρο μιας μικροταινιακής γραμμής μετάδοσης, εμφανίζεται στο σχήμα 6.5. Αυτοί οι εφαρμοστές είναι

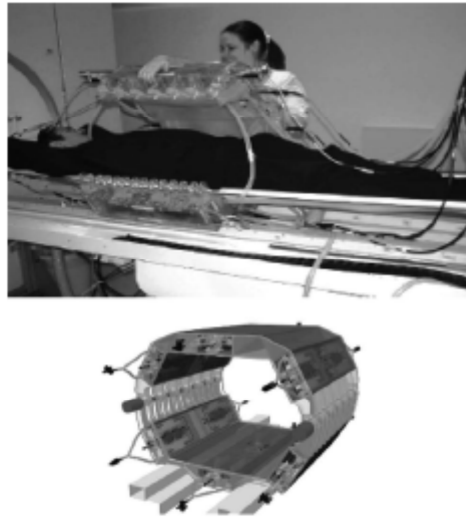


ελαφριού βάρους και μπορούν ακόμη και να γίνουν εύκαμπτοι, έτσι είναι καταλληλότερα να χρησιμοποιηθούν από τους μεγαλύτερους, βαρύτερους κυματοδηγούς. Τους λειτουργούν στις υψηλότερες συχνότητες (433 έως 2.450 MHz), έτσι σημαίνουν για την εντοπισμένη επιφανειακή θέρμανση.

Τα μεγαλύτερα, θερμαντικά σώματα χαμηλής-συχνότητας έχουν σχεδιαστεί επίσης για τη θέρμανση των μεγαλύτερων εντάσεων του ήχου του ιστού. Μερικοί περιβάλλουν το σώμα με μια σειρά από διάφορα ανοίγματα ακτινοβολίας. Η πρόθεση πρόκειται εδώ να διαπεράσει το σώμα στις βαθύτερες θέσεις για την περιφερειακή θέρμανση, έτσι χρησιμοποιούν τις συχνότητες που είναι χαμηλότερες από τις μικρότερες συσκευές (περίπου 100 MHz).

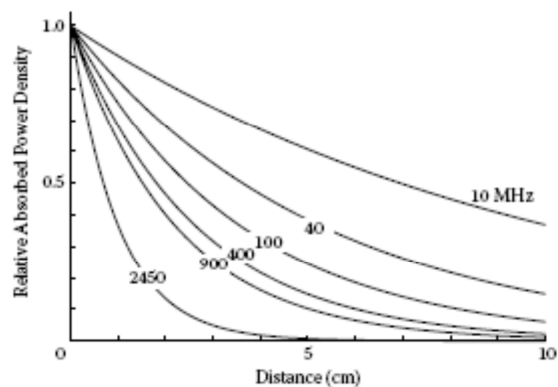
Η βαθιά υπερθερμεία σώματος μπορεί να ολοκληρωθεί με μια σειρά κεραιών έξω από το σώμα που στρέφουν την ενέργεια στη θέση όγκων μέσα στο σώμα. Εάν επιδιώκεται να θερμαθεί ολόκληρο το κορμί, αυτό θα μπορούσε να γίνει με διαδοχικά να εστιάζει στις υποπεριφέρειες του κορμιού. Μια δακτυλιοειδής συγχρονισμένη σειρά εμφανίζεται στο [σχήμα 6.6](#). Οι κεραιές (που είναι προσανατολισμένες κατά μήκος κατά μήκος του σώματος) αποτελούνται από τη διεύθυνση του πλαστικού και έτσι ώστε μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε μια μηχανή MRI. Ολόκληρη η συσκευή γεμίζει με το νερό και περιλαμβάνει τους ελέγχους για να μετρήσει τη θερμοκρασία μέσα στο σώμα ενώ η επεξεργασία υπερθερμείας εκτελείται.

Όλοι οι ηλεκτρομαγνητικοί εφαρμοστές της ακτινοβολίας αντιμετωπίζουν τις ίδιες μεταβολές μεταξύ του βάθους της διείσδυσης, του μεγέθους εφαρμοστή, και της δυνατότητας εντοπισμού. Τα θεμέλια για αυτές τις ανταλλαγές έχουν εισαχθεί ήδη στις προηγούμενες ενότητες. Το [σχήμα 6.7](#) εμφανίζει χαρακτηριστικά διείσδυσης για τα επίπεδα κύματα των διάφορων συχνοτήτων σε ένα διηλεκτρικό ημιδιάστημα οι του οποίου ιδιότητες είναι παρόμοιες με εκείνες του μυός. Τα κύματα υψηλής-συχνότητας μειώνονται σαφώς πιο γρήγορα από τον ιστό λόγω της υψηλής απώλειάς τους. Αν και τα κύματα που προέρχονται από πρακτικούς εφαρμοστές δεν είναι επίπεδα κύματα, και το σώμα δεν είναι βεβαίως ένα άπειρο ημιδιάστημα, αυτή η ίδια γενική συμπεριφορά αναμένεται να ισχύσει για τους εφαρμοστές ακτινοβολίας. Σημείωση από το [σχήμα 6.7](#) (και [σχήμα 1.40](#)) ότι προκειμένου να διαπεράσει στα λογικά βάθη (εκτός από 7 ή 8 cm.), η συχνότητα πρέπει να είναι περίπου 100 MHz ή χαμηλότερη. Αλλά σε 100 MHz, σχετικής διαπερατότητας  $\epsilon_r'$  του μυός είναι περίπου 100 και η αγωγιμότητα  $\sigma$  είναι περίπου 1 S/m (δείτε το [σχήμα A.1](#)). Το μήκος κύματος στο μυ, επομένως, είναι αρκετά μεγάλο, περίπου 30 cm.



ΣΧΗΜΑ 6.6

Ένας πρωτότυπος νέος εφαρμοστής κεραιών του Βερολίνου εφαρμοστής κεραιάς καλυμμένη με υγρό (WACOA). (Από Nadobny, J, et al, IEEE Trans.Biomed. Αγγλία, 52/53, 505 - 19, IEEE 2005, Β©. Με τη δικαιοδοσία.)



ΣΧΗΜΑ 6.7

Η διείσδυση των επιπέδων κύματος των διάφορων συχνοτήτων σε ένα διηλεκτρικό ημιδιάστημα με τις ιδιότητες του μυός. Υπάρχει σημαντική μείωση των υψηλότερων συχνοτήτων. Για να επιτύχουν τη βαθιά διείσδυση (πέρα από 7 ή 8 cm.), οι συχνότητες 100 MHz ή χαμηλές πρέπει να χρησιμοποιηθούν.

Τώρα, η παράγραφος 3.7 εξήγησε ότι ένα θερμαντικό σώμα δεν είναι πολύ αποτελεσματικό εκτός αν τουλάχιστον μια διάσταση της ακτινοβολώντας δομής είναι μισή ενός μήκους κύματος ή μεγαλύτερη. Το μήκος κύματος που αναφέρεται είναι το μήκος κύματος στο

μέσο στο οποίο το κύμα ακτινοβολείται, σε αυτήν την περίπτωση ιστού. Επομένως, για να είναι αποδοτικό, το θερμαντικό σώμα 100 MHz πρέπει να είναι  $30/2 = 15$  cm. στο μέγεθος ή μεγαλύτερο. Εάν η συχνότητα είναι χαμηλότερη, ο εφαρμοστής θα είναι ακόμα μεγαλύτερος. Αυτό σημαίνει ότι θα είναι μάλλον ογκώδης και βαριά, και το πιο σημαντικό, η ενέργεια που προέρχεται από τον εφαρμοστή θα διαδωθεί έξω λόγω τη διάθλασης. Η εντοπισμένη θέρμανση είναι δύσκολη στις χαμηλές συχνότητες που θα διαπεράσουν βαθιά.

Σε μία προσπάθεια να αποκτηθεί η βαθιά εντοπισμένη θέρμανση, ο εφαρμοστής μπορεί να γίνει μικρότερος και ίσως να στραφεί, κρατώντας την ίδια χαμηλή συχνότητα. Αλλά πάλι, οι νόμοι της ηλεκτρομαγνητικής διάδοσης λειτουργούν ενάντια σε αυτό. Όχι μόνο το μικρότερο θερμαντικό σώμα θα είναι λιγότερο αποδοτικό, αλλά η ακτίνα θα αποκλίσει γρηγορότερα. Αυτό καλύφθηκε στην παράγραφο 3.8, η οποία έδειξε ότι η διάθλαση ενός κύματος μακριά από ένα πεπερασμένο άνοιγμα είναι αντιστρόφως ανάλογη προς την αναλογία του μεγέθους ανοιγμάτων στο μήκος κύματος. Όταν το άνοιγμα είναι ένα μέρος ενός μήκους κύματος στο μήκος, η απόκλιση είναι πολύ μεγάλη, και κανένας βαθύς εντοπισμός δεν είναι δυνατός.

Ακόμα κι αν ένας φακός εστίασης χρησιμοποιείται, η εξίσωση 4,21 στην παράγραφο 4.4.2 διευκρινίζει ότι η εστίαση είναι ανώφελη εδώ. (Η εξίσωση 4,21 ισχύει πραγματικά μόνο για τις γκαουσιανές ακτίνες, αλλά μπορεί να χρησιμοποιηθεί εδώ ως προσέγγιση.) Για τους πρακτικούς λόγους η ακραία κυρτότητα που απαιτείται και η ανώμαλη κατάληξη - είναι πολύ δύσκολο για οποιοδήποτε φακό (μικρόκυμα ή οπτικό) να στρεφθεί ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα σε ένα σημείο πίο κοντά στο φακό από τη διάμετρο της αρχικής ακτίνας. Κατά συνέπεια, στην εξίσωση 4,21,  $f/D$  είναι σπάνια μικρότερο από την ενότητα, και το μέγεθος της ακτίνας, που δίνεται περίπου από  $d_0$ , είναι σε τάξει ενός μήκους κύματος ή μεγαλύτερο. Δεδομένου ότι το μήκος κύματος είναι ήδη μεγάλο για τα χαμηλής συχνότητας κύματα, η θερμαμένη περιοχή είναι μεγάλη, και πάλι, για κανένα βαθύ εντοπισμό δεν είναι δυνατόν.

Τα κύματα υπερήχου, που περιγράφονται στην παράγραφο 3.9, υπακούνε αυτούς τους ίδιους νόμους, αλλά με τις διαφορετικές σταθερές και με μια πολύ διαφορετική έκβαση. Η ταχύτητα του ήχου στον ιστό ( $1,5 \times 10^5$  cm/s) είναι πολύ μικρότερη από την ταχύτητα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (περίπου  $3 \times 10^9$  cm/s στο μέσο ιστό σε 100 MHz). Οι συχνότητες που είναι κατάλληλες για τη κατάθεση ισχύος σε βαθιά επίπεδα (10 cm. και βαθύτερα) είναι επίσης χαμηλότερες με τον υπέρηχο, μεταξύ 100 kHz και 1 MHz, λόγω των διαφορετικών συντελεστών απορρόφησης του υπέρηχου. Για μια ακτίνα υπερήχου σε 500 kHz, παραδείγματος χάριν, το μήκος κύματος στον ιστό είναι μόνο  $(1,5 \times 10^5)/(500 \times 10^3) = 0,3$  cm. Επομένως, μια ακτίνα υπερήχου μπορεί ταυτόχρονα να καταθέσει τη θερμότητα στις βαθιές θέσεις ιστού και να στραφεί σε ένα μικρό σημείο. Στην πραγματικότητα, η ακτίνα υπερήχου

είναι συνήθως πάρα πολύ μικρή για να δώσει την ομοιόμορφη κάλυψη της αντιμετωπισμένης περιοχής, έτσι είναι είτε εσκεμμένα είτε ανενεργά γύρω για να πάρει την επιθυμητή κάλυψη έντασης του ήχου.

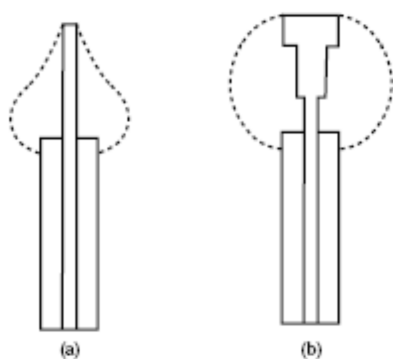
Το πλεονέκτημα του υπέρηχου να διαπεράσει βαθιά με τις ακτίνες μικρού-μήκους κύματος είναι μια ενέργεια υπέρηχου λόγου που εξετάζεται σοβαρά για υπερθερμεία της θεραπείας. Ένα μειονέκτημα, εντούτοις, είναι ότι ο υπέρηχος δεν θα διαπεράσει αποτελεσματικά το κόκκαλο ή τον αέρα, έτσι η επεξεργασία περιορίζεται στις περιοχές του σώματος όπου η πρόσβαση είναι μέσω του μαλακού ιστού. Επίσης, οι κλίσεις θερμοκρασίας ενδεχομένως τρέχουσες στις διαπροσωπείες κόκκαλων, ειδικότερα, είναι προβληματικές.

#### **6.3.1.4 Επεμβατικοί εφαρμοστές**

Προκειμένου να παρακαμφθεί η βαθιά δυσκολία, των εντοπισμένων πρότυπων θέρμανσης από εξωτερικούς ηλεκτρομαγνητικούς εφαρμοστές, οι επεμβατικοί έλεγχοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Αυτοί οι έλεγχοι τοποθετούνται στις φυσικές κοιλότητες του σώματος (εάν ο όγκος είναι κοντινός) ή άμεσα μέσω του δέρματος. Οι βελόνες που χρησιμοποιούνται για να εγχύσουν τα φάρμακα χημειοθεραπείας μπορούν να διπλασιαστούν ως τους επεμβατικούς εφαρμοστές για τον όγκο. Οι μετεγχειρητικοί αγωγοί μπορούν επίσης να ενεργήσουν ως αγωγοί για την επεμβατική θεραπεία.

