



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

**Ηλεκτρομαγνητική Συμβατότητα (EMC) σήματος GSM και
ηλεκτροεγκεφαλογράφου-Πειραματική τεκμηρίωση με χρήση
ανθρώπινου ομοιώματος**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γεωργία Ε. Κατσαμάνη

Επιβλέπων : Χρήστος Καψάλης
Καθηγητής Ε.Μ.Π

Αθήνα ,Ιούνιος 2007



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

**Ηλεκτρομαγνητική Συμβατότητα (EMC) σήματος GSM και
ηλεκτροεγκεφαλογράφου-Πειραματική τεκμηρίωση με χρήση
ανθρώπινου ομοιώματος**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γεωργία Ε. Κατσαμάνη

Επιβλέπων : Χρήστος Καψάλης
Καθηγητής Ε.Μ.Π

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την

.....
Χ.Καψάλης
Καθηγητής Ε.Μ.Π

.....
Φ.Κωνσταντίνου
Καθηγητής Ε.Μ.Π

.....
Π.Κωττής
Καθηγητής Ε.Μ.Π

Αθήνα ,Ιούνιος 2007

.....
Γεωργία Ε. Κατσαμάνη

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

Copyright © Γεωργία Ε. Κατσαμάνη, 2007

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Η Ηλεκτρομαγνητική Συμβατότητα (EMC) είναι ένα από τα βασικότερα θέματα της εφαρμοσμένης μηχανικής. Με τον όρο αυτό ορίζουμε την ικανότητα μιας ηλεκτρικής ή ηλεκτρονικής διάταξης, συσκευής ή συστήματος να λειτουργεί ικανοποιητικά στο ηλεκτρομαγνητικό του περιβάλλον χωρίς να προκαλεί απαράδεκτες ηλεκτρομαγνητικές διαταραχές σε οτιδήποτε βρίσκεται στο περιβάλλον αυτό. Το πρόβλημα που καλείται ο μηχανικός να λύσει είναι η Ηλεκτρομαγνητική Παρεμβολή (EMI) που είναι κάθε ηλεκτρομαγνητικό φαινόμενο που ενδέχεται να υποβαθμίσει τις επιδόσεις μιας διάταξης ή μιας συσκευής ή να επιδράσει δυσμενώς σε ζώσα ή αδρανή ύλη. (Μια ηλεκτρομαγνητική διαταραχή μπορεί να είναι ένας ηλεκτρομαγνητικός θόρυβος, ένα ανεπιθύμητο σήμα ή μια μεταβολή στο ίδιο μέσο διάδοσης). Κατά κύριο λόγο εξετάζονται οι ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές που προκαλούν τα σύγχρονα ασύρματα δίκτυα τηλεφωνίας και τα σημερινά πρότυπα επικοινωνίας όπως το GSM, που είναι ευρέως διαδεδομένο, ως προς τα ιατρικά μηχανήματα των οποίων η λειτουργία είναι καίριας σημασίας.

Αντικείμενο της παρούσας εργασίας είναι η μελέτη του φαινομένου της ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (EMC) και η εξέταση της επίδρασης ενός σήματος GSM που προέρχεται από ένα κινητό τηλέφωνο στη λειτουργία ενός ηλεκτροεγκεφαλογράφου. Ειδικότερα λοιπόν αναλύσαμε το φαινόμενο της ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας στο χώρο της σύγχρονης τεχνολογίας, εξηγήσαμε τους τρόπους παρεμβολής διαφόρων σημάτων σε ηλεκτρονικές-ιατρικές συσκευές, μελετήσαμε το σήμα που εκπέμπεται από ένα κινητό τηλέφωνο προτύπου GSM και προσπαθήσαμε να κατανοήσουμε τον τρόπο λειτουργίας ενός σύγχρονου ηλεκτροεγκεφαλογράφου (HEΓ). Στη συνέχεια κατασκευάσαμε μια πειραματική διάταξη με σκοπό την καταγραφή των σημάτων του HEΓ υπό διαφορετικές συνθήκες (απουσία κινητού, αποδοχή εισερχόμενης κλήσης κι διαδικασία αναζήτησης) και επεξεργαστήκαμε τις μετρήσεις που λάβαμε με τη βοήθεια ενός προγράμματος που υλοποιήθηκε σε γλώσσα matlab. Στόχος μας ήταν να διαπιστώσουμε τι είδους συσχέτιση υπάρχει ανάμεσα στην ακτινοβολία της κινητής τηλεφωνίας και της αξιόπιστης λειτουργίας των HEΓ.

Λέξεις-Κλειδιά:

Ηλεκτρομαγνητική Συμβατότητα (EMC), Ηλεκτρομαγνητική Παρεμβολή (EMI), GSM, Ηλεκτροεγκεφαλογράφος (HEΓ), ηλεκτρομαγνητικές διαταραχές, κινητό τηλέφωνο, ηλεκτρονικές-ιατρικές συσκευές

Abstract

The Electromagnetic Compatibility (EMC) is one from the most important subjects of applied mechanics. With this term we define the faculty of an electric or electronic provision, appliance or system to function satisfactorily in his electromagnetic environment without causes unacceptable electromagnetic disturbances in anything is found in this environment. The problem that is called the engineer to resolve is the Electromagnetic Interference (EMI) that is each electromagnetic phenomenon that downgrades probably the records of a provision or an appliance or it has negative consequences on the operation of an organism (like human or animal) or an inactive matter. (An electromagnetic disturbance may probably be an electromagnetic noise, an undesirable signal or a change in the same means of distribution). Mainly are examined the electromagnetic interferences which are caused by the modern wireless networks of telephony and the current models of communication as the GSM, that is widely widespread, as for the medical instruments which the operation is of vital importance.

The object of the present work is the study of the phenomenon that refers to the electromagnetic compatibility (EMC) and the examination of the effects that a signal GSM , which emanates from a mobile telephone can provoke to the operation of an electroencephalograph. More specifically we analyzed the phenomenon of electromagnetic compatibility in the space of modern technology, we explained the ways of interjection of various signals in electronic-medical appliances, we studied the signal that is emitted by a mobile telephone of model GSM and we tried to comprehend the way of operation of one modern electroencephalograph (EEG). Then we manufactured a experimental provision aiming at the recording of signals of EEG under different conditions (absence mobile-noise, acceptance of entering call-receiving and process of search-paging) and processed the measurements that we received with the help of program that was materialised in language matlab .Our purpose was to realise which type of cross-correlation exists between the radiation of mobile telephony and the reliable operation of an EEG.

Keywords:

Electromagnetic Compatibility (EMC) ,Electromagnetic Interference (EMI), GSM, electroencephalograph (EEG), electromagnetic disturbances , mobile phone, electronic-medical devices

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να απευθύνω ευχαριστίες στην οικογένειά μου, τους γονείς μου και την αδερφή μου που με στήριξαν στην προσπάθειά μου να ολοκληρώσω αυτό την εργασία και με στήριζαν ψυχολογικά, καθώς και τον επιβλέποντα καθηγητή, κ. Χρήστο Καψάλη που μου έδωσε τη δυνατότητα να έρθω σε επαφή με ένα πολύ ενδιαφέρον πεδίο έρευνας και που χωρίς τη συμβολή και την καθοδήγηση του οποίου αυτή η εργασία δε θα μπορούσε να ολοκληρωθεί. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την Έλενα Νάνου για τη σημαντική υποστήριξη και βοήθεια που μου πρόσφερε.

Περιεχόμενα

1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	12
1.1	Γενικά	12
1.2	Οργάνωση	13
2	ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ(EMC) ΚΑΙ	14
	ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΠΑΡΕΜΒΟΛΗ(EMI)	14
2.1	Εισαγωγή	14
2.2	Ηλεκτρομαγνητική Παρεμβολή EMI	16
2.2.1	Γενική Φύση της EMI	16
2.2.2	Μηχανισμοί διάδοσης EMI	17
2.2.2.1	Διεξαγωγή	18
2.2.2.2	Αντιδραστική σύζευξη	18
2.2.2.3	Ακτινοβολία	18
2.2.3	Πηγές EMI	19
2.2.4	Θύματα της EMI	20
2.3	Η EMC Στην Ιατρική Ηλεκτρονική	21
2.4	Νομοθεσία EMC Και Πρότυπα Στην Ευρώπη	23
2.4.1	Η οδηγία(directive) ιατρικών συσκευών	23
2.4.2	Πρότυπο EN60601-1-2	24
3	ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ	25
3.1	Εισαγωγή	25
3.2	Στοιχεία Εγκεφαλικής Δραστηριότητας	26
3.3	Λειτουργία του Ηλεκτροεγκεφαλογράφου (ΗΕΓ –EEG)	29
3.3.1	Ηλεκτρόδια	30
3.4	Ρυθμοί ΗΕΓ	32
3.5	Τεχνικά Προβλήματα	35
3.5.1	Παράσιτα ηλεκτροδίων	35
3.5.2	Δυναμικά από την καρδιά και τα μάτια	35
3.5.3	Ηλεκτρική και μαγνητική παρεμβολή από γειτονικά ρεύματα	36
3.5.4	Παρεμβολή από πεδία υψηλής (ραδιοφωνικής) συχνότητας	36
3.5.5	Παρεμβολή από πεδία κινητών τηλεφώνων και ασύρματων δικτύων	37
4	ΠΡΑΚΤΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ EMI	38
4.1	Γενικά	38
4.2	Πειραματικές Τιμές	38
4.3	Διαδικασίες Διαχείρισης	41
4.4	Πραγματικά προβλήματα	45
4.4.1	Πραγματικά Γεγονότα	45
4.4.2	Πειράματα	47

5	ΠΡΟΤΥΠΟ GSM	51
5.1	Εισαγωγή	51
5.2	Ιστορικά	51
5.2.1	Το παρελθόν	51
5.2.2	Το παρόν	52
5.2.3	Το μέλλον	54
5.3	Περιγραφή GSM	55
5.4	Κωδικοποίηση GSM	58
5.5	Διαμόρφωση GSM	61
6	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ	69
6.1	Εισαγωγή	69
6.2	Διάταξη	70
6.3	Μέθοδοι	72
6.4	Διαδικασία	73
7	ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ	75
7.1	Εισαγωγή	75
7.2	Μετρήσεις	75
7.3	Διαγράμματα	78
7.4	Σχολιασμός Αποτελεσμάτων και Συμπεράσματα	95
8	Αναφορές και Βιβλιογραφία	98
9	Συντομεύσεις	101

Κατάλογος Εικόνων

<i>Εικόνα 2.1</i>	15
<i>Εικόνα 2.2</i>	17
<i>Εικόνα 2.3</i>	20
<i>Εικόνα 3.1</i>	25
<i>Εικόνα 3.2</i>	26
<i>Εικόνα 3.3</i>	27
<i>Εικόνα 3.4</i>	28
<i>Εικόνα 3.5</i>	30
<i>Εικόνα 3.6</i>	31
<i>Εικόνα 3.7</i>	33
<i>Εικόνα 3.8</i>	34
<i>Εικόνα 4.1</i>	39
<i>Εικόνα 4.2</i>	40
<i>Εικόνα 4.3</i>	47
<i>Εικόνα 4.4</i>	48
<i>Εικόνα 5.1</i>	56
<i>Εικόνα 5.2</i>	56
<i>Εικόνα 5.3</i>	57
<i>Εικόνα 5.4</i>	59
<i>Εικόνα 5.5</i>	60
<i>Εικόνα 5.6</i>	62
<i>Εικόνα 5.7</i>	62
<i>Εικόνα 5.8</i>	63
<i>Εικόνα 5.9</i>	64
<i>Εικόνα 5.10</i>	65
<i>Εικόνα 5.11</i>	65
<i>Εικόνα 5.12</i>	66
<i>Εικόνα 5.13</i>	66
<i>Εικόνα 5.14</i>	67
<i>Εικόνα 5.15</i>	67
<i>Εικόνα 5.16</i>	68
<i>Εικόνα 7.1</i>	78
<i>Εικόνα 7.2</i>	94

Κατάλογος Πινάκων

<i>Πίνακας 3.1</i>	<i>34</i>
<i>Πίνακας 4.1</i>	<i>40</i>
<i>Πίνακας 4.2</i>	<i>40</i>
<i>Πίνακας 7.1</i>	<i>78</i>

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Γενικά

Τα τελευταία χρόνια αντιμετωπίζουμε παγκοσμίως μια ραγδαία ανάπτυξη των ασύρματων επικοινωνιών όπως είναι τα κινητά τηλέφωνα. Από τη στιγμή που καθιερώθηκαν στις σύγχρονες κοινωνίες, εξελίσσονται συνεχώς με αποτέλεσμα να αποτελούν πλέον ένα από τους πιο προσοδοφόρους τομείς της παγκόσμιας οικονομίας και να γίνονται έντονες προσπάθειες σε πολλούς τομείς ως προς τη βελτίωση των υπαρχουσών λειτουργιών τους και την ανακάλυψη καινούργιων.

Καθώς όμως τα χρόνια περνούν και η τεχνολογία προχωράει, το θέμα των ασύρματων επικοινωνιών εμφανίζεται άρρηκτα συνδεδεμένο με θέματα που αφορούν την καθημερινότητά μας και σχετίζονται όχι πια με την επικοινωνία αλλά με την υγεία και την ασφάλεια των πολιτών. Οι ασύρματες επικοινωνίες δεν είναι τίποτα άλλο παρά ηλεκτρομαγνητικά σήματα που μεταφέρονται στο χώρο με αποτέλεσμα να παρεμβάλλονται με ηλεκτρονικές συσκευές που πιθανόν να έχουν ουσιώδη ρόλο στη διαβίωσή μας. Τέτοιες συσκευές θεωρούνται οι ηλεκτρονικές-ιατρικές συσκευές που χρησιμοποιούνται ευρέως σήμερα σε νοσοκομεία αλλά και οικίες και πιθανοί τους αποσυντονισμοί μπορεί να επιφέρουν από τραυματισμούς στους ασθενείς έως και θάνατο.

Το φαινόμενο που αναφέρθηκε μόλις τώρα ονομάζεται ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή(EMI). Οι ειδικοί των ασύρματων επικοινωνιών καλούνται να προσδιορίσουν κάποιες συνθήκες και να εφαρμόσουν κάποια όρια στον τρόπο λειτουργίας των ασυρμάτων δικτύων, όπως αυτών των κινητών τηλεφώνων, με σκοπό να επιτευχθεί η Ηλεκτρομαγνητική Συμβατότητα(EMC) των διαφόρων συσκευών. Στην παρούσα εργασία θα μελετήσουμε την ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή που προκαλεί ένα κινητό τηλέφωνο GSM στα σήματα ενός ηλεκτροεγκεφαλογράφου.

1.2 Οργάνωση

Το κεφάλαιο 2 περιγράφει λεπτομερέστατα τους όρους της ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας(EMC) και της ηλεκτρομαγνητικής παρεμβολής(EMI) .Εξηγεί τους τρόπους με τους οποίους μπορεί κάποιο σήμα να παρέμβει ηλεκτρομαγνητικά σε κάποιο άλλο και παρουσιάζονται τα πρότυπα που έχουν οριστεί από διεθνείς οργανισμούς στο θέμα της ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας.

Το κεφάλαιο 3 αναλύει τη λειτουργία ενός ηλεκτροεγκεφαλογράφου του οποίου τα σήματα θα μελετήσουμε στην παρούσα εργασία.

Το κεφάλαιο 4 παρουσιάζει πιο συγκεκριμένα πειραματικές μελέτες και έρευνες που έχουν καταγραφεί τα τελευταία χρόνια σχετικά με την παρεμβολή κινητού τηλεφώνου GSM σε ποικίλες ιατρικές συσκευές , μεταξύ των οποίων και ηλεκτροεγκεφαλογράφημα που αναλύσαμε στο αμέσως προηγούμενο κεφάλαιο.

Το κεφάλαιο 5 εξηγεί αναλυτικά το πρότυπο GSM , την ιστορία του , τον τρόπο λειτουργίας του και διασαφηνίζει το ηλεκτρομαγνητικό σήμα που χρησιμοποιούμε στα πειράματά μας για να ελέγξουμε την ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή με το ΗΕΓ.

Το κεφάλαιο 6 περιγράφει την πειραματική διάταξη που κατασκευάστηκε για την εργασία μας.

Το κεφάλαιο 7 δίνει τα αποτελέσματα των πειραμάτων μας και τα συμπεράσματα που προκύπτουν από αυτά.

Τέλος ,το κεφάλαιο 8 σχετίζεται με την βιβλιογραφία και τις αναφορές που χρησιμοποιήθηκαν για να γίνει εφικτή η ολοκλήρωση αυτής της εργασίας ενώ το κεφάλαιο 9 παρουσιάζει τις συντομεύσεις που χρησιμοποιήθηκαν .

2 ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ(EMC) ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΠΑΡΕΜΒΟΛΗ(EMI)

2.1 Εισαγωγή

Η ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα (EMC) είναι σημερινός γενικός όρος για ένα πρόβλημα που είναι τόσο παλαιό όσο και η ίδια η εφαρμοσμένη ηλεκτρική μηχανική.

Ο καθορισμός για την EMC είναι ο ακόλουθος (βλ.εικόνα 2.1):

Η ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα είναι η δυνατότητα ενός εξοπλισμού ή συστήματος να λειτουργεί ικανοποιητικά στο ηλεκτρομαγνητικό του περιβάλλον χωρίς να εισάγονται ανυπόφορες ηλεκτρομαγνητικές διαταραχές σε τίποτα σε αυτό το περιβάλλον [4].

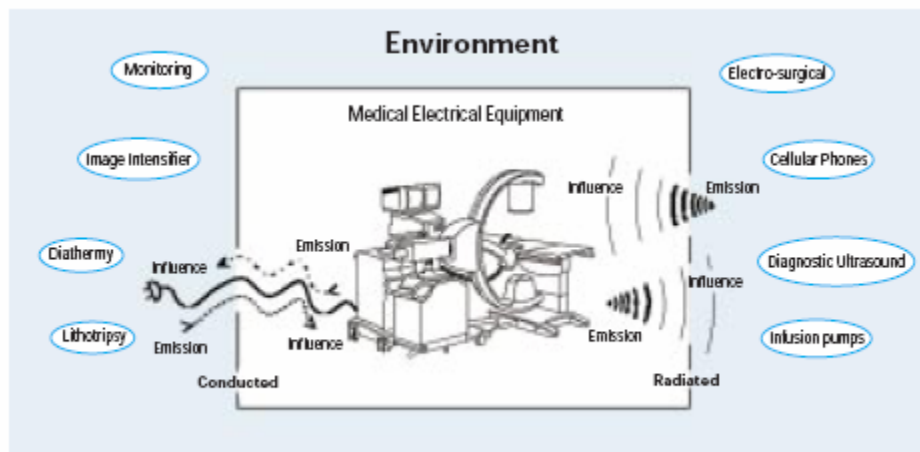
Καθώς αυξάνεται στην πολυπλοκότητα κατά τη διάρκεια των ετών, το πρόβλημα προσδιορίζεται από χαρακτηριστικά όπως: ακίδες τάσης, ραδιο παρεμβολή, επανάληψη από εξωτερικές πηγές, συχνότητα 50Hz, βρόχοι γείωσης, κύριες διαταραχές, κ.λπ....

Η εξάρτηση της σύγχρονης κοινωνίας από την ηλεκτρική ενέργεια και τα σήματα, που παράγονται, επεξεργάζονται και διαβιβάζονται από τα ηλεκτρικά κυκλώματα, έχει αυξηθεί πάρα πολύ. Ανεπαρκές EMC μπορεί να οδηγήσει σε καταστροφικά ενδεχομένως αποτελέσματα και στον πληθυσμό αλλά και στην οικονομία μιας χώρας. Αυτό το πρόβλημα μπορεί να φανερωθεί ως κατάρρευση υπολογιστών, κατεστραμμένα δίκτυα επικοινωνιών, ή αποτυχημένα φορητά συστήματα ελέγχου.

Οι συσκευές και τα συστήματα που παράγονται από την ιατρικούς μηχανικούς κατασκευαστές πρέπει να καταδείξουν έναν πολύ υψηλό λοιπόν επίπεδο EMC. Τα ασυμβίβαστα μπορούν να οδηγήσουν σε δυσλειτουργίες συστημάτων καθώς επίσης και σε λανθασμένες διαγνωστικές, θεραπευτικές ή ελεγκτικές διαδικασίες που πραγματοποιούνται προς όφελος των ασθενών.

Για να καταστήσουμε βέβαια μια συσκευή απολύτως ανθεκτική ενάντια σε όλες τις πιθανές παρεμβάσεις θα απαιτούνταν δυσανάλογα υψηλή τεχνική απόδοση και κόστος. Ένα παρόμοιο επιχείρημα μπορεί να ειπωθεί για την εξάλειψη όλης της παρεμβολής που διαδίδεται από μια συσκευή. Η κατάσταση προόδου αντιπροσωπεύεται στους διεθνείς κανόνες και τα πρότυπα που δημιουργούνται από διάφορες επιτροπές, των οποίων τα μέλη περιλαμβάνουν εμπειρογνώμονες από σχεδόν κάθε σχετικό τομέα δραστηριότητα. Επιπλέον, οι οδηγίες μπορούν να καθοριστούν σε εθνικό επίπεδο για να καλύψουν επίσης τις απαιτήσεις του αντίστοιχου κοινωνικοοικονομικού κλίματος.

Η Ευρωπαϊκή Επιτροπή (ΕΕ) θεωρεί πλέον, για όλους τους παραπάνω λόγους, την EMC ως ένας από τους σημαντικότερους στόχους του για την εσωτερική ευρωπαϊκή αγορά και για αυτό η Directive [1] που εκδίδεται από την ΕΕ έχει γίνει εθνική νομοθεσία [2]. Επιπλέον, η Directive σχετικά με τις ιατρικές συσκευές [3] περιγράφει την ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα λεπτομερώς μέσα στις "ουσιαστικές απαιτήσεις". Στη συνέχεια του κεφαλαίου αυτού θα αναπτύξουμε το ρόλο της Ευρωπαϊκής Ένωσης στο θέμα της ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας και θα παρουσιάσουμε τα πρότυπα που ορίζει να χρησιμοποιούνται από τους υπεύθυνους φορείς για το περιορισμό του φαινομένου ηλεκτρομαγνητικής παρεμβολής (EMI) που προκαλείται όταν δεν εφαρμόζεται σωστά η EMC και αναλύεται λεπτομερέστερα στην επόμενη παράγραφο αυτού του κεφαλαίου. Οι προϋποθέσεις που ουσιαστικά ορίζονται μέσω των προτύπων αυτών πρόκειται να εξασφαλίσουν τη λειτουργία ηλεκτρικού εξοπλισμού εντός ορισμένων ορίων σε ένα ηλεκτρομαγνητικό περιβάλλον.



Εικόνα 2.1

2.2 Ηλεκτρομαγνητική Παρεμβολή EMI

2.2.1 Γενική Φύση της EMI

Τα παγκόσμια βιομηχανοποιημένα έθνη γίνονται όλο και περισσότερο εξαρτώμενα από τη χρήση ηλεκτρικού και ηλεκτρονικού εξοπλισμού. Είτε βρισκόμαστε στο σπίτι , στη βιομηχανία ή στο εμπόριο, ο καθένας επηρεάζεται από αυτήν την τάση. Δεδομένου ότι η κοινωνία μας γίνεται όλο και περισσότερο εξαρτώμενη από τα ηλεκτρικά/ηλεκτρονικά συστήματα των διαφορετικών τύπων για τις καθημερινές δραστηριότητές , ο αριθμός και η ποικιλομορφία των πηγών EMI (Electromagnetic Interference) αναμένονται επίσης να αυξηθούν. Τα αντίστοιχα αποτελέσματα της EMI είναι πιθανό να γίνουν ποικιλόμορφα και ενδεχομένως δυσκολότερα ως προς τον εντοπισμό τους .Αυτά τα αποτελέσματα προκαλούν ιδιαίτερο ενδιαφέρον εάν διαμορφώνουν μια άμεση απειλή στη δημόσια υγεία και την ασφάλεια, ή εάν προκαλούν δυσλειτουργίες σε μεγάλης σημασίας ηλεκτρικά/ηλεκτρονικά συστήματα , π.χ. στις εγκαταστάσεις υγειονομικής περίθαλψης, στη βιομηχανική κατασκευή , στις επικοινωνίες ή στον τομέα της εθνικής άμυνας . Επιπλέον, εάν τα επίπεδα της EMI υπερβαίνουν διευκρινισμένα όρια , χωρίς απαραίτητως να έχει προκαλέσει και δυσλειτουργίες, αυτό είναι επίσης ένας λόγος ανησυχίας καθώς δημιουργείται ένα περιβάλλον EMI που είναι πολύ πιο επικίνδυνο από αυτό που περιγράφεται στις προδιαγραφές και τα πρότυπα .Αυτό συμβαίνει καθώς νέοι εξοπλισμοί και συστήματα που εισάγονται στη συνέχεια σε αυτό το περιβάλλον έχουν υψηλότερη πιθανότητα να δυσλειτουργήσουν.

Γενικά, οι πηγές EMI που έχουν επιπτώσεις σε ένα συγκεκριμένο ηλεκτρικό ή ηλεκτρονικό σύστημα μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο κατηγορίες: "εσωτερική" EMI και "εξωτερική" EMI.

Η εσωτερική EMI συνδέεται με συσκευές και συστατικά που είναι παρόντα μέσα στο σύστημα, π.χ. αντιστάτες, κρυσταλλολυχνίες κ.λπ.

Η εξωτερική EMI παράγεται από τις πηγές έξω από το εν λόγω σύστημα . Οι χαρακτηριστικές πηγές θα μπορούσαν να είναι συστήματα ανάφλεξης αυτοκινήτων, φωτισμός φθορισμού , ηλεκτρικές μηχανές ή γεννήτριες, μικροϋπολογιστές, ηλιακές διαταραχές, κ.λπ.

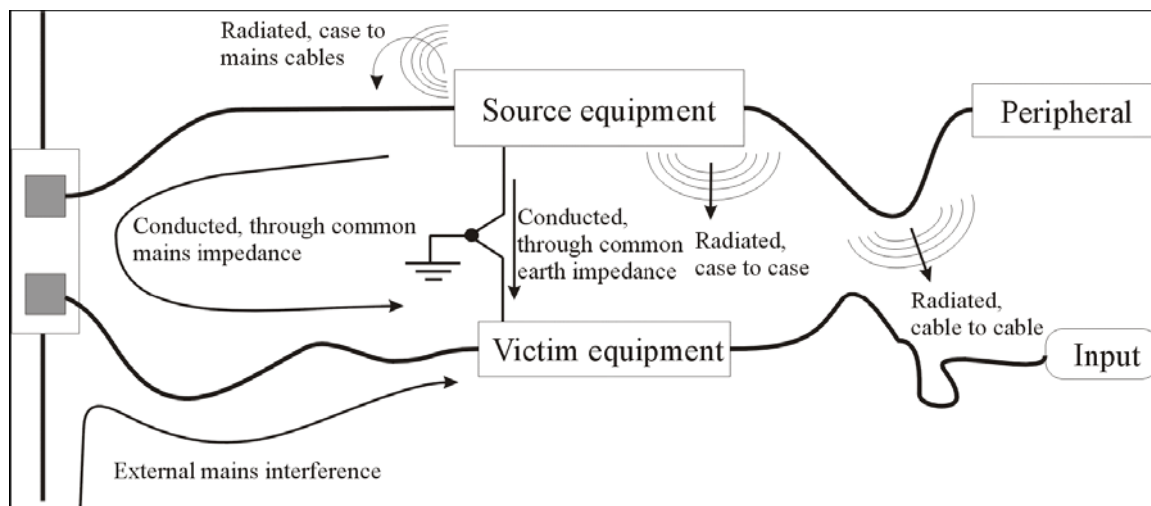
Η εξωτερική EMI έχει μεγάλη σημασία κανονικά στο πλαίσιο EMC. Εντούτοις, ο εσωτερικός θόρυβος μπορεί να τοποθετήσει έναν θεμελιώδη περιορισμό στην ακρίβεια μέτρησης.

Τα αποτελέσματα της EMI είναι μια αιτία μεγάλης ανησυχίας στους σχεδιαστές, κατασκευαστές, εισαγωγείς , λιανοπωλητές και χρήστες του ηλεκτρικού και ηλεκτρονικού εξοπλισμού. Τέτοιος εξοπλισμός πρέπει να σχεδιαστεί για να λειτουργεί ικανοποιητικά στο περιβάλλον για το οποίο προορίζεται και χωρίς να επηρεάζει τον υπάρχων εξοπλισμό. Με άλλα λόγια ο εξοπλισμός πρέπει να σχεδιαστεί για να έχει την ενσωματωμένη *συμβατότητα*.

2.2.2 Μηχανισμοί διάδοσης EMI

Για να προκαλέσουν παρεμβολή οι ηλεκτρομαγνητικές διαταραχές πρέπει να διαδοθούν με συγκεκριμένο τρόπο. Οι τρεις κύριοι φυσικοί μηχανισμοί της ηλεκτρομαγνητικής διάδοσης είναι:

- Αγωγιμότητα (Conduction)
- Αντιδραστική σύζευξη (Reactive Coupling)
- Ακτινοβολία. (Radiation)



Εικόνα 2.2
Αναπαράσταση των 3 τρόπων μετάδοσης της EMI

2.2.2.1 Διεξαγωγή

Η ηλεκτρομαγνητική ενέργεια μπορεί να διευθυνθεί είτε με τον κοινό τρόπο είτε με το διαφορικό τρόπο. Αυτό μπορεί να πραγματοποιηθεί μέσω των καλωδίων ενέργειας, των γήινων αγωγών, των καλωδίων σημάτων, των τροφοδοτών κεραιών ή άλλου χαμηλής σύνθετης αντίστασης δρομολογίου. Υπάρχει μεγαλύτερος κίνδυνος για την παρεμβολή αγωγιμότητας στις συχνότητες κάτω των 30 MHz. Επάνω από αυτήν την συχνότητα λοιπόν το είδος αυτής της παρεμβολής υφίσταται ουσιαστική μείωση και άλλοι μηχανισμοί διάδοσης γίνονται κυρίαρχοι.

Σε ένα νοσοκομείο, η EMI μπορεί συχνά να διαδοθεί μέσω του δικτύου διανομής κεντρικών αγωγών [18]. Ο τύπος των καλωδίων που χρησιμοποιούνται και ο τρόπος που σχεδιάζονται έχουν μεγάλη επίδραση στα επίπεδα της παρεμβολής αγωγιμότητας.

2.2.2.2 Αντιδραστική σύζευξη

Η ηλεκτρομαγνητική ενέργεια μπορεί επίσης να διαδοθεί από την αντιδραστική σύζευξη, είτε επαγωγική είτε χωρητική. Τα ακριβή αποτελέσματα εξαρτώνται από την απόσταση, τον προσανατολισμό, το μέγεθος, τη γείωση και άλλους παράγοντες που θα τείνουν να είναι μοναδικοί στο σύστημα. Η αντιδραστική σύζευξη μπορεί να υπάρξει μέσα σε ένα σύστημα ή μεταξύ συστημάτων.

Γενικά, η επαγωγική σύζευξη τείνει να συνδεθεί με καταστάσεις που χαρακτηρίζονται από υψηλές τιμές ρεύματος και χαμηλή σύνθετη αντίσταση, ενώ η χωρητική σύζευξη τείνει να εμφανιστεί όταν συναντάμε υψηλές τάσεις και υψηλή σύνθετη αντίσταση. Συχνά και οι δύο τύποι είναι παρόντες ταυτόχρονα. Η αντιδραστική σύζευξη μεταξύ των καλωδίων καλείται crosstalk και εμφανίζεται συχνά όταν συσσωρεύονται και συνυπάρχουν μαζί διαφορετικοί τύποι καλωδίων για αρκετά μεγάλες αποστάσεις.

2.2.2.3 Ακτινοβολία

Για τις συχνότητες επάνω από περίπου 30 MHz, η ακτινοβολία τείνει να είναι ο κυρίαρχος μηχανισμός διάδοσης. Υπάρχουν δύο τύποι ακτινοβολιών των εκπομπών: ο σκόπιμος και ο ακούσιος.

Οι σκόπιμοι εκπομποί, όπως το ραδιόφωνο και το ραντάρ, παράγουν τις πλαστές εκπομπές μαζί με το προοριζόμενο σήμα. Αυτές οι εκπομπές μπορούν να είναι υπό μορφή αρμονικών ή προϊόντων ενδοδιαμόρφωσης του προοριζόμενου σήματος και συνδέεται άμεσα με την αρχική λειτουργία του εξοπλισμού. Οι υπάρχοντες ραδιοπομποί ακτινοβολούν επίσης ευρυζωνικό θόρυβο.

Οι ακούσιοι εκπομποί, παραδείγματος χάριν οι προσωπικοί υπολογιστές ή τα θυρίστορ, παράγουν εκπομπές ως υποπροϊόν της αρχικής λειτουργίας του εξοπλισμού.

Ένα χρήσιμο μέτρο των ακτινοβολουσών εκπομπών είναι η ισχύς ηλεκτρικών πεδίων, που εκφράζεται σε βολτ ανά μέτρο, V/m. Έρευνες για το περιβάλλον EM (electromagnetic) στα νοσοκομεία τείνουν να διαπιστώσουν ότι το πεδίο τάσης από εξωτερικούς πομπούς, όπως είναι οι πομποί ραδιοφώνων και τηλεόρασης είναι λιγότερο από 1V/m.

Πρέπει να σημειωθεί ότι, σε οποιαδήποτε δεδομένη κατάσταση, η διάδοση EMI μπορεί να εμφανίζεται χάρη σε ένα συνδυασμό δύο ή τριών από τους ανωτέρω μηχανισμούς, παρά λόγω της ύπαρξης ενός μεμονωμένου μηχανισμού.

2.2.3 Πηγές EMI

Οι χαρακτηριστικές πηγές EMI στα νοσοκομεία περιλαμβάνουν τις μηχανές, τα φώτα φθορισμού, το μηχανισμό διανομής και τον εξοπλισμό που εγκαθίσταται με τις μεταστρεφόμενες παροχές ηλεκτρικού ρεύματος.