Η διάμεση υπερθερμία απαιτεί χαρακτηριστικά μια ή περισσότερες μονοπωλικές κεραίες μέσα στον όγκο ή στην περιοχή γύρω από τον όγκο. Τα ομοαξονικά καλώδια με τον κεντρικό αγωγό που επεκτείνεται πέρα από την εξωτερική γειωμένη ασπίδα του καλωδίου κάνουν τις απλές διάμεσες κεραίες, όπως φαίνεται στο [σχήμα 6.8](#), και έχουν χρησιμοποιηθεί για την επεξεργασία των ιδιαίτερα εντοπισμένων όγκων, όπως του προστάτη. Ένα πρόβλημα με αυτές τις κεραίες είναι ότι έχουν ένα δάκρυ στο διαμορφωμένο πρότυπο ακτινοβολίας ([σχήμα 6.8 \(α\)](#)), που σημαίνει ότι υπάρχει ελάχιστη ή καμία θέρμανση κοντά στην άκρη της κεραίας. Η βελόνα σε [σχήμα εφαρμοστή](#) θα έπρεπε έπειτα να επεκταθεί μέσω και μετά από τον όγκο προκειμένου να τον θερμάνει. Για να καταστήσει το πρότυπο θέρμανσης πιο ομοιόμορφο, ο εσωτερικός αγωγός που προεξέχει από την ομοαξονική γραμμή μπορεί να γίνει παχύτερος στο τέλος, όπως φαίνεται στο [σχήμα 6.8 \(β\)](#). Οι διάμεσοι εφαρμοστές χρησιμοποιούνται επίσης στα στόμια του σώματος. Όταν πολλές διάμεσες κεραίες χρησιμοποιούνται, περιβάλλοντας συχνά τον όγκο, τα συστήματα τροφοών τους μπορούν να συγχρονιστούν (με τις διαφορετικές καθυστερήσεις μεταξύ τους) προκειμένου να χρησιμοποιηθεί η εποικοδομητική παρέμβαση που παράγεται για να οδηγήσει τη μέγιστη θέση θέρμανσης. Αυτό ακόμα δεν γίνεται συνήθως στην πράξη, λόγω της

δυσκολίας (ταλαιπωρία, μόλυνση, και φόβος της δυνατότητας του σώματος να περιέχει φυσικά τον όγκο) της τοποθέτησης πολλαπλάσιων εφαρμοστών βελόνων γύρω από τον όγκο. Οι ρυθμισμένες κεραίες περιοχής απαιτούν συνήθως τις υψηλότερες συχνότητες (παραδείγματος χάριν, 915 ή 2.450 MHz). Εναλλακτικά, οι χαμηλότερες συχνότητες μπορούν να χρησιμοποιηθούν με εφαρμοστές βελόνων. Αυτά γίνονται έπειτα απλά ηλεκτρόδια και παρέχουν τη θέρμανση με την παροχή του ρεύματος διεξαγωγής. Μια ομοαξονική γραμμή μπορεί επίσης να κοπεί (με τον κεντρικό αγωγό που δεν επεκτείνεται μετά από την γειωμένη ασπίδα) και να πατηθεί ενάντια στον όγκο. Οι γραμμές πεδίου είναι σχεδόν οι ίδιες με εκείνες που περιγράφονται για τη μέτρηση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων του ιστού στην παράγραφο 3.3.2 και το αποτέλεσμα στη θέρμανση στην άκρη του ομοαξονικού.



ΣΧΗΜΑ 6.8

Εφαρμοστές διάμεσων μονοπωλικών κεραιών που γίνονται από τα ομοαξονικά καλώδια όπου (α) ο εσωτερικός αγωγός είναι ένα ομοιόμορφο πάχος και (β) ο εσωτερικός αγωγός αυξάνεται στο πάχος. Το πρότυπο ακτινοβολίας (που μπορεί να θεωρηθεί ως θέρμανση του προτύπου) είναι μια μορφή δακρύων για (α) και είναι μια πιο ομοιόμορφη έλλειψη για (β). Καμία ισχύ δεν διαβιβάζεται από την άκρη της κεραίας, όπως περιγράφεται στην παράγραφο 3.7

Το πλεονέκτημα των επεμβατικών ελέγχων είναι ότι η θερμότητα μπορεί να εντοπιστεί με περισσότερη ακρίβεια και σε μια μικρότερη ένταση του ήχου σε βάθος απ'ό,τι με εξωτερικούς εφαρμοστές. Ένα μειονέκτημα, φυσικά, είναι ότι είναι πιο άβολο για τον ασθενή. Επίσης, ακόμη και να χρησιμοποιήσει τους πολλαπλάσιους ελέγχους δεν εξασφαλίζει ομοιόμορφη θέρμανση; ακόμα μπορεί να υπάρξει ιδιαίτερη ανομοιομορφία στο πρότυπο απόθεσης ισχύος, ανάλογα με την τοποθέτηση και τα μεμονωμένα πρότυπα από τους ελέγχους.

### 6.3.2 Τεχνικά προβλήματα που παραμένουν στην υπερθερμεία

Πρέπει να είναι σαφές από την προηγούμενη συζήτηση ότι μια περιοχή που παραμένει προβληματική με ηλεκτρομαγνητική υπερθερμεία έχει τη δυνατότητα να θερμανθεί βαθιά με έναν καλά-ελεγχόμενο και εντοπισμένο τρόπο. Πάρα πολύ συχνά υπάρχει υπερθέρμανση της

επιφάνειας που συνοδεύει τη θέρμανση βαθιά, ανεξάρτητα από τον τύπο του εφαρμοστή που χρησιμοποιείται. Βασισμένο στις έννοιες του ηλεκτρομαγνητισμού, φαίνεται απίθανο ότι αυτό το πρόβλημα θα λυθεί εύκολα. Όταν η εντοπισμένη επιφανειακή θέρμανση επιδιώκεται, αφ' ετέρου, αρκετές από τις προσεγγίσεις, ειδικότερα οι μικροί εφαρμοστές ακτινοβολίας, είναι επιτυχείς και θα συνεχίσουν πιθανώς να επεκτείνονται στη δυνατότητα χρησιμοποίησης.

Αλλα ζητήματα εφαρμοσμένης μηχανικής παραμένουν. Αυτά περιλαμβάνουν την ανάγκη για τις μετρήσεις θερμοκρασίας πολλαπλάσιου-σημείου για τον ακριβή και λεπτομερή έλεγχο. Ο προγραμματισμός επεξεργασίας θα απαιτήσει τον ακριβή χαρακτηρισμό του προτύπου απόθεσης του εφαρμοστή και των παραμέτρων ιστού, καθώς επίσης και μια αριθμητική τεχνική για να προβλεφθεί το επακόλουθο πρότυπο θέρμανσης. Το ράντισμα ιστού τροποποιεί σημαντικά τη διανομή θερμοκρασίας για οποιοδήποτε δεδομένο πρότυπο απόθεσης ισχύος, συχνά με έναν μεταβλητό-χρόνο και απρόβλεπτο τρόπο. Ακόμα, η υπόσχεση ακόμη και μιας μερικώς επιτυχούς θεραπείας για τον καρκίνο κεντρίζει τη συνεχή μελέτη της υπερθερμείας.

## 6.4 Μαγνητικά αποτελέσματα

### 6.4.1 Απεικόνιση μαγνητικής συντονισμού (MRI)

Η υπερθερμία είναι ένα παράδειγμα όπου μπορούμε να δούμε ότι η συγκέντρωση των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στα συγκεκριμένα σημεία μέσα στο σώμα που χρησιμοποιεί τις πηγές που είναι έξω από το σώμα είναι πολύ δύσκολη και συχνά σχεδόν αδύνατη.

Εντούτοις, οι σαρωτές MRI μπορούν να δημιουργήσουν τις εικόνες ανάλυσης μάζας χιλιοστομέτρου μέσα στο σώμα χρησιμοποιώντας τα μαγνητικά πεδία που παράγονται από μια εξωτερική πηγή. Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI) είναι ένας ανώδυνος, μη καταπατητικός τρόπος των μαλακών ιστών απεικόνισης μέσα στο σώμα. Το MRI χρησιμοποιεί ένα πολύ ισχυρό DC μαγνητικό πεδίο (0.3T, 0.5T, 1.0T, 1.5T, 3T, 4T, 7T ή ακόμα και μεγαλύτερο σε μερικές εφαρμογές) για να κάνει τα μαγνητικά δίπολα των πυρήνων στα άτομα υδρογόνου στο σώμα να παραταχθούν έτσι ώστε οι κατευθύνσεις περιστροφής τους να είναι ευθυγραμμισμένες παράλληλα σε αυτό το διαμήκες βασικό μαγνητικό πεδίο. Αυτό είναι παρόμοιο με αυτό που μια βελόνα πυξίδων θα έκανε σε ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο. Τα χωριστά πηνία (αποκαλούμενα μεταστρεφόμενα πηνία κλίσης) επιβάλλουν έναν πίο αδύνατο, αλλά στο χώρο μεταβαλλόμενο, μαγνητικό πεδίο στο βασικό πεδίο, με συνέπεια ένα γενικό μαγνητικό πεδίο με την ακριβώς ελεγχόμενη χωρική μεταβολή της ισχύος στις πολλαπλάσιες κατευθύνσεις. Κατόπιν ένα RF διαβιβάζει το πηνίο επιβάλλει ένα σύντομο εγκάρσιο μαγνητικό πεδίο RF σε αυτά τα δίπολα για να τα αναγκάσει να γείρουν μακριά από τον αρχικό προσανατολισμό τους (το μέγιστο σήμα λαμβάνεται σε 90°, αλλά οι μικρότερες γωνίες χρησιμοποιούνται για τις γρηγορότερες εικόνες). Στο συμπέρασμα του σφυγμού RF, τα δίπολα χαλαρώνουν πίσω στην αρχική θέση ισορροπίας

τους στη διαμήκη κατεύθυνση σε ένα συγκεκριμένο ποσοστό ή μια συχνότητα, γνωστή ως συχνότητα Larmor, ανάλογη προς την ισχύ DC μαγνητικού πεδίου στην ιδιαίτερη θέση του ατόμου υδρογόνου. Η συχνότητα Larmor για τους πυρήνες υδρογόνου είναι 42,58 MHz ανά κάθε Tesla της δύναμης πεδίου; κατά συνέπεια για ένα ονομαστικό 3T μαγνητικό πεδίο, η συχνότητα Larmor είναι 127.74 MHz (αλλά θα μεταβάλλεται αναλογικά στην ακριβή δύναμη πεδίου όπως καθορίζεται από τα πηνία κλίσης). Ένα σύνολο πηνίων δεκτών είναι σε θέση να ανιχνεύσει το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο RF που δημιουργείται όταν επιστρέφουν αυτά τα μαγνητικά δίπολα στον κανονικό προσανατολισμό τους με τις συχνότητες (και τις φάσεις) μοναδικές στη θέση των ατόμων στο σώμα. Οι μαγνητικές ιδιότητες χαλάρωσης των διαφορετικών ιστών έχουν επιπτώσεις στη σχετική "διάρκεια" των τοπικών λαμβανόμενων σημάτων και με ένα προσεκτικά σχεδιασμένο πρότυπο των μεταστρεφόμενων κλίσεων, ένας τρισδιάστατος χάρτης των ιστών του σώματος μπορεί να παραχθεί.

Οι σύγχρονοι κλινικοί σαρωτές χρησιμοποιούν χαρακτηριστικά έναν υπεραγωγικό ηλεκτρομαγνήτη για να δημιουργήσουν το πολύ ισχυρό μαγνητικό πεδίο κατά μήκος του σημαντικότερου άξονα του σώματος (κεφάλι στο πόδι). Κατά τη διάρκεια μιας ανίχνευσης MRI, ο ασθενής τοποθετείται σε έναν μη μαγνητικό πίνακα που κινείται ή από άντεξε από το μαγνήτη. Επειδή το σώμα είναι ουσιαστικά μη μαγνητικό (η διαπερατότητα είναι ουσιαστικά αυτή του ελεύθερου διαστήματος δείτε την [παράγραφο 1.6](#)), δεν έχει επιπτώσεις στο σχέδιο των πηνίων κλίσης, το οποίο απλοποιεί πολύ το σχέδιο. Επιπλέον, για τα πηνία που παράγουν το παλόμενο εγκάρσιο μαγνητικό πεδίο RF του σαρωτή, το πεδίο  $\mathbf{E}$  στο σώμα είναι μόνο πολύ αδύναμα συνδεδεμένο με το πεδίο  $\mathbf{B}$  στις συχνότητες που συνδέονται κανονικά με τους μαγνήτες χαμηλότερης δύναμης. Επομένως τα πηνία του μαγνητικού πεδίου μπορούν να σχεδιαστούν βάσει της παραγωγής του επιθυμητού μαγνητικού πεδίου RF στο ελεύθερο διάστημα.

Τα χαρακτηριστικά σχέδια πηνίων δεκτών στρέφονται στο ένα από δύο ανταγωνιστικά κριτήρια. Μια προαιρετική δυνατότητα είναι να γίνει το πηνίο να έχει μια ομοιογενή ένταση του ήχου απεικόνισης. Αυτά τα πηνία είναι συνήθως μεγαλύτερα πηνία έντασης του ήχου που περιβάλλουν την ανατομία του ασθενή ενδιαφέροντος. Οι οδηγίες πηνίων παρέχουν τις συνεπείς εντάσεις εικόνας ιστού σε όλη την ένταση του ήχου ενδιαφέροντος. Ο δεύτερος τύπος σχεδίου πηνίων βελτιστοποιείται για την αυξανόμενη σήματος προς θόρυβο αναλογία (SNR). Αυτά τα πηνία κατασκευάζονται για την εντοπισμένη απεικόνιση μιας συγκεκριμένης περιοχής της ανατομίας, και περιλαμβάνουν συνήθως ένα ή περισσότερα πηνία επιφάνειας ενιαίου-βρόχου. Είναι σημαντικό να συνειδητοποιηθεί ότι η ομοιογένεια και το SNR δεν μπορούν και οι δύο να βελτιστοποιηθούν ταυτόχρονα για ένα δεδομένο πηνίο δεκτών.

Δεδομένου ότι η χωρική ανάλυση MRI καθορίζεται από ένα στο χώρο μεταβολής μαγνητικό πεδίο που κωδικοποιεί τη θέση ως μοναδική συχνότητα και φάση του λαμβανόμενου σήματος, οι δυσκολίες των εσωτερικών πεδίων EM που περιγράφονται στο προηγούμενο τμήμα δεν συναντιούνται στους σαρωτές MRI. Το πρόβλημα, αντ' αυτού, είναι να παραχθούν τα προσεκτικά ελεγχόμενα πεδία κλίσης  $\mathbf{B}$  που επιβάλλονται στο στατικό μαγνητικό πεδίο. Αν και τα πηνία έχουν σχεδιαστεί για να παράγουν ικανοποιητικά τα ομοιογενή εγκάρσια μαγνητικά πεδία RF στο φάσμα συχνότητας 40 έως 60 MHz των χαρακτηριστικών συστημάτων MRI, οι δυσκολίες έχουν συναντηθεί δεδομένου ότι η συχνότητα των

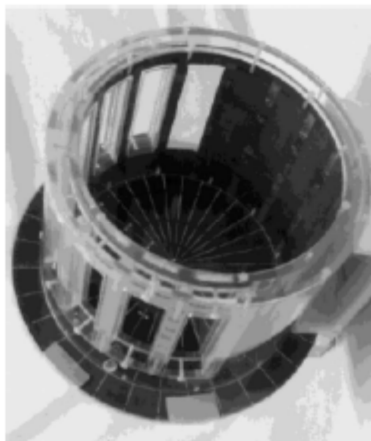
προηγμένων συστημάτων έχει αυξηθεί με τα ισχυρότερα DC πεδία για να επιτύχει την αυξανόμενη ανάλυση. Δεδομένου ότι η συχνότητα αυξάνεται (για τα μαγνητικά πεδία όπως παραπάνω 3T παραδείγματος χάριν), η σύζευξη του πεδίου  $\mathbf{B}$  στο πεδίο  $\mathbf{E}$  στις αυξήσεις σωμάτων, και επίσης το μήκος κύματος μέσα στο σώμα γίνονται μικρότερες. Η αιτία και των δύο αποτελεσμάτων αύξησε την αλληλεπίδραση μεταξύ του πεδίου  $\mathbf{B}$  και του σώματος, που το καθιστούν δύσκολο να επιτύχει την ομοιογενή διέγερση μαγνητικού πεδίου RF; αυτή η επίδραση αναφέρεται μερικές φορές ως μόνιμο φαινόμενο κύματος. Οι ειδικές τεχνικές απαιτούνται για να υπερνικήσουν αυτές τις δυσκολίες στις υψηλότερες συχνότητες.