Το Electrosurgery, επίσης γνωστό ως electrocautery ή χειρουργικό diathermy, είναι μια μεγάλη πηγή EMI μέσα στα νοσοκομεία [10]. Ρεύματα άνω των 1A και EMF άνω των 4kV χρησιμοποιούνται για να κόψουν και να πήξουν τον ιστό. Μια χαρακτηριστική συχνότητα είναι 500kHz, η οποία είναι αρκετά υψηλή για να μην δώσει ηλεκτροπληξίες στον ασθενή. Εντούτοις αυτό σημαίνει ότι ο εξοπλισμός ακτινοβολεί στις αρμονικές αυτής της συχνότητας, ειδικά μεταξύ 1 και 10MHz. Αυτός ο τύπος εξοπλισμού είναι τόσο καλός στη δημιουργία EMI που προσαρμόστηκε κατά τη διάρκεια του δεύτερου παγκόσμιου πολέμου για το μπλοκάρισμα των αντίπαλων ραντάρ. Μπορεί να παραγάγει πεδία των 40- 50V/m σε απόσταση 1m [11], προκαλώντας μεγάλες δυσκολίες στο να χρησιμοποιήσουμε monitors στο ίδιο δωμάτιο. Οι βηματοδότες μπορούν επίσης να επηρεάζονται, καθώς το προστατευτικό κάλυμμα δεν είναι εφικτό επειδή ο ασθενής αποτελεί μέρος της ακτινοβολούσας κεραίας. Εντούτοις τα προβλήματα μπορούν να περιοριστούν από την προσεκτική τοποθέτηση των μολύβδων.

Μια άλλη πηγή EMI που θα μας απασχολήσει και στην παρούσα εργασία είναι οι κινητοί ραδιο πομποί - κυψελοειδή τηλέφωνα και πομποί ραδιοσυχνοτήτων έκτακτης ανάγκης. Αυτοί παράγουν πολύ υψηλά επίπεδα τάσης αλλά μόνο σε κοντινές αποστάσεις. Θεωρητικά το πεδίο μεταβάλλεται αντιστρόφως με την απόσταση από την κεραία και μπορεί να εκτιμηθεί κατά προσέγγιση από την έκφραση $7\sqrt{P}/d$ όπου το P είναι η ακτινοβολούσα ισχύς σε Watt και το d είναι η απόσταση μετρούμενη σε μέτρα.

Εντούτοις υπάρχουν κάποια στοιχεία ότι οι διάδρομοι νοσοκομείων έχουν μια "καθοδηγούμενη" επίδραση στην ακτινοβολία και ότι τα πεδία τάσης μειώνονται ελαφρώς πιο αργά συγκριτικά με την παραπάνω σχέση. Διάφορες μελέτες στη δεκαετία του '90 (για παράδειγμα [12],[19]) απέδειξαν ότι ένα ευρύ φάσμα του εξοπλισμού μπορεί να είναι ευαίσθητο σε RFI από κινητό τηλέφωνο. Ευτυχώς, η EMI από τα κυψελοειδή τηλέφωνα είναι απίθανη σε αποστάσεις μεγαλύτερες από 2m σύμφωνα με τις ίδιες μελέτες. Υψηλά πεδία τάσης παράγονται όχι μόνο από τα κυψελοειδή τηλέφωνα αλλά και από τις συσκευές αποστολής σημάτων στα ασθενοφόρα και άλλα οχήματα έκτακτης ανάγκης [13].

2.2.4 Θύματα της EMI

Οποιοδήποτε κομμάτι του εξοπλισμού θα αντιμετωπίσει προβλήματα εάν υποβάλλεται σε αρκετά μεγάλες διαταραχές. Τα ψηφιακά κυκλώματα είναι γενικά περισσότερο άνοσα αλλά όταν επηρεαστούν τελικά τα αποτελέσματα είναι καταστροφικά. Το να μη λειτουργήσει σωστά ένα κύκλωμα δεν καθιστά και άμεσα σοβαρός κίνδυνος για τους ασθενείς. Μια θολή εικόνα σε ένα monitor πιθανώς θεωρείται ως μια μικρή ενόχληση, ενώ η παρεμβολή σε έναν αναπνευστήρα, σε μια αντλία έγχυσης ή σε ένα αυτοματοποιημένο απινιδωτή θα μπορούσε να είναι μοιραία.

Οι συσκευές που στοχεύουν να συλλέγουν τα ηλεκτρικά ή μαγνητικά πεδία είναι προφανώς τρωτές. Ένα παράδειγμα είναι ένας ενισχυτής ακρόασης (hearing aid) που εγκαθίσταται με μια επιλογή telecoil ή έναν T-διακόπτη [14]. Αυτό επιτρέπει στην ενίσχυση να συλλέξει μαγνητικά πεδία από τηλέφωνα κι επίσης από τους ειδικά εγκατεστημένους βρόχους επαγωγής σε αίθουσες συνεδριάσεων, εκκλησίες κ.λπ. Δυστυχώς αυτό το σύστημα είναι ευαίσθητο σε ακτινοβολίες χαμηλής συχνότητας που προέρχονται από κινήσεις μηχανών, καλώδια τηλεπικοινωνιών και οθόνες υπολογιστών, τα οποία δεν καλύπτονται από τα προαναφερθέντα πρότυπα EMC επειδή είναι κάτω από 150kHz.

Ο εξοπλισμός monitor που παρουσιάζει φυσιολογικά σήματα του ανθρώπου είναι τρωτός στο παλλόμενο RF, το οποίο μπορεί να αποδιαμορφωθεί κοντά σε μη γραμμικά στοιχεία που συναντάμε σε κυκλώματα ενισχυτών. Μερικά monitors συνδέονται άμεσα με τον ασθενή προκειμένου να ανιχνεύουν τα μικρά φυσιολογικά σήματα, όπως φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα:

Measurement	Typical voltage
Electrocardiography (ECG)	1mV
Electroencephalography (EEG)	100μV
Electromyography (EMG)	10μV
Evoked potentials	1μV

Εικόνα 2.3
Τυπικά σήματα από μετρήσεις σε ασθενείς

Είναι γνωστό ότι το EEG είναι πολύ ευαίσθητο στην EMI κι αυτό θα εξετάσουμε στη συνέχεια. Οι εξωτερικοί βηματοδότες ενσωματώνουν τους αισθητήρες ECG και έχουν φανεί να είναι τρωτοί στη συχνότητα 17Hz του TETPA συστήματος για ιδιωτική ραδιομετάδοση, το οποίο χρησιμοποιείται αυτήν την περίοδο από την αστυνομία κι άλλες υπηρεσίες έκτακτης ανάγκης [15].

2.3 Η EMC Στην Ιατρική Ηλεκτρονική

Οι ιατρικές συσκευές απαιτούν λεπτομερέστερο καθορισμένο ορισμό της EMC από ότι συνηθίζεται για τα περισσότερα προϊόντα καθώς μόλις αναπτύξαμε πόσες πηγές παραγωγής EMI εμφανίζονται μέσα σε νοσοκομειακούς χώρους και το είδος των επιδράσεων που μπορεί να έχει η ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή στα ποικίλα ιατρικά μηχανήματα . Όταν αναφερόμαστε σε ανθρώπους ,δίνεται υψηλότερη προτεραιότητα στην ασφάλεια των ασθενών από ότι στη λειτουργία συσκευών, π.χ. τα επίπεδα δόσεων μιας θεραπείας ακτινοβολίας δεν πρέπει να επηρεάζονται από λάθη στην EMC ,ενώ ένα σημαντικό στοιχείο είναι η διάκριση που πραγματοποιείται μεταξύ εκείνων των συσκευών που είναι σημαντικές για τη ζωή(life-sustaining) και εκείνες που δεν είναι (non life-sustaining).

Οι λειτουργικές λειτουργίες για τις life-sustaining συσκευές πρέπει να είναι εγγυημένες μέσα σε ένα EMC καθορισμένο περιβάλλον. Για τις μη life-sustaining συσκευές , κάποια υποβάθμιση μπορεί να είναι ανεκτή , εάν δεν είναι σχετική με την ασφάλεια και προφανής στον εκπαιδευμένο χρήστη.

Η εστίαση των τεχνικών λύσεων στην ιατρική εφαρμοσμένη μηχανική εντοπίζεται στην ανθρώπινες ανατομία και τη μορφολογία. Μεγάλη προσοχή δίνεται επίσης σε παράγοντες όπως: περιβαλλοντική θερμοκρασία, ροή αέρος, γρήγορη πρόσβαση στον ασθενή και άνετος υπομονετικός προσδιορισμός θέσης. Αυτές οι πρόσθετες απαιτήσεις μετατρέπουν αρκετές από τις απλές και παραδοσιακές μας λύσεις στο θέμα της EMC ατελέσφορες. Ένα παράδειγμα είναι η επίδραση από τα στοιχεία προστατευτικών καλυμμάτων. Ιατρικές ηλεκτρικές συσκευές που χρησιμοποιούνται μέσα στο χειρουργικό δωμάτιο πρέπει να συμμορφώνονται στις ειδικές απαιτήσεις εάν χρησιμοποιούνται κοντά στον ασθενή κατά τη διάρκεια των χειρουργικών διαδικασιών. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η φυσιολογική ευαισθησία του ασθενούς συμβιβάζεται με τις παρεμβολές . Επιπλέον, συχνά αρκετές συσκευές διαφορετικής λειτουργίας χρησιμοποιούνται ταυτόχρονα στον ασθενή. Αυτές οι συσκευές πρέπει να καταδείξουν EMC και να λειτουργούν αξιόπιστα χωρίς να επηρεάζονται από τις άλλες. Αυτό δεν είναι ένας εύκολος στόχος δεδομένου του χαμηλού επιπέδου των φυσιολογικών σημάτων που αξιολογούνται και ελέγχονται από αυτές τις συσκευές.

Μια συγκεκριμένη απαίτηση EMC για ιατρικές ηλεκτρικές συσκευές καταλήγει στην άμεση επαφή του ασθενούς με τις συσκευές αυτές .Τα πολύ χαμηλά ρεύματα διαρροής , που εμφανίζονται σε αυτήν την περίπτωση , απαιτούν ειδικές παρεμβατικές τεχνικές καταστολής .Άλλες εκτιμήσεις είναι το εύρος της εφαρμογής , η επίδραση του περιβάλλοντος στην ιατρική ηλεκτρική συσκευή και το EMC περιβάλλον της,που αναλύεται παρακάτω:

- Επειδή οι ιδιωτικές πρακτικές βρίσκονται χαρακτηριστικά σε κατοικημένες ή επιχειρησιακές περιοχές, η εκτίμηση πρέπει να δίνεται πρώτα για να εξασφαλίσει ότι οι ιατρικές συσκευές δε μολύνουν το ηλεκτρομαγνητικό περιβάλλον, π.χ. σήματα, ραδιόφωνο, TV, ηλεκτρικά καλώδια ενέργειας . Αντιθέτως, οι ιατρικές συσκευές δεν πρέπει να επηρεαστούν από ηλεκτρικές ακίδες και διακοπές ή κυψελοειδής τηλεφωνική χρήση. Ο χειριστής/ο χρήστης των ιατρικών ηλεκτρικών συσκευών πρέπει επομένως να εκπαιδεύεται στις πρακτικές και τα πρότυπα της EMC και να είναι σε θέση να ανιχνεύει εύκολα και να προσδιορίζει καταστάσεις που παρεκκλίνουν από τα πρότυπα.
- Οι ίδιοι όροι ισχύουν για τις ιατρικές συσκευές που είναι χρησιμοποιούνται στο σπίτι, όπως η εγχώρια διάλυση, οι συσκευές αναπνοής κ.λπ.... Επειδή δεν χρησιμοποιούνται από τους εμπειρογνώμονες, το σφάλμα στην EMC μπορεί να μην ανιχνευθεί αρκετά νωρίς.
- Τα νοσοκομεία χαρακτηρίζονται από τα εξής:
 - (i) Την ηλεκτρική παρεμβολή που δημιουργείται από ιατρικές συσκευές, όπως diathermy συσκευές, ηλεκτρο-χειρουργικά συστήματα και συστήματα ακτίνων X
 - (ii) Τον ηλεκτρομηχανικό προσδιορισμό της θέσης του ασθενούς καθώς και τα αποτελέσματα των περιβαλλοντικών υπηρεσιών των νοσοκομείων, π.χ. συστήματα HVAC.
 Σε αυτό το περιβάλλον κάποιος πρέπει να είναι σε θέση να ανακτήσει επακριβώς τα φυσιολογικά σήματα λειτουργίας σε εύρος microvolt όπως αντιμετωπίζουμε στο ηλεκτροκαρδιογράφημα και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ECG, EEG αντίστοιχα).
- Ο στενός περιορισμός των ιατρικών ηλεκτρικών συσκευών όσον αφορά τον ειδικό εξοπλισμό δημιουργία ενέργειας , τη ραδιο μετάδοση και τα όργανα πλοήγησης καθώς επίσης και το πιο υψηλό επίπεδο ηλεκτροστατικής απαλλαγής που βρίσκεται στα ασθενοφόρα, τα αεροπλάνα και τα πλοία απαιτεί ξεχωριστές προδιαγραφές.

2.4 Νομοθεσία EMC Και Πρότυπα Στην Ευρώπη

Από το 1928, οι "απαιτήσεις EMC" για ιατρικές ηλεκτρικές συσκευές καθιερώθηκαν στη Γερμανία, ξεκινώντας με τον κανονισμό VDE (Verband Deutscher Elektrotechniker) No 478 που καλύπτει την κατασκευή και δοκιμή των υψηλής συχνότητας θεραπευτικών συσκευών. Σήμερα, διεθνείς επιτροπές γνωστοποιούν επίσημα πλέον τα πρότυπα μέσα στο IEC (International Electrotechnical Commission)

Πριν από το 1993, κάθε ευρωπαϊκή χώρα είχε το δικό της σύστημα που καθόριζε την κατασκευή και την πώληση του ιατρικού εξοπλισμού. Προκειμένου να ενοποιηθεί η νομοθεσία, η Ευρωπαϊκή Ένωση έχει εισάγει μια σειρά από οδηγίες ή αλλιώς ντιρεκτίβες, καταργώντας κατά συνέπεια τα εμπόδια στο εμπόριο και προωθώντας την ενιαία αγορά.

2.4.1 Η οδηγία(directive) ιατρικών συσκευών

Ο περισσότερος ηλεκτρονικός εξοπλισμός καλύπτεται από την EMC οδηγία 89/336/EEC.Εντούτοις ο ιατρικός εξοπλισμός καλύπτεται από τη μια από τρεις οδηγίες που καθορίζουν τα προϊόντα με περισσότερη ακρίβεια:

- Η Medical Devices Directive (MDD) 93/42/EEC σε ισχύ από το 1998 [4].
- Η Active Implantable Medical Devices Directive (AIMD) 90/385/EEC: σε ισχύ από το 1995 [5].
- Η In Vitro Diagnostic Directive (IVDD) 98/79/EC: σε ισχύ από το 1998 [6].

Ο περισσότερος ιατρικός εξοπλισμός πρέπει να συμμορφωθεί με το MDD για να μπορεί να φέρει το χαρακτηρισμό CE Marking.

Κάθε κράτος μέλος πρέπει να αναθέσει σε μια Αρμόδια Αρχή (Competent Authority) να εφαρμόσει και να επιβάλει το MDD. Στη Μεγάλη Βρετανία για παράδειγμα αυτή η αρμόδια αρχή είναι η Medical Device Agency (MDA). Η Αρμόδια Αρχή αναθέτει σε όλους τους σχετιζόμενους οργανισμούς να συμμορφωθούν με το πρότυπο MDD.

Η Medical Devices Directive εφαρμόστηκε πλήρως από τους βρετανικούς κανονισμούς στις 13 Ιουνίου 1998 στο τέλος μιας μεταβατικής περιόδου. Για τα ηλεκτροϊατρικά προϊόντα, αυτό σημαίνει ότι πρέπει να συμμορφωθούν με τις ηλεκτρικές απαιτήσεις ασφάλειας καθώς επίσης και με άλλες απαιτήσεις του MDD. Σε σχέση και με άλλες οδηγίες νέας προσέγγισης, αυτή η συμμόρφωση μπορεί να καταδειχτεί μέσω της προσαρμογής στις απαιτήσεις των προτύπων των οποίων οι αριθμοί αναφοράς έχουν δημοσιευθεί στην Επίσημη Εφημερίδα της Ευρωπαϊκής Κοινότητας (OJEC). Για τις ηλεκτροϊατρικές συσκευές το σχετικό πρότυπο είναι το EN60601-1, το οποίο είναι η CENELEC υιοθέτηση του IEC 601-1.Το δεύτερο μέρος του EN60601-1 διευκρινίζει τις απαιτήσεις EMC για τις ιατρικές συσκευές [7].

2.4.2 Πρότυπο EN60601-1-2

Αυτό το πρότυπο εφαρμόζεται στον ιατρικό ηλεκτρικό εξοπλισμό, στα ιατρικά ηλεκτρικά συστήματα, στον εξοπλισμό πληροφοριών τεχνολογίας που χρησιμοποιούνται στις ιατρικές εφαρμογές και σε κάθε άλλο εξοπλισμό που αποτελεί κομμάτι των ιατρικών ηλεκτρικών συστημάτων.

Όπως και τα σύγχρονα πρότυπα EMC, το EN60601-1-2 καθορίζει τα όρια για τις εκπομπές και τα επίπεδα "ανοσίας". Για να αξιολογήσουν τις συσκευές σε αυτά τα όρια και επίπεδα, οι μέθοδοι δοκιμής καθορίζονται με αναφορά στα βασικά πρότυπα. Σε αυτήν την περίπτωση τα βασικά πρότυπα είναι:

- CISPR 11 (τα συγκεκριμένα πρότυπα προϊόντων για βιομηχανικό, επιστημονικό και ιατρικό εξοπλισμό) για τις εκπομπές [8].
- EN 61000-4 σειρές προτύπων "ανοσίας" [9].

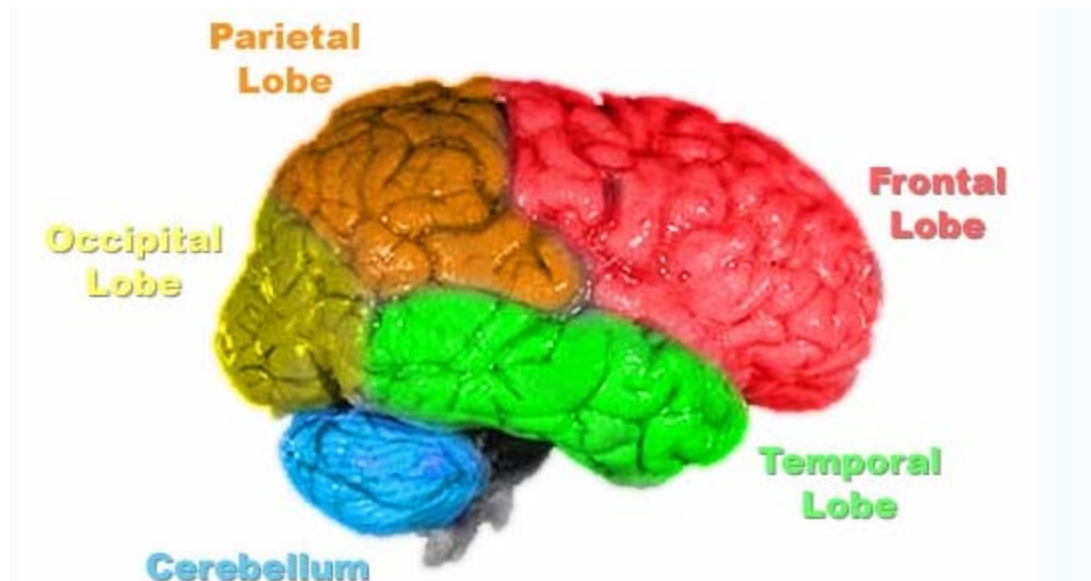
Μετά από πολλά έτη συζήτησης τα πρότυπα ενημερώθηκαν πρόσφατα για να καλύψουν τις συχνότητες που χρησιμοποιούνται από τα κινητά τηλέφωνα και άλλες τεχνολογίες επικοινωνιών όπως το ασύρματα δίκτυα τοπικής περιοχής (WLANs) των οποίων η χρήση μεταδίδεται ευρέως. Τα πρότυπα λοιπόν EN60601-1 διευκρινίζουν σήμερα, ύστερα από μελέτες και πειράματα, ένα επίπεδο "ανοσίας" ιατρικών μηχανημάτων σε RFI (Radiofrequency Interference) μέχρι 3V/m για τις περισσότερες συσκευές ενώ η τιμή της "ανοσίας" αγγίζει τα 10V/m για εξοπλισμό που είναι κρίσιμος για τη ασφάλεια της υγείας των ατόμων [16].

Αξίζει βέβαια να σημειωθεί ότι τα πρότυπα όπως το EN60601-1-2 διευκρινίζουν τα επίπεδα απόδοσης EMC αλλά δεν υπαγορεύουν στους σχεδιαστές και τους χειριστές των συσκευών και των συστημάτων πώς να επιτευχθεί αυτή η συμμόρφωση.

3 ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ

3.1 Εισαγωγή

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος αποτελεί το πλέον σημαντικό δημιούργημα της φύσης. Ζυγίζει μόλις 1,5 kg και εμπεριέχει ένα εξαιρετικά πολυσύνθετο δίκτυο κυττάρων . Το δίκτυο αυτό αποτελείται από περίπου 10^{10} εγκεφαλικούς νευρώνες οι οποίοι συναντώνται σε περίπου 10^{14} με 10^{15} σημεία . Η έρευνα για την κατανόηση της λειτουργίας του εγκεφάλου είναι ένα πολύ δύσκολο έργο και πραγματοποιείται εδώ και πολλά χρόνια. Στην περίπτωση του νευρικού συστήματος , στο οποίο ανήκει ο εγκέφαλος , η ιατρική έρευνα συνδέθηκε πολύ νωρίς με τη μελέτη των ηλεκτρικών φαινομένων που εμφανίζονται κατά τη λειτουργία των νευρικών κυττάρων .Το 1791πρωτοδημοσιεύτηκε η ιδέα ότι τα εγκεφαλικά νεύρα περιέχουν μια μορφή ηλεκτρισμού ,το 1848 ανακαλύφθηκε ότι η δραστηριότητα των περιφερειακών νεύρων συνοδεύεται από μεταβολές του ηλεκτρικού δυναμικού ενώ μόλις το 1877 έγινε κατανοητό ότι είναι δυνατή η καταγραφή των ασθενών ρευμάτων που παράγονται στον εγκέφαλο από ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού.



Εικόνα 3.1

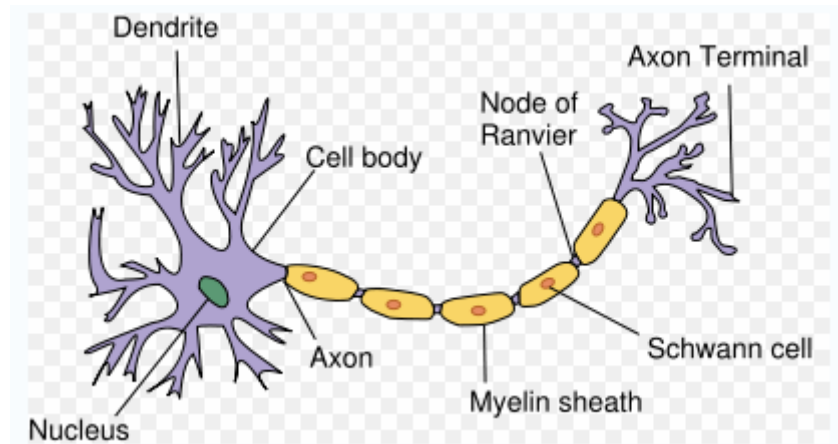
Μέρη του εγκεφάλου

*Frontal lobe=εμπρόσθιος λοβός, parietal lobe=βρεγματικός λοβός,
Occipital lobe=ινιακός λοβός, cerebellum=παρεγκεφαλίτιδα, temporal lobe=κροταφικός λοβός*

3.2 Στοιχεία Εγκεφαλικής Δραστηριότητας

Πριν εξηγήσουμε τη λειτουργία του εγκεφαλογραφήματος (electroencephalograph-EEG), θα παρουσιάσουμε τη δομή και τη λειτουργία των εγκεφαλικών νευρώνων.

Ένας νευρώνας είναι αυτόνομος και αποτελείται από το κυρίως νευρικό κύτταρο (σώμα ή cell body) και τις αποφυάδες που ονομάζονται νευρίτες. Το κυρίως νευρικό κύτταρο περικλείει τον πυρήνα και το κυτταρικό σώμα όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.2.

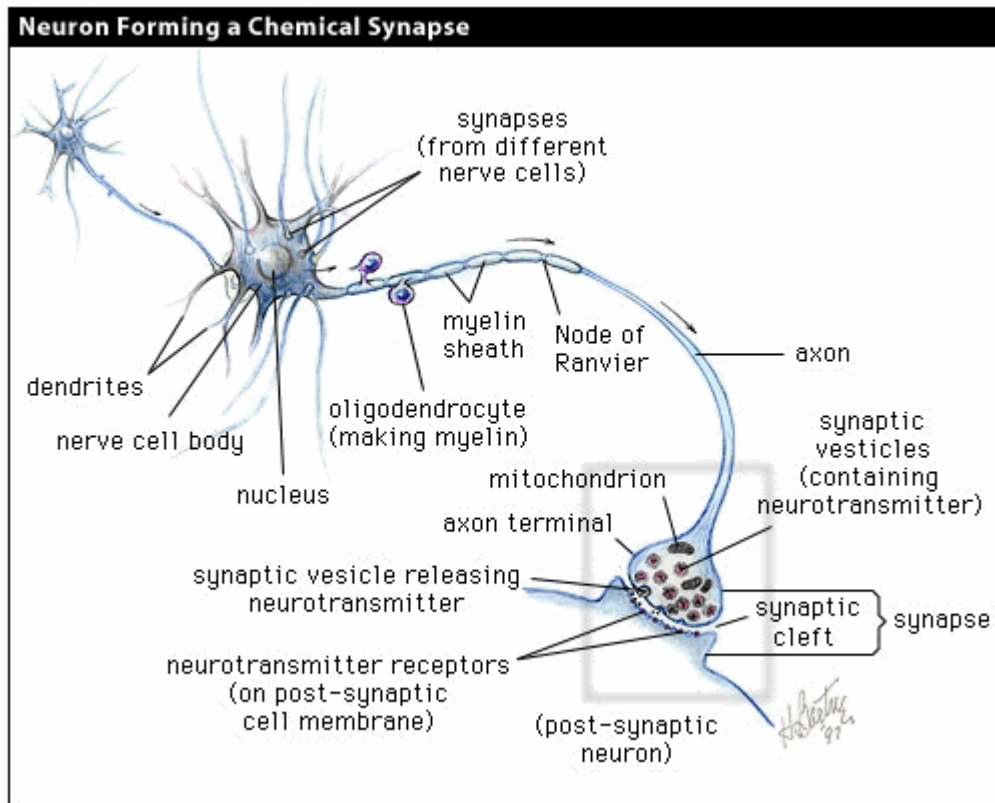


Εικόνα 3.2
Δομή ενός εγκεφαλικού νευρώνα

Οι νευρίτες με τη σειρά τους χωρίζονται σε δύο κατηγορίες:

- Ο μοναδικός νευράξονας (axon) κάθε νευρώνα. Είναι μια νηματοειδής προέκταση του κυρίως νευρικού κυττάρου από όπου διέρχονται οι νευρικές ώσεις (τα λεγόμενα δυναμικά δράσης) μέχρι την απόληξή του. Οι άξονες καταλήγουν στην προσυναπτική μεμβράνη που συμμετέχει στο σχηματισμό της σύναψης, η οποία είναι η περιοχή που ο νευρώνας έρχεται σε ηλεκτροχημική επαφή με άλλους νευρώνες για τη μετάδοση σημάτων.
- Δενδρίτες (dendrite). Είναι διακλαδισμένες αποφύσεις των νευρώνων. Βρίσκονται σε επαφή μέσω των συνάψεων με τις απολήξεις διαφόρων αξόνων που προέρχονται από γειτονικούς ή απομακρυσμένους νευρώνες. Οι δενδρίτες, μέσω των μετασυναπτικών μεμβρανών συλλέγουν τα σήματα που εκπέμπονται από τις αξονικές απολήξεις και τα μεταδίδουν στο αντίστοιχο κυτταρικό σώμα του νευρώνα στον οποίο ανήκουν.

Η σύναψη, που αναφέρθηκε παραπάνω, είναι ιδιαίτερα σημαντικό κομμάτι για τη λειτουργία όλου του νευρικού συστήματος καθώς στο σημείο αυτό πραγματοποιείται η μεταβίβαση της δράσης από τη προσυναπτική μεμβράνη στη μετασυναπτική, μέσω της λεπτής σχισμής που τα χωρίζει και η οποία ονομάζεται «συναπτικό χάσμα» όπως παρουσιάζεται και στην εικόνα 3.3. Επίσης υπάρχουν περιπτώσεις που η σύναψη βρίσκεται πολύ κοντά ή και πάνω στο σώμα ενός νευρώνα καθώς και περιπτώσεις που συμμετέχουν στη σύναψη τρεις νευρώνες ταυτόχρονα. Αυτό σημαίνει ότι απολήξεις δύο αξόνων καταλήγουν στο ίδιο σημείο του δενδρίτη.



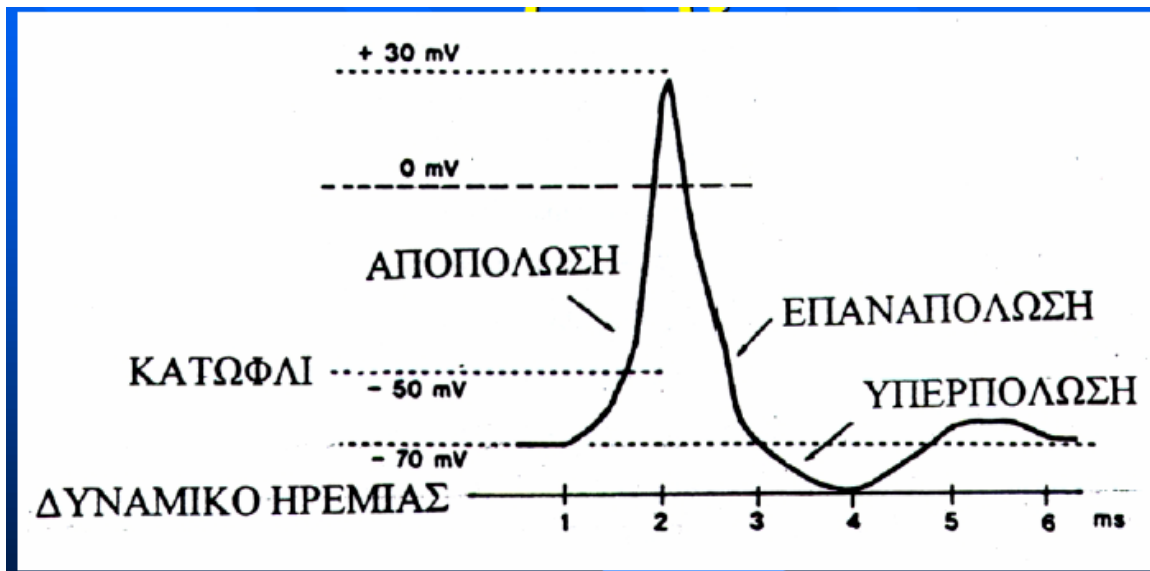
Εικόνα 3.3

Διάγραμμα ενός νευρώνα που διαμορφώνει μια χημική σύναψη. Το νευρικό κύτταρο (νευρώνας) περιλαμβάνει το σώμα, τους δενδρίτες, και έναν άξονα, που ουσιαστικά είναι μια επέκταση του κυτταρικού σώματος που διευθύνει τα ηλεκτρικά σήματα στο επόμενο κύτταρο μέσω της σύναψης.

Ο νευρώνας, αποτελούμενος από τον άξονα και τους δενδρίτες, καλύπτεται ολόκληρος από την κυτταρική μεμβράνη που είναι ένα διπλό στρώμα από μόρια λιπιδίων (φωσφολιπίδια) μέσα στο οποίο είναι εγκαρσώς τοποθετημένα πολλά διαφορετικά είδη πρωτεϊνικών μορίων. Κατά μήκος της μεμβράνης αυτής διατηρείται, σε κατάσταση ηρεμίας, μια διαφορά ηλεκτρικού δυναμικού, τέτοια ώστε η εσωτερική πλευρά να βρίσκεται σε αρνητικό δυναμικό ως προς το εξωτερικό χώρο. Στην περίπτωση των νευρικών κυττάρων αυτό το δυναμικό ηρεμίας είναι της τάξης των λίγων δεκάδων mV ($\square -70\text{mV}$) και οφείλεται στην άνιση κατανομή ιόντων μεταξύ των δύο πλευρών της μεμβράνης. Επομένως σε κατάσταση ηρεμίας το εσωτερικό του νευρώνα είναι αρνητικά φορτισμένο σε σχέση με το εξωτερικό. Τα δυναμικά τα οποία μετράμε στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα μεταξύ δύο ηλεκτροδίων που τοποθετούμε όπως έχουμε αναφέρει και παραπάνω στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του κεφαλιού οφείλονται ουσιαστικά σε ρεύματα ιόντων διαμέσω της κυτταρικής μεμβράνης των εκάστοτε νευρώνων που συμμετέχουν στην συγκεκριμένη εγκεφαλική δραστηριότητα. Τα ρεύματα αυτά διαχέονται από το σημείο δημιουργίας τους μέχρι και την εξωτερική δερματική επιφάνεια διότι ο εγκεφαλικός ιστός, οι μήνιγγες, το κρανίο και το δέρμα άγουν το ηλεκτρικό ρεύμα. Υπάρχουν δύο είδη διαμεμβρανικής ροής που σχετίζονται με τη μετάδοση και επεξεργασία πληροφοριών και προκαλούν τα αντίστοιχα, διαφορετικής φύσεως, δυναμικά:

α) Δυναμικό δράσης (action potential) :

Προκαλείται όταν το διαμεμβρανικό δυναμικό στο σώμα του νευρώνα , ως συνολικό άθροισμα των ερεθισμών που καταφθάνουν από τους δενδρίτες , αλλάζει από την τιμή ηρεμίας και περάσει ένα ορισμένο κατώφλι που συνήθως τοποθετείται στα -50 mV . Τότε έχουμε ενεργοποίηση του νευρώνα , αποπόλωση της κυτταρικής μεμβράνης στη «ρίζα» όπου ο άξονας ξεκινάει από το σώμα και εμφάνιση μιας αιχμής δυναμικού ως τα 30 mV , με επακόλουθη επιστροφή στην αρχική κατάσταση ηρεμίας αφού συμβεί αποπόλωση και υπερπόλωση . Αυτή η κρουστική ώση διαδίδεται ταχύτατα κατά μήκος του άξονα , αναπαράγοντας τον κύκλο πόλωση - αποπόλωση – πόλωση και τη συνακόλουθη ρευματική ροή μέσα και έξω από την κυτταρική μεμβράνη .