Όπως οι εφαρμοστές υπερθερμείας, το RF που λαμβάνει τα πηνία μπορεί να σχεδιαστεί για ολόκληρο το σώμα, μιας περιοχής του σώματος όπως το κεφάλι ή ένα άκρο, ή μια εντοπισμένη περιοχή όπως ο λαιμός μόνο. Ο στόχος του λαμβάνοντος πηνίου είναι να παρθεί όσο το δυνατόν περισσότερο σήμα από την περιοχή ενδιαφέροντος ελαχιστοποιώντας το θόρυβο. Αυτή η σήματος προς θόρυβο αναλογία (SNR) καθορίζει την ποιότητα της τελικής εικόνας. Το ποσό σήματος που ένα πηνίο λαμβάνει είναι ανάλογο προς την ένταση του ήχου ενδιαφέροντος (το μέγεθος voxel) για την περιοχή ιστού και την ευαισθησία του πηνίου σε αυτό το voxel (ένα voxel είναι το μικρότερο τμήμα μνήμης έντασης του εκτυπωμένου ήχου από το σαρωτή MRI). Όσο πιο κοντά το πηνίο είναι στο voxel ενδιαφέροντος τόσο ισχυρότερο το σήμα που προκαλείται στο πηνίο σύμφωνα με το νόμο του Faraday. Εάν ενδιαφερόμαστε για την απεικόνιση των αιμοφόρων αγγείων του λαιμού, έπειτα αυτά αποτελούν την ένταση του ήχου που καθορίζει τη δύναμη του σήματος. Εντούτοις, ο θόρυβος είναι κατά προσέγγιση ανάλογος προς το γενικό μέγεθος της έντασης του ήχου απεικόνισης πηνίου. Έτσι ο θόρυβος θα ήταν ο μεγαλύτερος για ένα πηνίο ολόκληρων σωμάτων, μικρότερος για ένα περιφερειακό πηνίο, και ο μικρότερος για ένα εντοπισμένο πηνίο. Κατά συνέπεια, χρησιμοποιώντας ένα πηνίο που είναι όσο το δυνατόν μικρότερο ενώ όντας αρκετά μεγάλος να δει τη γενική περιοχή ενδιαφέροντος δίνει την καλύτερη δυνατή σήματος προς θόρυβο αναλογία. Αυτή η έννοια είναι η βάση πολλών βελτιώσεων στις εικόνες MRI.

Υπάρχουν τρεις βασικοί τύποι δεκτών πηνίων που χρησιμοποιούνται για MRI. Τα πηνία έντασης του ήχου, όπως το επικεφαλής πηνίο κλουβί φάσης 90 μοιρών που παρουσιάζεται στο [σχήμα 6.9](#), έχουν χρησιμοποιηθεί για τις μεγάλες και βαθιές ανατομικές δομές απεικόνισης του σώματος και για την παροχή των ομοιογενών σχεδιαγραμμάτων πεδίου (αλλά αντικαθίστανται από συγχρονισμένες συστοιχίες –δείτε παρακάτω).

Για τις υψηλής ευκρίνειας εφαρμογές που είναι εντοπισμένες, όπως η απεικόνιση ιππόκαμπων, η κοχλιωτή απεικόνιση, και η απεικόνιση λειτουργίας στις οποίες τα χαρακτηριστικά γνωρίσματα αντικειμένου είναι πολύ μικρά, τα πηνία έντασης του ήχου παίρνουν το λιγότερο σήμα και περισσότερο θόρυβο επειδή είναι μακριά αφαιρούμενα από την περιοχή ενδιαφέροντος. Για τις μικρές, λεπτομερείς περιοχές απεικόνισης του σώματος, μικρότερα πηνία επιφάνειας έχουν βελτιώσει την ποιότητα εικόνας, δεδομένου ότι παίρνουν μόνο τα σήματα ενδιαφέροντος και (επειδή είναι μικρότερα) παίρνουν το λιγότερο θόρυβο.

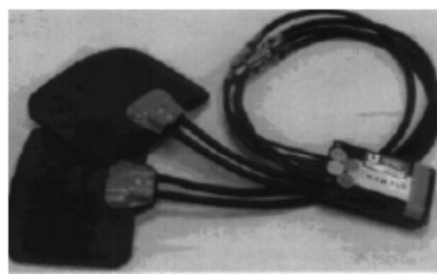
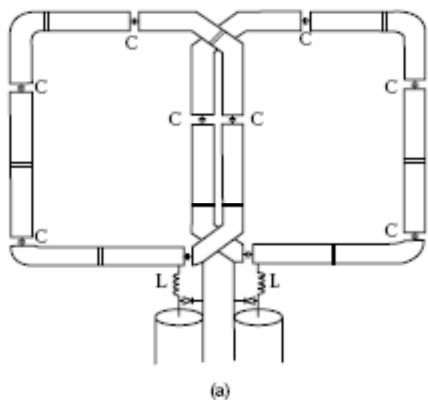




ΣΧΗΜΑ 6.9

Πηνίο κλουβί φάσης 90 μοιρών που χρησιμοποιείται για την επικεφαλής απεικόνιση ολόκληρης-έντασης του ήχου. (Από Hadley, J.P., et al, J. Magn. Reson. Απεικόνιση, 11, 458 - 68, © 2000. Με τη δικαιοδοσία.)

Η σύγχρονη τεχνολογία επιτρέπει τώρα σε διάφορα μεμονωμένα μικρά πηνία για να συνδυαστεί στις συγχρονισμένες σειρές (PA) όπως αυτό που παρουσιάζεται στο σχήμα 6.10, όπου κάθε πηνίο παίρνει το σήμα ελαφρώς από τη φάση από τα άλλα πηνία. Τα στοιχεία συνδυάζονται έπειτα, δίνοντας την καλύτερη δυνατή σήματος προς θόρυβο αναλογία για την εφαρμογή. Μέρος της τιμής της βελτιωμένης ποιότητας εικόνας που βλέπει με σταδιακή συστοιχία τα πηνία είναι η πολυπλοκότητα του συστήματος αποκτήσεων δεκτών και στοιχείων, δεδομένου ότι κάθε κεραία παραλαμβάνεται σε ένα μεμονωμένο κανάλι. Ένας ιδιαίτερος σαρωτής MRI έχει έναν δεδομένο αριθμό καναλιών για τη λήψη, που περιορίζει τον αριθμό πηνίων στη συγχρονισμένη σειρά. Η επεξεργασία εικόνας είναι επίσης πίο υπολογιστικά ακριβή, δεδομένου ότι το σήμα από κάθε κεραία είναι σταθμισμένο ανάλογα με την εγγύτητά του στην περιοχή στόχων (και ως εκ τούτου αναμενόμενο σχετικό SNR), φάση που μετατοπίζεται, και που συνδυάζεται με τα άλλα ομοίως επεξεργασμένα σήματα.



(b)

ΣΧΗΜΑ 6.10

(α) Σταδιακή συστοιχία δύο-στοιχείων σχεδίου πηνίου. Οι ορμούμενες γραμμές δείχνουν τα σπασίματα κάτω από το διπλό τμήμα χαλκού του πηνίου. (β) Η εικόνα της τελειωμένης σταδιακής συστοιχίας (εσωκλειόμενη στον αφρό) με τα καλώδια τριαξονικού και η σταδιακή συστοιχία του κιβωτίου συνδέσμου θύρας. (Από Hadley, J.R., et al, J. Magn. Reson. Απεικόνιση, 11, 458 - 68, © 2000. Με τη δικαιοδοσία.)

Το οπτικό πεδίο του PA εξαρτάται από τον αριθμό των διαθέσιμων καναλιών. Με έναν αυξανόμενο αριθμό καναλιών, μια μεγαλύτερη περιοχή ενδιαφέροντος μπορεί να καλυφθεί. Επίσης, ο γενικός χρόνος αποκτήσεων εικόνας για ένα PA μπορεί να μειωθεί λόγω του αυξανόμενου διαθέσιμου SNR από τα πηνία PA; Το SNR μπορεί να κυκλοφορήσει στο εμπόριο και για την ταχύτητα απεικόνισης, την ανάλυση, ή και τα δύο.

Το MRI είναι ακόμα ένα πεδίο γρήγορης προώθησης. Η χρήση των εξειδικευμένων πηνίων μερικών-σωμάτων, των υψηλότερων μαγνητικών πεδίων Tesla, και των ισχυρότερων, εντοπισμένων κλίσεων πεδίων παρέχει την καλύτερη ανάλυση και τη λεπτομέρεια στις MR. εικόνες. Παραδείγματος χάριν, η απεικόνιση των αιμοφόρων αγγείων και των αρτηριών φθάνει στα επίπεδα ακρίβειας που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την προγνωστική επέμβαση καθώς επίσης και την καθοδήγηση της αγγειακής χειρουργικής επέμβασης. Το MRI χρησιμοποιείται κατά τη διάρκεια πολλών χειρουργικών διαδικασιών, συμπεριλαμβανομένων εκείνων στον εγκέφαλο και το αγγειακό σύστημα, αφαίρεση των όγκων, και των λαπαροσκοπικών διαδικασιών. Το Λειτουργικό MRI, που χρησιμοποιεί την αντίθεση μεταξύ της οξυγονωμένης αιμογλοβίνης και της αιμογλοβίνης για να εμφανίσει νευρική δραστηριότητα στον εγκέφαλο, παραδείγματος χάριν, στηρίζεται σε μερικές από τις πιο ευαίσθητες MR διαθέσιμες απεικονίσεις. Τα εδώ ειδικευμένα επικεφαλής πηνία χρησιμοποιούνται για να βελτιώσουν τη σήματος προς θόρυβο αναλογία. Το MRI μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί ακριβώς στη θερμοκρασία εικόνας μέσα στο σώμα και είναι επομένως χρήσιμο για την υπερθερμεία υπερήχου ή για τις RF επεξεργασίες. Είναι ιδιαίτερα πιθανό ότι οι μελλοντικές πρόοδοι στην MR απεικόνιση θα παραγάγουν γρηγορότερα, εικόνες υψηλής-ανάλυσης του σώματος, ιδιαίτερα για τις εξειδικευμένες αιτήσεις και τις συγκεκριμένες περιοχές του σώματος. Η χρήση MRI στη χειρουργική επέμβαση σχεδόν σίγουρα θα συνεχίσει να αυξάνεται, και η MR απεικόνιση λειτουργίας είναι πιθανό να επηρεάσει τη δυνατότητά μας να εντοπίσουμε και να θεραπεύσουμε τις ασθένειες.

#### **6.4.2 (NMR) φασματοσκοπία πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού**

Ο μαγνητικός συντονισμός (MR) μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για τη φασματοσκοπία όπου οι επιμέρους χημικές συνιστώσες έχουν διαφορετική MR. συντονισμένων συχνοτήτων που θα δώσει έναν χάρτη της χημικής σύνθεσης. Στο μέλλον είναι δυνατό ότι αυτός ο τύπος φασματοσκοπίας μπορεί επίσης να εφαρμοστεί μέσα στο σώμα, αν και προκλητικός, για να καθοριστεί η σύνθεση των διάφορων αερίων ή των χημικών ουσιών μέσα στο σώμα για τη διάγνωση των βιολογικών όρων. Αυτό καλείται πολυπυρηνική απεικόνιση.

Η (NMR) φασματοσκοπία πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (έχει χρησιμοποιηθεί εκτενώς για να καθορίσει τη χημική σύνθεση πολλών ρευστών, συμπεριλαμβανομένων των βιολογικών ρευστών (όπως το αίμα και τα ούρα). Ένα ισχυρό στατικό μαγνητικό πεδίο ευθυγραμμίζει τις περιστροφές στους διάφορους πυρήνες στο ρευστό. Σε μια κοινή διαμόρφωση, ένα παλόμενο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο RF μεταβάλλεται εγκαρσώς σε αυτό το μαγνητικό πεδίο, αναγκάζοντας τα χημικά είδη στο ρευστό να

συντονιστούν στις φυσικές συχνότητες του Larmor. Η συχνότητα Larmor εξαρτάται από τη χημική υπογραφή του ρευστού και τη δύναμη του στατικού μαγνητικού πεδίου. Οι συντονισμένοι πυρήνες προκαλούν ένα σήμα αποκαλούμενο *ελεύθερης αποσύνθεσης επαγωγής* (FID) σε ένα λαμβάνον πηνίο RF. Ο μετασχηματισμός Fourier της ελεύθερης αποσύνθεσης επαγωγής δίνει ένα φάσμα των χημικών συντονισμών. Κάθε μεμονωμένη χημική ουσία έχει ένα μοναδικό συντονισμό ή μια σειρά συντονισμών, οι οποίοι μπορούν έπειτα να χρησιμοποιηθούν για να καθορίσουν την ύπαρξη και την αφθονία της στο μίγμα.