Εικόνα 3.4

β) Μετασυναπτικό Δυναμικό (Post Synaptic Potential – PSP) :

Το δυναμικό αυτό εμφανίζεται στη μετασυναπτική μεμβράνη , όταν μεταδοθεί ο ερεθισμός μέσω του συναπτικού χάσματος από την προσυναπτική μεμβράνη που οφείλεται σε ενεργοποίηση του προσυναπτικού νευρώνα . Έχει πιο συνεχή μορφολογία από τα δυναμικά δράσης , είναι πιο περιορισμένο στο χώρο (εφόσον εμφανίζεται στην περιοχή της σύναψης) και έχει χαμηλότερη τιμή , διότι η μετασυναπτική μεμβράνη αποπολώνεται ή υπερπολώνεται σε μικρότερο βαθμό σε σχέση με το σώμα του νευρώνα καθώς εκεί αθροίζονται όλα τα σήματα που προέρχονται από τους δενδρίτες . Όταν έχουμε αποπόλωση το δυναμικό ονομάζεται μετασυναπτικό δυναμικό διέγερσης (EPSP) ενώ στην αντίθετη περίπτωση μετασυναπτικό δυναμικό καταστολής ή αναστολής (IPSP) , διότι στην δεύτερη περίπτωση το δυναμικό δε διευκολύνει ενδεχόμενη αποπόλωση του νευρώνα . Σε μια σύναψη του εγκεφάλου μπορεί να εμφανιστεί είτε μόνο EPSP οπότε η σύναψη ονομάζεται σύναψη διέγερσης ή διεγείρουσα σύναψη (excitatory synapse) είτε μόνο IPSP οπότε η σύναψη καλείται κατασταλτική ή ανασταλτική σύναψη (inhibitory synapse).

3.3 Λειτουργία του Ηλεκτροεγκεφαλογράφου (ΗΕΓ –EEG)

Το σύνολο των ηλεκτροχημικών επιδράσεων από νευρώνα σε νευρώνα , αθροιζόμενο για όλες τις περιοχές του εγκεφάλου , δημιουργεί αυτό που ονομάζουμε εγκεφαλική λειτουργία , της οποίας μόνο μερικώς μπορούμε να ανιχνεύσουμε και να μελετήσουμε τις διάφορες διαδικασίες και εκδηλώσεις . Για παράδειγμα όταν επιβληθεί ένα αισθητικό ερέθισμα, π.χ. λάμψη στα μάτια, ήχος στα αυτιά, πίεση στο δέρμα κτλ., η πληροφορία του ερεθίσματος μεταβιβάζεται διαμέσου των αισθητικών νευρών στην υπεύθυνη για την επεξεργασία της περιοχή του εγκεφάλου. Εκεί προκαλείται μικρή αλλαγή δυναμικού που υπερτίθεται στο ΗΕΓ και λέγεται «προκλητό δυναμικό».

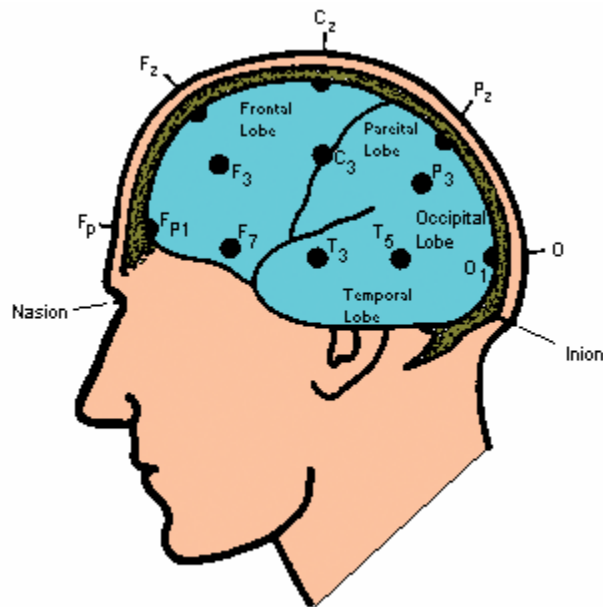
Ένα από τα εργαλεία για τη μελέτη αυτή είναι η *Ηλεκτροεγκεφαλογραφία* ενώ το *Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα* είναι το διάγραμμα μεταβολής της ηλεκτρικής δραστηριότητας (τάσης) του εγκεφάλου με το χρόνο .

Η λειτουργία του ηλεκτροεγκεφαλογράφου στηρίζεται στην καταγραφή των διαφορών δυναμικού , οι οποίες παρουσιάζονται πάνω στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου κρανίου , ως αποτέλεσμα της λειτουργίας του εγκεφάλου .

Το πρώτο στάδιο στο ΗΕΓ είναι τα ηλεκτρόδια , οι αισθητήρες του συστήματος , που μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων μέσα στο ανθρώπινο σώμα σε ρεύμα ηλεκτρονίων μέσα στα καλώδια , τα οποία οδηγούν το ρεύμα σε επόμενα στάδια επεξεργασίας . Στην περίπτωση που το ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε άμεση επαφή με τον εγκέφαλο παίρνει σήματα από 0.1 μέχρι 5mV σε διάφορες συχνότητες , με σημαντικότερη διαγνωστική περιοχή συχνοτήτων από 1 μέχρι 15 Hz. Ο τρόπος αυτός συλλογής σημάτων όμως , είναι τραυματικός και για αυτό προτιμούνται τα επιφανειακά ηλεκτρόδια . Τα μετρούμενα ηλεκτρικά σήματα σε αυτήν την περίπτωση είναι αρκετά ασθενή (από 1μV έως περίπου 100μV) , καθώς μεταξύ του ηλεκτροδίου και του εγκεφάλου μεσολαβεί ένα στρώμα πάχους 2-3 cm (δέρμα, κρανίο, σκληρά μήνιγγα) που εξασθενεί το σήμα κατά 10 τουλάχιστον φορές.. Για το λόγο αυτόν απαιτείται όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ενίσχυση των υπό εξέταση σημάτων καθώς και πυκνή κάλυψη του κεφαλιού με απαγωγά ηλεκτρόδια . Η επαφή με το δέρμα γίνεται μέσω μιας κολλώδους ουσίας ή μέσω ενός μικρού δαχτυλιδιού που από τη μια μεριά προσκολλάται στο δέρμα και από την άλλη στο κυρίως ηλεκτρόδιο . Στα σημεία που θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια , το δέρμα πρέπει αν έχει καθαριστεί καλά με οινόπνευμα ώστε να πετύχουμε χαμηλή αντίσταση επαφής (κάτω των 5 kΩ) ώστε να μην επηρεαστεί η μέτρησή μας .

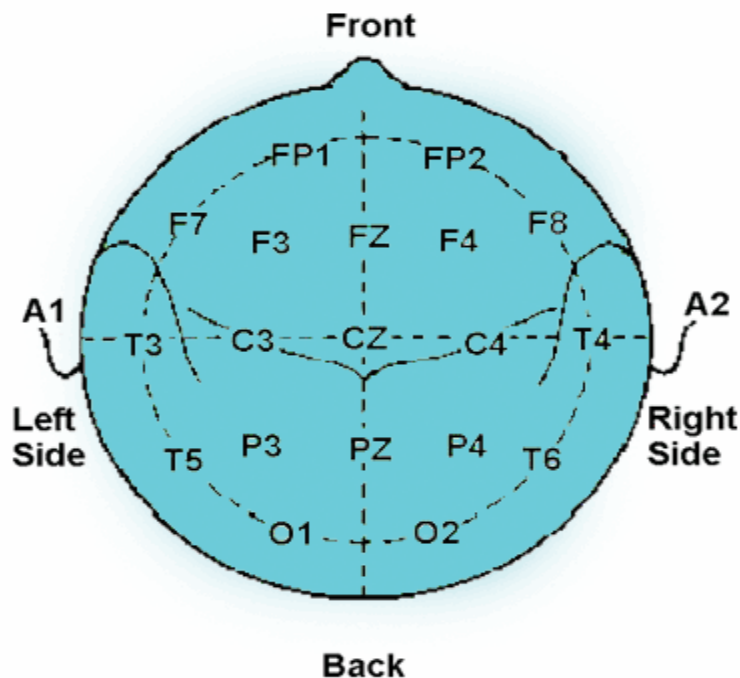
3.3.1 Ηλεκτρόδια

Τα ηλεκτρόδια κατασκευάζονται συνήθως από άργυρο και χλωριούχο άργυρο και η επιλογή των θέσεών τους πάνω στο κεφάλι γίνεται με βάση το δημοφιλέστερο εκ των προτύπων, το Διεθνές Σύστημα 10-20. Η ονομασία του συστήματος οφείλεται στην επιλογή του 20% της απόστασεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση ανάμεσα σε δύο οποιαδήποτε ηλεκτρόδια και επίσης στην επιλογή του 10% της απόστασεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση από το αυτί στο κοντινότερο προς αυτό ηλεκτρόδιό του. Κατά αυτόν τον τρόπο οι θέσεις των ηλεκτροδίων προσαρμόζονται ανάλογα με τις διαστάσεις του κρανίου του εξεταζόμενου (βλ. εικόνα 3.5)



Εικόνα 3.5

Διεθνές πρότυπο «10-20» θέσεων ηλεκτροδίων για ΗΕΓ



Εικόνα 3.6

Με βάση την εικόνα 3.6 διασαφηνίζουμε την ακριβή τοποθέτηση των ηλεκτροδίων και τη λειτουργία που το καθένα εξυπηρετεί ανάλογα με τη θέση του. Το Cz είναι το κεντρικό σημείο του εγκεφάλου, τα Fpz, Fz, Cz, Pz είναι τα ηλεκτρόδια μέσης γραμμής και το Fx είναι τα ηλεκτρόδια στο μπροστινό μέρος του εγκεφάλου. Στο αριστερό ημισφαίριο υπάρχουν μονοί αριθμοί στα ηλεκτρόδια ενώ στο δεξί ημισφαίριο συναντάμε μόνο ζυγούς αριθμούς στα ηλεκτρόδια. Τα A1 και A2 είναι συνήθως ηλεκτρόδια αναφοράς (είτε ένα από αυτά, είτε ο συνδυασμός τους) ενώ το Fpz είναι η γείωση.

Το κάθε σήμα που ενισχύεται στο ΗΕΓ είναι η διαφορά μεταξύ των δυναμικών που ανά πάσα στιγμή παρουσιάζουν δύο ηλεκτρόδια μεταξύ τους. Ηλεκτρόδια, που βρίσκονται «πάνω» από εγκεφαλικές περιοχές, οι οποίες ενδεχομένως θα παρουσιάσουν δραστηριότητα, λέγεται ότι αντιστοιχούν σε ενεργά σημεία. Αντίθετα, ηλεκτρόδια τοποθετημένα πάνω από περιοχές που θεωρείται ότι δεν έχουν σχέση με εγκεφαλική δραστηριότητα, λέγεται ότι αντιστοιχούν σε ανενεργά σημεία. Τέτοια σημεία είναι τα αυτιά ή τα ενωμένα με αγωγικό δρόμο δύο αυτιά. Όταν το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά δυναμικού δύο ηλεκτροδίων ενεργών περιοχών, έχουμε «διπολική» μέτρηση. Διπολικές μετρήσεις για 15 ως 30 ηλεκτρόδια είναι η κοινή μεθοδολογία σε κλινικές νευρολογικές εξετάσεις ΗΕΓ. Αυτή η μέθοδος προσφέρει το πλεονέκτημα ότι απορρίπτει τυχόν παράσιτα τα οποία είναι κοινά στα δύο ηλεκτρόδια. Στην περίπτωση όμως της ψυχοφυσιολογικής έρευνας, το μετρούμενο σήμα συνήθως προκύπτει ως διαφορά δυναμικού ενός ηλεκτροδίου ενεργής περιοχής και ενός ηλεκτροδίου ανενεργής περιοχής, οπότε έχουμε «μονοπολική» μέτρηση. Το ηλεκτρόδιο ανενεργής περιοχής είναι κοινό για όλες τις μετρήσεις και αποτελεί το σημείο αναφοράς, που δεν επηρεάζεται σε φυσιολογικές συνθήκες από εγκεφαλικά ρεύματα.

3.4 Ρυθμοί ΗΕΓ

Συνήθως καταγράφονται ΗΕΓ ενηλίκων. Πριν από την ηλικία των 13 χρόνων, τα ΗΕΓ είναι ακανόνιστα (χωρίς σαφή ρυθμό και συγχρονισμό). Δεν έχουν δηλαδή σημαντική διαγνωστική αξία. Η πιο διακριτή συχνότητα του ΗΕΓ αυξάνει από 3-4 Hz κατά τη γέννηση, σε 8-12 Hz στον ενήλικα. Η τελευταία λαμβάνεται σαφώς σε όλη την εγκεφαλική επιφάνεια.

Η μελέτη του ΗΕΓ βασίζεται στη διάκριση, στις καταγραφές δυναμικού ως συνάρτηση του χρόνου, της ύπαρξης ή μη συγκεκριμένων κυματομορφών, των λεγόμενων ρυθμών των οποίων κύριο χαρακτηριστικό είναι οι συχνότητες των αρμονικών από τις οποίες αποτελούνται, δηλαδή το φασματικό τους περιεχόμενο. Μάλιστα τα σήματα που συλλέγουμε κάθε φορά χαρακτηρίζονται πιο συγκεκριμένα από τη συχνότητά τους, το δυναμικό ή πλάτος, τη μορφή τους, την περιοχή επιφάνειας του κρανίου από όπου συλλέγονται και τις φυσιολογικές ή παθολογικές συνθήκες που τα συνοδεύουν. Οι βασικοί ρυθμοί είναι οι άλφα, βήτα, θήτα και δέλτα.

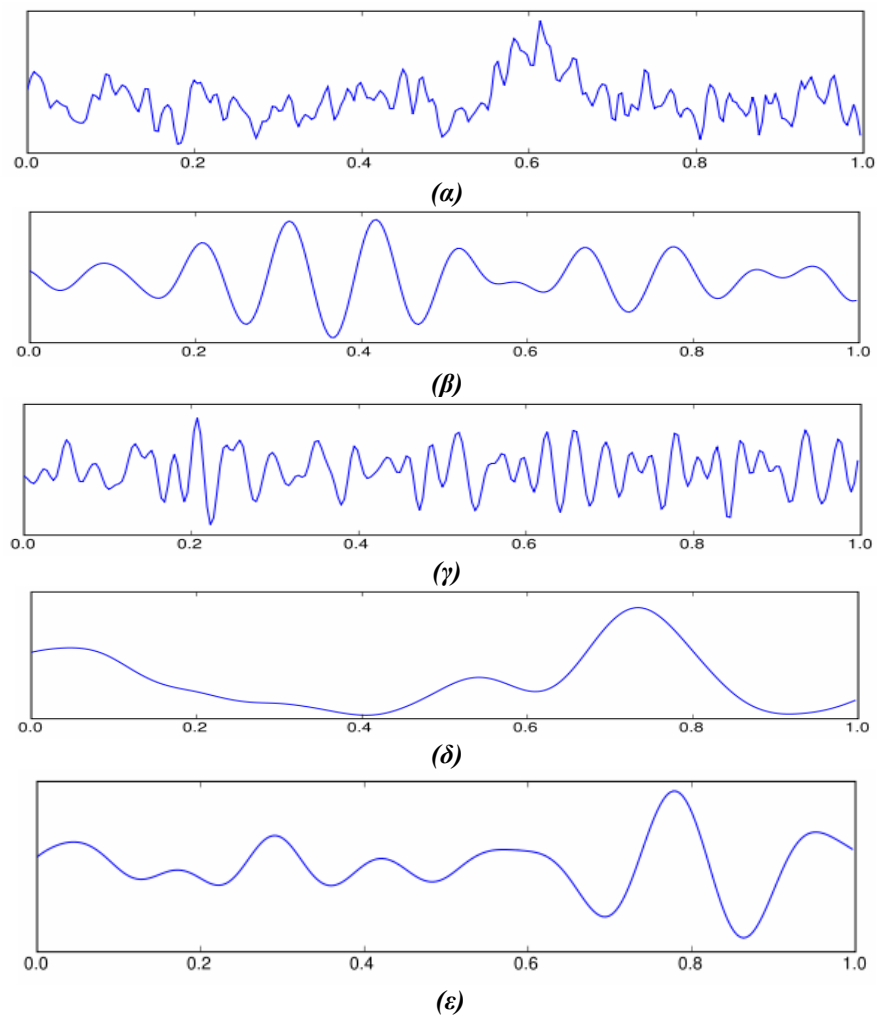
Η εμφάνιση των ρυθμών έχει συνδυαστεί με διάφορα επίπεδα εγρήγορσης, χαλάρωσης, ύπνου κτλ. Για παράδειγμα ο α ρυθμός εμφανίζεται σε περίπου 75% των ενηλίκων. Το κλείσιμο (αντίστοιχα άνοιγμα) των ματιών προκαλεί αύξηση (αντίστοιχα μείωση) του α ρυθμού. Αντίθετα, μείωση της δραστηριότητας α έχει συσχετισθεί με αισθητηριακό ερεθισμό ή πνευματική δραστηριότητα. Ο ρυθμός αυτός πήρε το όνομα α επειδή ήταν ο πρώτος που μελετήθηκε από το Berger. Ο β ρυθμός, ο δεύτερος που μελετήθηκε, είναι ο κυρίαρχος ρυθμός που εμφανίζεται κατά τη φάση της πλήρους εγρήγορσης ενός φυσιολογικού ατόμου. Ο ρυθμός δέλτα συσχετίζεται με τον ύπνο στο φυσιολογικό άνθρωπο και είναι επίσης κύριος ρυθμός στα νεογέννητα ως το δεύτερο έτος της ηλικίας τους. Ο ρυθμός θήτα φαίνεται να συνδέεται με μηχανισμούς καταστολής, είτε στην είσοδο σε φάση χαλάρωσης, είτε με συνδυασμό με το β ρυθμό σε φάσεις αυξημένης προσοχής.

Ο χαρακτηριστικός ρυθμός αλλάζει με την κατάσταση εγρήγορσης, ανάπαυσης ή ύπνου του ατόμου. Τα κύματα διεγερμένου εγκεφάλου έχουν μεγάλη συχνότητα και μικρό πλάτος. Όσο ηρεμεί ο εγκέφαλος μεγαλώνει το πλάτος και μειώνεται η συχνότητα του ρυθμού, όπως δείχνει η εικόνα 3.8. Οι δύο ενδιαμέσες περιοχές μεγάλης συχνότητας στην κατάσταση του ύπνου (εικόνα 3.8) συνοδεύεται από γρήγορη κίνηση των ματιών και πιστεύεται ότι προκαλούνται από όνειρα.

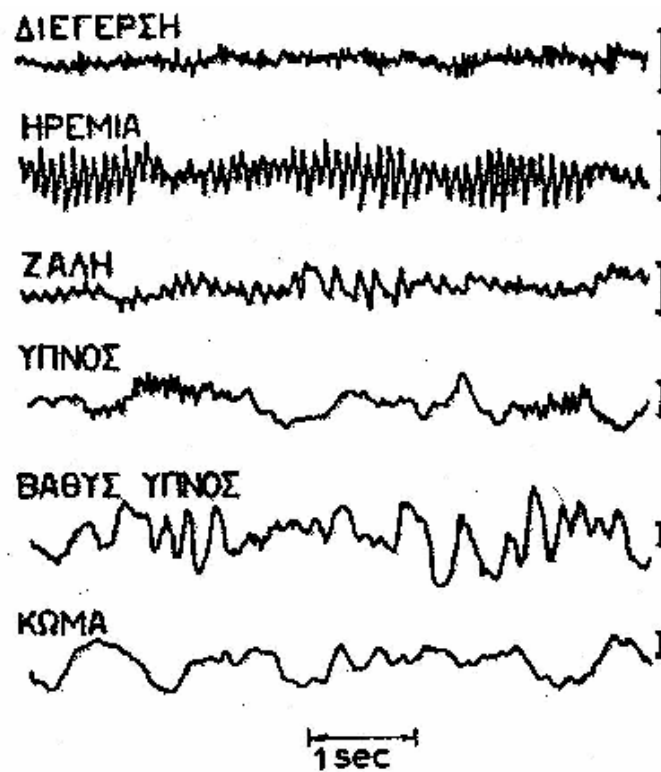
Οι διάφορες χαρακτηριστικές περιοχές συχνότητων του ΗΕΓ χαρακτηρίζονται διεθνώς με ελληνικά γράμματα. Δέλτα: < 5 Hz, Θήτα: 4-8 Hz, Άλφα 8-13 Hz, Βήτα: >13 Hz

Ρυθμός	Τυπικές Συχνότητες (Hz)	Τυπικό πλάτος (μV)
Άλφα	8-13	20-200
Βήτα	13-30	5-10
Δέλτα	1-5	20-200
Θήτα	4-8	10

Πίνακας 3.1
Χαρακτηριστικά ρυθμών ΗΕΓ



Εικόνα 3.7
Διαγράμματα σημάτων (α) ΗΕΓ (β) άλφα ρυθμού (γ) βήτα ρυθμού (δ) δέλτα ρυθμού (ε) θήτα ρυθμού



Εικόνα 3.8

Χαρακτηριστικά ΗΕΓ διαφόρων καταστάσεων. Η κλίμακα φαίνεται με κατακόρυφα τμήματα. 50 μV

3.5 Τεχνικά Προβλήματα

Οι διαφορές δυναμικού που καταγράφει το ΗΕΓ μετριούνται σε μV . Είναι δηλαδή περίπου 100 φορές μικρότερες και από εκείνες που καταγράφει το ΗΚΓ (Ηλεκτροκαρδιογράφημα). Επειδή τα σήματα του ΗΕΓ είναι τόσο ασθενή, είναι πολύ ευάλωτα. Η κυματομορφή του ΗΕΓ παραμορφώνεται εύκολα λόγω παρεμβολής και προσθήκης ξένων (μη εγκεφαλικών) σημάτων που μπορεί να είναι πολύ ψηλότερα από εκείνα που θέλουμε να καταγράψουμε. Για να αποφύγουμε, ή τουλάχιστον να περιορίσουμε, την παραγωγή και υπέρθεση στο ΗΕΓ τέτοιων παρασιτικών σημάτων, πρέπει να γνωρίσουμε τις παρακάτω κύριες πηγές τους.

3.5.1 Παράσιτα ηλεκτροδίων

Αυτά είναι συνήθως τα ενοχλητικότερα από τα ανεπιθύμητα σήματα. Αν κινηθεί ο ασθενής ή αν κινηθούν τα καλώδια που συνδέουν τα ηλεκτρόδια του με το μηχάνημα, διαταράσσεται η ηλεκτροχημική ισορροπία μεταξύ ηλεκτροδίων και δέρματος, εκεί δηλαδή που μετατρέπεται το ρεύμα ιόντων (στον ασθενή) σε ρεύμα ηλεκτρονίων (στα ηλεκτρόδια και στα σύρματα). Έτσι, μπορεί να παραχθούν αλλαγές δυναμικού που αποτελούν σήματα για το μηχάνημα. Αυτά ενισχύονται μαζί με τα ανεπιθύμητα σήματα και αλλάζουν το ΗΕΓ. Αν ο ασθενής ιδρώνει, ο ιδρώτας θα επηρεάσει επίσης την ισορροπία κάτω από τα ηλεκτρόδια. Έτσι θα εμφανισθούν μεγάλες, αλλά βραδείας μεταβολής, αλλαγές δυναμικού. Δηλαδή επηρεάζουν τη γραμμή βάσης του ΗΕΓ.

3.5.2 Δυναμικά από την καρδιά και τα μάτια

Η λειτουργία της καρδιάς παράγει δυναμικά στο δέρμα. Αυτό βέβαια ισχύει και για το δέρμα της κεφαλής. Ευτυχώς η απόσταση μεταξύ καρδιάς και κεφαλής είναι μεγάλη. Έτσι το σήμα που παίρνουν τα ηλεκτρόδια είναι πολύ μικρό, όταν μάλιστα είναι μικρή και η απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων. Όταν είναι σημαντικό το καρδιακό σήμα δίνει στο ΗΕΓ οξείες αιχμές (αποκλίσεις της γραφίδας) με την περιοδικότητα της καρδιάς (ανά 0.8 sec). Η παρεμβολή που προκαλείται στο ΗΕΓ όταν υπάρχει εμφυτευμένος βηματοδότης της καρδιάς είναι ισχυρότερη και δεν μπορεί να εξαλειφθεί. Η διαφορά μεταξύ του πρόσθιου και του οπίσθιου τμήματος του ματιού είναι αρκετά mV. Αυτό το δίπολο δίνει ρεύματα δια των ιστών και δυναμικά στο δέρμα της κεφαλής, που αλλάζουν, όταν κινούνται τα μάτια του εξεταζόμενου.

3.5.3 Ηλεκτρική και μαγνητική παρεμβολή από γειτονικά ρεύματα

Έστω ότι ένα ηλεκτροφόρο καλώδιο (220 V, 50 Hz) περνά σε μικρή απόσταση από τον ασθενή. Το μονωμένο σώμα του ασθενούς, επειδή βρίσκεται μέσα στο ηλεκτρικό πεδίο, θα αποκτήσει ένα δυναμικό μεταξύ του δυναμικού του σύρματος και εκείνου της γης. Αυτό το εναλλασσόμενο δυναμικό του σώματος μπορεί να φθάνει σε υψηλότερες τιμές σε σχέση με τα δυναμικά του ΗΕΓ.

Εξ άλλου, μέρος από το χωρητικό ρεύμα που διαρρέει από το σύρμα προς τη γη περνά δια μέσου του σώματος του ασθενούς. Έτσι δημιουργεί διαφορές δυναμικού ($V=I \cdot R$) μεταξύ των θέσεων του δέρματος που φέρουν τα ηλεκτρόδια. Αυτά τα δυναμικά αποτελούν για το μηχάνημα σήματα που υπερτίθενται στο ΗΕΓ.

Αν το παραπάνω καλώδιο διαρρέεται από ρεύμα έντασης i , δημιουργεί στον γύρω του χώρο και μαγνητικό πεδίο (νόμος Biot - Savart). Αν Φ είναι η ροή του μαγνητικού πεδίου που περνά μέσα από ένα βρόχο, σχηματιζόμενο από τα καλώδια σύνδεσης του ασθενούς με τον ΗΕΓ, θα επαχθεί στον βρόχο τάση $v = -d\Phi/dt$.

Σε αντίθεση με τις ηλεκτρικές, οι μαγνητικές παρεμβολές προκαλούν ασθενή παράσιτα. Η κάθε γραμμή έχει συνήθως δύο σύρματα που σε κάθε στιγμή διαρρέονται από ίσα ρεύματα αντίθετης φοράς. Επειδή τα σύρματα είναι παράλληλα και έχουν μικρή απόσταση μεταξύ τους, τα μαγνητικά πεδία τους σχεδόν αλληλοεξουδετερώνονται.

Η κατάσταση διαφέρει αν το εργαστήριο γειτνιάζει προς κάποιον υποσταθμό της ΔΕΗ. Τότε, τα υψηλά ρεύματα και οι πολλές στροφές (σπείρες) των πηνίων των μετασχηματιστών δημιουργούν ισχυρά μαγνητικά πεδία (θεώρημα Ampere) που επάγουν ανάλογα σήματα στους βρόχους των καλωδίων ασθενούς και οργάνου.

3.5.4 Παρεμβολή από πεδία υψηλής (ραδιοφωνικής) συχνότητας

Κάθε σύρμα διαρρέόμενο από υψίσυχο ρεύμα εκπέμπει ηλεκτρομαγνητικά κύματα, που διαδίδονται σε μεγάλες αποστάσεις. Η πηγή αυτών των κυμάτων μπορεί να είναι η κεραία ενός ραδιοφωνικού σταθμού ή ο σπινθήρας που παράγεται κατά τη διακοπή κάποιου ηλεκτρικού ρεύματος. Αυτά τα μεταβατικά κύματα, φεύγοντας από τον ηλεκτρικό διακόπτη και ταξιδεύοντας κατά μήκος της τροφοδοτικής γραμμής, μπορούν να φθάσουν και να δημιουργήσουν ενοχλητική παρεμβολή στο μετρητικό μας όργανο (ΗΚΓ, ΗΜΓ, ΗΕΓ).

Τα πεδία ραδιοφωνικής συχνότητας που προέρχονται από ραδιοφωνικούς και τηλεοπτικούς πομπούς έχουν μικρή ένταση (λίγα mV ανά μέτρο μήκους στον αέρα). Έτσι τα παράσιτά τους εξαλείφονται εύκολα με βαθυπερατό φίλτρο, δεδομένου ότι τα βιοδυναμικά που θέλουμε να καταγράψουμε δεν περιέχουν υψίσυχνες συνιστώσες. Αν όμως ο πομπός είναι κοντά ή αν στον ίδιο (ή σε γειτονικό) χώρο λειτουργεί μια φυσικοθεραπευτική ή χειρουργική διαθερμία, το ηλεκτροφυσιολογικό μας όργανο μπορεί να δεχθεί υψηλά υψίσυχα σήματα. Για παράδειγμα, σε απόσταση 1500m από πομπό VHF των 100W το πεδίο μειώνεται σε $\sim 10\mu\text{V/m}$. Σε απόσταση 6m από χειρουργική διαθερμία, που λειτουργεί σε 400W και σε 400kHz, το πεδίο είναι περίπου 10mV/m .

3.5.5 Παρεμβολή από πεδία κινητών τηλεφώνων και ασύρματων δικτύων

Ανησυχία σχετικά με την ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή στη λειτουργία των ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων καταγράφεται από ανεκδοτικές εκθέσεις και αδημοσίευτες παρατηρήσεις των προσωπικών των νοσοκομείων. Έχουν πραγματοποιηθεί πειράματα σε χώρες της Ευρώπης αλλά και της Αμερικής για να διαπιστωθεί κατά πόσο αυτή η ανησυχία είναι βάσιμη . Σε ορισμένες περιπτώσεις παρατηρήθηκαν όντως ασυνέπειες , και μάλιστα σοβαρές , στη λειτουργία των ηλεκτροεγκεφαλογράφων εξαιτίας της χρήσης των κινητών τηλεφώνων υπό συγκεκριμένες συνθήκες λειτουργίας (κατά κύριο λόγο όταν λειτουργούσαν κοντά στην ιατρική συσκευή , σε πλήρη ισχύ και για μεγάλο χρονικό διάστημα) .Στην αντίπερα όχθη ,υπήρχαν περιπτώσεις όπου δεν παρατηρήθηκαν αποκλίσεις στο σήμα του ΗΕΓ που να οφείλονται στα πεδία των κινητών τηλεφώνων και των ασύρματων δικτύων . Τέλος παρατηρήθηκαν κι άλλες περιπτώσεις ηλεκτρομαγνητικής παρεμβολής (EMI) , που δεν ήταν αυστηρά αποδιοργανωτικές . Αυτές τις μελέτες θα τις δούμε περισσότερο διεξοδικά σε επόμενο κεφάλαιο .

Στην συγκεκριμένη εργασία θα αναφερθούμε περισσότερο εκτεταμένα στην παρεμβολή που προκαλεί ένα σήμα κυψελοειδούς επικοινωνίας στη λειτουργία ενός ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και πιο συγκεκριμένα θα προσπαθήσουμε να διευκρινίσουμε την EMI που οφείλεται σε κινητό πομπό ο οποίος λειτουργεί με βάση το πρότυπο GSM(900MHz) .