Η ευαισθησία ενός NMR πειράματος καθορίζεται από τη δύναμη του στατικού μαγνητικού πεδίου. Είναι κρίσιμο ότι αυτό το πεδίο είναι όσο το δυνατόν πίο ομοιόμορφο πέρα από το δείγμα ενδιαφέροντος, δεδομένου ότι η συχνότητα των συντονισμών είναι ανάλογη προς τη δύναμη πεδίου. Επομένως, κάποιος επιθυμεί όσο το δυνατόν ισχυρό και πίο ομοιόμορφο ένα πεδίο. Τα φασματομέτρα χρησιμοποιούν σήμερα τους ηλεκτρομαγνήτες, όπως περιγράφονται στην παράγραφο 1.5. Εντούτοις, υπάρχει η δυνατότητα των μόνιμων μαγνητών σπάνια στη γή ως καλή εναλλακτική λύση στους εντατικούς ηλεκτρομαγνήτες δύναμης από την άποψη της φορητότητας και του κόστους της λειτουργίας. Οι μαγνήτες με τις δυνάμεις σε τάξει 1-3 Tesla έχουν καταδειχθεί και θα μπορούσαν να παρέχουν το ικανοποιητικό στατικό πεδίο για αποτελεσματικό NMR. Ένα μόνιμο σύστημα μαγνητών για το NMR θα ανοίξει την πόρτα για την εφαρμογή στις αναπτυσσόμενες χώρες και τους ακαδημαϊκούς, όπου το κόστος ήταν απαγορευτικό στο παρελθόν. Οι εφαρμογές όπως η ανίχνευση πρακτόρων βιο-εχθροπραξίας και η ανίχνευση των συντελεστών και το σημείο της περίθαλψης ή του γιατρού είναι προβλέψιμες.



ΣΧΗΜΑ 6.11

Παρακαλώ δείτε το [ένθετο χρώματος](#) μετά από τη σελίδα 146. Ένα NMR πηνίο χιλιοστομετρικής-ανάλυσης που τυλίγεται γύρω από μια βελόνα. Η βελόνα και το πηνίο είναι έπειτα τοποθετημένες σε πλαστικό ή λάστιχο, και η βελόνα αφαιρείται. Αυτό δημιουργεί ένα πηνίο συντελεστή 100%. (Από J. Stephenson.)

Εκτός από το ισχυρό, ομοιόμορφο στατικό μαγνητικό πεδίο, το σχέδιο του λαμβάνοντος πηνίου είναι πολύ σημαντικό. Η σήματος προς θόρυβο αναλογία καθορίζει την αποτελεσματικότητα της NMR φασματοσκοπίας. Το σήμα είναι ανάλογο προς το ποσό δείγματος μέσα στο λαμβάνον πηνίο. Ο θόρυβος καθορίζεται από την ένταση του ήχου του πηνίου. Αυτό σημαίνει ότι τίποτα που δεν είναι δείγμα μέσα στο πηνίο και συμβάλλει μόνο στο θόρυβο και όχι στο σήμα. Τα NMR πηνία μικροκλίμακας κατασκευάζονται χαρακτηριστικά χρησιμοποιώντας τους τριχοειδείς σωλήνες χαλαζία, οι οποίοι θερμαίνονται και τραβιούνται σε μια επιθυμητή διάμετρο. Το καλώδιο χαλκού τυλίγεται έπειτα γύρω από τον τριχοειδή σωλήνα με το χέρι ή τη μηχανή. Το μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι ο σωλήνας χαλαζία γεμίζει ένα μέρος του NMR πηνίου, και κατά συνέπεια μειώνει την ένταση του ήχου του εσωτερικού πηνίου που το δείγμα μπορεί να γεμίσει. Η μικροκλίμακα στα NMR πειράματα που το σήμα είναι πολύ μικρό για να αρχίσει λόγω των μικροσκοπικών ποσών της ανάλυσης του δείγματος. Μια εναλλακτική μέθοδος των NMR πηνίων χρησιμοποιεί μια βελόνα που τυλίγεται με ένα καλώδιο, που τοποθετείται σε κοντινό-στερεό πλαστικό, και μετά η βελόνα αφαιρείται. Αυτό αφήνει ένα κανάλι για το ρευστό που γεμίζει εντελώς το πηνίο και αυξάνει την αναλογία του σήματος. Ένα τέτοιο πηνίο εμφανίζεται στο σχήμα 6.11. Αυτό και βελτιωμένο λαμβάνοντας το υλικό μπορεί σύντομα να επιτρέψει την μικροκλίμακα NMR στο μικρό, χαμηλού κόστους πακέτο που οι μόνιμοι μαγνήτες θα μπορούσαν να παρέχουν.

## 6.5 Προτεινόμενα αποτελέσματα Βιοηλεκτρομαγνητισμού

Η παράγραφος 1.18 περιέγραψε διάφορα καλώς αναγνωρισμένα βιολογικά αποτελέσματα που προκλήθηκαν από τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα. Υπάρχουν διάφορα άλλα αποτελέσματα που έχουν προταθεί αλλά είναι ακόμα στην έρευνα και το διερευνητικό στάδιο. Αυτό το τμήμα αφιερώνεται σε εκείνα τα αποτελέσματα που είναι εύλογα αλλά είτε ακόμα δεν έχουν αποδειχθεί είτε είναι ως πιθανές πηγές των αποτελεσμάτων του βιοηλεκτρομαγνητισμού.

### 6.5.1 Μηχανισμοί Soliton

Είναι ευρέως γνωστό ότι η άμεση υποκίνηση του κυττάρου μπορεί να προκαλέσει τα χημικά γεγονότα μέσα στο κύτταρο. Η θεωρία soliton προτείνει ότι τα εξωτερικά ηλεκτρικά πεδία μπορούν να δημιουργήσουν ένα μη γραμμικό κύμα soliton στις πρωτεΐνες που συνδέονται με τα κανάλια μεμβρανών κυττάρων. Αυτό το κύμα θα μπορούσε έπειτα να διαδώσει κατά μήκος της πρωτεΐνης και μέσω της μεμβράνης, κατά συνέπεια προκαλώντας μακρινά αρκετή ενέργεια για να δημιουργήσει μια χημική αντίδραση μέσα στο κύτταρο και τα επακόλουθα βιολογικά αποτελέσματα.

### 6.5.2 Χωρική/χρονική κυψελοειδής ολοκλήρωση

Μερικά πειράματα υποστηρίζουν ότι εμφανίζουν βιολογική απάντηση όταν τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία είναι κάτω από τα φυσικά εμφανιζόμενα πεδία. Μια προτεινόμενη εξήγηση για αυτές τις παρατηρήσεις είναι ότι τα πολύ μικρά εξωτερικά εφαρμοσμένα πεδία μπορούν στο χώρο ή χρονικά να συσχετιστούν, ενώ τα ενδογενή πεδία δεν μπορούν. Κατά συνέπεια, τα ενδογενή πεδία δεν θα πρόσθεταν ποτέ ενσωματώνονται κατά τη διάρκεια του χρόνου, όπως τα εξωτερικά εφαρμοσμένα πεδία. Αυτή η επίδραση είναι δύσκολο να μετρηθεί λόγω του πολύ μικρού πεδίου των δυνάμεων που εξετάζεται.

### 6.5.3 Πιθανολογικός συντονισμός

Αυτή η θεωρία ακολουθεί τη γνωστή ηλεκτρονική επίδραση όπου ο θόρυβος σε ένα δισταθές ή πολλαπλής σταθερότητας σύστημα μπορεί να αυξήσει ένα αδύνατο σήμα. Θεωρητικοποιείται ότι η κυψελοειδής μεμβράνη μπορεί να είναι αρκετά μη γραμμική για να επιτρέψει σε αυτήν την επίδραση για να εμφανιστεί μέσα στο κύτταρο.

### 6.5.4 Θερμοκρασία-μεσολαβημένης τροποποίησης της ιοντικής μεταφοράς μεμβράνης

Αυτή η θεωρία είναι βασισμένη στην παρατήρηση ότι ένας βιολογικός μηχανισμός για τις αλλαγές στην καρδιακή αντίδραση είναι μια πολύ μικρής, συνοπτικής παροδικής ακίδα θερμοκρασίας. Παρατηρώντας αυτόν τον μηχανισμό για τις υψηλότερες δυνάμεις πεδίου, θεωρητικοποιήθηκε ότι οι πολύ μικρότερες δυνάμεις πεδίου να είναι ικανές στις παρόμοιες ακίδες θερμοκρασίας στις κυψελοειδείς μεμβράνες.

### 6.5.5 Plasmon μηχανισμοί συντονισμού

Τα Plasmons είναι φύλλα του φορτίου επιφάνειας, σε αυτήν την περίπτωση στην κυψελοειδή μεμβράνη. Τα φορτία μπορούν να ενισχύσουν στις συνδέσεις μεταξύ της μονώμενης μεμβράνης και του αγωγικού εσωτερικού μέρους του κυττάρου. Έχει θεωρητικοποιηθεί ότι τα εξωτερικά ηλεκτρομαγνητικά πεδία στη σειρά 1 - 10 GHz θα μπορούσαν να αναγκάσουν αυτά τα plasmons να συντονιστούν, έχοντας επιπτώσεις κατά συνέπεια στην ιονισμένη μεταφορά μεμβρανών και τη διαμόρφωση των πρωτεϊνών εντός μεμβράνης και της λιπιδικής διπλοστοιβάδας. Οι αλλαγές σε αυτές τις παραμέτρους κυττάρων θα μπορούσαν να οδηγήσουν στις παθολόνες συνέπειες.

### 6.5.6 Ελκυστές προϊόντος αποσύνθεσης ραδονίου

Όταν το ραδόνιο, ένα ραδιενεργές αέριο, αποσυνθέσει, παράγει τα αερολύματα που προσελκύονται στις κοινές πηγές της ηλεκτρικής ενέργειας όπως οι συσκευές και τα ηλεκτροφόρα καλώδια. Έχει θεωρητικοποιηθεί ότι αυτά τα προϊόντα αποσύνθεσης επίσης αν συναθροιστούν στην ανθρώπινη αναπνευστική οδό όταν ένα πρόσωπο εκτίθεται ακόμη και στα σχετικά αδύνατα (1 kV/m) ηλεκτρικά πεδία, αυξάνεται κατά συνέπεια ο κίνδυνος καρκίνου του/της.

### 6.5.7 Διόρθωση από τις κυψελοειδείς μεμβράνες

Τα μη γραμμικά συστήματα όπως οι πρωτεΐνες στις κυψελοειδείς μεμβράνες έχουν παρατηρηθεί για να αποκαταστήσουν τα ισχυρά ταλαντευόμενα πεδία εναλλασσόμενου ρεύματος (AC) έτσι ώστε μια μικρή άμεσου ρεύματος πιθανή πόλωση (DC) μπορεί να αναπτυχθεί από αυτά, ρυθμίζοντας κατά συνέπεια την κυψελοειδή δυνατότητα μεμβράνης. Το ποσοστό της διόρθωσης είναι πολύ μικρό, και δεν είναι σαφές εάν αυτή η επίδραση είναι βιολογικά σημαντική για τα πιο αδύνατα ηλεκτρικά πεδία.

### 6.5.8 Συντονισμός ιόντων

Αυτή η θεωρία προτείνει ότι ένα ιόν που τοποθετείται σε ένα στατικό μαγνητικό πεδίο (όπως το μαγνητικό πεδίο της γής) θα περιβάλλει γύρω από το διάνυσμα του πεδίου. Εάν ένα εναλλασσόμενο ηλεκτρικό πεδίο είναι επίσης παρόν, το ιόν θα συντονιστεί. Αυτός ο συντονισμός μπορεί να αλλάξει τις ενεργειακές καταστάσεις του ιόντος και να έχει επιπτώσεις στη βιολογική δραστηριότητα κυττάρων στους πολιτισμούς. Δεν είναι ακόμα σαφές εάν αυτή η επίδραση μπορεί να επεκταθεί στις πιθανές πηγές διέγερσης ή τα ζωικά συστήματα.

### 6.5.9 Ταλαντώσεις ασβεστίου ++

Τα ιόντα ασβεστίου ++ στέλνουν τις πληροφορίες στο κύτταρο που κωδικοποιείται στις συντονισμένες συχνότητές τους. Αυτούς τους συντονισμούς μπορούν από τα εξαιρετικά χαμηλά ηλεκτρικά πεδία συχνότητας (ELF) που περιβάλλουν να αλλάξουν τα κύτταρα, και θα μπορούσαν επομένως να αλλάξουν ενδεχομένως τα βιολογικά αποτελέσματα μέσα στο κύτταρο.

### 6.5.10 Αλληλεπιδράσεις μαγνητίτη

Οι σιδηρομαγνητικές ενώσεις γνωστές ως μαγνητίτης και βρίσκονται στους εγκεφάλους των μεταναστευτικών πουλιών. Αυτές οι ενώσεις αυξάνουν την ευαισθησία των πουλιών στο μαγνητικό πεδίο της γής και διευκολύνουν τη ναυσιπλοΐα. Τα ίχνη μαγνητίτη βρίσκονται επίσης στον ανθρώπινο εγκέφαλο και ενδεχομένως σε άλλους ιστούς επίσης. Προτείνεται ότι τα αδύνατα μαγνητικά πεδία θα μπορούσαν να αλληλεπιδράσουν με μαγνητίτη είτε μέσω των DC δυνάμεων είτε μέσω των συντονισμών του μικροκύματος που ενδέχεται να ενισχύσουν την ενεργειακή απορρόφηση στους ιστούς.

## 6.6 Αναδυόμενες εφαρμογές του βιοηλεκτρομαγνητισμού

Το πλεονέκτημα των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων είναι ότι μπορούν να διαβιβαστούν, να καθοδηγηθούν, και να στραφούν. Αυτό μπορεί να γίνει αναίμακτα, ημι- αιμακτά, ή ιδιαίτερα αιμακτά. Μπορούν να

διαβιάσουν τη δύναμη (για να χρησιμοποιηθεί για τη θέρμανση) ή τα στοιχεία (για να χρησιμοποιηθούν για την επικοινωνία). Μπορούν επίσης να λάβουν τα σήματα που παράγονται φυσικά από το σώμα ή που από μια διαβιασθείσα δύναμη και αλλάζουν έπειτα από το σώμα. Αυτή η δυνατότητα να αλληλεπιδράσει με το απομακρυσμένο περιβάλλον τους είναι πιθανώς η μέγιστη δύναμη και επίσης η μέγιστη πρόκληση για τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία. Η παρούσα και μελλοντική δυνατότητα των εφαρμογών του βιοηλεκτρομαγνητισμού εξαρτάται από πόσο καλά είμαστε σε θέση να ελέγξουμε τη διάδοση των κυμάτων σε και από το σώμα. Αυτό το τελικό τμήμα επιδεικνύει πώς η δυνατότητά μας να γίνουμε όλο και περισσότερο εντοπισμένοι σε αυτόν τον έλεγχο ανοίγει τα νεώτερα σύνορα του βιοηλεκτρομαγνητισμού.

### 6.6.1 Χαμηλής συχνότητας εφαρμογές

Το κεφάλαιο 2 περιέγραψε το ευρύ φάσμα των εφαρμογών για τα χαμηλής συχνότητας ηλεκτρομαγνητικά πεδία όπου το μήκος κύματος είναι πολύ μεγάλο έναντι στο σώμα. Σε αυτήν την σφαίρα, τα πεδία συχνότερα προκαλούνται ή λαμβάνονται από τα ηλεκτρόδια και αντιμετωπίζονται ως τάσεις και ρεύματα σε αυτά τα ηλεκτρόδια. Πολλές εφαρμογές είναι εμφανείς σήμερα, συμπεριλαμβανομένων των καρδιακών βηματοδοτών και των απινιδωτών, η παλόμενη ηλεκτρομαγνητική υποκίνηση νεύρων για τη θεραπεία του κόκκαλου και των μαλακών τραυματισμών ιστού και για τον έλεγχο πόνου, και η άμεση υποκίνηση νεύρων για τη θεραπεία της ασθένειας Parkinson και άλλες, και τη διάγνωση της νευρολογικής δυσλειτουργίας και του τραυματισμού. Οι πιά προηγμένες εφαρμογές στηρίζονται σήμερα στα μικρά ηλεκτρόδια που εμφυτεύονται στο σώμα, και το μέλλον του χαμηλής συχνότητας βιοηλεκτρομαγνητισμού κινείται ακόμα προς τα μικρότερα ηλεκτρόδια. Τα υπο--χιλιοστόμετρο-ταξινομημένα ηλεκτρόδια είναι τώρα διαθέσιμα και μπορούν να υποκινήσουν ή να λάβουν τις ωθήσεις από έναν ενιαίο νευρώνα. Αυτά τα μικροσκοπικά ηλεκτρόδια μπορούν να χρησιμοποιηθούν χωριστά, αλλά συνδυάζοντας τα στις σειρές ηλεκτροδίων, κάθε ένα που υποκινεί ακριβώς έναν μεμονωμένο νευρώνα, υπόσχεται ακόμα περισσότερα. Τα αμφιβληστροειδικά και κοχλιωτά μοσχεύματα είναι υπό ανάπτυξη και ήδη έχουν δείξει ότι αυτή η τεχνολογία είναι βασικά εφικτή.

Μια από τις πιά ενδιαφέρουσες προκλήσεις που παραμένουν σε αυτήν την ανάπτυξη καταλαβαίνει πώς τα οπτικά και ακουστικά συστήματα λειτουργούν αληθινά σε μικροσκοπικό επίπεδο, και πώς τα ηλεκτρικά σήματα στα νεύρα υποκινούν την εικόνα και τον ήχο που δοκιμάζουμε. Αυτά τα ιδιαίτερα μη γραμμικά και ανομοιόμορφα συστήματα παρέχουν ένα καταπληκτικό παράθυρο στο πώς οι λειτουργίες εγκεφάλου, και τα μικροσκοπικά ηλεκτρόδια που έχουν διατεθεί ακριβώς στην τελευταία δεκαετία κρατούν το πλήκτρο σε μερικές από τις ραδιουργικές ερευνητικές ευκαιρίες του εγκεφάλου που είναι διαθέσιμες σήμερα. Άλλες πρακτικές προκλήσεις στην ανάπτυξη της νευρικής προσθετικής περιλαμβάνουν τη μικρογραφημένη συσκευασία (συμπεριλαμβανομένου αυτού που κάνει με την αναπόφευκτη θερμότητα που παράγεται από την ηλεκτρονική), τα μακροπρόθεσμα βιοσυμβατά υλικά σε αυτήν την κλίμακα, την αποδοτική μετάδοση στοιχείων και τη μεταφορά ισχύος (μπαταρία που

επαναφορτίζει), και τις χειρουργικές μεθόδους εμφύτευσης που ελαχιστοποιούν τη ζημία στα νεύρα ενδιαφέροντος.

Στο μέλλον, είναι δυνατό ότι πολλές νευρολογικές αναταραχές και τραυματισμοί να μπορούν να αντιμετωπιστούν από τα μικρογραφημένα ηλεκτρόδια που εμφυτεύονται στο σώμα. Για τον τραυματισμό νωτιαίου μυελού, αυτά τα ηλεκτρόδια μπορούν να πάρουν τα σήματα σε μια πλευρά του σπασίματος και να τα διαβιβάσουν στα ηλεκτρόδια από την άλλη πλευρά, ολοκληρώνοντας κατά συνέπεια το σπασμένο κύκλωμα. Μπορεί ακόμη και να είναι δυνατό να υποκινηθεί και να ελεγχθεί η θεραπεία και η αναγέννηση του ιστού νευρών χρησιμοποιώντας τα ηλεκτρικά σήματα. Τα ηλεκτρικά σύνορα για την κατανόηση του εγκεφάλου και της νευρολογικής λειτουργίας προωθούνται γρήγορα λόγω της δυνατότητας να παραληφθούν και να διαβιβαστούν τα όλο και περισσότερο εντοπισμένα ηλεκτρικά σήματα.

Καθώς αυτή η τεχνολογία προχωρεί, υπόσχεται να φέρει με την μια πολύ πιά προηγμένη κατανόηση για το πώς σκεφτόμαστε, αισθανόμαστε, βλέπουμε, ακούμε, δοκιμάζουμε, και κινούμαστε. Αυτή η κατανόηση θα διαμορφώσει το ίδρυμα για τις ερχόμενες γενεές των συσκευών βιοηλεκτρομαγνητισμού. Πολλές από τις χρησιμοποιούμενες συσκευές επεξεργασίας σήμερα εφαρμόζουν τα παλόμενα ηλεκτρομαγνητικά πεδία με ένα από τα πολλά διαφορετικά κυματοειδή. Αυτά τα κυματοειδή αναπτύσσονται γενικά πειραματικά χρησιμοποιώντας μια δοκιμή- και - φαίνεται. Μια πιά προηγμένη κατανόηση ακριβώς για το πώς δουλεύει το σώμα μας είναι πιθανό να παρέχει μια τεράστια ευκαιρία για τις προόδους στην επεξεργασία σήματος για τη βελτιωμένη θεραπεία και τη διάγνωση.

### 6.6.2 Εφαρμογές Μέσης-Συχνότητας

Το κεφάλαιο 3 περιέγραψε ένα ευρύ φάσμα των εφαρμογών για τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία μέσης-συχνότητας όταν είναι το μήκος κύματος σε τάξει του μεγέθους του σώματος. Σε αυτήν την περιοχή, τα πεδία μπορούν να στραφούν χρησιμοποιώντας και εσωτερικούς και εξωτερικούς εφαρμοστές με λογική επιτυχία. Υπερθερμεία θεραπείας για τον καρκίνο και άλλες εφαρμογές θέρμανσης, επικοινωνία

των συστημάτων για τις εμφυτεύσιμες συσκευές, και MRI είναι μεταξύ των επιτυχέστερων εφαρμογών σε αυτήν την περιοχή. Η επιτυχία τους σήμερα και η πρόοδος στο μέλλον στηρίζονται στην εντοπισμένη εφαρμογή και τη λήψη των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Η προηγούμενη έρευνα που συγκεντρώνεται στους φυσικούς τρόπους ολοκληρώνει αυτή την εστίαση, και στην πραγματικότητα, πολλή εργασία συνεχίζεται σε αυτήν την περιοχή σήμερα. Εντοπισμένο MRI για την απεικόνιση των αρτηριών στο λαιμό και το στήθος, παραδείγματος χάριν, έχει ενισχύσει σημαντικά τις εικόνες αυτών των περιοχών. Τα εντοπισμένα πηνία για τη λειτουργική απεικόνιση του εγκεφάλου είναι επίσης ενδιαφέρουσες εφαρμογές αυτής της μεθόδου. Η μετάβαση στις υψηλότερες και υψηλότερες συχνότητες βοηθά να εντοπίσει τα πεδία; εντούτοις, μειώνει επίσης τη δυνατότητα των πεδίων να διαπεραστούν στο σώμα. Οι σύγχρονες μηχανές MRI χρησιμοποιούν όλο και περισσότερο τα υψηλότερα μαγνητικά πεδία, που προτρέπουν τις ερωτήσεις και τις προκλήσεις, που περιλαμβάνουν πώς να εφαρμοστούν τα εντοπισμένα σχέδια πηνίων,



πώς να ελαχιστοποιηθεί η απομακρυσμένη υποκίνηση νεύρων, και πώς στις περιοχές εικόνας που περιλαμβάνουν τα μεταλλικά μοσχεύματα όπως οι βηματοδότες και οι καρφίτσες και οι πλάκες που χρησιμοποιούνται συχνά για την επισκευή σπασμένων κόκκαλων.

Η επεξεργασία σήματος και η επεξεργασία εικόνας είναι δύο κρίσιμοι ερευνητικοί τομείς που βοηθούν να υπερνικήσουν τους φυσικούς περιορισμούς και να ωθήσουν την απεικόνιση του βιοηλεκτρομαγνητισμού στην επόμενη γενεά. Ο συνδυασμός των σημάτων που λαμβάνονται από πολλούς δέκτες στις διαφορετικές συχνότητες και τους χρόνους έχει κάνει την απεικόνιση του υπομήκους κύματος μια πραγματικότητα, και οι μεγάλοι διασκελισμοί συνεχίζουν να γίνονται. Αυτή η ίδια επεξεργασία σήματος χρησιμοποιείται για να καταλάβει καλύτερα τα ενδογενή σήματα που παραλαμβάνονται από το σώμα. Η απεικόνιση υπερήχου είναι ένα παράδειγμα όπου αυτό έχει εφαρμοστεί για να φανεί τη σε πραγματικό χρόνο λειτουργία σωμάτων από τις εξωτερικές μετρήσεις χρησιμοποιώντας την προηγμένη επεξεργασία σήματος. Οι παρόμοιες μέθοδοι εφαρμόζονται στην απεικόνιση μικροκυμάτων και MRI. Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG), παραδείγματος χάριν, λαμβάνει τα σήματα από τον εγκέφαλο και τα επεξεργάζεται για να καταλάβει καλύτερα τη λειτουργία εγκεφάλου. Η ενισχυμένη επεξεργασία σήματος σύρει όλο και περισσότερες πληροφορίες από αυτά τα σήματα. Η μορφή απεικόνισης μικροκυμάτων και η τομογραφία μικροκυμάτων για την απεικόνιση καρκίνου του μαστού και στηρίζονται στην επεξεργασία σήματος για να συνδυάσουν τα λαμβανόμενα σήματα στους τρόπους που ενισχύουν τη δυνατότητα να ερμηνευθούν και να γίνουν κατανοητά. Η απεικόνιση MRI και CT συνεχίζει να βελτιώνεται λόγω των προηγμένων αλγορίθμων επεξεργασίας σημάτων και εικόνας.

Η δοσιμετρία, που περιγράφεται στο κεφάλαιο 5, είναι ένας άλλος βασικός παράγοντας στην έρευνα μέσης-συχνότητας του βιοηλεκτρομαγνητισμού. Η δυνατότητα να προβλεφθεί πώς τα πεδία αλληλεπιδρούν με το σύνθετο ετερογενές σώμα έχει βελτιωθεί πολύ κατά τη διάρκεια της προηγούμενης δεκαετίας και εφαρμόζεται στο σχέδιο των ηλεκτρομαγνητικών συσκευών, στην πρόβλεψη για το πώς τα ενδογενή πεδία συμπεριφέρονται στο σώμα, και στους αλγορίθμους που χρησιμοποιούνται για την τομογραφική απεικόνιση. Οι δοσιμετρικές μέθοδοι για το σώμα στην ανάλυση χιλιοστόμετρου τώρα καθιερώνονται καλά, αν και οι βελτιώσεις στην ταχύτητα και την αποδοτικότητα συνεχίζουν να επεκτείνουν τις εφαρμογές όπου μπορούν να εφαρμοστούν στην πράξη (ιδιαίτερα για την απεικόνιση). Οι παρόμοιες μέθοδοι χρησιμοποιούνται για τα διαμορφώνοντας μεμονωμένα κύτταρα και τα νευρικά συστήματα μέσα στο σώμα, και ένας σημαντικός τομέας της έρευνας του βιοηλεκτρομαγνητισμού είναι πώς να διαμορφώσει τα εντοπισμένα φαινόμενα. Ένας άλλος τομέας της δοσιμετρίας που είναι πιθανό να προσθέσει στη μελλοντική κατανόηση για το πώς οι οργανισμοί μας λειτουργούν είναι η διαμόρφωση των πολλαπλάσιων πτυχών του συστήματος ταυτόχρονα. Για την περίπτωση αυτή, τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία διαμόρφωσης και θέρμανση μαζί είναι πολύ σημαντικά να καταλάβουν καλύτερα την υπερθερμία και την θερμότητα και το διασκεδασμό από την εμφυτεύσιμη ηλεκτρονική. Η δυνατότητα να διαμορφωθούν τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία, η θέρμανση, οι χημικές αλλαγές, και οι βιολογικές

αντιδράσεις σε αυτούς και άλλους παράγοντες αντίκτυπου μπορεί να βοηθήσει να εξηγηθούν μερικά από τα λίγα-κατανοητά αποτελέσματα που φαίνονται σήμερα.

### 6.6.3 Υψηλής συχνότητας εφαρμογές

Οι υψηλής συχνότητας ηλεκτρομαγνητικές εφαρμογές που χρησιμοποιούν το υπέρυθρο, ορατό φως, ή τις ακτίνες x περιγράφηκαν στο κεφάλαιο 4. Σε αυτήν την σφαίρα, τα πεδία συμπεριφέρονται ως ακτίνες και μπορούν να διαμορφωθούν όπως αυτές. Η χρήση της φυσικής υπέρυθρης ακτινοβολίας από το σώμα έχει οδηγήσει ήδη σε μερικές ανέξοδες και ευρέως χρησιμοποιημένες θερμομετρικές εφαρμογές. Η αντικατάσταση των πρωκτικών θερμομέτρων με τα υπέρυθρα θερμοόμετρα αυτιών στις παιδιατρικές κλινικές είναι αμφισβητήσιμα μια από τις ευρύτατα χρησιμοποιημένες και εκτιμημένες εφαρμογές του ηλεκτρομαγνητισμού σήμερα. Οι πολυάριθμες εφαρμογές μέτρησης θερμοκρασίας χωρίς επαφή στην ιατρική χρησιμοποιούν υπέρυθρο θερμοόμετρο. Δεδομένου ότι η άνοδος θερμοκρασίας συνδέεται συχνά με τον τραυματισμό, η χρήση υπέρυθρου θερμομέτρου για τη μη καταπατητική διάγνωση του μαλακού τραυματισμένου ιστού έχει κερδίσει ήδη τη διαδεδομένη χρήση ως κτηνιατρικό φάρμακο. (Πιθανώς ο βασικός λόγος που έχει βρεί την εφαρμογή στα ζώα είναι το χαμηλότερο κόστος του.) Οι πρόσθετες εφαρμογές υπέρυθρου θερμομέτρου θα συνεχίσουν αναμφισβήτητα να επεκτείνονται.