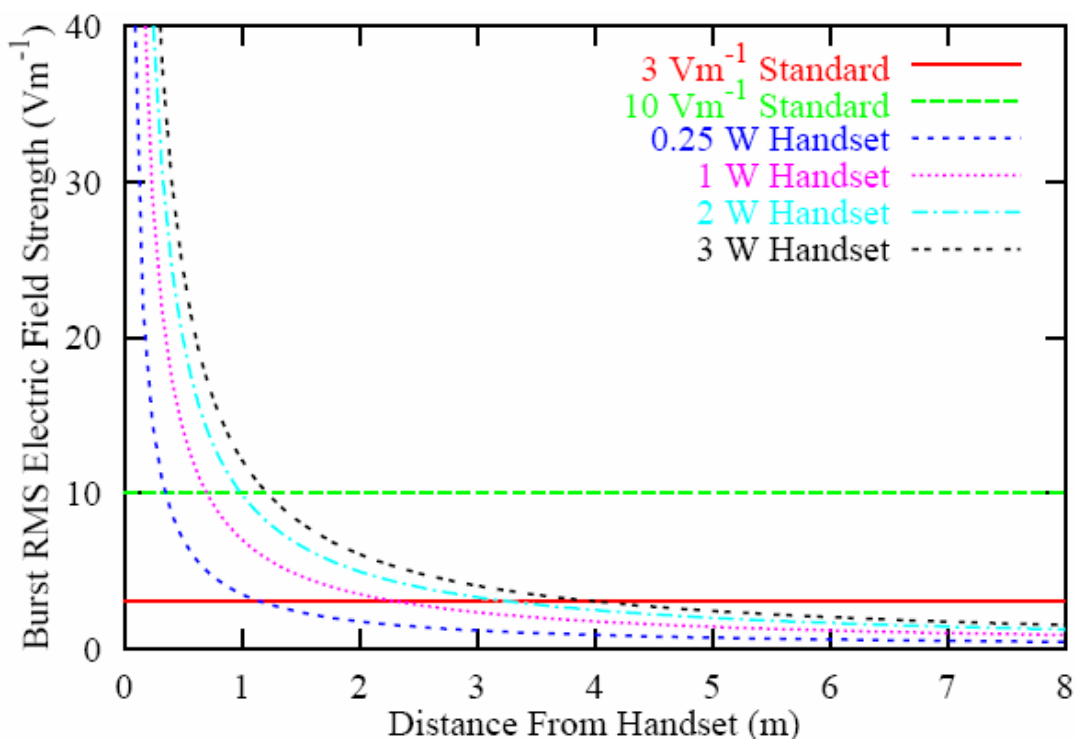
4 ΠΡΑΚΤΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ EMI

4.1 Γενικά

Οι πρόσφατες πρόοδοι στην ασύρματη τεχνολογία προσφέρουν τεράστιες ευκαιρίες για πιο προηγμένη, αποδοτική και οικονομικά αποδοτική επικοινωνία των νοσοκομείων. Αν και οι ανέκδοτες εκθέσεις της ηλεκτρομαγνητικής παρεμβολής (EMI) με τις ιατρικές συσκευές έχουν καταλήξει σε πολλά νοσοκομεία με αποτέλεσμα να καθιερώνουν πολιτικές που απαγορεύουν τη χρήση των κινητών τηλεφώνων, PDAs, ραδιοφώνων και άλλων φορητών ασύρματων συσκευών επικοινωνίας (εδώ τις αποκαλούμε "φορητές συσκευές") στους ευαίσθητους τομείς της δυνατότητάς τους, εκτενείς χαρακτηρισμοί έχουν δείξει ότι οι κρίσιμες λειτουργίες των περισσότερων ιατρικών συσκευών είναι απολύτως άνοσες στις εκπομπές RF από τις φορητές συσκευές. Ενώ υπό τις ακραίες συνθήκες (μετάδοση σε πλήρη ισχύ, μικρή απόσταση, μεγάλες χρονικές περιόδους), η σημαντική δυσλειτουργία ιατρικών συσκευών μπορεί να εμφανιστεί, οι απλές διαδικασίες συμπεριλαμβανομένης της δοκιμής, της εφαρμοσμένης μηχανικής συστημάτων, της διαχείρισης ιατρικών συσκευών και τις κατάλληλες οδηγίες χρηστών μπορούν να προσδιορίσουν, να ελέγξουν και να αποτρέψουν τα σημαντικά προβλήματα EMI προτού να εμφανιστούν.

4.2 Πειραματικές Τιμές

Οι κατασκευαστές ιατρικών συσκευών συμμορφώνονται γενικά με ένα συνιστώμενο επίπεδο ασυλίας 10 V/m ενάντια στην παρεμβολή από τις εκπομπές RF στο σχέδιο του νέου εξοπλισμού (σύμφωνα με την πρόσφατα εγκεκριμένη δεύτερη έκδοση των διεθνών προτύπων 60601-1-2 IEC) εντούτοις, δεν υπάρχει κανένας κανονισμός που εγγυάται αυτό το επίπεδο ασυλίας. Αυτή η τιμή είναι η μέγιστη επιτρεπόμενη σύμφωνα με τα καινούργια πρότυπα που αν την ξεπεράσουμε θέτουμε τις ιατρικές συσκευές σε πολύ σοβαρό κίνδυνο δυσλειτουργίας, ενώ το ελάχιστο όριο που τίθεται και εφόσον αυτό το υπερβούμε ενδεχομένως να εμφανίζονται κάποια προβλήματα μικρότερης όμως σημασίας είναι η τιμή των 3V/m για ένα εύρος συχνοτήτων από 26 έως 1000 MHz. Επιπλέον, ο παλαιότερος πρότυπος ιατρικός εξοπλισμός δεν σχεδιάστηκε με βάση αυτές τις εκτιμήσεις ασυλίας. Ο πίνακας 4.1 δείχνει ότι τα μετρημένα πεδία ισχύος εκπομπής από τα κινητά τηλέφωνα υπερβαίνουν συχνά την ισχύ του επιπέδου των 10 V/m όταν εκπέμπουν σε κοντινή απόσταση και σε πλήρη ισχύ (μέση ισχύς 0,6 Watt, μέχρι μέγιστη ισχύ 2 Watt ανάλογα με τον τύπο των τηλεφωνικών σημάτων). Οι εκπομπές RF από τις περισσότερες συσκευές PDA που συνδέονται με τα δίκτυα ευρείας περιοχής στέλνουν τις εκπομπές σε συγκρίσιμα επίπεδα ισχύος, αλλά ως σύντομες εκρήξεις εκπομπής δεδομένων που διαχωρίζονται με ένα διάστημα 4-10 δευτερολέπτων παρουσιάζουν μια χαμηλότερη μέση ισχύ. Με την κατάλληλη διαχείριση, εντούτοις, είναι δυνατό να προσδιοριστούν, να ελεγχθούν και να αποτραπούν τα σημαντικά προβλήματα EMI προτού να εμφανιστούν.



Εικόνα 4.1

Ηλεκτρικό πεδίο λόγω συνδιαλέξεων σε σύστημα TDMA από ασύρματες συσκευές που εκπέμπουν σε διαφορετικές ισχύεις

Απόσταση(m)	CDMA-800 (600 mW)	AMPS (600 mW)	TDMA-800 (250 mW)	GSM-900 (250 mW)	iDEN (200 mW)	CDMA-1900 (630 mW)	TDMA-1900 (250 mW)	GSM-1900 (250 mW)	GSM-1800 (250 mW)
0.25	22.32	17.48	13.31	11.26	10.10	30.16	12.57	14.20	12.57
0.50	11.74	8.23	6.41	5.20	4.68	15.36	7.02	7.75	7.23
1.00	5.95	4.34	3.45	2.39	2.75	7.93	2.86	3.10	3.96
2.00	1.49	1.03	1.42	0.95	0.84	1.56	0.83	1.29	1.21

Πίνακας 4.1

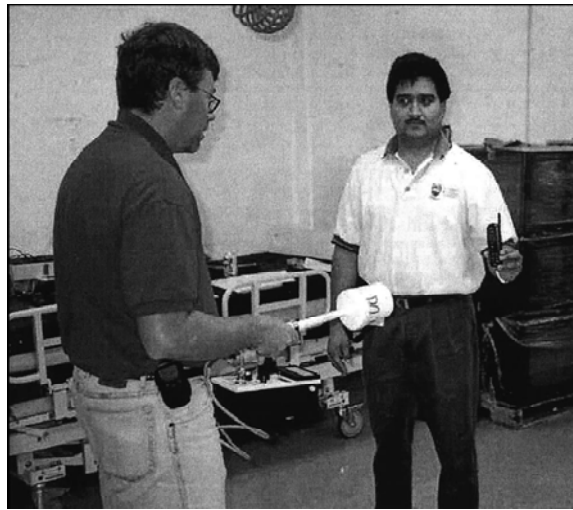
Test Site Measurements (average)

Απόσταση (m)	CDMA-800 (630 mW)	AMPS (600 mW)	TDMA-800 (250 mW)	GSM-900 (250 mW)	iDEN (200 mW)	CDMA-1900 (630 mW)	TDMA-1900 (250 mW)	GSM-1900 (250 mW)	GSM-1800 (250 mW)
0.25	21.83	18.16	11.83	10.16	10.37	28.48	13.86	14.46	11.88
0.50	10.58	8.91	5.17	5.25	5.03	13.40	7.21	7.75	6.20
1.00	5.62	4.46	2.70	2.46	2.51	6.20	3.33	3.87	3.10
2.00	1.32	0.79	1.48	0.98	0.63	2.01	0.83	1.03	1.55

Πίνακας 4.2

Chamber Measurements (average)

Στους παραπάνω πίνακες παρουσιάζονται μετρήσεις ηλεκτρικών πεδίων (σε V/m) που οφείλονται σε τηλεφωνικά σήματα δοκιμής σε αύξουσες αποστάσεις. Το σημείο αναφοράς , για τα τρέχοντα πρότυπα IEC που αναφέρονται στην «ανοσία» ιατρικών συσκευών είναι 3 V/m. Η κατ' εκτίμηση μέση ισχύς στην έξοδο της κεραίας δίνεται στην παρένθεση κάτω από κάθε μεμονωμένο σήμα, αν και η μέγιστη ισχύς έξω από την κεραία κατά τη διάρκεια των παλμών των μεμονωμένων ψηφιακών σημάτων μπορεί να είναι μέχρι 2 Watt , ενώ ο τρόπος καταγραφής των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων σε ένα θάλαμο εργαστηρίου αλλά και νοσοκομείου παρουσιάζεται στην επόμενη εικόνα . Ένας μηχανικός κρατάει ένα κινητό που εκπέμπει υπό συγκεκριμένες συνθήκες και ένας δεύτερος μετράει την ένταση του ηλεκτρικού πεδίου που προκύπτει στο χώρο κρατώντας ένα probe σε μια απόσταση από το κινητό .



Εικόνα 4.2

Χαρακτηριστικό δωμάτιο δοκιμής και μετρήσεις ηλεκτρικών πεδίων. Ο κλινικός μηχανικός με το άσπρο πουκάμισο κρατά το τηλέφωνο υπό δοκιμή και ο μηχανικός με το κόκκινο πουκάμισο κρατά το probe πεδίου και καταγράφει μετρήσεις της ισχύος των πεδίων.

4.3 Διαδικασίες Διαχείρισης

Οι ακόλουθες διοικητικές διαδικασίες προβλέπουν ότι οι όμοιες φορητές συσκευές , που χρησιμοποιούνται ως βασικός τρόπος επικοινωνίας για τους γιατρούς των νοσοκομείων και το προσωπικό , εκπέμπουν το ίδιο σήμα RF και λειτουργούν στο ίδιο φέρον . Οι πολλαπλές φορητές συσκευές μπορούν βεβαίως να χρησιμοποιηθούν , εντούτοις κάθε διαφορετική φορητή συσκευή πρέπει να εξεταστεί και να ρυθμιστεί ανεξάρτητα εκτός αν εκπέμπει στο ίδιο σήμα RF και λειτουργεί στο ίδιο φέρον σήμα. Οι διοικητικές διαδικασίες που περιγράφονται κατωτέρω δεν θα ίσχυαν για τη συλλογική χρήση ποικίλων φορητών συσκευών διαφορετικών τύπων που εκπέμπουν σε διαφορετικούς τύπους σημάτων RF. Τέλος, η κλινική ομάδα εφαρμοσμένης μηχανικής στο νοσοκομείο πρέπει να είναι το κύριο σημείο εστίασης της δοκιμής και της διαχείρισης EMI. Οι τέσσερις γενικοί τομείς της διαχείρισης EMI είναι οι ακόλουθοι:

1) Testing

Αν και κάποια δοκιμή ασυλίας πέρα από ένα ευρύ φάσμα συχνότητας (150 KHz - 2,5 GHz) εκτελείται συνήθως από τους κατασκευαστές ιατρικών συσκευών σύμφωνα με τις συστάσεις IEC 60601-1-2, τέτοια δοκιμή δεν προβλέπει απαραίτητα εάν οι ιατρικές συσκευές είναι ευαίσθητες στις εκπομπές RF από τις φορητές ασύρματες συσκευές επικοινωνίας που εκπέμπουν σε πλήρη ισχύ , μικρή απόσταση και για συνεχείς χρονικές περιόδους. Επιπλέον, οι πολλοί διαφορετικοί τύποι σημάτων RF (με τις διαφορετικά συχνότητες και οι τύποι διαμόρφωσης παλμού) καθώς επίσης και οι διαφορετικοί παράγοντες και θέσεις των κεραιών των φορητών συσκευών μπορούν να δημιουργήσουν πολύ διαφορετικές μορφές EMI για μια συγκεκριμένη ιατρική συσκευή . Μια ιατρική συσκευή που είναι ευαίσθητη σε εκπομπές RF από έναν τύπο φορητής συσκευής μπορεί να είναι απολύτως άνοση στις εκπομπές RF από έναν άλλο. Το μοναδικό περιβάλλον του νοσοκομείου μπορεί επίσης να επηρεάσει τη μορφή EMI ενώ και μια δεδομένη ιατρική συσκευή , μπορεί επίσης πολύ να επηρεάσει τα αποτελέσματα EMI. Λόγω όλων αυτών των μεταβλητών, το νοσοκομείο δεν μπορεί να λάβει σοβαρά τις ανέκδοτες παρατηρήσεις ή τα αποτελέσματα από άλλες δοκιμές , αλλά πρέπει να εκτελέσει τη δική του δοκιμή , στη δική του εγκατάσταση , με τον κατάλογο των συγκεκριμένων ιατρικών συσκευών που διαθέτει και με τις φορητές συσκευές που προγραμματίζει να χρησιμοποιήσει εάν θέλει να συλλέξει σωστές πληροφορίες για την EMI. Ο χαρακτηρισμός της EMI μεταξύ μιας δεδομένης φορητής συσκευής και του καταλόγου ιατρικών συσκευών του νοσοκομείου θα μπορούσε να εκτελεσθεί μέσα σε ένα προστατευμένο ανεμοκόκο θάλαμο , αλλά αυτό θα αποτελούσε κατανάλωση χρόνου και κόστους . Για αυτόν τον λόγο, η επιτροπή IEEE C63 έχει αναπτύξει ένα πρωτόκολλο ad-hoc για τη διαδικασία πειραμάτων που υιοθετήθηκε από το ANSI (American National Standards Institute). Αυτό το πρωτόκολλο IEEE/ANSI C63.18 συστήνεται για να εκτελέσει τη βασική δοκιμή χρησιμοποιώντας μια καθορισμένη φορητή συσκευή στις αντιπροσωπευτικές μονάδες του ιατρικού εξοπλισμού που είναι ζωτικής σημασίας για τη ζωή (αναπνευστήρες, αντλίες έγχυσης, μηχανές anesthesiology, κλπ....) για να προσδιορίσει και να χαρακτηρίσει τα σημαντικά ζητήματα EMI. Αυτό το πρωτόκολλο είναι διαθέσιμο από τον ιστοχώρο ANSI και

μπορεί να εκτελεσθεί από το κλινικό προσωπικό εφαρμοσμένης μηχανικής του νοσοκομείου για μία περίοδο μερικών ημερών.

2) Εφαρμοσμένη Μηχανική

Αυτή περιλαμβάνει κυρίως το χαρακτηρισμό και το συμπληρωματικό σχέδιο του δικτύου επικοινωνίας στο οποίο οι φορητές ασύρματες συσκευές επικοινωνίας λειτουργούν μέσα στο νοσοκομείο. Υπάρχουν τρεις βασικοί τύποι διαθέσιμων δικτύων επικοινωνίας, αν και οι πιο σύνθετοι συνδυασμοί αυτών μπορούν επίσης να υιοθετηθούν.

- α. Τα peer-to-peer δίκτυα είναι τα απλούστερα και περιγράφουν τη λειτουργία των παραδοσιακών walkie talkie, των ραδιοφώνων, κ.λπ., τα οποία συνδέονται άμεσα με άλλες μονάδες ή σταθμούς βάσεων. Πολλές από αυτές τις παραδοσιακές ασύρματες συσκευές χρησιμοποιούνται από το προσωπικό, την ασφάλεια και το προσωπικό εγκατάστασης στα νοσοκομεία στις ΗΠΑ και στο εξωτερικό. Οι φορητές ραδιο μονάδες στα peer-to-peer δίκτυα δεν είναι ελεγχόμενης ισχύος και μεταδίδουν συνεχώς σε 2-5 Watt κάθε φορά που "κλειδώνεται" η συσκευή για να μιλήσει. Από την άποψη της EMI με τις ιατρικές συσκευές, οι παραδοσιακές ασύρματες συσκευές είναι πιθανώς οι πιο προβληματικές και δύσκολο να διαχειριστούν όπως μεταδίδουν στη σχετικά υψηλή σταθερή ισχύ και δεν έχουν κανέναν μηχανισμό ελέγχου της ισχύος αυτής. Είναι, εντούτοις, εξαιρετικά αποδοτικές και οικονομικές για το νοσοκομείο.
- β. Τα δίκτυα τοπικής περιοχής (LANs) ανήκουν συχνά στο νοσοκομείο και αποτελούνται από τις πολλαπλές περιοχές κεραιών που διανθίζονται σε όλο το κτίριο του νοσοκομείου και συνδέονται με μια κεντρική μονάδα "hub" ή "router". Τα δίκτυα του τοπικού LAN διαβιβάζουν και λαμβάνουν σήματα με διάφορες φορητές συσκευές (ή τους υπολογιστές lap-top, κλπ...) καθώς περιπλανώνται σε όλο το δίκτυο κάλυψης στο κτίριο. Τα παραδείγματα περιλαμβάνουν 802.11a, 802.11b, και τα τυποποιημένα ασύρματα συστήματα τηλεφώνων που λειτουργούν κανονικά στις χωρίς άδεια ISM ζώνες συχνοτήτων γύρω από τα 900 MHz, τα 2,45 GHz, ή τα 5,8 GHz. Τέτοια συστήματα δεν είναι ελεγχόμενης ισχύος, αλλά διαβιβάζουν σε μια πολύ χαμηλή σταθερή ισχύ (1-10 milliwatts) δεδομένου ότι έχουν ως σκοπό να μην είναι ποτέ πολύ μακριά από τον κοντινότερο κόμβο δικτύων. Εντούτοις, τέτοια συστήματα περιορίζονται ως προς χρήση μέσα στο κτήριο όπου το σύστημα του τοπικού LAN έχει εγκατασταθεί. Ενώ δεν υπάρχει γενικά καμία αμοιβή λειτουργίας για την ανακοίνωση σχετικά με το ιδιωτικό δίκτυο, οι σημαντικές εκτιμήσεις δαπανών περιλαμβάνουν την αρχική αγορά, την εγκατάσταση και τη συντήρηση του ιδιωτικού συστήματος του τοπικού LAN.
- γ. Τα δίκτυα ευρείας περιοχής (WANs) ενεργοποιούν τυποποιημένα κινητά τηλέφωνα και πολλές συσκευές PDA και είναι όλο και περισσότερο δημοφιλή με τους γιατρούς και το προσωπικό των νοσοκομείων. Αυτά τα συστήματα γίνονται επίσης ελκυστικές εναλλακτικές λύσεις σε πολλά νοσοκομεία ως βασική αρχή επικοινωνίας. Τα WAN δίκτυα αποτελούνται από τις συνδεδεμένες περιοχές

σταθμών βάσεων που καλύπτουν τις μεγάλες μητροπολιτικές περιοχές και σε πολλές περιπτώσεις ολόκληρες τις ΗΠΑ και πολλές θέσεις στο εξωτερικό. Αν και οι φορητές συσκευές που λειτουργούν σε αυτά τα WANs **μπορούν να εκπέμπουν μέχρι και 0,6 Watt μέση ισχύ (μέγιστη ισχύ 1-2 Watt), τα περισσότερα σχετίζονται με ελεγχόμενη ισχύ και διαβιβάζουν σε εντυπωσιακά μειωμένα επίπεδα ισχύος παρουσία του ισχυρού σήματος των σταθμών βάσεων.** Επειδή τα κτήρια νοσοκομείων μπορούν να έχουν πολλαπλά πατώματα υπογείων μόλυβδο-ευθυγραμμισμένους τοίχους γύρω από τους θαλάμους ακτινολογίας και τα δωμάτια των ασθενών καθώς και άλλες παρόμοιες κατασκευές, μπορούν να υπάρξουν σημαντικές περιοχές που προστατεύονται από το ισχυρό σήμα των σταθμών βάσεων. Λόγω αυτού, οι φορητές συσκευές μπορούν να λειτουργήσουν σε ή κοντά στην πλήρη ισχύ (εάν δεν ρίχνουν το σήμα συνολικά) για αρκετό χρονικό διάστημα (αυτό οδηγεί επίσης σε μια πολύ πιο σύντομη ζωή μπαταριών). Η στρατηγική τοποθέτηση της συμπληρωματικής υποδομής είναι το κλειδί στην εφαρμοσμένη μηχανική συστημάτων σε αυτήν την περίπτωση. Η κατάλληλη υποδομή μπορεί να εξασφαλίσει τη γενική κάλυψη σε όλο το κτήριο καθώς επίσης και να κατευθύνει τις φορητές μονάδες για να λειτουργήσει σε επίπεδα ισχύος αρκετά κάτω από το κατώφλι που έχει τεθεί για την EMI όπου ο ιατρικός εξοπλισμός θεωρείται ευαίσθητος. Τέτοια υποδομή μπορεί να λάβει τη μορφή στρατηγικά τοποθετημένων microcells (μικροί ανεξάρτητοι σταθμοί βάσεων που αφιερώνονται σε έναν πληθυσμό χρηστών στο νοσοκομείο) ή τη μορφή επαναληπτών που είναι διασκορπισμένοι σε όλο το κτήριο με fiberptic συνδέσεις σε μια κατευθυντική κεραία (συνήθως που τοποθετείται έξω στη στέγη) που παρέχει ένα ανεμπόδιο RF link με έναν κοντινό σταθμό βάσης). Ενώ υπάρχει ένα κόστος λειτουργίας για αυτά τα δίκτυα, δεν υπάρχει κανένα κόστος αγοράς, εγκατάστασης, διατήρησης και ανανέωσης. Περαιτέρω, επειδή η περιοχή κάλυψης που παρέχεται από αυτά τα WAN συστήματα είναι συχνά ουσιαστική, η αντικατάσταση των παραδοσιακών συστημάτων γραμμών εδάφους μπορεί να αντιπροσωπεύσει σημαντική μείωση κόστους. Μια προειδοποίηση στη χρήση μερικών WAN δικτύων είναι ότι εάν η κυκλοφορία επικοινωνίας υπερβαίνει την ικανότητα της τοπικής περιοχής, οι φορητές συσκευές μπορούν να συνδεθούν σε μια άλλη περιοχή σταθμών βάσεων που δεν συνδέεται με το σύστημα υποδομής νοσοκομείων. Σε αυτή την περίπτωση, οι φορητές συσκευές μπορούν απροσδόκητα να επανέλθουν σε εκπομπή σε υψηλότερη ισχύ εάν το σήμα είναι φτωχό ή προστατευμένο. Πολλά WANs, εντούτοις, δε συνδέονται κάπου καθώς η κυκλοφορία επικοινωνίας γίνεται επιβαρυνμένη. Αυτά τα πιο πρόσφατα συστήματα μπορούν να είναι πιο αξιόπιστα από την άποψη της διαχείρισης των επιπέδων εκπομπής RF από τις φορητές συσκευές. Επιπλέον, εάν η κυκλοφορία επικοινωνίας είναι ένα πρόβλημα, ο προμηθευτής δικτύων μπορεί να διαθέσει τα πρόσθετα κανάλια επικοινωνίας για να αντισταθμίσει τον αυξανόμενο όγκο χρηστών. Τέτοιες ερωτήσεις σχετικά με το μηχανισμό για τη διαχείριση του όγκου των χρηστών πρέπει να συζητηθούν με οποιαδήποτε επιχείρηση μεταφορέων δικτύων πριν από οποια τελική απόφαση να χρησιμοποιηθεί WAN για τις επικοινωνίες νοσοκομείων.

3) Διαχείριση ιατρικών συσκευών

Η πλειοψηφία των διοικητικών διαδικασιών ιατρικών συσκευών προκύπτει από τη στιγμή που το πρότυπο IEEE/ANSI C63.18 έχει προσδιορίσει και χαρακτηρίσει ευάλωτες συσκευές μέσα στον ιατρικό εξοπλισμό του νοσοκομείου. Σαν πρώτο βήμα, οι ευάλωτες συσκευές πρέπει να επισημανθούν έτσι ώστε οι γιατροί και το προσωπικό να γνωρίζουν αμέσως ότι είναι ευαίσθητες στις εκπομπές πλήρους ισχύος RF από φορητές συσκευές. Το να επανατοποθετήσουμε τις ιατρικές συσκευές (για παράδειγμα τοποθετούμε μεταλλικά καλύμματα, πλαστικά /διαφανή υλικά μπροστά από τα ευαίσθητα στοιχεία του κάθε κυκλώματος, κλπ....) , έτσι ώστε να μην επηρεάζονται από τις μικρές αποστάσεις ως προς τις ασύρματες συσκευές είναι μια απλή προσέγγιση. Επίσης το να σιγουρευτούμε ότι η ευαίσθητη ιατρική συσκευή δεν αντιπροσωπεύει μια κατάλληλη θέση για τοποθέτηση των ασύρματων συσκευών είναι μια άλλη απλή διοικητική προσέγγιση. Μερικοί κατασκευαστές ιατρικών συσκευών έχουν δημιουργήσει κατάλληλα προστατευτικά τμήματα RF και συστατικά με σκοπό να βοηθήσουν να κάνουν "άνοσο" τον ευαίσθητο εξοπλισμό στην EMI. Τέλος, οι νέες ιατρικές συσκευές πρέπει να εξεταστούν σύμφωνα με το πρωτόκολλο IEEE/ANSI C63.18 πριν από την απόκτηση και η αντικατάσταση των ευαίσθητων συσκευών του καταλόγου του νοσοκομείου μπορεί να εξεταστεί εάν η χρηματοδότηση είναι διαθέσιμη.

4) Οδηγίες χρηστών

Ως προστιθέμενη προφύλαξη ενάντια στο EMI , οι ελάχιστες οδηγίες σχετικά με την απόσταση μεταξύ ασύρματων συσκευών και ιατρικών μπορούν να παρασχεθούν στους γιατρούς και το προσωπικό. Οι προτεινόμενες αποστάσεις , που υποθέτουν όλες οι ανωτέρω διοικητικές διαδικασίες και είναι σε θέση να ελέγξουν πλήρως οποιαδήποτε προσδιορισμένα ζητήματα EMI, είναι της τάξης των 25-50 εκατ.. Εντούτοις, η ακριβής απόσταση πρέπει να αποφασιστεί από το νοσοκομείο και το κλινικό προσωπικό εφαρμοσμένης μηχανικής στηριζόμενοι στα αποτελέσματα της δοκιμής, στον τρέχοντα κατάλογο ιατρικών συσκευών και με το τι αισθάνονται άνετοι. Είναι σημαντικό να γνωστοποιηθεί στους χρήστες φορητών συσκευών ότι αυτές οι οδηγίες προσθέτουν απλά ένα περιττό επίπεδο διαχείρισης EMI και δεν υπονοούν ότι στις πιο στενές αποστάσεις οποιαδήποτε παρεμβολή ιατρικών συσκευών θα εμφανιστεί.

4.4 Πραγματικά προβλήματα

Παρακάτω παραθέτουμε ένα σύνολο παραδειγμάτων EMI σε ιατρικές συσκευές , που υπάρχουν στη διάθεση μας ύστερα από πραγματικά γεγονότα ή από πειράματα που πραγματοποιήθηκαν σε διάφορες χώρες και σε ποικίλους νοσοκομειακούς χώρους .

4.4.1 Πραγματικά Γεγονότα

➤ Το Καναδικό Γραφείο Ιατρικών Συσκευών (Canadian Medical Device Bureau-MDB) αναφέρει ότι από το 1984 ως το 1995, υπήρξαν τριάντα τέσσερα αναφερόμενα γεγονότα που περιλαμβάνουν EMI ως προς τις λειτουργίες ιατρικών συσκευών . Παράδειγμα είναι ένα γεγονός που περιλαμβάνει ένα αναλογικό κυψελοειδές τηλέφωνο . Η EMI από ένα AT & T κυψελοειδές τηλεφωνικό μοντέλο 3710 προκάλεσε δυσλειτουργίες σε ένα Puritan Bennett 7200 Microprocessor αναπνευστήρα . Ο αναπνευστήρας παρείχε πρόσθετες αναπνοές στον ασθενή, οι οποίες θα μπορούσαν ενδεχομένως να του προκαλέσουν μέχρι και μόνιμη ζημία . Σε μια μελέτη [23] που πραγματοποιήθηκε αργότερα σε εργαστήριο ,το MDB διαπίστωσε ότι διάφορα πρότυπα της συγκεκριμένης συσκευής επηρεάστηκαν από αναλογικά κυψελοειδή τηλέφωνα (**835 MHz , ονομαστική ισχύς 0.6W**).

➤ Επίσης πολυάριθμα γεγονότα επίδρασης κινητού σε ιατρικά μηχανήματα και πρόκλησης EMI έχουν αναφερθεί από τον οργανισμό FDA [28] (Food and Drug Administration) στις Ηνωμένες Πολιτείες από το 1979 έως το 1995 , ενώ πάνω από 100 έχουν τεκμηριωθεί σίγουρα ως EMI επιπτώσεις. Τα κυψελοειδή τηλέφωνα βρέθηκαν ακόμα να είναι ικανά για παρεμβολή στη λειτουργία σε monitor ασθενών, καταγραφείς σφυγμού, αναπνευστήρες και βηματοδότες .Τα πολύ σοβαρά περιστατικά πρωτοεμφανίστηκαν τη δεκαετία του '80 κι οι αριθμοί αυξήθηκαν έντονα από το 1990 ως το 1995.

➤ Το 1992, ένας ασθενής που συνδέθηκε με έναν απινιδωτή σε ένα ασθενοφόρο πέθανε επειδή η ραδιοφωνική συχνότητα στην οποία εξέπεμπε το ασθενοφόρο για λόγους επικοινωνίας προκάλεσε παρεμβολές και απέτρεψε τη συσκευή από τη σωστή λειτουργία της [24] .

➤ Το 1987, monitors ασθενών , με τα οποία ήταν συνδεδεμένοι αυτοί μέσα σε θάλαμο νοσοκομείου , απέτυχαν να δώσουν σήμα συναγερμού που υποδήλωνε μια κρίσιμη κατάσταση λόγω ηλεκτρομαγνητικής παρεμβολής από ασύρματες συσκευές με αποτέλεσμα δύο ασθενείς να πεθάνουν [25].

➤ Το 1993, ένας ασθενής , στον οποίο είχε εγκατασταθεί βηματοδότης , έπαθε κοιλιακό ινιδισμό αμέσως μετά τη διέλευσή του από έναν ανιχνευτή μετάλλων έξω από ένα δικαστήριο [25] .

➤ Ένας ασθενής που βρισκόταν στην μονάδα εντατικής θεραπείας (ΜΕΘ) ελάμβανε επινεφρίνη μέσω αντλίας έγχυσης όταν ένας επισκέπτης δέχτηκε μια κλήση στο κινητό κυψελοειδές τηλέφωνό του . Όταν απάντησε, η αντλία αύξησε το ποσοστό εισροής της επινεφρίνης στο αίμα του ασθενούς , με αποτέλεσμα ο ασθενής να λάβει υπερβολική και πέραν της φυσιολογικής ποσότητας αυτού του φαρμάκου στον οργανισμό του .Το αποτέλεσμα ήταν ότι ανέπτυξε τελικά τοξικότητα επινεφρίνης .

➤ Ένας ασθενής στον οποίο είχε εμφυτευτεί βηματοδότης έχασε , σύμφωνα με υπάρχουσες πληροφορίες από τον οργανισμό CDRH (Center for Devices and Radiological Health) , τις αισθήσεις του για περίπου 2 λεπτά όταν βρέθηκε κοντά σε έναν σταθμό βάσης (MDR 573141 , όπου MDR=Medical Device Recording που καταγράφονται από το FDA).

➤ Αυτή η περίπτωση έχει καταγραφεί στα αρχεία της ΝΑΣΑ [26]. Εμφανίστηκε EMI που απέτρεψε την κατάλληλη δοκιμή των χειρουργικώς εμφυτευμένων probe που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή συγκεκριμένων τμημάτων της δραστηριότητας του εγκεφάλου ενός ασθενή. Με τα probe σε άμεση επαφή με τον εγκεφάλου, η δυνατότητα να γίνεται μέτρηση μεταξύ δύο οποιοδήποτε σημείων μετριέται σχετικά εύκολα με ένα ΗΕΓ. Το ΗΕΓ παρέχει την κρίσιμη ανατροφοδότηση στο χειρουργό κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης. Αυτή η ιδιαίτερη EMI φανερώθηκε στην αναλογικές χαρακτηριστικές βελόνες του ΗΕΓ ως διαμορφωμένο σήμα που αναγνωρίζεται εύκολα σαν να έβγαине ομιλία από το ΗΕΓ ! Ο θόρυβος που προκλήθηκε από την EMI ήταν τόσο σοβαρός , που κάλυψε τελείως τα σήματα ΗΕΓ και οδήγησε τη συσκευή μηχανή να δίνε σήμα συναγερμού κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης. Το σήμα ήταν από ένα τοπικό ραδιόφωνο σταθμό AM και ο θόρυβος κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης ήταν από την κοινή σύζευξη σύνθετης αντίστασης μεταξύ του ΗΕΓ και του χειρουργικού τραπέζιού. Η σύνδεση του ΗΕΓ με το τραπέζι απέβαλε την EMI και αποκατέστησε την απεικόνιση της λειτουργίας του εγκεφάλου.