Οι εφαρμογές του ορατού φωτός στην ιατρική δημιουργήθηκαν με την οπτική απεικόνιση και με την ανίχνευση του χρώματος και της απόχρωσης από κοινού με τους όρους που αλλάζουν το χρώμα. Ο προσδιορισμός του επιπέδου οξυγόνου αίματος είναι μια τέτοια εφαρμογή. Άλλες εφαρμογές είναι πιθανές, μετά από την επιθυμία να αυτοματοποιηθούν οι δοκιμές που έγιναν προηγουμένως χειροκίνητα. Το λογισμικό αναγνώρισης εικόνας που αναπτύσσεται αρχικά για τις φωτογραφικές και εφαρμογές ραντάρ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τις φωτογραφικές διαφάνειες μικροσκοπίων ανάγνωσης, ακτίνα x, εικόνες CT, και MRI, παραδείγματος χάριν. Αυτή η εφαρμογή δεν είναι ακόμα διαδεδομένη, αλλά είναι πιθανό να ενισχυθεί στο μέλλον.

Οι εφαρμογές των λέιζερ και των οπτικών ινών στην ιατρική έχουν επεκταθεί σε ένα γρήγορο ποσοστό. Χρησιμοποιούνται για την κοπή, την αφαίρεση, και τα διαγνωστικά. Έχουν επιτρέψει την τεχνολογία στην ελάχιστα επεμβατικά χειρουργική επέμβαση (λαπαροσκόπηση). Τα εργαλεία και οι μέθοδοι για αυτόν τον τύπο χειρουργικής επέμβασης συνεχίζουν να στενεύουν στο μέγεθος κερδίζοντας ακόμα στην αποτελεσματικότητα. Οι περισσότερες χοληδόχου κύστες και οι ορθοπεδικές χειρουργικές επεμβάσεις εκτελούνται τώρα λαπαροσκοπικά. Η χειρουργική επέμβαση ματιών και η χειρουργική διόρθωση όρασης γίνονται συχνά με τα εργαλεία λέιζερ. Ακόμη και μερικές χειρουργικές επεμβάσεις καρδιών, όπως η επισκευή των σκελετικών ατελειών, γίνονται με τα ελάχιστα επεμβατικά χειρουργικά εργαλεία. Τα διαγνωστικά εργαλεία για τις ουρικές, τον οισοφάγο, και εντερικές αναταραχές κομματιών χρησιμοποιούν τις ίνες και τους φακούς για να καθοδηγήσουν το ορατό φως που βλέπει βαθιά στο σώμα. Αυτά τα εργαλεία είναι επίσης πιθανό να επεκταθούν στην ικανότητα και να μειωθούν στο μέγεθος, που επιτρέπει τη διάγνωση σε μια εντοπισμένη κλίμακα.

Τέλος, οι εφαρμογές των ακτίνων x είναι πανταχού παρούσες στην ιατρική. Αυτές οι εφαρμογές δεν περιγράφηκαν λεπτομερώς σε αυτό το βιβλίο λόγω της σημαντικής διαφοράς στη συμπεριφορά των ακτίνων x και άλλων ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων. Οι ακτίνες x είναι τέτοιας υψηλής συχνότητας όπου έχουν αρκετή ενέργεια για να σπάσουν τους δεσμούς κυττάρων. Αλλα ηλεκτρομαγνητικά κύματα δεν έχουν. Εν προκειμένω, οι ακτίνες x να εμπίπτουν σε μια πολύ διαφορετική κατηγορία από τα άλλα κύματα που περιγράφονται σε αυτό το βιβλίο.

## 6.7 Συμπέρασμα

Όλες οι εφαρμογές του ηλεκτρομαγνητισμού είναι βασισμένες στη δυνατότητα να αποκτηθεί η ισχύ σε και από το σώμα και στη δυνατότητα να στραφεί στην περιοχή ενδιαφέροντος. Αυτές οι ικανότητες ελέγχονται από τους νόμους της φυσικής που ελέγχουν τη μείωση, τη διάθλαση, και τη διασπορά των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων. Αλλά επίσης πάρα πολύ επηρεάζονται από τη δυνατότητά μας να είμαστε δημιουργικοί. Η χρήση των επεμβατικών συστημάτων, παραδείγματος χάριν, φέρνει τις συσκευές αποστολής σημάτων και τους δέκτες πολύ πιο κοντά στην περιοχή ενδιαφέροντος και παρέχει τα εντοπισμένα πεδία. Η χρήση της επεξεργασίας σημάτων και εικόνας επιτρέπει σε μας να συνδυάσει πολλές λιγότερο εντοπισμένες μετρήσεις για να καθορίσει τις πολύ λεπτομερείς, ιδιαίτερα εντοπισμένες εικόνες του σώματος. Αυτό το είδος ανάπτυξης κεντρίζει την επόμενη γενεά των ηλεκτρομαγνητικών συσκευών. Αιχμηρότερες εικόνες, νέα και βελτιωμένα διαγνωστικά, αποτελεσματικότερες επεξεργασίες, και ενισχυμένη κατανόηση για το πώς οι λειτουργίες διαβίωσης οργανισμών είναι πιθανά οφέλη του βιοηλεκτρομαγνητισμού.

## Παράρτημα Α: Ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος

Οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ανθρώπινων ιστών (σχετική διαπερατότητα  $\epsilon_r'$  και αγωγιμότητα  $\sigma_{eff}$ ) ελέγχουν τη διάδοση, την αντανάκλαση, τη μείωση, και άλλες συμπεριφορές των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο σώμα που περιγράφονται μέσα σε αυτό το βιβλίο. Αυτές οι ιδιότητες εξαρτώνται έντονα από τον τύπο ιστού και τη συχνότητα ενδιαφέροντος. Η θερμοκρασία, το αίμα ή το ρευστό ράντισμα, και οι μεμονωμένες διαφορές είναι δεύτερης τάξης αποτελέσματα που κανονικά δεν εξετάζονται. Το σώμα είναι τόσο αδύναμο μαγνητικά που γενικά  $\mu_r$  υποτίθεται ότι είναι 1, εκτός από τις εφαρμογές απεικόνισης και φασματοσκοπίας μαγνητικής αντήχησης όπου ένα πολύ μεγάλο μαγνητικό πεδίο χρησιμοποιείται.

Το σχήμα A.1 εμφανίζει στις ηλεκτρικές ιδιότητες δύο πολύ ακραίων ιστών στο σώμα – μυών και λίπους ως συνάρτηση της συχνότητας. Ο μυς έχει την πολύ υψηλή αλατότητα και υψηλή περιεκτικότητα σε νερό, και το λίπος είναι χαμηλής περιεκτικότητας σε νερό. Ο μυς είναι ένας καλός αγωγός

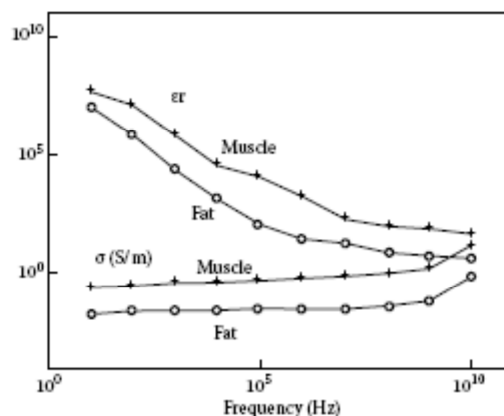
(υψηλότερη αγωγιμότητα  $\sigma_{eff}$ ), και το λίπος είναι ένας φτωχός αγωγός (καλός μονωτής, χαμηλότερη αγωγιμότητα). Η εφαπτομένη απώλειας  $\tan \delta = \epsilon''/\epsilon'$  λέει ποια συνιστώσα των ηλεκτρικών ιδιοτήτων εξουσιάζει την επίδραση στο πεδίο. Στις χαμηλές συχνότητες, η αγωγιμότητα του ιστού εξουσιάζει τη συμπεριφορά του πεδίου ( $\epsilon_r'' = \sigma_{eff}/\epsilon_0\omega$ , και το  $\omega$  είναι μικρό), και στις υψηλές συχνότητες, η σχετική διαπερατότητα  $\epsilon_r'$  τείνει να εξουσιάζει. Οι τιμές της αγωγιμότητας ( $\sigma$ ) σε αυτό το παράρτημα είναι η αποτελεσματική αγωγιμότητα ( $\sigma_{eff}$ ) όπως καθορίζονται στην παράγραφο 1.14, η οποία είναι σύμφωνη με τους περισσότερους άλλους πίνακες της αγωγιμότητας που θα βρείτε στη λογοτεχνία. Ο πίνακας A.1 παρουσιάζει ηλεκτρικές ιδιότητες διάφορων διαφορετικών ιστών στο σώμα σε 433 MHz, το οποίο είναι μια συνήθως χρησιμοποιημένη συχνότητα για τις βιομηχανικές επιστημονικές ιατρικές (ISM) εφαρμογές. Μια κοινή προσέγγιση είναι ότι το σώμα μπορεί να διαμορφωθεί χρησιμοποιώντας τις μέσες ιδιότητες των 2/3 του μυός, το οποίο σημαίνει ότι  $\epsilon_r$  και  $\sigma$  στη συχνότητα ενδιαφέροντος πολλαπλασιάζονται με το 2/3. Αυτό είναι κατάλληλο για τις σφαιρικές ερωτήσεις όπως η συνολική δύναμη που απορροφάται στο σώμα, αλλά δεν είναι γενικά κατάλληλο για τα αποτελέσματα κοντινού-πεδίου όπως το μέγιστο συγκεκριμένο ποσοστό απορρόφησης (SAR).

Οι ηλεκτρικές ιδιότητες του σώματος ( $\epsilon_r$  και  $\sigma_{eff}$ ) ελέγχουν το μήκος κύματος και τη μείωση σύμφωνα με τις εξισώσεις που δίνονται στην παράγραφο 1.14. Η μείωση του πεδίου υπολογίζεται ως  $e^{-az}$ , όπου το  $z$  είναι η απόσταση που το κύμα πρέπει να διαδώσει μέσω εκείνου του ιστού. Σε 433 MHz, 69% του πεδίου μεταφέρεται μέσω 10 cm. του λίπους, και 11% μεταφέρεται μέσω 10 cm. του μυός. Οι υψηλού-ύγρου-ικανοποιημένοι ιστοί (υψηλής-αγωγιμότητας) έχουν περισσότερη μείωση. Το μήκος κύματος υπολογίζεται από  $2\pi/\beta$  (μετρητές). Το μήκος κύματος σε 433 MHz στο λίπος είναι 30 cm., και στο μυ είναι 8 cm.. Μια χαρακτηριστική εμπειροτεχνική μέθοδος είναι ότι μια κεραία πρέπει να είναι μισού μήκους κύματος, το οποίο θα ήταν 4 cm. στο μυ. Ενώ αυτό φαίνεται ακόμα πάρα πολύ μεγάλο για τις περισσότερες εμφυτεύσιμες συσκευές, τα εξειδικευμένα σχέδια κεραιών μπορούν να επιτύχουν την απόδοση στο σώμα σε αυτήν την συχνότητα.

Οι ηλεκτρομαγνητικές μετρήσεις όπως η αξιολόγηση των κυψελοειδών τηλεφώνων, η αξιολόγηση της απόδοσης των συσκευών τηλεμετρίας (επικοινωνία) που εμφυτεύονται στο σώμα, ή άλλες εφαρμογές μέτρησης απαιτούν συχνά τα υλικά προσομοιωτή-σώματος. Αυτά μπορούν να είναι στερεά, ημισταθερά, ή (συνηθέστερα) υγρά υλικά που έχουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες που μιμούνται εκείνα των ανθρώπινων ιστών.

Υψηλού-ύγρου-ικανοποιημένα υλικά τονωτικού ιστού (για τον εγκέφαλο, το μυ, κ.λπ...) γίνεται συνήθως από το νερό, τη σκόνη πολυαιθυλενίου, και το χλωριούχο νάτριο (NaCl). TX- 150 μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως πήζοντας πράκτορας προκειμένου να δημιουργηθεί ένα ημισταθερό υλικό. Αυτός ο τύπος υλικού έχει χρησιμοποιηθεί από 13,56 έως 2450 MHz (Guy, 1971 Chou et al, 1984). Ένα παράδειγμα αυτού του τύπου το φανταστικό εμφανίζεται στο σχήμα 5.1. Το πολυακρυλαμίδιο πήκτωμα έχει χρησιμοποιηθεί επίσης; εντούτοις, αυτό το υλικό είναι δυσκολότερο να κατασκευαστεί και υποβιβάζεται γρήγορα εάν εκτίθεται στον αέρα (που είναι χαρακτηριστικά η περίπτωση κατά τη διάρκεια της δοκιμής) (Bini et al, 1984). Το απλό νερό και η ζελατίνη με τα σάκχαρα και το άλατι για να ελέγξουν

τις ηλεκτρικές ιδιότητες έχουν χρησιμοποιηθεί επίσης. Αν και ανέξοδο και εύκολο να δημιουργήσει, αυτό το υλικό είναι περισσότερο όπως ένα παχύ υγρό από ένα πήκτωμα, και επομένως περιορίζεται στα φανταστικά ομοιογενή (Marchal et al, 1989 Sunaga et al, 2003). Ένα φανταστικό στερεό που δημιουργείται από Chang et Al (2000) χρησιμοποιεί ένα στερεό αγωγίμο πλαστικό φιαγμένο από μεθακρυλικό πολυαιθαλίνης και Μαύρο άνθρακα. Ένα από τα πλεονεκτήματα αυτού του υλικού είναι ότι μπορεί να πεταχτεί σε οποιαδήποτε μορφή.



ΣΧΗΜΑ Α.1

Ηλεκτρικές ιδιότητες του μυός και του λίπους. (Από το Gabriel, C. 1996, Σύνταξη των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών σωμάτων στις συχνότητες RF και μικροκυμάτων, της τελικής τεχνικής έκθεσης, του τμήματος ακτινοβολίας ραδιοσυχνότητας διεύθυνσης επαγγελματικής και περιβαλλοντικής υγείας, της βάσης Πολεμικής Αεροπορίας, TX.)