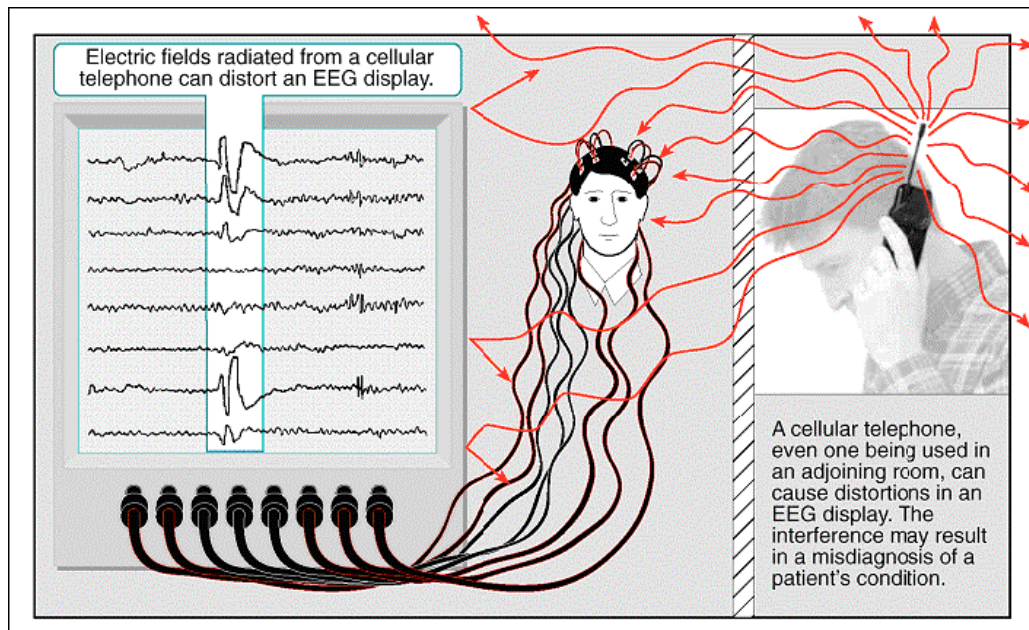
➤ Μια υπερδοσολογία φαρμάκων εμφανίστηκε όταν ένας ασθενής πέρασε μέσα από ένα ανιχνευτή μετάλλων . Ο κατασκευαστής της συσκευής ανέφερε ότι η αντλία έγχυσης λειτουργούσε σωστά όταν αυτή εξετάστηκε ύστερα από το παραπάνω συμβάν (MDR 232087). Διάλυση απαιτήθηκε αργότερα για να αφαιρεθούν η επιπλέον δόση που είχε χορηγηθεί στον ασθενή.

➤ Ενώ ένας ασθενής , με εμφυτευμένο διεγερτικό σύστημα νωτιαίου μυελού , βρισκόταν κοντά σε ένα σύστημα ασφάλειας , ένιωσε έναν ισχυρό κλονισμό, που ακολουθήθηκε από σποραδικά τραντάγματα κλονισμούς .Τελικά εισήχθη στο νοσοκομείο έχοντας χάσει τις αισθήσεις του (MDR 6000033.1997 00079).

➤ Σήμερα στις Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής το 7% των ασθενών που βρίσκονται σε δημόσια και αξιόπιστα ιατρικά κέντρα αντιμετωπίζουν σοβαρά σφάλματα στην ιατρική περίθαλψή τους με αποτέλεσμα να οδηγούνται 98.000 άνθρωποι στο θάνατο ετησίως [27].

4.4.2 Πειράματα

- ✓ Σύμφωνα με ένα πείραμα που πραγματοποίησε ο οργανισμός Global Energy Partners (Global) σε συνεργασία με τον οργανισμό υγείας Health Care Initiative (HCI) [20], διαπιστώθηκε εμφανέστατα ότι η χρήση των σύγχρονων κινητών τηλεφώνων έχει έντονη και ίσως κάποιες φορές καθοριστικής σημασίας επίδραση στη λειτουργία των ηλεκτροεγκεφαλογραφήματων . Στην παρακάτω εικόνα παρατηρούμε ακριβώς αυτή την επίδραση σε κυματομορφή ΗΕΓ ύστερα από τη σκόπιμη λειτουργία κινητού τηλεφώνου κοντά στην ιατρική συσκευή .

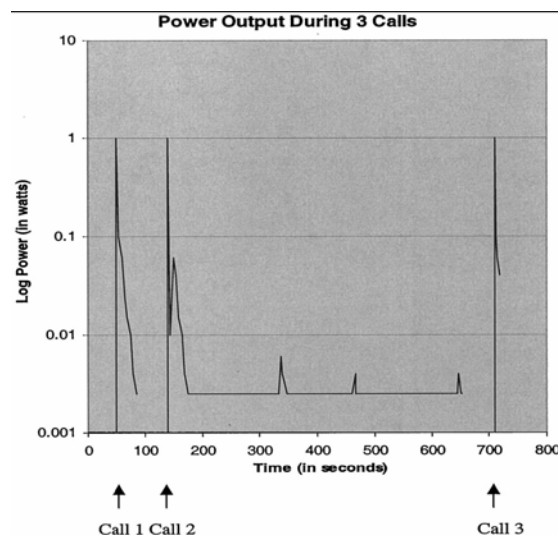


Εικόνα 4.3

Ηλεκτρομαγνητική Παρεμβολή (EMI) που εμφανίστηκε ύστερα από πείραμα με κινητό τηλέφωνο σε ένα ηλεκτροεγκεφαλογράφημα . Το κομμάτι του ΗΕΓ που είναι επισημασμένο παρουσιάζει τη διαταραχή του φυσιολογικού σήματος .

- ✓ Πείραμα των Morrissey et al [21] συσχέτισε τη λειτουργία των ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων επίσης καθώς και αυτή των ηλεκτροκαρδιογραφημάτων με τη χρήση κινητών τηλεφώνων σε διάφορα πρότυπα τηλεπικοινωνιών (DCS , GSM , AMPS-800 MHz), North American Digital (TDMA-800 MHz), PCS (CDMA-1900 MHz)) . Για το ΗΕΓ συγκεκριμένα διαπίστωσαν διαταραχές στις κυματομορφές σε συχνότητες που βρίσκονται στο διάστημα λειτουργίας του ΗΕΓ (0-70 Hz) κατά τη διάρκεια εκπομπής πλήρους ισχύος κινητών τηλεφώνων που λειτουργούσαν στα 1.800 και 1.900 MHz καθώς επίσης και στο πρότυπο iDEN-800 MHz . Η απόσταση μεταξύ του κινητού τηλεφώνου και του ΗΕΓ κυμαινόταν από 0,25 έως 0,5 μέτρα.

- ✓ Έγινε ένα πείραμα σε 4 μεγάλα νοσοκομεία (Clinical Engineering Departments στο University of Toronto/Sunnybrook Hospital του Toronto του Canada, St.Luke's Hospital/Mayo Clinic στο Jacksonville Florida, University of Chicago Hospital στο Chicago Illinois και Stanford University Medical Center στο Stanford California.) που εκτέθηκαν σε σήματα εκπομπής τηλεπικοινωνιών βασισμένα σε πρότυπα της Ευρώπης (NMT-450 MHz (analogue), NMT- 900 MHz (analogue), GSM-900 MHz, και GSM-1800 MHz) αλλά και της Νότιας Αμερικής (North American analogue (AMPS-800MHz), North American Digital (TDMA-800 MHz), and PCS (CDMA-1900 MHz)) . Ένα ποσοστό της τάξης του 12% των ΗΕΓ παρουσίασαν διάσπαση της κρίσιμης λειτουργίας τους που οφειλόντουσαν σε κυψελοειδείς τηλεφωνικές εκπομπές σε μια απόσταση 25 εκατ. ή μεγαλύτερη.
- ✓ Οι Davis et Al (1999) και Foster (1999) [22] βρήκαν ότι τα κινητά τηλέφωνα (αναλογικά πρότυπα και GSM) συνήθως παράγουν ηλεκτρικά πεδία που υπερβαίνουν τα 3V/m σε αποστάσεις 1 m ή και περισσότερο. Πρέπει να σημειωθεί, εντούτοις, ότι η σταθερή μετάδοση πλήρους ισχύος δεν είναι μια κοινή κατάσταση των χρηστών. Επιπλέον, τα σήματα CDMA τέθηκαν , για τη δοκιμή και μόνο , να εκπέμπουν σε 630 mW της μέσης ισχύος , αν και στις κανονικές καταστάσεις χρήσης η ισχύς ελαττώνεται και δεν υπερβαίνει ποτέ τα 250 mW κατά μέσο όρο. Όπως φαίνεται στην εικόνα 3.4(εικόνα 4.4), όταν το επαρκές σήμα είναι διαθέσιμο, τα κυψελοειδή τηλέφωνα είναι σχεδιασμένα να μειώσουν την ισχύ τους με σκοπό τη συντήρηση της μπαταρίας και την ακεραιότητα των συστημάτων. Αν και αυτά αρχικά συνδέονται σε μια περιοχή ελέγχου (σταθμό βάσεων) σε συνολική ισχύ, μειώνουν γρήγορα τη λειτουργούσα ισχύ τους μέσα σε μερικά δευτερόλεπτα. Λόγω αυτού του χαρακτηριστικού γνωρίσματος ελέγχου της ισχύος , πολλές ανησυχίες EMI μπορούν να περιοριστούν αυξάνοντας την ισχύ του σήματος λήψης ,γεγονός που πραγματοποιείται με την εγκατάσταση ενισχυτών ή μίνι σταθμών βάσεων κοντά στις κρίσιμες περιοχές του νοσοκομείου.



Εικόνα 4.4

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται η γραφική παράσταση των μεταδιδόμενων επιπέδων ισχύς σε λογαριθμική κλίμακα ως προς το χρόνο από ένα κινητό που λειτουργεί στα GSM- 900 κατά τη διάρκεια 3 κλήσεων . Τα βέλη χαρακτηρίζουν την έναρξη των νέων κλήσεων. Η ισχύς του τηλεφώνου μετά από την προσωρινή σύνδεση με τους σταθμούς βάσης μειώνεται ως προς το πλάτος εντός μερικών δευτερολέπτων. Η πλειοψηφία της κλήσης πραγματοποιείται σε επίπεδα ισχύς μεταξύ 10 και 100 φορές μικρότερα από το μέγιστο .

- ✓ Άλλη μια έρευνα πραγματοποιήθηκε στην Mayo Clinic στο Rochester [29] μεταξύ 9 Μαρτίου 2004 και 24 Απριλίου 2004 . Ολοκληρώθηκε σε περιοχές που το εισερχόμενο σήμα από το σταθμό βάσης ήταν αδύνατο, το οποίο ανάγκασε τα 6 διαφορετικά κυψελοειδή τηλέφωνα να δοκιμάσουν να λειτουργήσουν σε ή κοντά στη μέγιστη ισχύ. Για να ελεγχθεί ότι καμία εξωτερική παρεμβολή ραδιοσυχνότητας δεν ήταν παρούσα κατά τη διάρκεια του τεστ , ένα σύστημα μέτρησης ραδιοσυχνότητας χρησιμοποιήθηκε. Αυτό το σύστημα, που περιλαμβάνει μια συσκευή ανάγνωσης και έναν έλεγχο μαγνητικών και ηλεκτρικών πεδίων μέτρησε το ηλεκτρικό πεδίο πριν και συνεχώς κατά τη διάρκεια του πειράματος.

Τα ΗΕΓ λειτουργούσαν σε "κανονικό" mode με τους κλινικούς προσομοιωτές που συνδέθηκαν. Η εξεταστική διαδικασία για κάθε συσκευή ακολούθησε ήταν 22 βημάτων και περιλάμβανε το πείραμα περιοχών ευπάθειας , το πείραμα ευπάθειας/απόστασης και το πείραμα εισερχόμενης κλήσης . Κάθε πείραμα πραγματοποιήθηκε δύο φορές για να εξασφαλισθεί η σωστή δυνατότητα αναπαραγωγής των αποτελεσμάτων. Στην αρχή και μετά από κάθε δοκιμή, κάθε συσκευή υποβλήθηκε σε πολλούς ελέγχους συντήρησης για να ελεγχτεί η κατάλληλη λειτουργία και για να καθορισθεί εάν τα καταστρεπτικά ή παρατεταμένα αποτελέσματα προέκυψαν από EMI που οφειλόταν στο κυψελοειδές τηλέφωνο. Κάθε δοκιμή επαναλήφθηκε για να καθορίσει εάν τα αποτελέσματα ήταν αναπαραγόμενα .

(α) Το πείραμα περιοχών ευπάθειας ολοκληρώθηκε για να καθορίσει την πιο ευαίσθητη περιοχή για EMI στην ιατρική συσκευή. Για αυτήν την δοκιμή, ένα full duplex πομπό στα 800-MHz χρησιμοποιήθηκε. Αυτό το κινητό εκπέμπει 2,5 W, ενώ ένα χαρακτηριστικό κυψελοειδές τηλέφωνο εκπέμπει μέχρι 0,600 W. Αυτό το ποσό ισχύος που μεταδίδεται από το κινητό σε κοντινή απόσταση από την ιατρική συσκευή δημιουργεί μια χαρακτηριστική δυσμενή συνέπεια και με την κίνηση του η πιο τρωτή περιοχή της ιατρικής συσκευής μπορεί (ενδεχομένως) να καθοριστεί γρήγορα. Εάν καμία παρεμβολή δεν βρέθηκε χρησιμοποιώντας τον πομπό των 2,5W, το ΗΕΓ εξετάζεται έπειτα με το κυψελοειδές τηλέφωνο σε συγκεκριμένες θέσεις της συσκευής που υποτίθεται ότι ήταν τρωτές βάσει της εμπειρίας με παρόμοιες συσκευές.

(β) Για το πείραμα ευπάθειας/απόστασης, τα κυψελοειδή τηλέφωνα χρησιμοποιήθηκαν σε συντονισμό με τις πληροφορίες που λήφθηκαν στο πείραμα περιοχών ευπάθειας. Ο σκοπός αυτού του πειράματος ήταν να καθοριστεί εάν το κυψελοειδές τηλέφωνο δημιουργεί οποιοδήποτε EMI επί του τρωτού τύπου της ιατρικής συσκευής. Για να ελεγχτεί ότι ο προσανατολισμός του τηλεφώνου δεν ήταν ένας παράγοντας, το τηλέφωνο περιστράφηκε κατά 360 μοίρες. Εάν οποιοδήποτε EMI ήταν παρόν, το επόμενο πείραμα επίλυσε σε ποια απόσταση αυτή η παρεμβολή

θα διέκοπτε. Με το κυψελοειδές τηλέφωνο όσο το δυνατόν πιο κοντά στην τρωτή περιοχή και την αλληλεπίδραση EMI που εμφανίζεται, το τηλέφωνο μετακινήθηκε από το ΗΕΓ σε ένα σταθερό ποσοστό (1 ίντσα/5 δευτερόλεπτα) μέχρι τη στιγμή που η παρεμβολή διακόπηκε.

(γ) Το πείραμα εισερχόμενης κλήσης ολοκληρώθηκε για να καθορίσει εάν ένα κυψελοειδές τηλέφωνο που δέχεται μια εισερχόμενη κλήση δημιουργεί διαφορετικές αλληλεπιδράσεις EMI από μια εξερχόμενη κλήση . Για αυτό το πείραμα , ένα σταθερό τηλέφωνο (όχι κινητό για να μην έχουμε πρόσθετη EMI) χρησιμοποιήθηκε για να καλέσει το κυψελοειδές τηλέφωνο που κρατήθηκε σε μικρή απόσταση από την τρωτή περιοχή του ΗΕΓ . Το κυψελοειδές τηλέφωνο περιστράφηκε 360 μοίρες (καθώς χτύπησε) για να ελεγχτεί εάν υπήρχαν οποιεσδήποτε εξαρτήσεις EMI από τον προσανατολισμό. Εάν οποιοδήποτε EMI εμφανίστηκε, το επόμενο πείραμα επίλυσε σε ποια απόσταση αυτή η παρεμβολή διεκόπη. Με το κυψελοειδές τηλέφωνο που κρατήθηκε όσο το δυνατό κοντύτερα στην τρωτή περιοχή , το τηλέφωνο μετακινήθηκε σε ένα σταθερό ποσοστό (1 ίντσα /5 δευτερόλεπτα) μέχρι τη στιγμή που η παρεμβολή που διακόπτεται.

Για τα πειράματα αυτά είχαμε 6 κινητά τηλέφωνα που εκπέμπανε στα 900 MHz σε πρότυπο GSM και επιλέξαμε τυχαία ένα από αυτά ,αφού πρώτα είχαμε ελέγξει και τα 6 ως προς το ΗΕΓ παρατηρώντας να μην προκαλούν διαφορετικές επιδράσεις στα σήματα.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων, 16 διαφορετικές ιατρικές συσκευές εξετάστηκαν και η παρεμβολή εμφανίστηκε σε 7 από αυτές (44%) . Από 510 δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν, 108 (21,2%) προκάλεσαν κάποια μορφή EMI. Η παρεμβολή που εμφανίστηκε στις συσκευές ΗΕΓ προκάλεσε ουσιαστικά θόρυβο στο κυματοειδές.

5 ΠΡΟΤΥΠΟ GSM

5.1 Εισαγωγή

Το πρότυπο GSM καθορίστηκε από το ευρωπαϊκό ίδρυμα προτύπων τηλεπικοινωνιών (ETSI www.etsi.org < <http://www.etsi.org> >). Το GSM έχει εξελιχθεί σε GSM900, DCS1800 (επίσης γνωστά ως PCN) και PCS1900 (στις ΗΠΑ). Το GSM είναι τώρα ένα σφαιρικό σύστημα για την κινητή επικοινωνία, που εκτείνεται στην Ευρώπη, την Ασία, την Αφρική και ένα μεγάλο μέρος της Νότιας Αμερικής.

Τα πρότυπα GSM καθορίζουν ένα σύστημα ραδιοεπικοινωνιών που λειτουργεί κατάλληλα μόνο εάν κάθε συστατικό μέρος του λειτουργεί μέσα στα ακριβή όρια. Ουσιαστικά, κινητά και σταθμοί βάσεων πρέπει να διαβιβάζουν αρκετή ισχύ ικανοποιώντας την πεποίθηση ότι θα διατηρηθεί μια κλήση αποδεκτής ποιότητας, χωρίς να μεταδοθεί υπερβολική ισχύ στα κανάλια συχνοτήτων και τα timeslots(χρονοσχισμές) που διατίθενται σε άλλα κινητά ή σταθμούς βάσης. Ομοίως, οι δέκτες πρέπει να έχουν επαρκή ευαισθησία και επιλεκτικότητα για να αποκτήσουν και να αποδιαμορφώσουν ένα χαμηλού επιπέδου σήμα.

5.2 Ιστορικά

5.2.1 Το παρελθόν

Η πρώτη γενιά (αναλογικών) συστημάτων κινητής τηλεπικοινωνίας περιλάμβανε συστήματα όπως το AMPS στην βόρεια Αμερική, το TACS στην Βρετανία και το NMT στην Σκανδιναβία, συστήματα τα οποία μπορούσαν να προσφέρουν υπηρεσία μετάδοσης φωνής. Τα συστήματα αυτά άρχισαν να εγκαταλείπονται πολύ γρήγορα και να αντικαθίστανται από ψηφιακά των οποίων η ευκολία κατασκευής, το μειωμένο κόστος και κυρίως τα πλεονεκτήματα των νέων τεχνολογιών που μπορούσαν να υλοποιούν άνοιξαν την αγορά τηλεπικοινωνιών στο ευρύ κοινό και μέσα σε λίγα χρόνια την έφεραν να κατηγοριοποιείται σε γενιές συστημάτων ικανές να προσφέρουν υποστήριξη πληθώρας υπηρεσιών πέραν της βασικής τηλεφωνικής. Τα καινούρια συστήματα μπορούσαν να προσφέρουν εκτός από φωνή, υπηρεσίες μετάδοσης δεδομένων, fax και σύντομων μηνυμάτων κειμένου, αυξημένη ασφάλεια, αξιοπιστία (μετάδοση καναλιού, διαδικασία handoff, κ.α.) και αυξημένα επίπεδα ποιότητας στην επικοινωνία. Γρήγορα αναπτύχθηκε ένας αριθμός συστημάτων με βάση τις καινούριες τεχνολογίες, όπως η ψηφιακή εξέλιξη του αναλογικού AMPS που είναι το σύστημα 2^{ης} γενιάς TDMA (Time Division Multiple Access) το οποίο λειτουργεί βασιζόμενο στην πολύπλεξη χρόνου στις ζώνες συχνοτήτων των 800MHz και 1900MHz κυρίως στην βόρεια Αμερική. Μια παραλλαγή του η οποία χρησιμοποιείται στην Ιαπωνία είναι το σύστημα PDC (Pacific Digital Cellular) ενώ επίσης αναπτύχθηκε και καθιερώθηκε ταχύτατα το σύστημα GSM (Global System for Mobile communications) το οποίο λειτουργεί σε ζώνες συχνοτήτων

γύρω από τα 800, 1800, 1900 MHz, χρησιμοποιεί τεχνική πολύπλεξης χρόνου/συχνότητας (TDMA/FDMA) καθώς και τεχνικές διαπίδυσης συχνότητας (FH – Frequency Hopping). Επιτυχημένο σύστημα δεύτερης γενιάς θεωρείται τέλος και το CdmaOne(IS-95) το οποίο είναι σύστημα φασματικής εξάπλωσης άμεσης ακολουθίας (DSSS - Direct Sequence Spread Spectrum) και το οποίο αναπτύχθηκε κυρίως στην βόρεια Αμερική, την Ιαπωνία και την Κορέα.

Η ανάπτυξη των ψηφιακών συστημάτων κυψελοειδούς ασύρματης τηλεπικοινωνίας δεύτερης γενιάς επέφερε την εκρηκτική αύξηση της αγοράς τηλεπικοινωνιών η οποία πυροδοτήθηκε από την ταχύτατη εξάπλωση τους. Η αύξηση σε ζήτηση για υπηρεσίες κινητής τηλεπικοινωνίας ξεπέρασε κάθε προηγούμενο και σε λιγότερο από είκοσι χρόνια η παγκόσμια συνδρομητική βάση για υπηρεσίες πάνω από ασύρματο δίκτυο έχει ξεπεράσει τα πεντακόσια εκατομμύρια πελάτες. Ο αριθμός των συνδρομητών αντιστοιχούσε σε εικοσιπέντε μόλις χιλιάδες το 1984, σε δεκαέξι εκατομμύρια το 1994 και σε πενήντα εκατομμύρια το 1997. Το σύστημα GSM πολύ γρήγορα καθιερώθηκε ως το πιο διαδεδομένο standard κυψελοειδούς τηλεπικοινωνίας.

5.2.2 Το παρόν

Σήμερα βρισκόμαστε στη μεταβατική εποχή από την δεύτερη στην τρίτη γενιά συστημάτων κινητής ραδιοεπικοινωνίας (2.5G) η οποία χαρακτηρίζεται από την ζήτηση περισσότερων υπηρεσιών και μεγαλύτερων ρυθμών κυρίως για μεταφορά δεδομένων και για παροχή value-added υπηρεσιών. Παγκοσμίως – με ελάχιστα σημεία του πλανήτη να αποτελούν εξαίρεση, όπως η Κορέα και η βόρεια Αμερική – η ζήτηση για υπηρεσίες τρίτης γενιάς (υπηρεσίες πολυμέσων, σύνδεση στο διαδίκτυο, γρήγοροι ρυθμοί δεδομένων) είναι ακόμη αρκετά χαμηλή σε σχέση με το κόστος ανάπτυξης ενός εκτεταμένου δικτύου. Από την άλλη μεριά, οι πόροι που χρησιμοποιούνται για μετάδοση δεδομένων στα συστήματα δεύτερης γενιάς είναι κοινοί με αυτούς που χρησιμοποιούνται για μετάδοση φωνητικών κλήσεων ενώ οι κωδικοποιητές που χρησιμοποιούνται παράγουν χαμηλούς ρυθμούς. Τα συστήματα αυτά σχεδιάστηκαν πριν από τουλάχιστον δέκα χρόνια όταν ρυθμοί μεταφοράς δεδομένων π.χ. 9.6 Kbps, που για τα σημερινά δεδομένα είναι αργοί, θεωρούνταν ικανοποιητικοί. Όλοι οι παραπάνω λόγοι συντέλεσαν στην ανάπτυξη των συστημάτων που χαρακτηρίζονται δεύτερης συν γενιάς.

Η ζήτηση για πιο γρήγορη μεταφορά δεδομένων καλύπτεται αυτή τη στιγμή με βελτιώσεις ή αναβαθμίσεις των ήδη υπάρχοντων συστημάτων δεύτερης γενιάς οι οποίες καταφέρνουν να παρέχουν αυξημένους ρυθμούς μέσω επεκτάσεων των υπάρχοντων πλατφόρμων. Η αναβάθμιση στην υπηρεσία μεταφοράς δεδομένων σε πακέτα του GSM η οποία υλοποιεί μεταγωγή κυκλώματος είναι η υπηρεσία υψηλής ταχύτητας μεταγωγής κυκλώματος (HSCS - High Speed Circuit Switching) η οποία συνδυάζει από δυο μέχρι τέσσερις χρονοσχισμές από τις οκτώ που υπάρχουν σε κάθε πλαίσιο (frame) για να παρέχει ρυθμούς 28.8 Kbps ως 57.6 Kbps απαιτώντας ελάχιστες αλλαγές στην υποδομή του δικτύου. Ωστόσο, η αναβάθμιση που δείχνει να κυριαρχεί στην υπηρεσία μετάδοσης πακέτων είναι η καλούμενη «γενική υπηρεσία μετάδοσης ραδιοπακέτων» GPRS (General Packet Radio Service), η οποία μπορεί να συνδυάσει μέχρι και όλες τις χρονοσχισμές ενός GSM frame για να μεταφέρει πακέτα

διαδικτύου σε ταχύτητες μέχρι και 160Kbps θεωρητικά¹ υποστηρίζοντας πακέτα μορφής διαδικτύου (IP packets) αλλά και πακέτα τύπου X-25. Το GPRS αποτελεί μια γνήσια υπηρεσία γενιάς 2.5: χρησιμοποιεί το υπάρχον εύρος ζώνης καναλιού του GSM (200KHz) ενώ για την εγκατάστασή του προστίθενται ειδικοί κόμβοι (nodes) που διαχειρίζονται την κίνηση εντός του δικτύου και κόμβοι εισόδου (gateways) που παρέχουν διασύνδεση με άλλα δίκτυα όπως το διαδίκτυο ή ιδιωτικά δίκτυα. Από την πλευρά των τερματικών, για να μπορούν οι συνδρομητές να λαμβάνουν την υπηρεσία πρέπει να έχουν πρόσθετο υλικό, πράγμα που τα κάνει ασύμβατα - ως προς την υπηρεσία αυτή και μόνο - με τα συμβατικά τερματικά του GSM. Ως επόμενη φάση εξέλιξης προβλέπεται η εισαγωγή του συστήματος EDGE (Enhanced Data rates for GSM Evolution) το οποίο αποτελεί τεχνολογία που επιτυγχάνει υψηλές επιδόσεις εισάγοντας νέες μεθόδους διαμόρφωσης (8-PSK) και κωδικοποίησης στο φυσικό επίπεδο. Παράλληλα, τα ανώτερα επίπεδα που χρησιμοποιούνται από τους κόμβους του GPRS αφήνονται ανέπαφα. Το αποτέλεσμα μετράται σε ρυθμούς δεδομένων μέχρι 500 Kbps₂ χωρίς μεταβολή στην υποκείμενη υποδομή GSM/GPRS με μόνες προσθήκες την εισαγωγή καινούριων (plug-in) πομποδεκτών και αναβαθμίσεις λογισμικού. Η λύση που προκύπτει από την εισαγωγή του EDGE υποστηρίχθηκε από τις παγκόσμιες ενώσεις παροχών IS-136 (TDMA) και UWCC (Universal Wireless Communications Consortium).

Ανάλογες βελτιώσεις έγιναν και στα συστήματα εξάπλωσης φάσματος και πιο συγκεκριμένα στο CdmaOne (IS-95A) προκειμένου να καλυφθούν οι ανάγκες για μετάδοση πακέτων. Το αποτέλεσμα ήταν το πρότυπο IS-95B στο οποίο μπορούν να συνδυαστούν μέχρι και οκτώ κανάλια για μετάδοση πακέτων, πράγμα που αθροίζεται σε ρυθμό μέχρι και 64Kbps. Όπως και στην περίπτωση του GPRS οι καινούριες συσκευές δεν είναι συμβατές με τις παλαιότερες, οι οποίες δεν μπορούν να υποστηρίξουν τους αυξημένους ρυθμούς δεδομένων. Το επόμενο βήμα, ανάλογα με την περίπτωση των GSM συστημάτων είναι το πρότυπο Cdma2000 το οποίο αναπτύσσεται σε δύο φάσεις που ονομάζονται 1X-RTT και 3X-RTT. Οι αριθμοί 1X και 3X αντιστοιχούν στον αριθμό των καναλιών εύρους 1.25MHz που χρησιμοποιούνται, ένα και τρία αντίστοιχα, ενώ RTT είναι η συντομογραφία της φράσης Radio-Transmission Technology. Η τεχνολογία 1X-RTT μπορεί να υποστηρίξει ρυθμούς δεδομένων για πακέτα διαδικτύου (IP) μέχρι και 144 Kbps και μπορεί να χρησιμοποιηθεί κατευθείαν από το υπάρχον CdmaOne δίκτυο μια και χρησιμοποιεί ένα ακριβώς κανάλι. Θεωρείται συνεπώς τεχνολογία γενιάς 2.5 και ως τέτοια φέρει όλα τα πλεονεκτήματα που αναφέραμε και παραπάνω για τις τεχνολογίες αυτής της ενδιάμεσης γενιάς. Η τεχνολογία 3X-RTT αντίθετα είναι τεχνολογία τρίτης γενιάς.

5.2.3 Το μέλλον

Η εξέλιξη των συστημάτων κυψελοειδούς ασύρματης τηλεπικοινωνίας τρίτης γενιάς (3G) άρχισε στα τέλη της δεκαετίας του 1980 όταν ο τομέας της παγκόσμιας ένωσης τηλεπικοινωνιών (ITU - International Telecommunications Union) με αντικείμενο τις ραδιοεπικοινωνίες και την ανάπτυξη και εξάπλωσή τους (ITU-R) ανακοίνωσε τα αποτελέσματα της μελέτης που αφορούσαν τις απαιτήσεις για τα συστήματα ασύρματης ραδιοεπικοινωνίας τρίτης γενιάς. Η πρωτοβουλία εκείνη αποτέλεσε την γέννηση του μελλοντικού δημοσίου επίγειου συστήματος κινητής ραδιοεπικοινωνίας FPLMTS (Future Public Land Mobile Telecommunications System). Το επόμενο βήμα αποτέλεσε ο καθορισμός των ζωνών συχνοτήτων που ένα τέτοιο σύστημα θα χρησιμοποιούσε σε παγκόσμιο επίπεδο στο μέλλον, πράγμα το οποίο πραγματοποιήθηκε το 1992 στα πλαίσια του παγκοσμίου συνεδρίου για την διαχείριση των ραδιοπórων (WARC – World Administrative Radio Conference). Οι ζώνες που αποδόθηκαν είναι αυτές από 1885 MHz έως 2025 MHz και από 2110 MHz έως 2200MHz, ενώ σύντομα το δύσκολο στη χρήση ακρωνύμιο FPLMTS αντικαταστάθηκε από το πιο εύχρηστο IMT-2000 (International Mobile Telecommunications system) το οποίο αναφέρεται στο διεθνές σύστημα κινητής ραδιοεπικοινωνίας για το έτος 2000.

Εκτός από τον στόχο να προσφέρει υπηρεσίες μέχρι και ρυθμού 2 Mbps μέσω τεχνολογιών αποτελεσματικής εκμετάλλευσης του φάσματος, το σύστημα IMT-2000 είχε ως σκοπό την παροχή αδιάλειπτης παγκόσμιας ραδιοκάλυψης, την επιτυχή δηλαδή επικοινωνία δύο οποιονδήποτε κινητών τερματικών σταθμών. Το IMT-2000³ στοχεύει να είναι ιδιαίτερα ευέλικτο έτσι ώστε να μπορεί να λειτουργεί σε οποιοδήποτε περιβάλλον διάδοσης και για όλα τα δυνατά σενάρια: επικοινωνία από και προς εσωτερικούς εξωτερικούς χώρους, για κινούμενες ή μη τερματικές συσκευές, σε αστικό ή ημιαστικό ή βιομηχανικό περιβάλλον κ.τ.λ. Ακόμη, θα πρέπει να μπορεί να χειρίζεται τις υπηρεσίες όλων των ειδών, μεταγωγής πακέτων ή μεταγωγής κυκλώματος και όλων των ρυθμών, σταθερών είτε μεταβαλλόμενων, καθώς και να παρέχει ποιότητα υπηρεσίας (QoS) όπου απαιτείται, κατά αναλογία με τα ενσύρματα δίκτυα. Όλα τα παραπάνω θα πρέπει να υλοποιηθούν με ανεκτό κόστος.

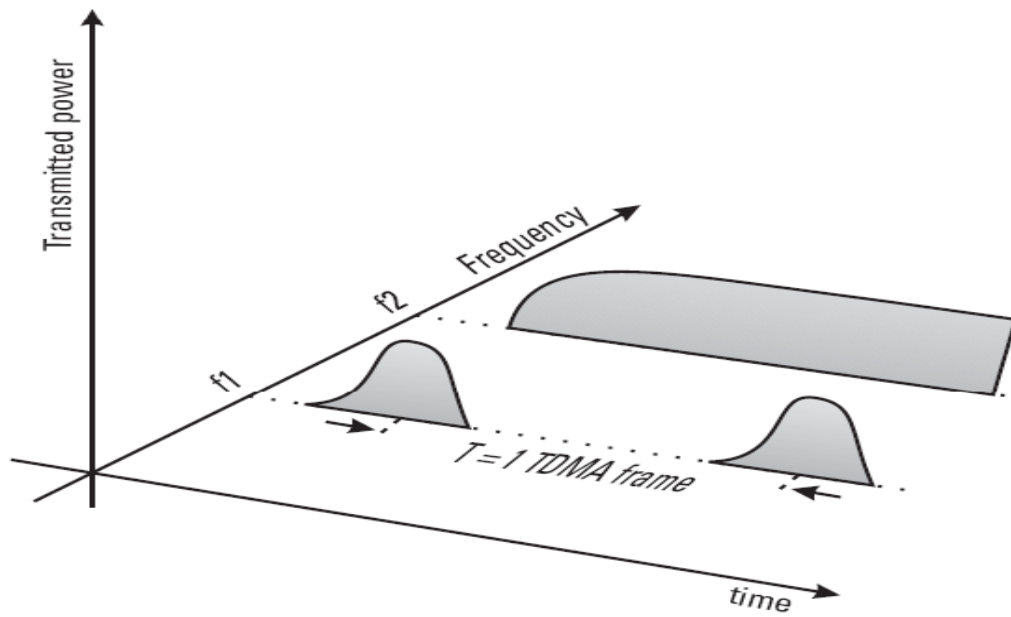
Αρκετοί οργανισμοί παραγωγής προτύπων με κύριους τον Ευρωπαϊκό ETSI (European Telecommunications Standards Institute), τον Ιαπωνικό ARIB (Association of Radio Industries and Businesses) και τον οργανισμό των Ηνωμένων Πολιτειών της Αμερικής TIA (Telecommunications Industry Association) συντόνισαν τις προσπάθειές τους για τον καθορισμό των προτύπων για το σύστημα IMT-2000. Ένα σύνολο από δεκαπέντε εκθέσεις προτάσεων για την τεχνολογία της ραδιομετάδοσης που θα έπρεπε να υιοθετηθεί στο IMT-2000 πρότυπο κατετέθησαν στην επιτροπή ITU-R (ITU – Radio communications group) τον Ιούνιο του 1998, εκ των οποίων οι πέντε πρότειναν δορυφορικές λύσεις ενώ οι λοιπές δέκα πρότειναν λύσεις επίγειου δικτύου. Οι περισσότερες από τις προτάσεις που βασίστηκαν σε επίγειες λύσεις πρότειναν την τεχνολογία Wideband-CDMA ως τεχνολογία

πρόσβασης δικτύου λόγω των πολύ καλών χαρακτηριστικών που παρουσιάζει και λόγω των αποτελεσμάτων που απέδωσε μέσω πειραματισμών και ερευνών που διενεργήθηκαν στα πλαίσια πολλών προγραμμάτων, όπως τα Ευρωπαϊκά ACTS και RACE, που χρηματοδοτήθηκαν για αυτό τον σκοπό. Την Ευρωπαϊκή πρόταση αποτελεί το σύστημα UTRA (UMTS Terrestrial Radio Access) την πρόταση των Ηνωμένων Πολιτειών το CDMA-2000 και την Ιαπωνική το σύστημα W-CDMA. Οι προτάσεις της Ευρώπης και της Ιαπωνίας ήταν εξ αρχής συγγενικές και τελικά συμφωνήθηκε να εναρμονιστούν σε μια κοινή πρόταση.

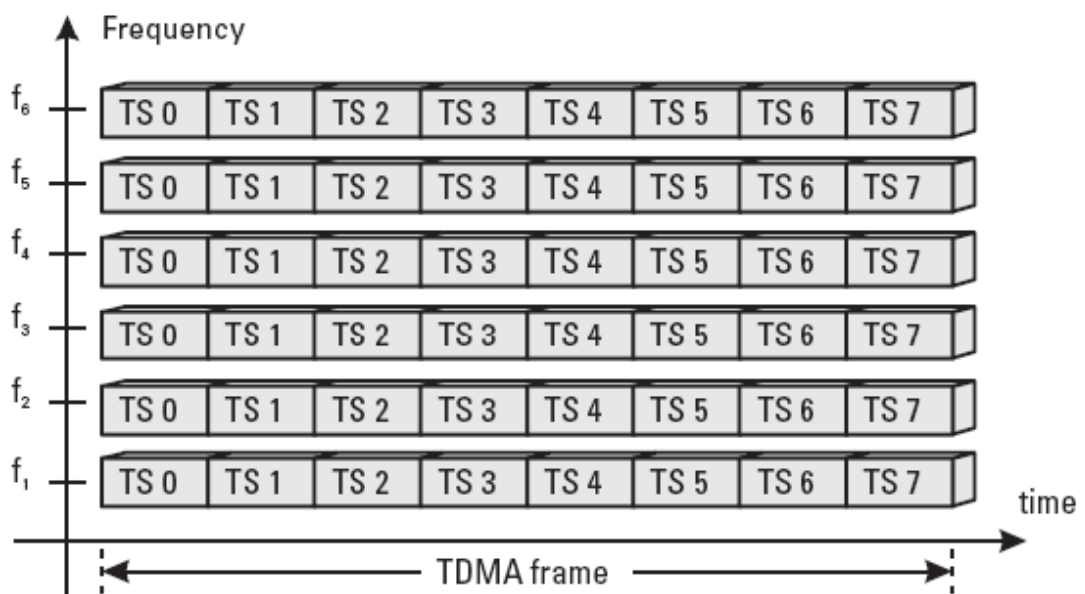
5.3 Περιγραφή GSM

Το GSM900 είναι το αρχικό σύστημα GSM. Χρησιμοποιεί τις συχνότητες στη ζώνη 900 MHz (που αριθμείται 1 έως 124), και σχεδιάζεται για την ευρεία κυψελοειδή λειτουργία περιοχής με τις μέγιστες δυνάμεις παραγωγής 1 W σε 8 W που επιτρέπονται για τις κινητές εφαρμογές.

Πιο συγκεκριμένα το GSM χρησιμοποιεί έναν συνδυασμό πολλαπλάσιας πρόσβασης τμήματος συχνότητας (FDMA) και πολλαπλάσιας πρόσβασης τμήματος χρόνου (TDMA). Η διαφορά μεταξύ TDMA και FDMA είναι ότι σε ένα σύστημα TDMA, κάθε χρήστης στέλνει ένα σήμα μόνο περιοδικά, ενώ ο χρήστης στο σύστημα FDMA στέλνει το σήμα μόνιμα. Αυτό ουσιαστικά σημαίνει ότι στο σύστημα TDMA πολλοί χρήστες μπορούν να στέλνουν δεδομένα χρησιμοποιώντας την ίδια συχνότητα του φάσματος αλλά σε διαφορετικές χρονικές σχισμές (timeslots) στις οποίες χωρίζεται ο χρόνος μετάδοσης ενώ στο FDMA πολλοί χρήστες έχουν τη δυνατότητα να στέλνουν πακέτα ταυτόχρονα χρησιμοποιώντας όμως διαφορετικές συχνότητες του φάσματος. Ο συνδυασμός αυτών των δύο τρόπων πρόσβασης στους πόρους των τηλεπικοινωνιών παρουσιάζεται στα παρακάτω σχήματα.



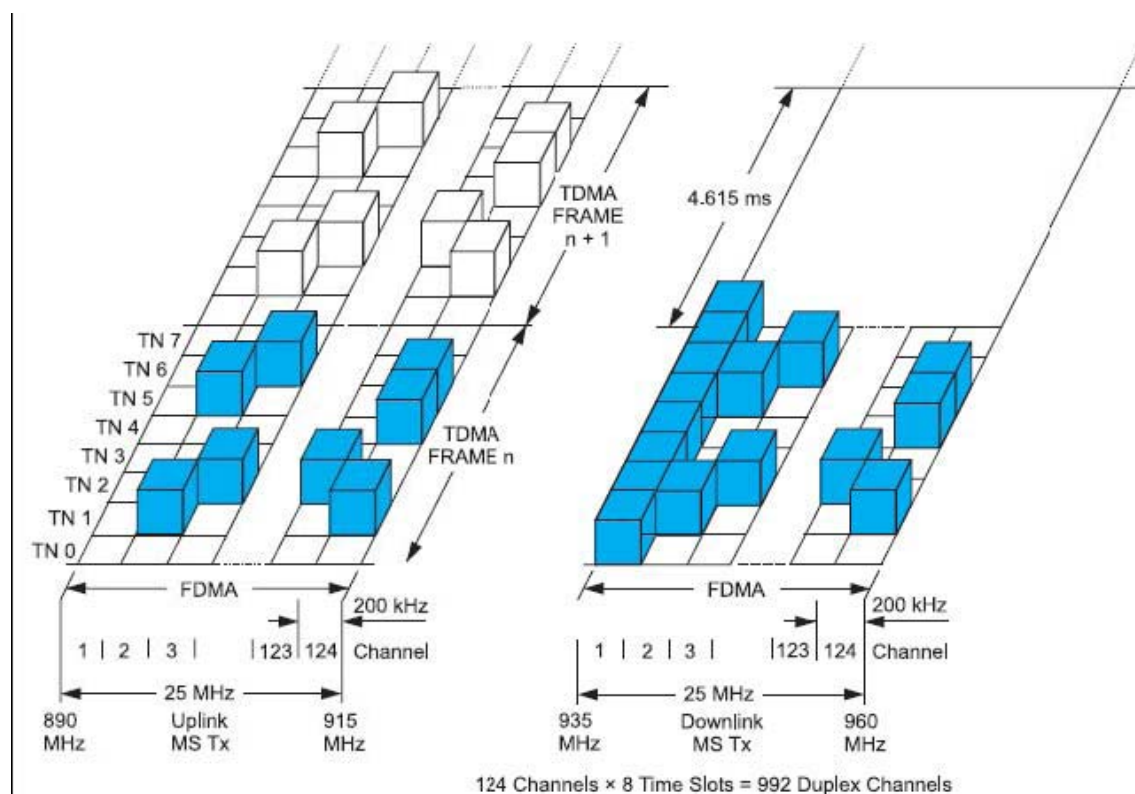
Εικόνα 5.1



Εικόνα 5.2

Σχηματική παράσταση των καναλιών ως προς το χρόνο και τη συχνότητα ταυτόχρονα

Αυτό που τελικά πραγματοποιεί το πρότυπο GSM είναι το ζευγάρι των ραδιοζεύξεων για την ταυτόχρονη full-duplex επικοινωνία. Δύο ξεχωριστές ζώνες συχνοτήτων των οποίων το κάθε σημείο της μίας διαχωρίζεται από το αντίστοιχο σημείο της έτερης με μια σταθερή ζώνη εύρους 45 MHz έχουν καθοριστεί για τη λειτουργία GSM, 890 - 915 MHz για τη μετάδοση από τον κινητό σταθμό προς το σταθμό βάσης (uplink) και 935 - 960 MHz για τη μετάδοση από το σταθμό βάσης στο κινητό (downlink). Κάθε μια από αυτές τις ζώνες των 25 MHz διαιρείται σε 124 μεμονωμένα κανάλια φέροντος εύρους 200 kHz. Κάθε κανάλι είναι μοναδικά αριθμημένο και κάθε ζευγάρι καναλιών με τον ίδιο αριθμό χαρακτηρίζεται από απόσταση 45 MHz όπως αναφέραμε και παραπάνω (βλ εικόνα 5.3).



Εικόνα 5.3
Ζώνες συχνοτήτων για το πρότυπο GSM

Το GSM λοιπόν είναι ένα ψηφιακό πρότυπο κωδικοποίησης και διαμόρφωσης φωνής και δεδομένων με στόχο τη μετάδοση πληροφορίας στον ελεύθερο χώρο. Επομένως η δημιουργία ενός GSM σήματος διακρίνεται σε δύο βασικά στάδια:

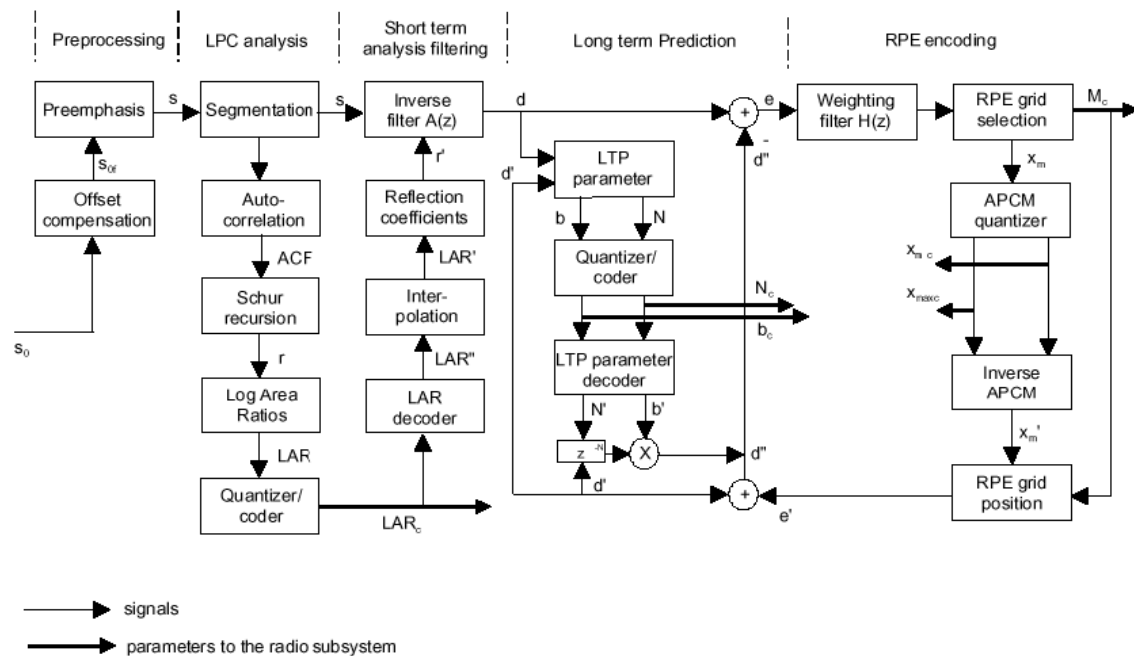
- α) την κωδικοποίηση
- β) τη διαμόρφωση της κωδικοποιημένης πληροφορίας

5.4 Κωδικοποίηση GSM

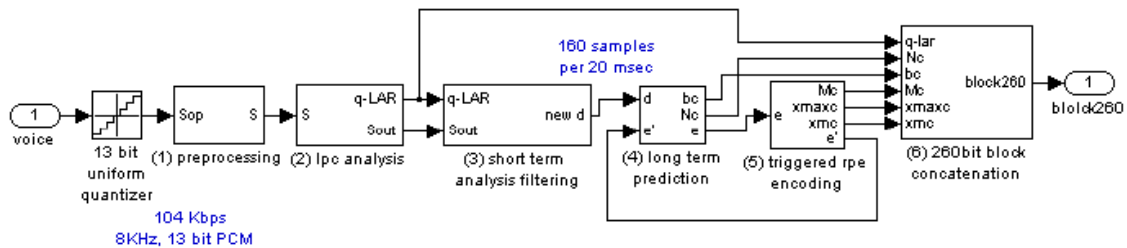
Η μέθοδος που υιοθετείται από το ISDN, και από τα τρέχοντα τηλεφωνικά συστήματα για τις γραμμές φωνής πέρα από τους υψηλούς κορμούς ταχύτητας και τις γραμμές οπτικών ινών, είναι η παλμοκωδική διαμόρφωση (PCM). Ο ρυθμός εξόδου από το PCM είναι 64 kbps, ένα πάρα πολύ υψηλό ποσοστό για να είναι εφικτό σε μια ραδιοζεύξη. Το σήμα των 64 kbps περιέχει πολύ πλεονασμό, αν και είναι απλό να εφαρμοστεί. Η ομάδα GSM μελέτησε διάφορους αλγορίθμους κωδικοποίησης φωνής βάσει της υποκειμενικής λεκτικής ποιότητας και η πολυπλοκότητα (που συσχετίζεται με το κόστος, καθυστέρηση, και την κατανάλωση ισχύος μόλις εφαρμοστεί) πριν να καταλήξει στην επιλογή ενός Regular Pulse Excited - Linear Predictive Coder (RPELPC) με έναν Long Term Predictor βρόχο. Βασικά, οι πληροφορίες από τα προηγούμενα δείγματα, που δεν αλλάζουν πολύ γρήγορα, χρησιμοποιούνται για να προβλέψουν το τρέχον δείγμα. Οι συντελεστές του γραμμικού συνδυασμού των προηγούμενων δειγμάτων, συν μια κωδικοποιημένη μορφή του υπολοίπου που είναι η διαφορά μεταξύ του προβλεφθέντος και του πραγματικού δείγματος, αντιπροσωπεύουν το σήμα. Η ομιλία διαιρείται σε δείγματα 20 χιλιοστών του δευτερολέπτου, κάθε ένα από τα οποία κωδικοποιείται ως 260 μπιτ, που δίνουν ένα συνολικό ρυθμό μετάδοσης δυαδικών ψηφίων 13 kbps που είναι εφικτός σε μια ραδιοζεύξη.

Η κωδικοποίηση RPE-LTP ανήκει στην οικογένεια κωδικοποιήσεων γραμμικής πρόβλεψης ανάλυσης-σύνθεσης (analysis-by-synthesis linear prediction). Πρόκειται για μη συμμετρική μέθοδο κωδικοποίησης λόγω του ότι ο χρόνος που απαιτείται για την κωδικοποίηση είναι αρκετά μεγαλύτερος από αυτόν που απαιτείται για την αποκωδικοποίηση. Η μέθοδος κωδικοποίησης αυτή είναι επίσης και απωλεστική. Το σήμα φωνής στην είσοδο του κωδικοποιητή αρχικά δειγματοληπτείται με συχνότητα 8KHz και κβαντίζεται γραμμικά με ανάλυση 13bits. Στη συνέχεια σχηματίζονται πλαίσια 160 δειγμάτων τα οποία κωδικοποιούνται σε παραμέτρους που μετατρέπονται σε 260bits. Κάθε τέτοιο πλαίσιο διαρκεί 20 msec, διάστημα το οποίο προσεγγίζει τον χρόνο ταλάντωσης της γλωττίδας για άνθρωπο με πολύ χαμηλή (μπάσα) φωνή. Με αυτήν την κωδικοποίηση, ένα δευτερόλεπτο ομιλίας μετατρέπεται σε 1625bytes ενώ ένα megabyte συμπιεσμένης φωνής ισοδυναμεί με ομιλία λίγο πάνω από δέκα λεπτών. Ο κωδικοποιητής φωνής μετατρέπει το σήμα εισόδου σε παραμέτρους που προέκυψαν από την ανάλυση πρόβλεψης βραχείας και ευρείας χρονικής κλίμακας και από παραμέτρους από το σήμα που απέμεινε. Οι παράμετροι αυτοί κβαντίζονται και κωδικοποιούνται με σκοπό να σχηματιστεί στη συνέχεια το πλαίσιο των 260 bits το οποίο προωθείται στο επόμενο στάδιο του πομπού. Στον δέκτη ακολουθεί η αντίστροφη διαδικασία: από κάθε πλαίσιο που αποτελείται πλέον από bits, λαμβάνονται οι παράμετροι του κωδικοποιητή φωνής και με τη βοήθεια αυτών δημιουργούνται διαδοχικά το εναπομείναν σήμα-παλμός, η έξοδος του φίλτρου πρόβλεψης ευρείας χρονικής κλίμακας και η έξοδος του φίλτρου πρόβλεψης βραχείας χρονικής κλίμακας. Πίσω στον κωδικοποιητή, κάθε 20msec τα 260 δείγματα φωνής υποβάλλονται σε κωδικοποίηση γραμμικής πρόβλεψης. Οι παράμετροι που προκύπτουν μετατρέπονται σε μορφή log area ratios, κβαντίζονται και στη συνέχεια μεταδίδονται. Το σήμα διέγερσης που προκύπτει από την ανάλυση βραχείας χρονικής κλίμακας διαιρείται σε υποπλάγια των 40 δειγμάτων και τα οποία κωδικοποιούνται μετά από ανάλυση ευρείας χρονικής κλίμακας. Ακολουθεί ανάλυση

του μη περιοδικού τμήματος του σήματος με χρήση της Regular Pulse Excitation διαδικασίας. Το σήμα που απέμεινε επαναδειγματοληπτείται με ρυθμό τρεις φορές μικρότερο γεγονός που στη συνέχεια επιφέρει απώλεια στην πληροφορία. Στο στάδιο αυτό απέμειναν τέσσερις ακολουθίες δειγμάτων για να μεταδοθούν χωρίς συμπίεση σε 47 bits τα οποία διατίθενται για τον σκοπό αυτό. Επιλέγεται η ακολουθία με τη μεγαλύτερη ενέργεια και χρησιμοποιούνται δύο bits για την αναγνώρισή της από τις τέσσερις δυνατές. Οι τιμές που μεταδίδονται για τις ακολουθίες είναι 3bit για κάθε τιμή δείγματος και 6 bits για τον παράγοντα κλιμάκωσης ο οποίος μετατρέπει τα PCM δείγματα σε APCM. Η παραπάνω διαδικασία απεικονίζεται στην εικόνα 5.4. Το μοντέλο προσομοίωσης του κωδικοποιητή φωνής που αναπτύχθηκε παρουσιάζονται στην εικόνα 5.5.



Εικόνα 5.4
Διάγραμμα του κωδικοποιητή φωνής για το σύστημα GSM



Εικόνα 5.5
Μοντέλο προσομοίωσης κωδικοποιητή φωνής

Η κωδικοποίηση καναλιού σκοπό έχει την προστασία των μεταδιδόμενων δεδομένων πάνω από το θορυβώδες ασύρματο κανάλι. Για τον σκοπό αυτόν χρησιμοποιούνται συνελκτικοί κώδικες και διαφύλλωση. Η έξοδος του κωδικοποιητή φωνής (260bits σε 20msec) χωρίζεται σε τρεις κατηγορίες bits ανάλογα με τη σπουδαιότητά τους στην ποιότητα του λαμβανόμενου και προς αποκωδικοποίηση σήματος. Στην κατηγορία Ια κατατάσσονται 50 bits στα οποία θα πρέπει να παρασχεθεί μέγιστη προστασία από λάθη. Στην κατηγορία Ιβ κατατάσσονται 132 bits στα οποία θα πρέπει να παρασχεθεί μετρίότερη προστασία και τέλος στην κατηγορία ΙΙ κατατάσσονται 78 bits στα οποία παρέχεται η ελάχιστη προστασία από λάθη.

Στα bits κατηγορίας Ια εφαρμόζεται κώδικας κυκλικού ελέγχου πλεονασμού (CRC) ο οποίος προσθέτει και 3 bits ελέγχου. Αν ανιχνευθεί λάθος στα bits αυτά τότε όλο το πλαίσιο των 260 bits απορρίπτεται και αντικαθίσταται από το προηγούμενο πλαίσιο που λήφθηκε σωστά ελαφρώς εξασθενημένο. Τα 53 bits που έχουν προκύψει, μαζί με 4 bits ουράς (tail) και τα 132 bits κλάσης Ιβ οδηγούνται σε συσχετιστικό κωδικοποιητή ημίσεως ρυθμού και μήκους 4(1/2 rate convolutional encoder). Στον κωδικοποιητή αυτόν κάθε bit εισόδου κωδικοποιείται σε δύο bits εξόδου βάση συνδυασμού των προηγούμενων τεσσάρων bits, ενώ τα τέσσερα bits ουράς που προστέθηκαν στα bits εισόδου απαιτούνται για την αρχικοποίηση της κατάστασης του κωδικοποιητή. Ο συνελκτικός κωδικοποιητής παράγει τελικώς 378 bits τα οποία προστίθενται στα εναπομείναντα 78 bits της κλάσης ΙΙ και τα οποία δεν απολαμβάνουν καμία προστασία. Η τελική έξοδος αποτελείται από 456 bits κάθε 20msec δίνοντας ρυθμό 22.8Kbps.

Για περαιτέρω προστασία από λάθη εκρηκτικής μορφής τα οποία είναι συχνά στο ασύρματο κανάλι, κάθε έξοδος του προηγούμενου κωδικοποιητή περνάει από διαφύλλωτή. Τα 456 bits εξόδου του κωδικοποιητή καναλιού χωρίζονται σε 8 μπλοκ των 57 bits που στη συνέχεια διαβιβάζονται σε οκτώ διαδοχικές timeslot εκρήξεις (bursts). Τα bits των τεσσάρων πρώτων μπλοκ τοποθετούνται στις άρτιες θέσεις bits του πλαισίου εξόδου, ενώ τα bits τεσσάρων επομένων μπλοκ τοποθετούνται στις περιττές θέσεις bits του πλαισίου εξόδου.

5.5 Διαμόρφωση GSM

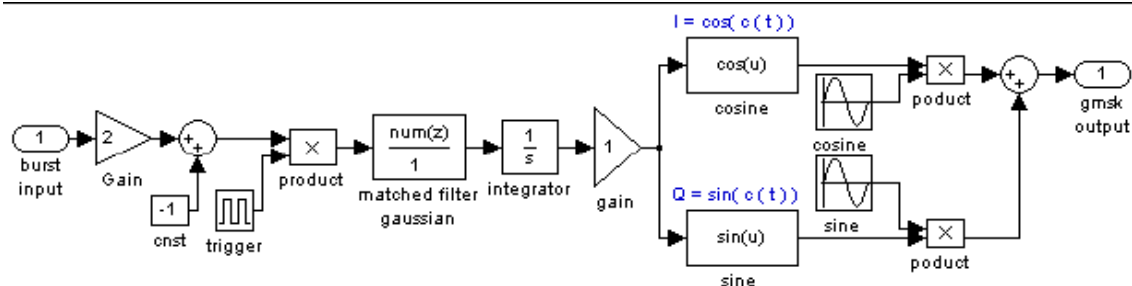
Το σύστημα GSM χαρακτηρίζεται από το ρυθμό 270.833 kbps σε κάθε timeslot burst. Αυτό το ψηφιακό σήμα είναι διαμορφωμένο επάνω στην αναλογική συχνότητα φέροντος των 900MHz ή των 1800MHz όπως αναφέραμε στην εισαγωγή, που έχει ένα εύρος ζώνης 200 kHz, χρησιμοποιώντας τη διαμόρφωση ελάχιστης μετατόπισης Gaussianfiltered (GMSK). Η GMSK επιλέχτηκε ανάμεσα από άλλα σχέδια διαμόρφωσης ως συμβιβασμός μεταξύ της φασματικής αποδοτικότητας, της πολυπλοκότητας της συσκευής πομπού και των περιορισμένων εσφαλμένων εκπομπών. Η πολυπλοκότητα της συσκευής πομπού σχετίζεται με την κατανάλωση ισχύος, η οποία πρέπει να ελαχιστοποιηθεί για τον κινητό σταθμό. Οι λανθασμένες ραδιοεκπομπές, έξω από το καθορισμένο εύρος ζώνης, πρέπει να ελεγχθούν αυστηρά ώστε να περιοριστεί η παρακείμενη παρεμβολή των καναλιών (adjacent channel interference) και να επιτραπεί η συνύπαρξη του GSM με τα παλαιότερα αναλογικά συστήματα.

Η διαμόρφωση GMSK είναι στην ουσία διαμόρφωση FSK (Frequency Shift Keying). Η FSK κωδικοποίηση συνίσταται στην αντιστοίχιση των δυαδικών ψηφίων (0 και 1), που παράχθηκαν από την κωδικοποίηση του αναλογικού σήματος που προηγήθηκε, με δύο συχνότητες ω_0 και ω_1 σύμφωνα με τη σχέση

$$c_{FSK}(t) = \frac{A \cos(\omega_0 t + \psi_0)}{A \cos(\omega_1 t + \psi_1)}$$

όπου ψ_0 και ψ_1 τυχαίες φάσεις των ταλαντωτών που παράγουν τις συχνότητες του FSK σχήματος

Για να φτάσουμε από την FSK στην GMSK πρέπει σε πρώτη φάση να εξασφαλίσουμε τη συνέχεια στη φάση της κυματομορφής εξόδου, έτσι ώστε να εξοικονομείται φάσμα μετάδοσης συμβόλων. Αυτό γίνεται με το να έχουμε εντός της περιόδου ενός bit ακέραιο πλήθος κύκλων διαμορφωμένου σήματος. Ακόμη, πρέπει οι συχνότητες των φορέων να αποκτήσουν ελάχιστη απόσταση μεταξύ τους υπό τον προηγούμενο περιορισμό. Η διαμόρφωση που προκύπτει με τον τρόπο αυτόν είναι η λεγόμενη MSK (Minimum Shift Keying), η μόνη διαφοροποίηση της οποίας από την GMSK συνίσταται στον σχήμα του μορφοποιητικού παλμού που χρησιμοποιεί. Ο παλμός που χρησιμοποιείται από την τελευταία είναι τύπου Gauss, που εκτείνεται σε χρονικό διάστημα μεγαλύτερο της διάρκειας ψηφίου, γεγονός που αποσκοπεί στη καλύτερη χρήση του φάσματος αφού ο παλμός αυτός δεν παρουσιάζει απότομες μεταβάσεις. Η χρήση αυτού του τύπου παλμού καθιστά την διαμόρφωση πολύ αποδοτική ελαχιστοποιώντας την παραγωγή ενέργειας εκτός του εύρους ζώνης του σήματος καθώς στο πεδίο της συχνότητας οι πλευρικοί λοβοί παρουσιάζονται μειωμένοι, ανάλογα και με τις επιλογές που γίνονται για τις παραμέτρους του Gaussian παλμού. Το αντίτιμο για τα παραπάνω θεμιτά φασματικά χαρακτηριστικά είναι ότι οι Gaussian παλμοί εισαγάγουν διασυμβολική παρεμβολή (ISI – Intersymbol Interference) ακριβώς επειδή το πλάτος τους στον χρόνο δεν ισούται με την διάρκεια ενός bit.

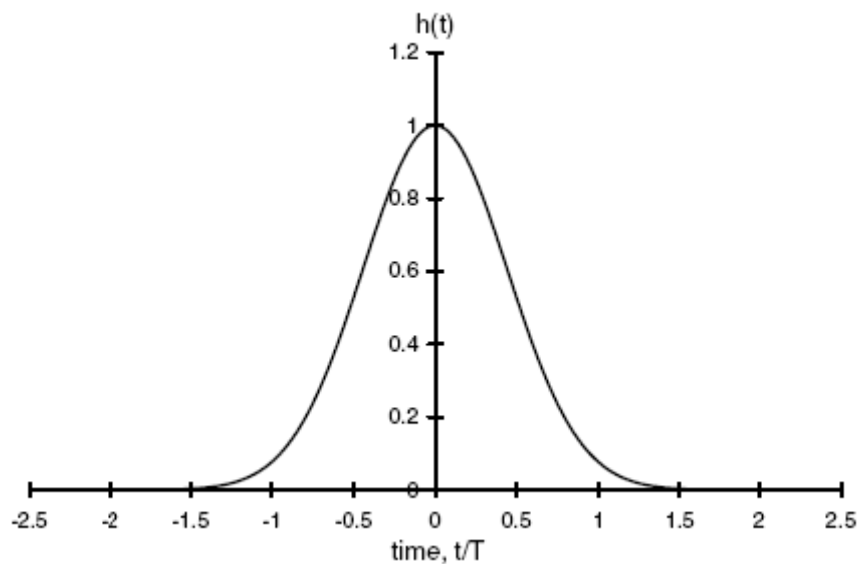


Εικόνα 5.6
Μοντέλο προσομοίωσης διαμόρφωσης GSM

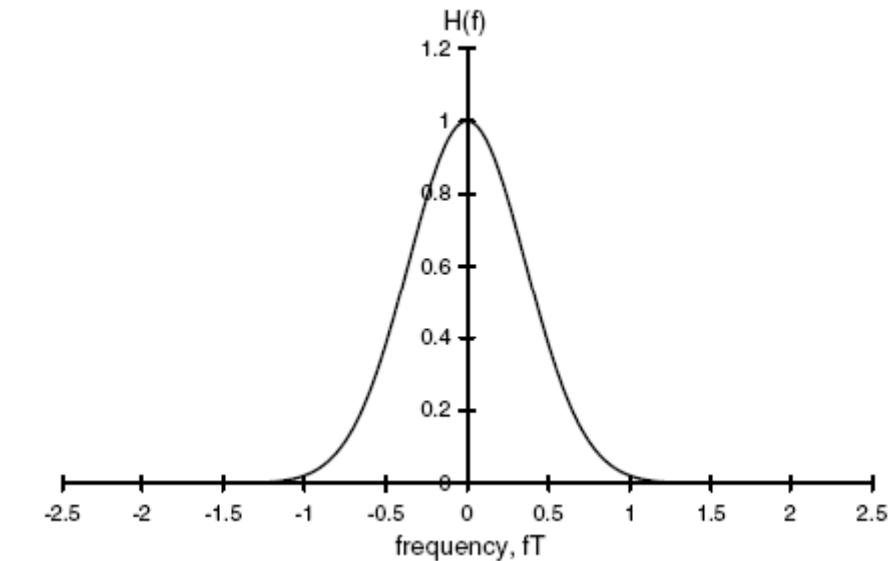
Η παραγωγή των Gaussian παλμών γίνεται με την διέγερση προσαρμοσμένου φίλτρου με την απαιτούμενη απόκριση και με τη σύνθεση στην συνέχεια των I και Q συνιστωσών του σήματος όπως φαίνεται και στην εικόνα 5.6. Η κρουστική απόκριση του προσαρμοσμένου φίλτρου που χρησιμοποιήθηκε για να παραχθεί Gaussian παλμός στην έξοδο είναι:

$$h(t) = \frac{1}{\sigma T \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{t^2}{2\sigma^2 T^2}\right)$$

$$\text{με } \sigma = \frac{\sqrt{\ln 2}}{2\pi BT}$$



Εικόνα 5.7
Κρουστική απόκριση του Gauss φίλτρου

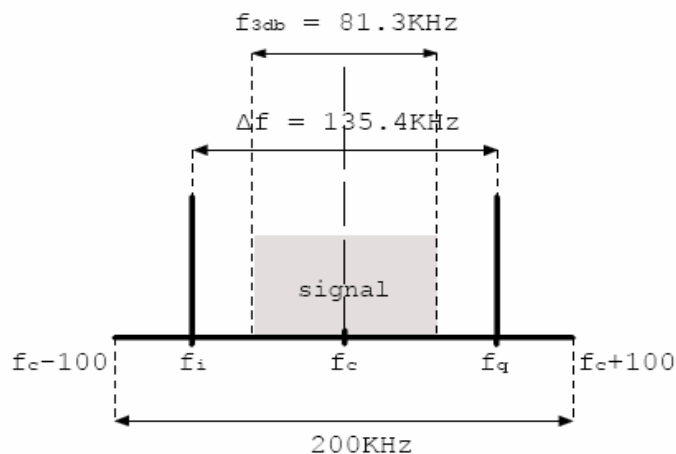


Εικόνα 5.8
Απόκριση συχνότητας του Gauss φίλτρου

Οι παράγοντες που εμφανίζονται στην παραπάνω εξίσωση είναι το κέρδος K , το 3 dB εύρος ζώνης B , η περίοδος του παλμού T και η χρονική του τοποθέτηση η οποία εκφράζεται από τα t και t_0 . Το γινόμενο BT χαρακτηρίζει την πυκνότητα φασματικής ισχύος του σήματος εξόδου και αποτελεί σχεδιαστική παράμετρο η οποία έχει τεθεί ίση με 0.3 για το συγκεκριμένο πρότυπο. Σημειώνεται ότι για $BT = 0.3$ ο παλμός εξόδου έχει διάρκεια σχεδόν τριπλάσια από την περίοδο του συμβόλου. Αυτό δηλώνει ότι περισσότερα από ένα bit περνάνε μέσα από το φίλτρο την κάθε χρονική στιγμή κι άρα το δεύτερο bit εισέρχεται στο φίλτρο όταν το πρώτο bit έχει διανύσει το ένα 1/3 της απόστασης μέχρι την έξοδο, το τρίτο bit εισέρχεται όταν το πρώτο έχει διανύσει τα 2/3, το τέταρτο bit φτάνει όταν το πρώτο μόλις εξέρχεται από το φίλτρο κτλ... Επίσης από την εξίσωση:

$$BT = \frac{f_{3dB}}{bitrate}$$

και για τιμές $BT = 0.3$ και $bit\ rate = 270.833\ Kbps$ εξάγεται το εύρος των παλμών το οποίο είναι ίσο με $f_{3db} = 81.3\ KHz$ όπως παρατηρούμε και στην εικόνα 5.9.