ΠΙΝΑΚΑΣ Α.1

Ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών σε 433 MHz

Ιστός	$\epsilon_r$	$\sigma_{eff}$ (S/m)	Ιστός
Αέρας (κενό)	1	0	Φλοιός φακών
Αορτή	49.15	0.7395	Πυρήνας φακών
Κύστη	17.67	0.3128	Συκώτι
Αίμα	57.3	1.72	Πνεύμονας που ξεφουσκώνει
Κόκκαλο (δικτυωτό)	21.08	0.02275	Πνεύμονας που διογκώνεται

Κόκκαλο (φλοιώδης)	13.77	0.1032	Μυς
Κόκκαλο (κολοκύθι)	5.137	0.03575	2/3 μυ
Λίπος στήθων	5.62	0.4953	Νεύρο
Χόνδρος	43.64	0.65	Ωοθήκη
Παρεγκεφαλίδα	52.9	0.91	Δέρμα (ξηρό)
Εγκεφαλονωτιαίο ρευστό	68.97	2.32	Δέρμα (υγρό)
Τράχηλος	44.17	1.020	Λεπτό έντερο
Ανω και κάτω τελεία	60.88	0.96	Σπλήνα
Κερατοειδής χιτώνας	54.4	1.070	Στομάχι
Dura	51.03	0.8	Τένοντας
Ιστοί ματιών	57.69	1.010	Testes
Λίπος	5.028	0.04502	Θυροειδής
Κύστη αμυχής	60.06	1.035	Γλώσσα
Χολή κύστεων αμυχής	76.55	1.613	Τραχεία
Γκρίζο θέμα	54.27	0.8775	Μήτρα
Καρδιά	60.74	0.9866	Γυάλινο χιούμορ
Νεφρό	57.3	1.152	Ασπρο θέμα

Ιστός	$\epsilon_r$	$\sigma_{eff}$ (S/m)
Φλοιός φακών	52.75	0.6742
Πυρήνας φακών	38.76	0.38
Συκώτι	50.34	0.68
Πνεύμονας που ξεφουσκώνει	52.83	0.7147
Πνεύμονας που διογκώνεται	21.58	0.3561
Μυς	64.21	0.9695
2/3 μυ	42.81	0.6463
Νεύρο	35.7	0.500

Ωοθήκη	51.55	1.033
Δέρμα (ξηρό)	42.48	0.5495
Δέρμα (υγρό)	51.31	0.72
Λεπτό έντερο	74.1	2.053
Σπλήνα	60.62	1.041
Στομάχι	74.55	1.120
Τένοντας	50.53	0.7554
Testes	65.2	1.137
Θυροειδής	60.02	0.8183
Γλώσσα	58.79	0.8993
Τραχεία	42.93	0.673
Μήτρα	64.73	1.117
Γυάλινο χιούμωρ	66.16	0.3931
Ασπρο θέμα	39.84	0.5339

Πηγή: Gabriel.C, Σύνταξη των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών σωμάτων στις συχνότητες RF και μικροκυμάτων, τελική τεχνική έκθεση, τμήμα ακτινοβολίας ραδιοσυχνότητας διεύθυνσης επαγγελματικής και περιβαλλοντικής υγείας, βάση Πολεμικής Αεροπορίας, TX, 1996.

Ένα φανταστικό χαμηλής περεκτικότητας σε νερό (για το λίπος και το κόκκαλο) έχει δημιουργηθεί από Laminae 4110 (μια ρητίνη πολυεστέρα), το Μαύρο ασετυλίνης, και τη σκόνη αργιλίου. Αυτό το στερεό υλικό έχει χρησιμοποιηθεί από 100 MHz σε 10 GHz (Guy, 1971; Cheung και Koopman, 1976.) Μια ημισταθερή ζύμη (φιαγμένη από αλεύρι, έλαιο, και αλατούχο) έχει εξεταστεί από Lagendijk και Nilsson (1985), και το λάστιχο σιλικόνης με την ίνα άνθρακα εξετάστηκε από Nikawa et al. (1996).

## Παράρτημα β: Καθορισμός των μεταβλητών

### ΠΙΝΑΚΑΣ Β.1

Ορισμοί των μεταβλητών

Μεταβλητή Όνομα	Ενότητες	Σημειώσεις	Τύπος	Πώς να το πεί	Τμήμα
-----------------	----------	------------	-------	---------------	-------

$\alpha$	Σταθερά μείωσης	Nepers / μέτρο	Np/m	Κλιμακωτός	Άλφα	1.14
B	Πυκνότητα μαγνητικής ροής	Τέσλα	T	Διάνυσμα		1.3
B	Μέγεθος της πυκνότητας μαγνητικής ροής	Τέσλα	T	Κλιμακωτό		1.3
$\beta$	Σταθερά διάδοσης	Ακτίνια / μέτρο	rad/m	Κλιμακωτή	Βήτα	1.11,1.14
$c$ or $c_0$	Ταχύτητα (ταχύτητα της διάδοσης) του φωτός	Μέτρα/ Δευτερο/το	$= 3 \times 10^8 m/s$	Σταθερή		1.11
$c$	Συγκεκριμένη θερμότητα	Τζάουλ / βαθμός-kg	$J^{\circ}C\text{-kg}$	Σχετική σταθερά		1.16
d	Απόσταση	Μέτρα	m	Κλιμακωτή		
d	Μέγεθος της σχισμής διάθλασης	Μέτρα	m	Κλιμακωτό		3.8.1
$d_i$	Απόσταση στην εικόνα	Μέτρα	m	Κλιμακωτή		4.2.4
$d_0$	Απόσταση στο αντικείμενο	Μέτρα	m	Κλιμακωτή		4.2.4
D	Ηλεκτρική πυκνότητα ροής	Coulombs / τετραγωνικό μέτρο	$C/m^2$	Διάνυσμα		1.7
D	Μέγεθος της ηλεκτρικής πυκνότητας ροής	Coulombs/ Τετραγωνικό μέτρο	$C/m^2$	Κλιμακωτό		1.7
D	Διάμετρος του φακού	Μέτρα	m	Κλιμακωτή		4.2.3
D	Μέγιστη διάσταση της κεραίας	Μέτρα	m	Κλιμακωτή		3.7
$\partial/\partial t$	Αλλαγή όσον αφορά το χρόνο	Ανα δευτερό/το	1/s			1.4
E	Ηλεκτρικό πεδίο	Βολτς/μέτρο	V/m	Διάνυσμα		1.2
E	Μέγεθος του ηλεκτρικού πεδίου	Βολτς/μέτρο	V/m	Κλιμακωτό		1.2
$\tilde{E}$	Ηλεκτρικό πεδίο Phasor (δικτυακή γειτονιά συχνότητας)	Βολτς/μέτρο	V/m	Σύνθετο εκτιμημένο διάνυσμα		1.14
$E_{inc}$ ' $E_i$	Συναφές ηλεκτρικό πεδίο	Βολτς/μέτρο	V/m	Διάνυσμα		5.5.2, 3.3
$E_{Eint}$	Εσωτερικό πεδίο E που παράγεται από $E_{inc}$	Βολτς/μέτρο	V/m	Σύνθετο εκτιμημένο		5.5.2



$E_{Hint}$	Εσωτερικό πεδίο $\epsilon$ που παράγεται από $H_{inc}$	Βολτς/μέτρο	V/m	Σύνθετο εκτιμημένο διάνουσμα	5.5.2
$E_{rms}$	Ηλεκτρικό πεδίο RMS	Βολτς/μέτρο	V/m	Κλιμακωτός διάνουσμα	1.40
$E_{int}$	Εσωτερικό ηλεκτρικό πεδίο	Βολτς/μέτρο	V/m	Διάνουσμα	2.2

(συνέχεια στην επόμενη σελίδα)

ΠΙΝΑΚΑΣ Β.1 (συνέχεια)

Ορισμοί των μεταβλητών

Μεταβλητή	Όνομα	Ενότητες	Σημειώσεις	Τύπος	Πώς να το πει	Τμήμα
$\epsilon$	Σταθερός	Unitless	2.718	Κλιμακωτός		1.13, 1.14,4.4.2
eV	Τάση σχετικά με τη δυνατότητα ενός ηλεκτρονίου	Ηλεκτρόνιο βολτ	eV	Κλιμακωτή		4.7
$\epsilon$	Διηλεκτρική	Φαραντ/μέτρο	$= \epsilon_0 \epsilon_r$	Κλιμακωτή	Εψιλον	1.6,1.4
$\epsilon_0$	Διηλεκτρική του ελεύθερου διαστήματος	Φαραντ/μέτρο	$8.854 \times 10^{-12}$ F/m	Σταθερή μηδέν	Εψιλον	1.6
$\epsilon_r$	Σχετική Διηλεκτρική	Unitless	Σειρά	Κλιμακωτή	Εψιλον r	1.6
Χαρακτηριστικά						
1-80						
$\epsilon_{bound}$	Σύνθετη διηλεκτρική από τα συνδεδεμένα φορτία	Φαραντ/μέτρο	$= \epsilon_{b,real} - j\epsilon_{b,imag}$	Κλιμακωτή		1.14
$\epsilon_{b,real}$	Πραγματικό μέρος σύνθετης διηλεκτρικής από τα συνδεδεμένα φορτία	Φαραντ/μέτρο		Κλιμακωτό		1.14

ΠΙΝΑΚΑΣ Β.1 (συνέχεια)

Ορισμοί των μεταβλητών

Μεταβλητή	Όνομα	Ενότητες	Σημειώσεις	Τύπος	Πώς να το πει	Τμήμα
$\epsilon_{b,imag}$	Φανταστικό μέρος σύνθετης δηλεκτρικής από τα συνδεδεμένα φορτία	Φαραντ/ μέτρο			Κλιμακωτό	1.14
$\epsilon''$	Φανταστικό μέρος σύνθετης δηλεκτρικής	Unitless	$= \epsilon_{eff}/\omega\epsilon'$		Κλιμακωτό	1.14
$\epsilon'$	Πραγματικό μέρος σύνθετης δηλεκτρικής	Unitless	$= \epsilon_0\epsilon_r$		Κλιμακωτό	1.14
F	Δύναμη	Newtons	N		Διάνυσμα	1.2
f	Συχνότητα	Hertz= 1/δευτερο/το	Hz=1/s		Κλιμακωτή	1.9
f	Εστιακό μήκος	Μέτρα	m		Κλιμακωτό	4.2.3
f# ή f/ ή f	f-αριθμός φακού	Unitless			Κλιμακωτός	4.2.3
$\phi$	Φάση ενός κύματος ημιτόνου	Βαθμοί ή ακτίνια			Κλιμακωτή	Phi 1.9
H	Μαγνητικό πεδίο	Αμπερό/μετρο	A/m		Διάνυσμα	1.7
H	Μέγεθος του μαγνητικού πεδίου	Αμπερό/μετρο	A/m		Κλιμακωτό	1.7
$H_{inc}, H_I$	Συναφές μαγνητικό πεδίο	Αμπερό/μετρο	A/m		Διάνυσμα	5.5.2, 3.3
$\tilde{H}$	Μαγνητικό πεδίο Phasor (δικτυακή γειτονιά συχνότητας)	Αμπερό/μετρο	A/m		Σύνθετο εκτιμημένο διάνυσμα	1.14
$H_{rms}$	RMS μαγνητικό πεδίο	Αμπερό/μετρο	A/m		Κλιμακωτό	1.40
I	Ρεύμα	Αμπερ	A		Κλιμακωτό	1.2
$\tilde{I}$	Ρεύμα Διανυσματικό	Αμπερ	A		Σύνθετο κλιμακωτός	1.13
J	Πυκνότητα ρεύματος	Αμπερ/ τετραγωνικό μέτρο	$A/m^2$		Διάνυσμα	1.5
$J_{c,eff} J_c$	Πυκνότητα ρεύματος Διεξαγωγής	Αμπερ/ τετραγωνικό μέτρο	$A/m^2$		Διάνυσμα	1.14

## ΠΙΝΑΚΑΣ Β.1 (συνέχεια)

## Ορισμοί των μεταβλητών

Μεταβλητή	Όνομα	Ενότητα	Σημειώσεις	Τύπος	Πώς να το πει	Τμήμα
$J_d$	Πυκνότητα ρεύματος μετατοπίσεων	Αμπερ/ τετραγωνικό μέτρο	$A/m^2$		Διάνυσμα	1.15
$j$ ή $i$	$\sqrt{-1}$	Unitless				1.13
$k$	Κατεύθυνση της διάδοσης	Unitless			Unit	3.2
$\lambda$	Μήκος κύματος	Μέτρα	m		κλιμακωτό Λάμδα	1.6, 1.14
$\lambda_d$	Μήκος κύματος σε διηλεκτρικό	Μέτρα	m		κλιμακωτό Λάμδα	3.3.2
$\lambda_{co}$	Μήκος κύματος διακοπών	Μέτρα	m		κλιμακωτό Λάμδα	3.5,3.2
$M$	Συντελεστής ενίσχυσης	Unitless	$= d_i/d_o$		κλιμακωτός	4.2.4
$n$	Δείκτης διάθλασης	Unitless	$= \sqrt{\epsilon_r}$		Κλιμακωτός	4.1
$NA$	Αριθμητικό άνοιγμα	Unitless			Κλιμακωτό	4.3.1
$P$	Ισχύ	Βατ	W		Κλιμακωτή	1.16
$P$	Πίεση του κύματος υπερήχου				Κλιμακωτή	3.9
$Q$	Φορτίο	Κουλόμπ	C		Κλιμακωτό	1.2
$Q$	Ποιοτικός συντελεστής μιας κοιλότητας	Unitless			Κλιμακωτός	3.6
$R$	Αντίσταση	Ωμ	$\Omega$		Κλιμακωτή	1.2
$\rho$	Μαζική πυκνότητα	Χιλιόγραμμα / κυβικό μέτρο	$kg/m^3$		Κλιμακωτή $\rho_o$	1.16
$\rho$	Πυκνότητα φορτίου	Κουλομπ /κυβικό μέτρο	$C/m^3$		Κλιμακωτή $\rho_o$	1.4
$\rho$	Συντελεστής αντανάκλασης	Unitless			Κλιμακωτός	3.5,4.2.2
$r_{ms}$	Μέσο τετράγωνο ρίζας					1.10
$R_o$	Ακτίνα της κυρτότητας (του φακού)	Μέτρα	m		Κλιμακωτή	4.2.3
SAR	Συγκεκριμένο ποσοστό απορρόφησης	Βατ/Kg	W/kg		Κλιμακωτό $\Sigma ar$	1.16