Εικόνα 5.9

Ακόμη, λόγω του ότι ο δείκτης διαμόρφωσης k_f ισούται με 0.5 έχουμε ότι:

$$k_f = 0.5 \Rightarrow$$

$$\Delta F * T = 0.5 \Rightarrow \Delta F = 135.4 \text{ KHz}$$

Συνεπώς η απόσταση των φορέων που συνιστούν το σήμα πρέπει να είναι κατά το ελάχιστο 135.4 KHz ενώ το εύρος ζώνης του χρήσιμου σήματος που μεταφέρουν είναι 81.3 KHz. Τα παραπάνω μας δίνουν τη δομή του καναλιού εύρους 200 KHz για το GSM όπως παριστάνεται στην εικόνα 5.9. Όπως είναι γνωστό, η συχνότητα του φέροντος είναι $f_c = (f_i + f_q)/2$.

Είναι φανερό ότι το γινόμενο BT και ο δείκτης διαμόρφωσης k_f είναι τα μεγέθη που καθορίζουν την ισορροπία μεταξύ καλής φασματικής συμπεριφοράς και ρυθμού σφαλμάτων. Όσο μικρότερη τιμή λαμβάνει ο παράγοντας BT, τόσο καλύτερο είναι το εκπεμπόμενο φάσμα του παλμού και συνεπώς τόσο πιο κοντά μπορούν να βρίσκονται τα κανάλια του συστήματος. Το αντίβαρο είναι όμως μεγαλύτερη διασυμβολική παρεμβολή και συνεπώς δυσκολότερη αποδιαμόρφωση από τον δέκτη. Παρομοίως, όσο μικρότερη είναι η τιμή του δείκτη διαμόρφωσης, τόσο πιο στενό είναι το Δf και συνεπώς τα κανάλια μπορούν να βρίσκονται πιο κοντά μεταξύ τους. Η μείωση του Δf σημαίνει όμως αύξηση του ρυθμού λαθών στο κανάλι.

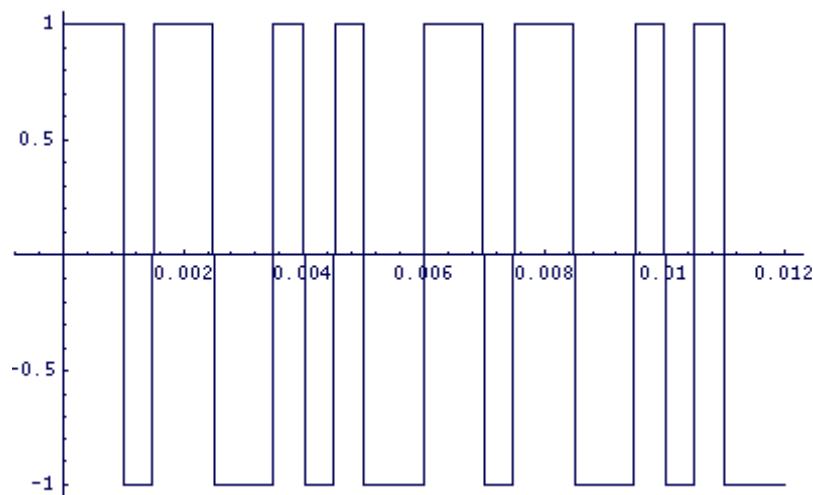
Το GSM₉₀₀ διαθέτει 124 φορείς που κατανέμονται με απόσταση 200KHz με τον πρώτο να βρίσκεται στα 890.2 MHz. Με κατάλληλη προσαρμογή των παραμέτρων του διαμορφωτή που αναπτύχθηκε μπορούμε να προσομοιώσουμε οποιονδήποτε φορέα του συστήματος GSM.

Για να γίνει περισσότερο κατανοητό παραθέτουμε το εξής παράδειγμα:

Έστω ότι μετά την κωδικοποίηση που εφαρμόσαμε σύμφωνα με τη μέθοδο RPE-LTP που παρουσιάζεται παραπάνω έχουμε την εξής ακολουθία bits

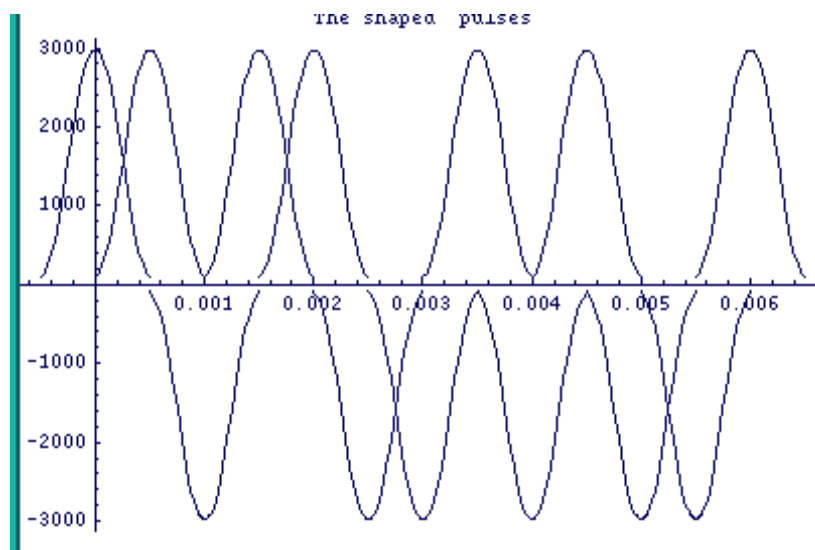
{1,1,-1,1,1,-1,-1,1,-1,1,-1,1, 1,1,-1,1,1,-1,-1,1,-1,1,-1,.....}.

όπως εμφανίζεται και στην ακόλουθη εικόνα 5.10 και έστω ότι για το συγκεκριμένο παράδειγμα χρησιμοποιούμε $BT=0.5$ που παρόμοια με την περίπτωση $BT=0.3$ ορίζει διάρκεια του παλμού εξόδου σχεδόν διπλάσια από την περίοδο του συμβόλου.



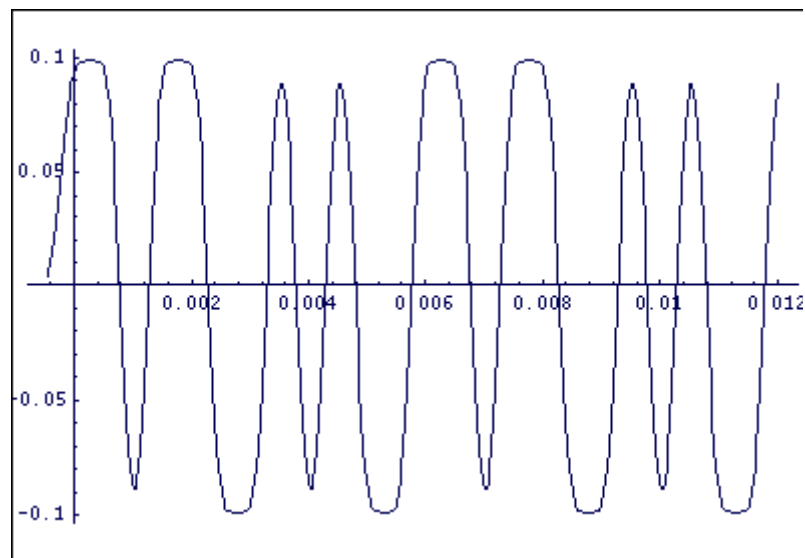
Εικόνα 5.10

Οι πρώτοι Gauss παλμοί που παράγονται στην έξοδο του φίλτρου εμφανίζονται γραφικά κι αρχικά ανεξάρτητα ο ένας από τον άλλο στην εικόνα 5.11



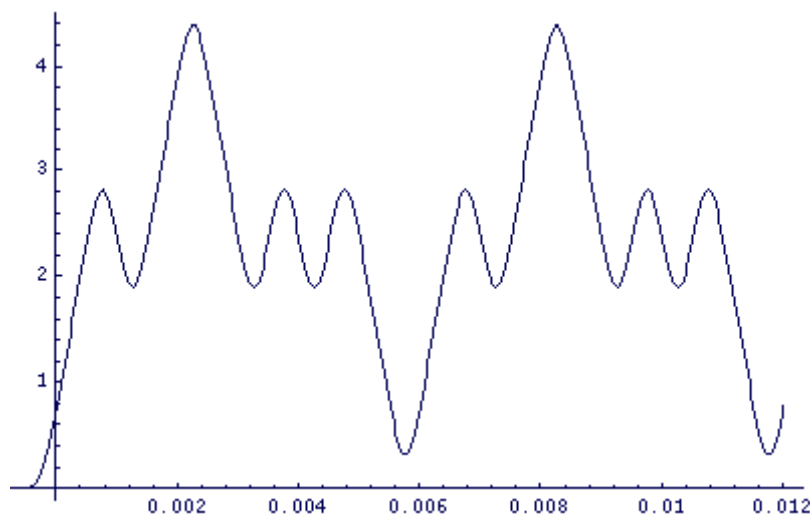
Εικόνα 5.11

Αν αθροίσουμε όλους αυτούς τους ανεξάρτητους Gauss παλμούς μας δίνεται η παρακάτω μορφή:



Εικόνα 5.12
Συνάρτηση $b(t)$

Η συνάρτηση $b(t)$, όπως βλέπουμε και στο σχήμα 5.6, περνάει από ένα ολοκληρωτή, ολοκληρώνεται στο χρόνο από t έως ∞ και τελικά παίρνουμε την έξοδο $c(t)$ που φαίνεται στο σχήμα 5.13

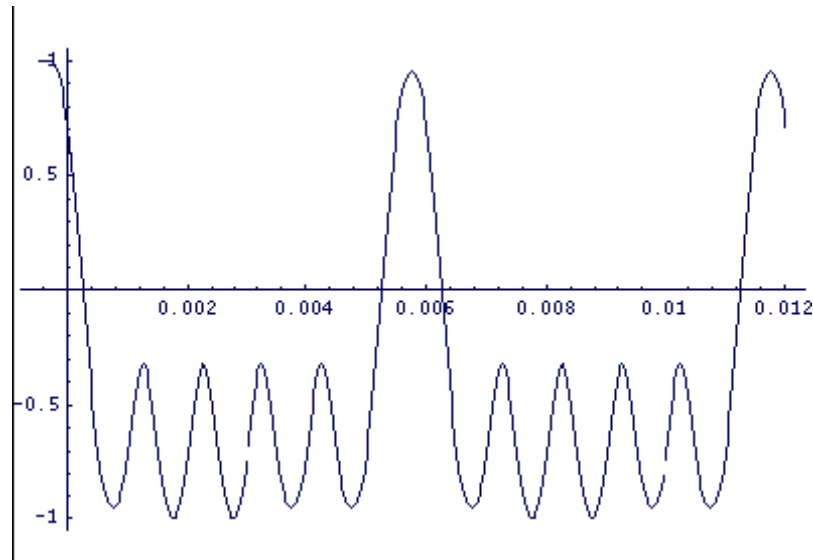


Εικόνα 5.13
Συνάρτηση $c(t)$

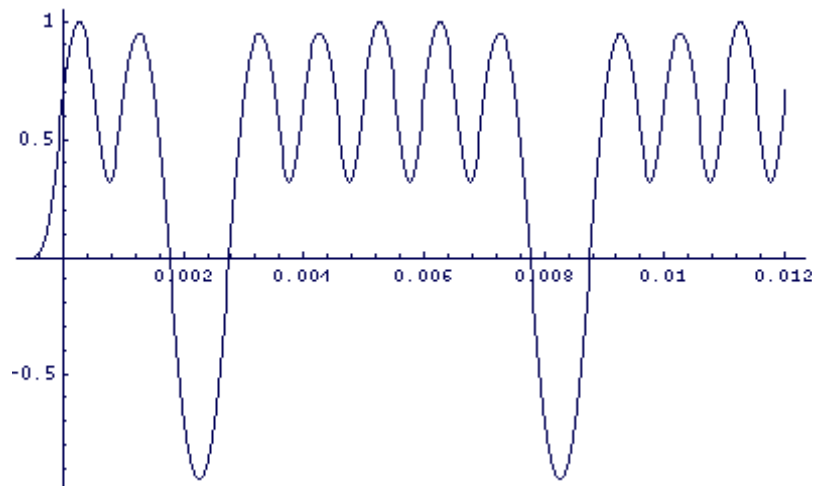
Στη συνέχεια παίρνουμε αυτή τη συνάρτηση $c(t)$ και εφαρμόζουμε πάνω σε αυτήν τις συναρτήσεις $\sin$ και $\cos$ με σκοπό να παράγουμε τα I και Q σήματα. Έχουμε επομένως τις συναρτήσεις

$$I(t) = \cos[c(t)] \quad \text{και} \quad Q(t) = \sin[c(t)]$$

ενώ οι αντίστοιχες γραφικές παραστάσεις είναι οι παρακάτω:

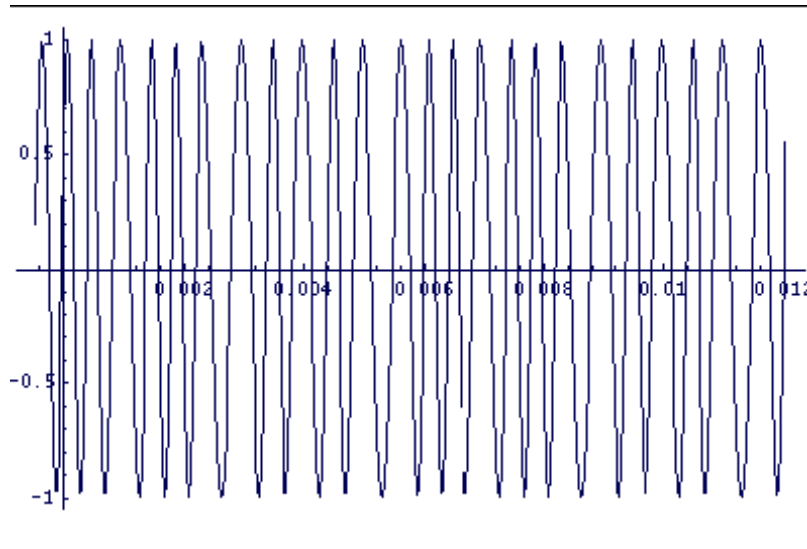


Εικόνα 5.14
Το I-baseband σήμα



Εικόνα 5.15
Το Q-baseband σήμα

Αυτά τα δύο σήματα λοιπόν διέρχονται μέσα από τον I-Q διαμορφωτή και τελικά παράγεται το σήμα εξόδου $m(t)$ που παριστάνεται από τη σχέση $m(t) = \sin(2\pi f_c t) I(t) + \cos(2\pi f_c t) Q(t)$ όπου f_c η συχνότητα του φέροντος που έχει επιλεγεί από το σύνολο των συχνοτήτων που καταγράφονται στην εικόνα 5.3
 Το σήμα GMSK που τελικά παίρνουμε ύστερα από αυτή τη διαδικασία παρουσιάζεται γραφικά στην εικόνα 5.16



Εικόνα 5.16
Το διαμορφωμένο GMSK σήμα $m(t)$

Ένας δεύτερος τρόπος για να κατασκευαστεί το σήμα GMSK είναι η χρησιμοποίηση ενός FM-VCO διαμορφωτή μετά από το Gaussian φίλτρο αντί για την παραγωγή των I-Q basebands σημάτων. Η αρχιτεκτονική αυτή είναι αρκετά πιο απλή αλλά δεν προτιμάται αφού δεν είναι κατάλληλος για τη συνεπή αποδιαμόρφωση λόγω των σημαντικών προβλημάτων ανοχής. Ο παράγοντας απόκλισης της συχνότητας του VCO πρέπει να είναι ίσος ακριβώς με 0.3 ή 0.5, αλλά ο δείκτης διαμόρφωσης του συμβατικού VCO επηρεάζεται σημαντικά με την πάροδο του χρόνου καθώς και τη θερμοκρασία. Γι' αυτούς τους λόγους προτιμάται η μέθοδος που αναλύσαμε παραπάνω.

6 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ

6.1 Εισαγωγή

Το πρόβλημα της ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (EMC) που παρουσιάστηκε , σε γενικές γραμμές , στο πρώτο κεφάλαιο σχετίζεται , όπως έχουμε αναλύσει , και με τη σωστή λειτουργία των ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων κι έχουμε τονίσει ότι μια από τις βασικότερες αιτίες για την EMC είναι ο λανθασμένος τρόπος χρήσης κινητών τηλεφώνων .

Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο καταγράφουμε τα πειραματικά αποτελέσματα που λάβαμε

από κάποιες δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν για να καταφέρουμε να συσχετίσουμε τη χρήση των κινητών τηλεφώνων που λειτουργούν στο πρότυπο GSM του ETSI και την ακεραιότητα των σημάτων που μπορεί να διαπιστώσει ένας γιατρός από έναν ΗΕΓ .

Στη συνέχεια αναλύουμε την πειραματική διάταξη του πειράματος μας και τις μεθόδους που ακολουθήθηκαν , ενώ να αναφέρουμε ότι το σήμα που εξέπεμπε το κινητό τηλέφωνο GSM είχε συχνότητα 1800 MHz και χαρακτηριζόταν από EIRP (Effective Isotropic Radiated Power) 17dbm. Η σχέση που μας δίνει την Ισοτροπική Ακτινοβολούσα Ισχύ EIRP είναι :

$$EIRP = P_{out} - C_t + G_t \quad \text{όπου}$$

P_{out} = transmitter power output (dBm) (ισχύς εξόδου εκπομπού)

C_t = signal loss in cable (dB) (απώλειες)

G_t = gain of the antenna (dBi) (κέρδος της κεραίας εκπομπού)

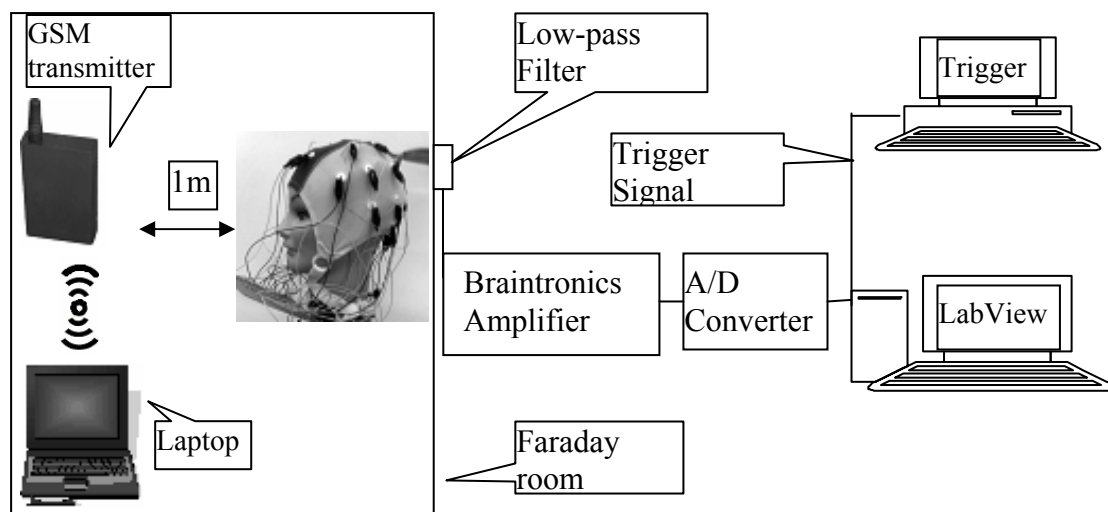
6.2 Διάταξη

Η πειραματική διαδικασία (βλ. εικόνα 6.1) πραγματοποιήθηκε σε ένα θάλαμο Faraday (ανηχοϊκός θάλαμος) με σκοπό καμία ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή να μην έχει επιπτώσεις στις μετρήσεις μας .

Ένας θάλαμος Faraday ή μια ασπίδα Faraday είναι ένας θάλαμος που διαμορφώνεται με conducting υλικό , ή από πλέγμα τέτοιου υλικού. Μια τέτοια περιφραγή εμποδίζει εξωτερικά ηλεκτροστατικά πεδία να επηρεάσουν ό,τι υπάρχει στο εσωτερικό . Οι θάλαμοι Faraday ονομάστηκαν έτσι λόγω του φυσικού Michael Faraday , ο οποίος κατασκεύασε το πρώτο γύρω στα 1836 και εξήγησε τη λειτουργία του.

Τα ηλεκτρικά φορτία στον εσώκλειστο θάλαμο αλληλοαποκρούονται με αποτέλεσμα να παραμένουν πάντα στην εξωτερική επιφάνεια του κλωβού. Οποιοδήποτε εξωτερικό ηλεκτροστατικό πεδίο εμφανιστεί , θα αναγκάσει τα φορτία να αναδιοργανωθούν εκ νέου ώστε να ακυρωθούν εντελώς οι επιδράσεις του πεδίου αυτού στο εσωτερικό του θαλάμου. Αυτή η επίδραση χρησιμοποιείται παραδείγματος χάριν για να προστατεύσει τον ηλεκτρονικό εξοπλισμό από διακοπές ρεύματος και ποικίλα ηλεκτροστατικά φαινόμενα Σε έναν μεγάλο βαθμό, οι ανηχοϊκοί θάλαμοι προστατεύουν επίσης το εσωτερικό από εξωτερικές ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες εάν ο αγωγός είναι αρκετά πυκνός και τα πλέγματά του, εφόσον αυτά υπάρχουν , είναι σημαντικά μικρότερα από τα μήκη κύματος της ακτινοβολίας .

Επίσης ένα ομοίωμα ανθρώπινου κεφαλιού τοποθετήθηκε στο χώρο και τα σήματα καταγράφηκαν από τριάντα δύο ηλεκτρόδια (Fp1, Fp2, Fpz, AFz, F2, F3, F4, F7, F8, FC1, FC2, FC5, FC6, C2, C3, C4, A1, A2, CP1, CP2, CP5, CP6, P3, P4, Pz, T3, T4, T5, T6, O1, O2, oz) που διέθεταν χαρακτηριστική ,όπως αναφέραμε και στο δεύτερο κεφάλαιο , επιφάνεια Ag/AgCl και τα οποία τοποθετήθηκαν στο ομοίωμα . Τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα 10-20 του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος . Το μέγεθος που μετρούσαμε ήταν η τάση στις άκρες μιας αντίστασης 2 kΩ που τοποθετήθηκε μεταξύ κάθε ηλεκτροδίου και μιας γείωσης για να μπορέσουμε να προσομοιάσουμε με ακρίβεια και αληθοφάνεια τη λειτουργία του ΗΕΓ σε ένα πραγματικό ανθρώπινο κεφάλι . Αυτό χρειαζόταν επειδή το ανθρώπινο κεφάλι ,λόγω της ανομοιογένειας και της ποικιλομορφίας του(ιστός , οστά , δέρμα) , χαρακτηρίζεται από μια τιμή σύνθετης αντίστασης σε αντίθεση με το ομοίωμα που , λόγω της απλότητας κατασκευής του , δε τη διαθέτει . Οι συνολικές σύνθετες αντιστάσεις των ηλεκτροδίων ήταν κάτω από 5 kΩ. Στο χώρο ενίσχυσης , έξω από τον ανηχοϊκό θάλαμο, τοποθετήθηκε το υπόλοιπο μέρος των πειραματικών συσκευών. Τα ηλεκτρόδια , αμέσως μετά τη λήψη των σημάτων του εγκεφάλου , εισάγονται σε ένα βαθυπερατό φίλτρο που τοποθετήθηκε ακριβώς μετά την έξοδο από τον ανηχοϊκό θάλαμο . Το φίλτρο αυτό χρησιμοποιείται για να "κόψει" τις συχνότητες άνω των 35 Hz έτσι ώστε το σήμα του δικτύου παροχής ηλεκτρικού ρεύματος που είναι σε 50 Hz να μην παρεμποδίζει το σήμα μας .



Εικόνα 6.1
Πειραματική Διάταξη

Στη συνέχεια το σήμα μας ενισχύθηκε από έναν ενισχυτή Braintronics DIFF/ISO-1032, και αμέσως μετά εισήχθη σε ένα 32bit αναλογικό-σε-ψηφιακό μετατροπέα που δίνει μια έξοδο GPIB. Το μεταλλαγμένο σήμα αποτελεί πλέον μια είσοδο για μια κάρτα ανάκτησης δεδομένων (Data Acquisition Card-DAQ). Ο υπολογιστής που διαθέτει την DAQ κάρτα χρησιμοποιεί το πρόγραμμα LabView για την καταγραφή των σημάτων που καταφθάνουν, τα οποία μπορούν να ελεγχθούν και από μια οθόνη μέσω γραφικής αναπαράστασης. Ορίσαμε τη συχνότητα καταγραφής των σημάτων μας σε 1 kHz. Παράλληλα ένας άλλος υπολογιστής συνδέθηκε με αυτόν που περιγράφηκε παραπάνω και ο στόχος του είναι να τρέχει ένα που προκαλεί πυροδότηση (triggering) στον άλλο υπολογιστή για να μπορούμε να τα σώσουμε τα σήματα του εγκεφάλου όποτε εμείς το θελήσουμε. Ο χρόνος καταγραφής ήταν 1,5 sec, με αποτέλεσμα το σωζόμενο σήμα να αποτελείται από 1500 τιμές.

6.3 Μέθοδοι

Στο συγκεκριμένο πείραμα πραγματοποιήσαμε 3 ειδών δοκιμές :

(i) Αρχικά μας ενδιέφερε να δούμε πως λειτουργεί ένας ηλεκτροεγκεφαλογράφος χωρίς καμία (όσο το δυνατόν είναι αυτό) επίδραση από κάποιον εξωτερικό παράγοντα . Για αυτό καταγράψαμε μετρήσεις από τα ηλεκτρόδια χωρίς να υπάρχει καμία παρεμβολή από κινητό τηλέφωνο και με αυτό τον τρόπο ήταν σαν να μετρούσαμε ουσιαστικά το θόρυβο της συσκευής (noise) .

(ii) Στη συνέχεια θελήσαμε να δούμε πως μπορεί να επηρεάσει τα φυσιολογικά σήματα ενός ΗΕΓ ,τα οποία μόλις καταγράφηκαν με το πρώτο πείραμα , η λειτουργία δίπλα στην ιατρική συσκευή ενός κινητού τηλεφώνου GSM που δέχεται μια εισερχόμενη κλήση (receiving).

(iii) Τέλος ,επαναλάβαμε ακριβώς την ίδια διαδικασία με το δεύτερο πείραμα , μόνο που στην τρίτη περίπτωση ,το κινητό τηλέφωνο GSM δε δεχόταν κλήση αλλά πραγματοποιούσε μια λειτουργία αναζήτησης θέσης στην κυψέλη (paging) . Ουσιαστικά το paging είναι μια από τις λειτουργίες Διαχείρισης Κινητικότητας καθώς βοηθάει στον εντοπισμό του κινητού τερματικού που περιφέρεται σε μια περιοχή εντοπισμού . Όταν το κινητό τερματικό δε δέχεται κλήση ή δεν πραγματοποιεί μία , πραγματοποιεί σε μικρά τακτά χρονικά διαστήματα αυτή τη λειτουργία με σκοπό ο σταθμός βάσης που είναι πληρέστερα κάθε φορά να γνωρίζει ανά πάσα στιγμή σε ποιο σημείο βρίσκεται το κινητό. Αυτό συμβαίνει έτσι ώστε όταν χρειαστεί να του προωθηθεί μια κλήση ή ένα μήνυμα να μην υπάρξει καθυστέρηση και επιβάρυνση .

6.4 Διαδικασία

- i. Στο πρώτο πείραμα που είχε ως στόχο την κατανόηση των φυσιολογικών σημάτων από ένα ΗΕΓ χωρίς επίδραση από εξωτερικούς παράγοντες και θεωρώντας μόνο παρόν το εσωτερικό θόρυβο της συσκευής , δε χρησιμοποιήσαμε καθόλου κινητό τηλέφωνο. Θέσαμε το ΗΕΓ σε λειτουργία και καταγράψαμε τα σήματα από τα 32 ηλεκτρόδια που τοποθετήθηκαν πάνω στο ομοίωμα του ανθρώπινου κεφαλιού .
- ii. Στο δεύτερο πείραμα ένα κινητό(GSM TEMS Transmitter) τοποθετήθηκε σε απόσταση 1m από το ομοίωμα κεφαλής . Το κινητό χρησιμοποιήθηκε για να μιμηθεί την εσωτερική κάλυψη ενός σταθμού βάσεων GSM μέσα σε ένα κυψελοειδές δίκτυο. Το κινητό που εκπέμπει , στέλνει ουσιαστικά , με βάση το πρότυπο GSM κι εκτός από τα δεδομένα του χρήστη , το Κανάλι Διορθώσεων Συχνότητας (Frequency Correction Channel-FCCH), το Κανάλι Συγχρονισμού (Synchronisation Channel-SCH) και προαιρετικά το Κανάλι Ελέγχου Ραδιοφωνικής Μετάδοσης (Broadcast Control Channel -BCCH) και το Κανάλι Αναζήτησης (Paging Channel-PCH) τα οποία είναι επιπλέον σήματα που προστίθενται κι αυτά στο φέρον που μεταφέρει την ανθρώπινη φωνή (το φέρον για GSM μπορεί να είναι στα 900 MHz ή 1800 MHz).
Πριν από τη λήψη μιας μέτρησης, το όργανο ήταν βαθμολογημένο και ρυθμισμένο. Αρχικά πραγματοποιήθηκε ανίχνευση του ραδιο-φάσματος προκειμένου να βρεθεί ένα κανάλι από τα 124 που υπάρχουν συνολικά στο εύρος των 45MHz κατάλληλο για τη μετάδοση. Η συσκευή αποστολής σημάτων (ο πομπός) εξοπλίστηκε με τέσσερις εξασθενητές (3dB, 6dB, 10dB και 20 DB) κατάλληλους να συνδεθούν μεταξύ του πομπού και μιας εξωτερικής κεραίας που χρησιμοποιείται με αυτόν . Συνδυάζοντας τους εξασθενητές με όλους τους πιθανούς τρόπους, τα επίπεδα ισχύος , που παράγονται , μπορούν να περιοριστούν από 17 dBm μέχρι και -22 dBm . Στο πείραμα προσπαθήσαμε να λάβουμε ισχύ 17dBm , η συχνότητα του φέροντος ήταν η 1812.8 MHz και το κανάλι ραδιοσυχνότητας που χρησιμοποιήθηκε είχε τον αριθμό 550.

Μετρήθηκε η ισχύς του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου στο σημείο που ήταν τοποθετημένο το ομοίωμα του ανθρώπινου κεφαλιού και βρέθηκε ίση με 1.6 V/m.
- iii. Στο τρίτο και τελευταίο πείραμα η διαδικασία που ακολουθήθηκε ήταν ακριβώς ίδια με αυτή του δεύτερου πειράματος με τη βασική διαφορά ότι το κινητό τηλέφωνο δε δεχόταν κλήση όπως προαναφέραμε αλλά πραγματοποιούσε διαδικασία αναζήτησης (paging) .

Στο επόμενο κεφάλαιο θα παρουσιάσουμε τις μετρήσεις που λάβαμε από τα πειράματα αυτά καθώς και την επεξεργασία τους που πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια του Office Excel και ενός προγράμματος που υλοποιήθηκε σε γλώσσα Matlab.

Πρέπει να τονίσουμε ότι στα πειράματα της κάθε μεθοδολογίας λάβαμε πολλές μετρήσεις, πολύ περισσότερες από 1500 που αναφέρουμε στην αρχή . Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι κάθε πείραμα το επαναλάβαμε αρκετές φορές ώστε να έχουμε ένα μεγάλο δείγμα μετρήσεων πάνω στο οποίο να μπορούμε να βασιστούμε ώστε να καταλήξουμε σε όσο το δυνατόν καλύτερα αποτελέσματα και συμπεράσματα .