## ΠΙΝΑΚΑΣ Β.1 (συνέχεια)

## Ορισμοί των μεταβλητών

Μεταβλητή	Όνομα	Ενότητες	Σημειώσεις	Τύπος	Πώς να το πει	Τμήμα
$\sigma$	Αγωγιμότητα	Siemens/ μέτρο	$S/m=$ $1/\Omega\cdot m$		Κλιμακωτή Σίγμα	1.6,1.14 1.11
$\sigma_c$	Αγωγιμότητα από τα ελεύθερα ηλεκτρόνια	Siemens/ μέτρο	$S/m=$ $1/\Omega\cdot m$		Κλιμακωτή	1.14
$\sigma_{eff}$	Αποτελεσματική αγωγιμότητα που αντιπροσωπεύει την απώλεια από την ελεύθερες κίνηση ηλεκτρονίων και τη μετατόπιση των συνδεδεμένων φορτίων	Siemens/ μέτρο	$S/m=$ $1/\Omega\cdot m$		Κλιμακωτή	1.14
$\delta$	Βάθος δέρματος	Μέτρα	$\delta=1/\alpha$		Κλιμακωτό	1.14,3.4.1
T	Περίοδος κύματος ημιτόνου	Δευτερό/τα	s		Κλιμακωτή	1.9
TE	Εγκάρσιος ηλεκτρικός				Καθορισμός	3.5
TM	Εγκάρσιος μαγνητικός				Καθορισμός	3.5
TEM	Εγκάρσιος ηλεκτρικός και μαγνητικός				Καθορισμός	3.5
$\Delta T$	Ανοδος θερμοκρασίας	Βαθμοί			Κλιμακωτή	1.16
t	Χρόνος	Δευτερό/τα	s		Κλιμακωτός	1.14,3.3
$\tan \delta$	Εφαπτομένη απώλειας (παράγοντας διασκεδασμού)	Unitless	$= \epsilon''/\epsilon'$		Κλιμακωτή	1.14
$\theta_B$	Γωνία Brewster	Ακτίνια ή βαθμοί			Κλιμακωτή	4.2.2
$\theta_{ic}$	Κρίσιμη γωνία (συνολική εσωτερική αντανάκλαση)	Ακτίνια ή βαθμοί			Κλιμακωτή	3.3.2,4.3
$\theta_i$	Γωνία της πρόσπτωσης	Ακτίνια ή βαθμοί			Κλιμακωτή	3.3.2
$\theta_e$	Γωνία της μετάδοσης	Ακτίνια ή βαθμοί			Κλιμακωτή	3.3.2
$\theta_d$	Μισή γωνία της απόκλισης	Ακτίνια ή βαθμοί			Κλιμακωτή	3.8.1
$\theta_n$	Μισή αιχμή διάθλασης γωνίας ένατος	Ακτίνια ή βαθμοί			Κλιμακωτή	3.8.2

## ΠΙΝΑΚΑΣ Β.1 (συνέχεια)

## Ορισμοί των μεταβλητών

Μεταβλητή	Όνομα	Ενότητες	Σημειώσεις	Τύπος	Πώς να το πει	Τμήμα
$\varphi_r$	Μισή γωνία του ακτινοβολούντος κώνου του φωτός	Ακτίνια ή βαθμοί			Κλιμακωτή	4.3.1
u	Ταχύτητα του κύματος υπερήχου	Μέτρα/ δευτερό/το	m/s		Κλιμακωτή	3.9
$\mu$	(Μαγνητική) διαπερατότητα	Henrys/ μέτρο	$= \mu_0 \mu_r$		Κλιμακωτή	mu 1.5,1.14
$\mu_0$	Διαπερατότητα του ελεύθερου Διαστήματος	Henrys/ μέτρο	$4 \times 10^{-7} H/m$		Σταθερά	mu 1.6
$\mu_r$	Σχετική διαπερατότητα	Unitless			Κλιμακωτή	mu r 1.6
$\mu_{complex}$	Σύνθετη διαπερατότητα	Henrys/ μέτρο	$= \mu' - j\mu''$		Σύνθετη	1.14
$\mu'$	Πραγματικό μέρος της σύνθετης διαπερατότητας	Henrys/ μέτρο	$= \mu_0 \mu_r'$		Κλιμακωτό	1.14
$\mu''$	Φανταστικό μέρος της σύνθετης διαπερατότητας	Henrys/ μέτρο	$= \mu_0 \mu_r''$		Κλιμακωτό	1.14
$\mu_r' - j\mu_r''$	Σύνθετη σχετική Διαπερατότητα	Unitless			Κλιμακωτή	mu r 1.14
$\mu_s'$	Διασκοπίζοντας συντελεστής	1/μέτρο	1/m		Κλιμακωτός	4.6.1
V	Τάση	Βολτ	V		Κλιμακωτή	1.2
$\tilde{V}$	Τάση Διανυσματικού	Βολτ	V		Σύνθετη	1.13
$V_{inc}$	Συναφής τάση	Βολτ	V		Κλιμακωτός	3.5
$V_{ref}$	Απεικονισμένη τάση	Βολτ	V		Σύνθετος	3.5
$ V _{max}$	Μέγιστη τιμή του μόνιμου κύματος τάσης	Βολτ	V		Κλιμακωτή	3.5
$ V _{min}$	Ελάχιστη τιμή του μόνιμου κύματος τάσης	Βολτ	V		Κλιμακωτή	3.5
$V_p$	Ταχύτητα φάσης ή ταχύτητα της διάδοσης	Μέτρα/ δευτερό/το	m/s		Κλιμακωτή	1.11
VSWR	Μόνιμη αναλογία κυμάτων τάσης	Unitless			Κλιμακωτή	3.5

## ΠΙΝΑΚΑΣ Β.1 (συνέχεια)

## Ορισμοί των μεταβλητών

Μεταβλητή	Όνομα	Ενότητες	Σημειώσεις	Τύπος	Πώς να το πει	Τμήμα
$\Delta v$	Μικρή μονάδα της έντασης του ήχου	Κυβικά	$m^3$			1.16
		Μέτρα				
$\omega$	Γωνιακή συχνότητα	Ακτίνια/ δευτερό/το	$rad/s=2\pi f$	Κλιμακωτή	Ωμέγα	1.9
$w(z)$	Μέσο (της ακτίνας laser)	Μέτρο		Κλιμακωτό		4.4.2
$w_0$	Μέσο (της ακτίνας laser)	Μέτρο	$= w(z = 0)$	Κλιμακωτό		4.4.3
$W_{em}$	EM απόθεση δύναμης	Βατ	W	Κλιμακωτός		1.16
$W_m$	Μεταβολικό ποσοστό θέρμανσης	Βατ	W	Κλιμακωτό		1.16
$W_c$	Θερμικός διασκεδασμός	Βατ	W	Κλιμακωτός		1.16
	από τη διεξαγωγή					
$W_b$	Θερμικός διασκεδασμός από τη ροή αίματος	Βατ	W	Κλιμακωτός		1.16
$z$	Απόσταση	Μέτρο	m	Κλιμακωτή		1.14,3.3
$Z$	Σύνθετη αντίσταση	Ωμ	Ω	Σύνθετη		1.13,3.2, Κλιμακωτή 3.9
$Z_L$	Σύνθετη σύνθετη αντίσταση του φορτίου	Ωμ	Ω	Σύνθετη Κλιμακωτή		3.5
$Z_0$	Χαρακτηριστική σύνθετη (Μερικά αντίσταση βιβλία λένε $n$ ή $n_0$ )	Ωμ	Ω	Σύνθετη Κλιμακωτή (συχνά πραγματικά Κλιμακωτή)		
$Z_R$	Σειρά Rayleigh	Μέτρο		Κλιμακωτή		4.4.3

ΠΙΝΑΚΑΣ Β.2

Παράγοντες πολλαπλασιασμού για τις μονάδες

Μονάδα	Ετικέτα μονάδων	Παράγοντας πολλαπλασιασμού
Τέρα	T	$\times 10^{12}$
Γίγα	G	$\times 10^9$
Μέγα	M	$\times 10^6$
Κίλο	k	$\times 10^3$
Centi	c	$\times 10^{-2}$
Μίλι	m	$\times 10^{-3}$
Μίκρο	$\mu$	$\times 10^{-6}$
Νάνο	n	$\times 10^{-9}$

Παράδειγμα : 5 MHz (Μεγαχέρτζ)=  $5 \times 10^6$  Hz.

## Παράρτημα Γ: Decibels

Τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία μεταβάλλονται συχνά άγρια στη δύναμη. Παραδείγματος χάριν, οι μηχανές απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού (MRI) μπορούν να δημιουργήσουν τα πολύ μεγάλα εξωτερικά μαγνητικά πεδία για να αναγκάσουν τα άτομα υδρογόνου του σώματος να ευθυγραμμίσουν με το πεδίο. Όταν το πεδίο κλείνεται και τα άτομα επιστρέφουν στο τυχαίο σημείο τους, τα πεδία που παράγονται είναι πολύ μικρά. Προκειμένου να απλοποιηθούν η περιγραφή και ο υπολογισμός αυτών των πολύ διαφορετικών δυνάμεων πεδίων, οι μονάδες χρησιμοποιούνται που χρησιμοποιούνται είναι τα decibels. Ένα άλλο σημαντικό πλεονέκτημα των decibels είναι ότι απλοποιούν τα μαθηματικά των γραμμικών συστημάτων που επίσης συχνά βρίσκονται στον ηλεκτρομαγνητισμό.

Μια decibel (dB) τιμή υπολογίζεται με αυτόν τον τρόπο:

$$\text{Τίποτα σε dB} = 10 * \log_{10}(\text{τίποτα σε γραμμικό})$$

$$\text{Δύναμη σε dB} = 10 * \log_{10}(\text{δύναμη σε Watt})$$

Μια απλή σχέση μεταξύ της ισχύος και της τάσης (ή του πεδίου) decibels υπάρχει επίσης. Υπενθυμίζεται εκείνη η δύναμη  $= V^2/R$  ή  $|E|^2/Z$ . Κατόπιν:

$$\text{Δύναμη σε dB} = 10 * \log_{10}(\text{δύναμη σε Watt})$$

$$= 10 * \log_{10}(V^2/R)$$

$$= 20 * \log_{10}(\text{τάση}/\sqrt{R})$$

Τα συγκεκριμένα ονόματα έχουν δοθεί decibel στις μονάδες για τα διαφορετικά μεγέθη της δύναμης:

$$\text{Δύναμη (dBW, επίσης συχνά ακριβώς αποκαλούμενο dB)} = 10 * \log_{10} (\text{δύναμη σε Watt})$$

$$\text{Δύναμη (dBm)} = 10 * \log_{10} (\text{δύναμη σε milliwatts})$$

$$\text{Δύναμη (dBμ)} = 10 * \log_{10} (\text{δύναμη σε microwatts})$$

Decibels μπορούν να απλοποιήσουν τα ηλεκτρομαγνητικά μαθηματικά για να επιτρέψουν σε σας να το κάνετε στο κεφάλι σας. Παραδείγματος χάριν, εάν διπλασιάσετε τη δύναμη για κάτι, απλά προσθέστε 3 dB. Ο πίνακας C.1 δίνει διάφορες κοινές λειτουργίες και το ισοδύναμο dB τους.

#### ΠΙΝΑΚΑΣ Γ.1

##### Κοινά συντελεστές dB

---

Λειτουργία Math	Λειτουργία dB
1	0dB
* 2	+3dB
/ 2	-3dB
* 10	+10dB
* 100	+20dB
/10	-10dB
/100	-20dB

---

#### ΠΙΝΑΚΑΣ Γ.1 (συνέχεια)

##### Κοινά συντελεστές dB



---

Λειτουργία math	Λειτουργία dB
Παράδειγμα:	
1 watt	0dB
2 watts	0 + 3 dB=3 dB
20 watts	= 3 dB + 10=13dB

---

Decibels χρησιμοποιούνται επίσης για να απλοποιήσουν τον υπολογισμό της επίδρασης των διάφορων κερδών και των απωλειών σε ένα σύστημα.

Υποθέστε ότι μας δίνεται η διαβιβασμένη ισχύς  $P_{TX}$  και θέλουμε να βρούμε τη λαμβανόμενη ισχύ  $P_{RX}$ . Αυτό είναι μια πολλαπλασιαστική λειτουργία των κερδών και των απωλειών:

$$P_{RX} = P_{TX} * gain / loss$$

Εάν υπάρχουν πολυάριθμα κέρδη και απώλειες σε ένα σύστημα, όλα τα κέρδη πολλαπλασιάζονται, και όλες οι απώλειες διαιρούνται. Τα μαθηματικά είναι χαρακτηριστικά πάρα πολύ δύσκολο να κατανοηθούν στο κεφάλι σας. Αλλά οι λογαριθμικές λειτουργίες (όπως decibels) μετατρέπουν τον πολλαπλασιασμό και τη διαίρεση στην πρόσθεση και την αφαίρεση. Τώρα τα μαθηματικά είναι συχνά αρκετά απλούστερο να κατανοηθούν στο κεφάλι σας!

$$P_{RX}(dB) = P_{TX}(dB) + gain (dB) - loss (dB)$$

Μια σημαντική λεπτομέρεια σε αυτόν τον τύπο υπολογισμού είναι να συνειδητοποιηθεί ότι οι απώλειες και τα κέρδη είναι σχετικές τιμές. Είναι αναλογίες και δεν έχουν τις μονάδες. Κατά συνέπεια, είναι πάντα απλά dB. Οι όροι ισχύος σε αυτές τις εξισώσεις έχουν τις μονάδες. Μπορούν να είναι σε Watt, milliwatts, και ούτω καθ'εξής. Κατά συνέπεια, πρέπει να χρησιμοποιήσουν την ονομαζόμενη σύμβαση για την ισχύ που περιγράφεται παραπάνω. Κατόπιν θα υπάρξει ένα decibel με μια μονάδα (όπως dBm) στη δεξιά πλευρά της εξίσωσης. Το dB με μια μονάδα στην αριστερή πλευρά θα είναι το ίδιο με αυτό στη δεξιά πλευρά (σε αυτήν την περίπτωση dBm):

$$P_{RX}(dBm) = P_{TX} (dBm) + gain (dB) - loss (dB)$$

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Γ. Ρίζος, *Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα*, Εκδόσεις Νέες Τεχνολογίες, 1996.
- [2] Ι. Ρεφανίδης, *Μηχανική Μάθηση / Νευρωνικά Δίκτυα*, Διδακτικές Σημειώσεις, 2004.
- [3] Μ. Αδαμόπουλος, *Στοιχεία Τεχνητών Νευρωνικών Δικτύων*, Διδακτικές Σημειώσεις, 1996.
- [4] L.C. Jain and V. Rao Vemuri (Eds.), *Industrial Applications of Neural Networks*, CRC Press, 1998.
- [5] J. Dayhoff, *Neural Network Architectures: An Introduction*, Van Nostrand Reinhold, 1990.
- [6] Κ. Διαμαντάρας, *Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα*, Εκδόσεις Κλειδάριθμος, 2007.
- [7] F. Cortial, F. Ossart, J.B. Albertini, and M.Aid, “An improved analytical hysteresis model and its implementation in magnetic recording modeling by the finite element method”, *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 33, iss. 2, Mar. 1997, pp. 1592-1595.
- [8] J. Kraus, *Ηλεκτρομαγνητισμός*, 4η Έκδοση, Εκδόσεις Τζιόλα, 1993.

- [9] H.H. Saliah, D.A. Lowther, and B. Forghani, “Modeling magnetic materials using artificial neural networks”, *IEEE Transactions on Magnetism*, vol. 34, iss. 5, Sep. 1998, pp. 3056-3059.