7 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

7.1 Εισαγωγή

Στο προηγούμενο κεφάλαιο αναπτύξαμε την πειραματική διάταξη ,τις μεθόδους και τις διαδικασίες που ακολουθήθηκαν για να μπορέσουμε να καταλήξουμε σε ορισμένα συμπεράσματα σχετικά με την επίδραση των σημάτων κινητού τηλεφώνου που λειτουργεί σε πρότυπο GSM ως προς την καταγραφή σημάτων σε ένα ηλεκτροεγκεφαλογράφο .

Στο 7^ο κεφάλαιο θα παρουσιάσουμε τις μετρήσεις που λάβαμε και θα σχολιάσουμε τα αποτελέσματα των πειραμάτων μας .

7.2 Μετρήσεις

Σε κάθε πείραμα πραγματοποιήσαμε ένα αριθμό επαναλήψεων για να είμαστε σίγουροι ότι θα περιοριστεί στο ελάχιστο δυνατό ο σηματοθορυβικός λόγος (SNR) . Έτσι ο υπολογισμός της μέσης τάσης που λαμβάναμε από κάθε ηλεκτρόδιο γίνεται από τη σχέση :

$$V_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N V_{ij}$$

όπου i είναι η μεταβλητή που καθορίζει το ηλεκτρόδιο , N ο αριθμός των επαναλήψεων και j είναι ο μετρητής για τον αριθμό των επαναλήψεων .

Αυτή η διαδικασία με τις πολλαπλές μετρήσεις είναι βασική τεχνική στην καταγραφή σημάτων από ηλεκτροεγκεφαλογράφημα καθώς τα σήματα είναι πολύ ασθενή και εισάγεται εύκολα σημαντικός θόρυβος σε αυτά.

Τελικά λάβαμε 1500 μετρήσεις μέσα στο χρονικό διάστημα του 1,5sec για κάθε ένα από τα 32 ηλεκτρόδια που τοποθετήθηκαν στο ομοίωμα του ανθρώπινου κεφαλιού και τις επεξεργαστήκαμε κατάλληλα καταλήγοντας στην παρουσίαση των εξής μεγεθών:

- Η μέση ενέργεια E του κάθε ηλεκτροδίου που δίνεται από τη σχέση :
$$E = V_i^2$$
- Η τάση των ηλεκτροδίων που μετρήσαμε υπολογισμένη στο πεδίο της συχνότητας με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Fourier(Fast Fourier Transform -FFT).
- Ο στατιστικός έλεγχος TTEST() ,ο οποίος υπολογίζεται για κάθε ένα ηλεκτρόδιο για τα ζεύγη noise-paging και noise-receiving. Με τον έλεγχο αυτό μετράμε ουσιαστικά την πιθανότητα η διαφορά που οφείλεται στις τιμές των δειγμάτων να είναι τυχαία. Στην περίπτωση που η πιθανότητα που υπολογίζουμε είναι μικρή, τότε η διαφορά μεταξύ των δειγμάτων είναι σημαντική κι επομένως αναφέρουμε ότι έχουμε σημαντικότητα στα δείγματα μας .Αυτό σημαίνει ότι τα δείγματα μας δεν παίρνουν τυχαίες τιμές αλλά αντικατοπτρίζουν την πραγματικότητα. Για να υπάρχει τελικά αυτή η σημαντικότητα πρέπει η υπολογιζόμενη πιθανότητα να είναι μικρότερη από 5% .

Οι παραπάνω υπολογισμοί πραγματοποιήθηκαν με τη βοήθεια ενός προγράμματος σε γλώσσα matlab μέσω του οποίου επεξεργαστήκαμε τα αριθμητικά δεδομένα από τις μετρήσεις μας .

Στη συνέχεια παραθέτουμε τα συμπεράσματα που προέκυψαν από την παραπάνω ανάλυση .

α) Μέση ενέργεια E

Με βάση τη σχέση $E = V_i^2$ που αναφέραμε παραπάνω ,υπολογίσαμε τη μέση ενέργεια κάθε ηλεκτροδίου του ΗΕΓ . Τα αποτελέσματα από αυτή τη διαδικασία παρουσιάζονται αριθμητικά στον παρακάτω πίνακα .

Ηλεκτρόδια	Ενέργεια(noise)	Ενέργεια(paging)	Ενέργεια(receiving)
1	3,98848410E+03	5,79941140E+03	2,77834410E+03
2	1,12704320E+03	7,93947710E+02	1,29264980E+03
3	1,38009470E+03	7,60275960E+02	1,59527020E+03
4	1,40490850E+03	4,87716660E+03	1,63336340E+03
5	1,26120870E+03	3,33320020E+03	2,23124910E+03
6	3,68705280E+03	9,42645900E+03	7,49902800E+03
7	5,69100750E+02	2,83818000E+03	3,66507350E+03
8	9,59900600E+02	7,37147440E+02	3,84104500E+03
9	5,56441370E+03	6,21329130E+03	3,02404010E+03
10	4,86395370E+03	1,72059510E+03	1,07360910E+03
11	9,18272570E+02	1,03873650E+04	1,10204980E+03
12	9,35561630E+02	5,82378800E+02	7,77919510E+02
13	1,53784300E+03	1,04053750E+04	5,39770730E+03
14	2,87322980E+03	3,79655740E+03	1,26679040E+03
15	1,64549960E+03	1,34428130E+03	1,18813500E+03
16	3,91178120E+03	5,31235620E+03	1,10902520E+03
17	2,49939340E+03	2,30184830E+03	1,33043030E+03
18	5,80147390E+03	1,59860910E+03	1,08297740E+03
19	4,32656290E+03	5,38987810E+03	2,04032940E+03
20	1,78589030E+03	1,96389900E+03	9,70612870E+02
21	1,40889150E+03	3,51154790E+02	7,73920260E+02
22	3,63945270E+03	2,12525080E+03	5,94216230E+03
23	1,53607330E+03	8,80323840E+03	3,93957050E+03
24	2,80350810E+03	5,08570000E+03	2,48955410E+03
25	9,77072800E+02	1,32847350E+03	1,72735150E+03
26	2,90721010E+03	6,16350160E+03	3,10404680E+03
27	3,10796010E+03	2,09571530E+03	1,50892120E+03
28	1,24399630E+03	2,25053280E+03	1,24404520E+03
29	4,08916320E+03	1,16910860E+03	2,33376120E+03
30	1,50777180E+03	2,33164320E+03	4,48445780E+03
31	3,51005300E+03	3,44009720E+03	3,96630450E+03
32	6,79917960E+04	2,43473810E+03	2,30991850E+03

Πίνακας 7.1

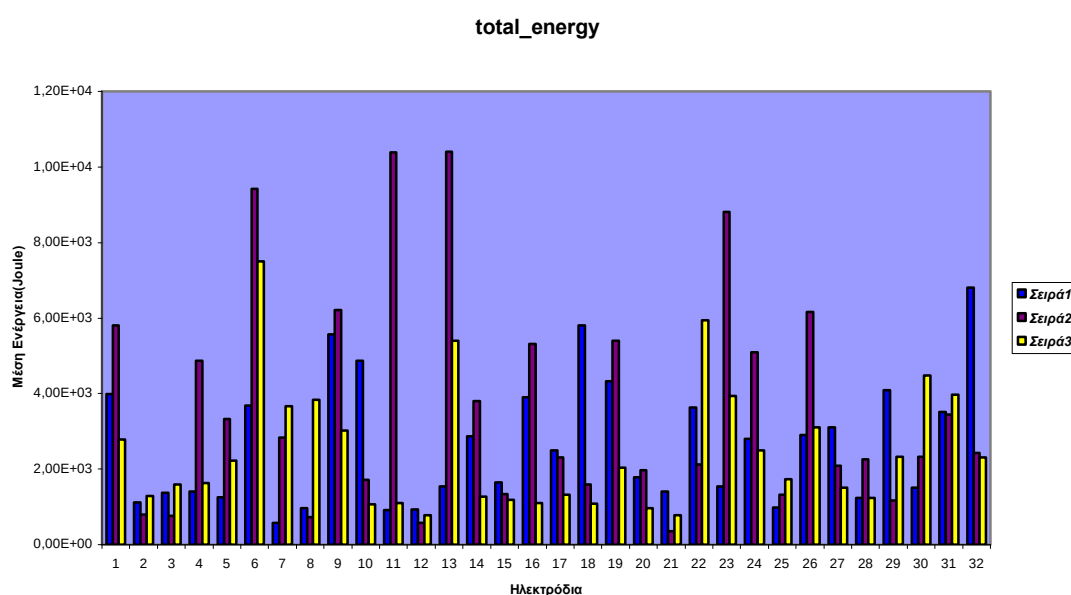
Μέση ενέργεια E των ηλεκτροδίων του ΗΕΓ στα 3 διαφορετικά πειράματα

β) Ενέργεια στο πεδίο της συχνότητας (fourier –FFT)

Υπολογίζουμε την ενέργεια του κάθε ηλεκτροδίου ως προς τη συχνότητα με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Fourier στο πρόγραμμα του Matlab . Με τη μέθοδο αυτή μπορούμε να παρατηρήσουμε εύκολα τη διακύμανση της ενέργειας του κάθε ηλεκτροδίου ως προς τη συχνότητα λειτουργίας.

7.3 Διαγράμματα

α) Μέση ενέργεια E



Εικόνα 7.1

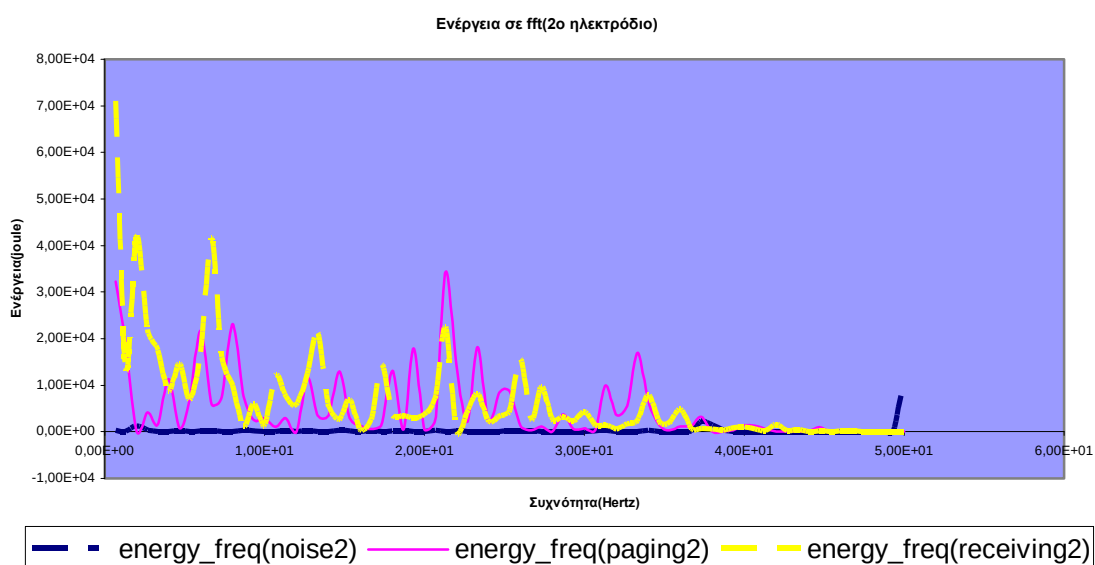
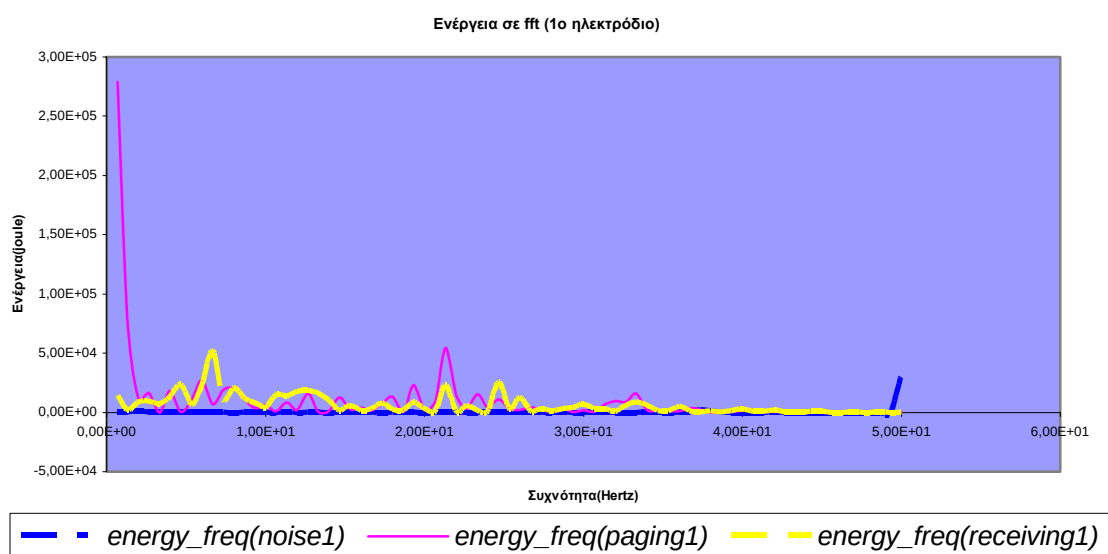
Σχηματικό διάγραμμα για την ενέργεια των ηλεκτροδίων στα 3 πειράματα

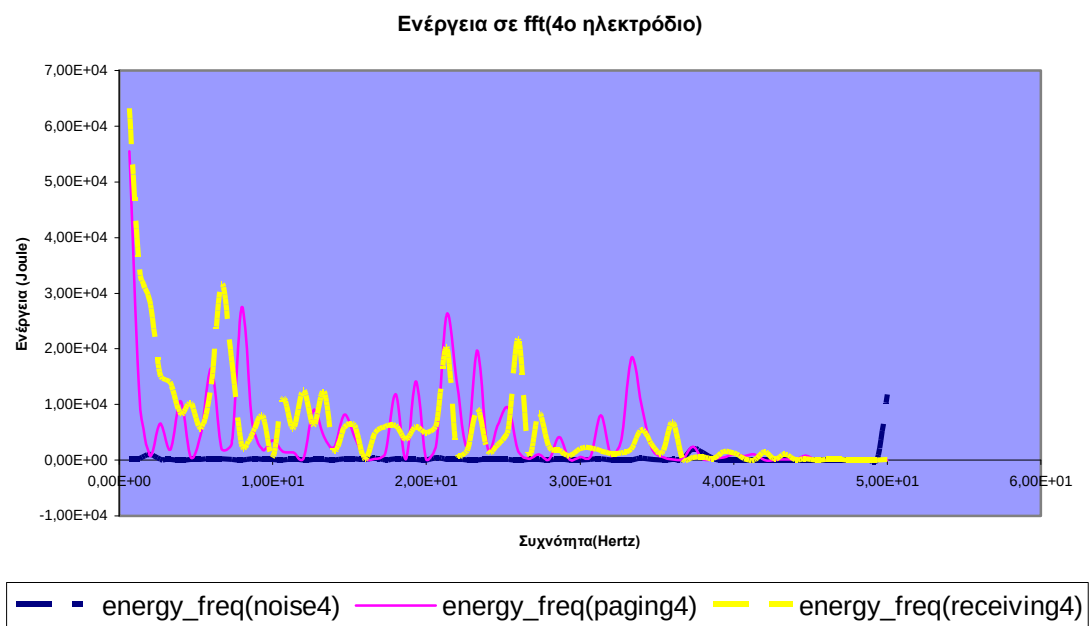
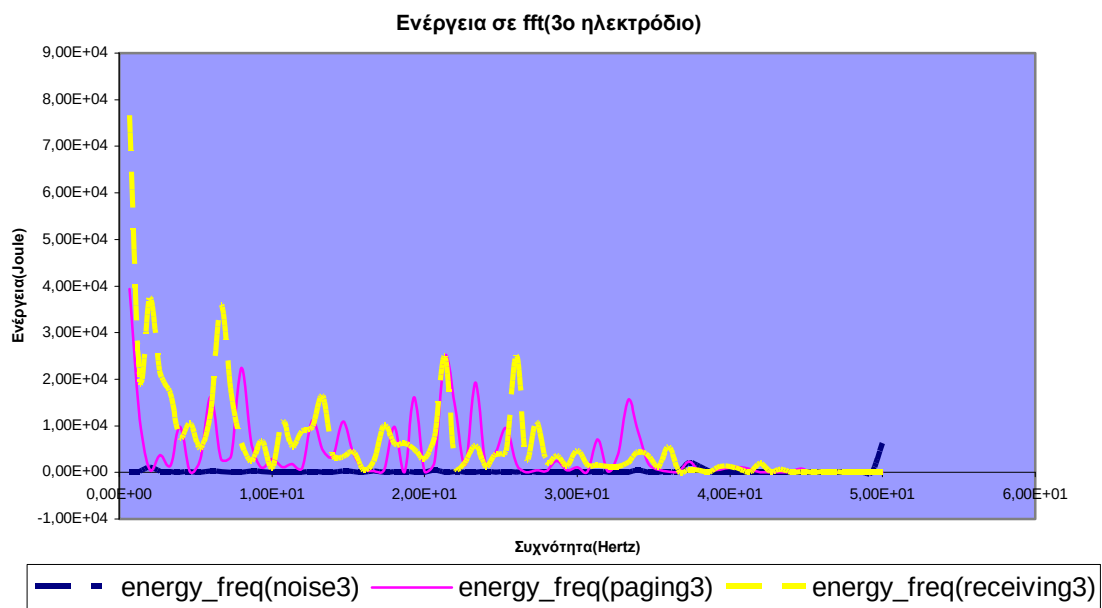
Στο παραπάνω διάγραμμα παριστάνεται η ενέργεια του κάθε ηλεκτροδίου για :

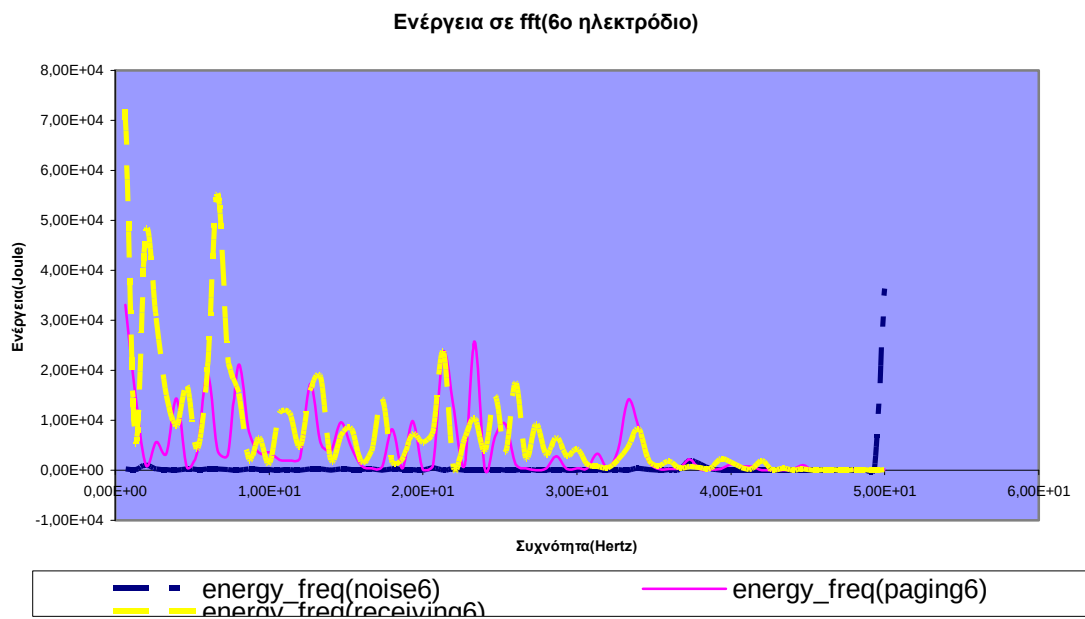
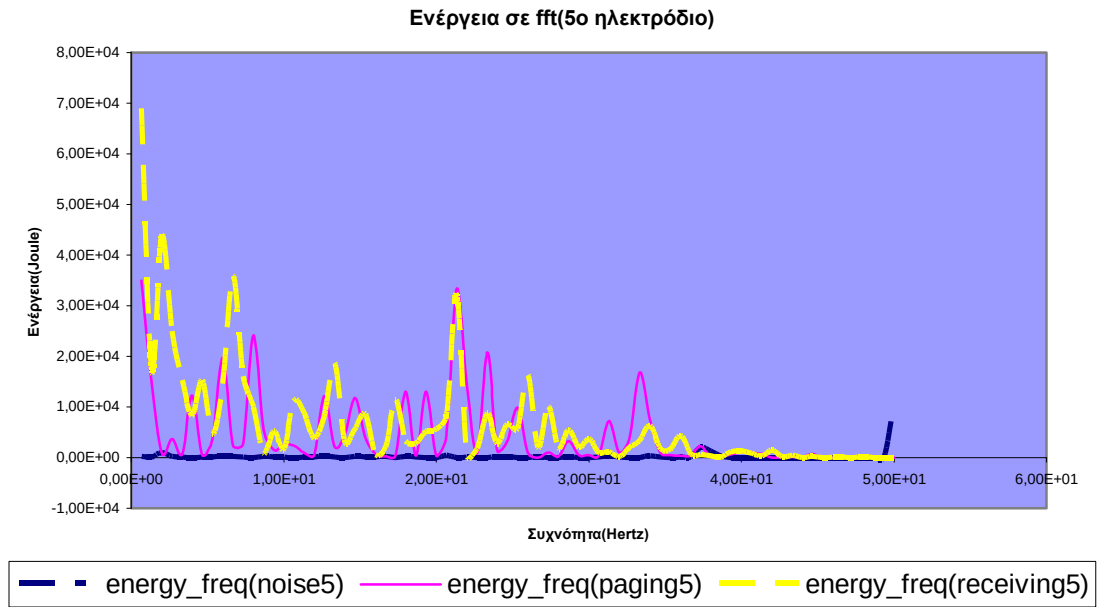
- α) Σειρά 1-> Πείραμα χωρίς την παρουσία κινητού (noise)
- β) Σειρά 2-> Πείραμα με κινητό που κάνει αναζήτηση (paging)
- γ) Σειρά 3-> Πείραμα με κινητό που δέχεται κλήση (receiving)

β) Ενέργεια στο πεδίο της συχνότητας (fourier –FFT)

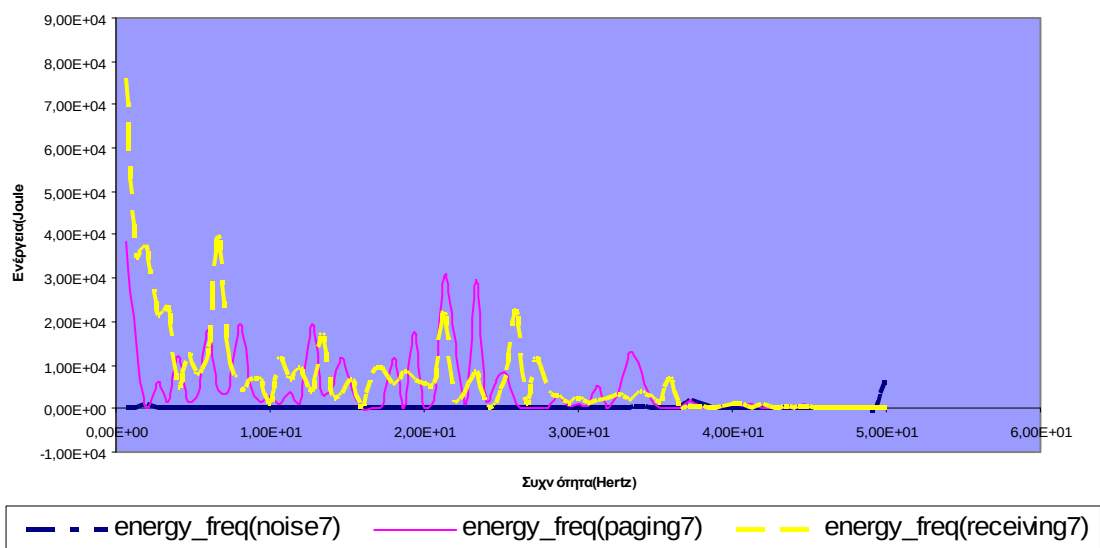
Στη συνέχεια παραθέτουμε τα διαγράμματα της ενέργειας εκφρασμένης σε fourier των 32 ηλεκτροδίων που τοποθετήθηκαν στο ομοίωμα του κεφαλιού . Ο κατακόρυφος άξονας των διαγραμμάτων δηλώνει την ενέργεια του κάθε ηλεκτροδίου εκφρασμένη σε μονάδες Joule ενώ ο οριζόντιος άξονας παρουσιάζει τη συχνότητα σε Hertz η οποία παρατηρούμε ότι φτάνει μέχρι τα 50 Hertz . Αυτό οφείλεται στην ύπαρξη βαθυπερατού φίλτρου που τοποθετήθηκε ακριβώς μετά την έξοδο από τον ανηχοϊκό θάλαμο και το οποίο φίλτρο χρησιμοποιείται για να "κόψει" τις συχνότητες άνω των 35 Hz έτσι ώστε το σήμα του δικτύου παροχής ηλεκτρικού ρεύματος που είναι σε 50 Hz να μην παρεμποδίζει το σήμα μας ,όπως αναφέραμε και στο 6^ο κεφάλαιο .



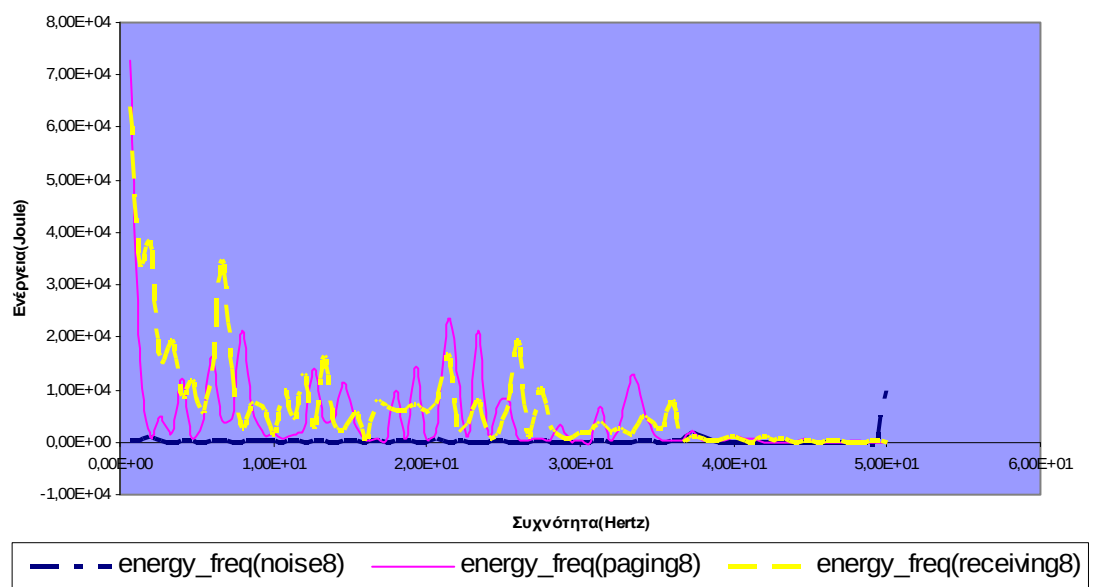


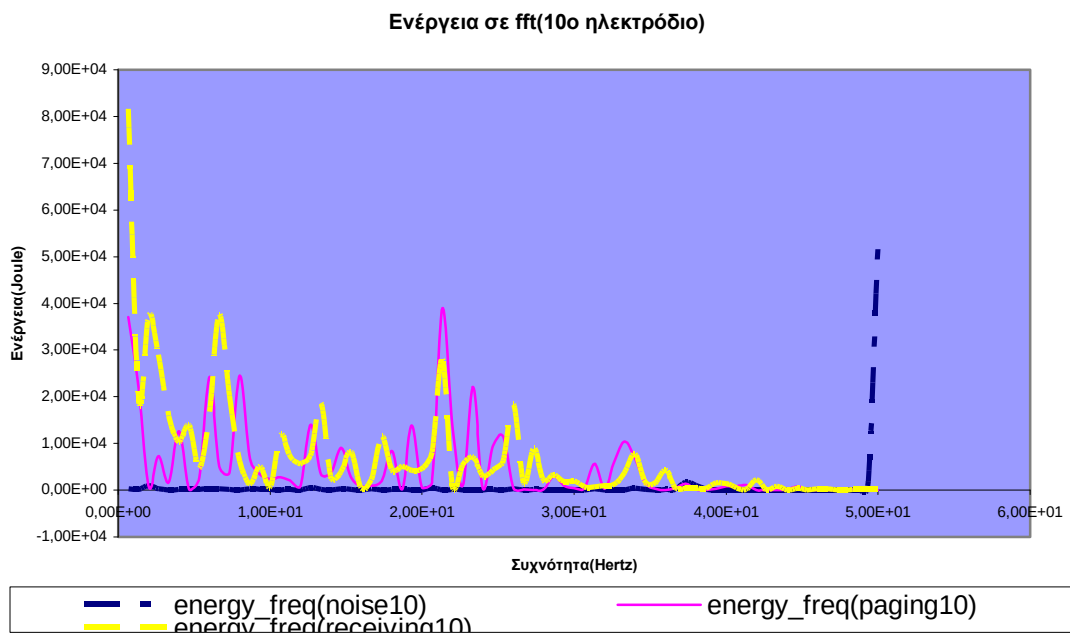
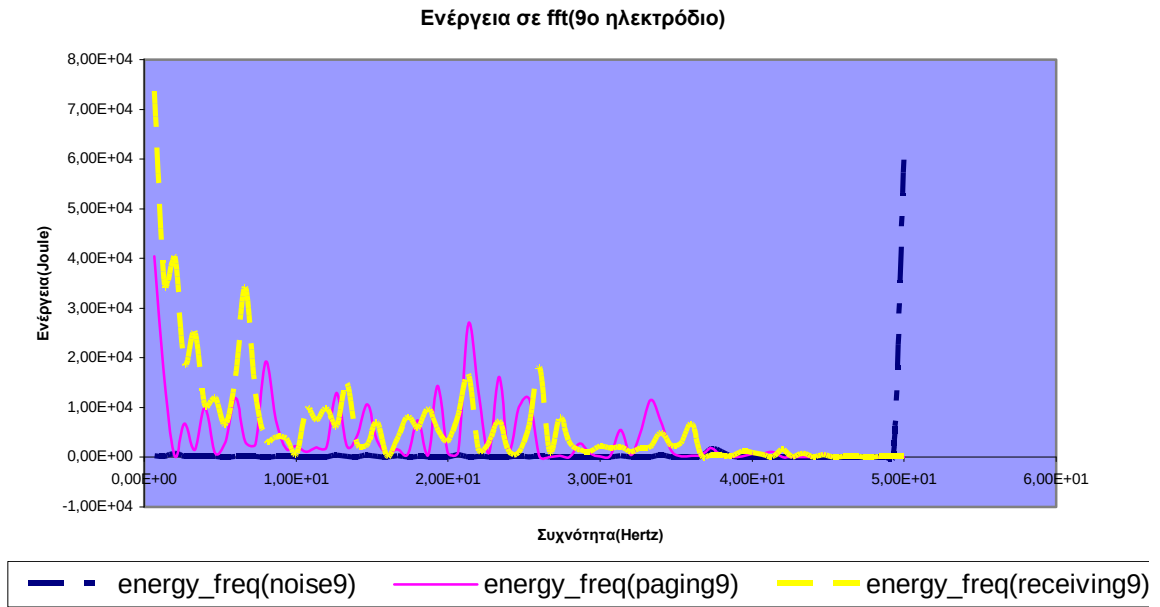


Ενέργεια σε fft(7ο ηλεκτρόδιο)

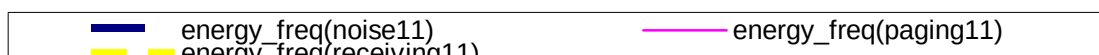
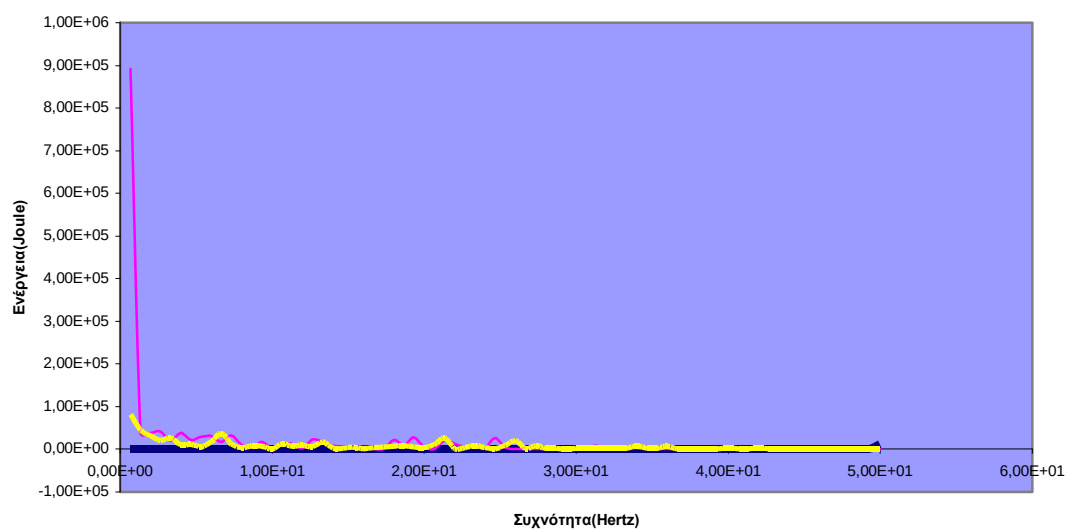


Ενέργεια σε fft(8ο ηλεκτρόδιο)

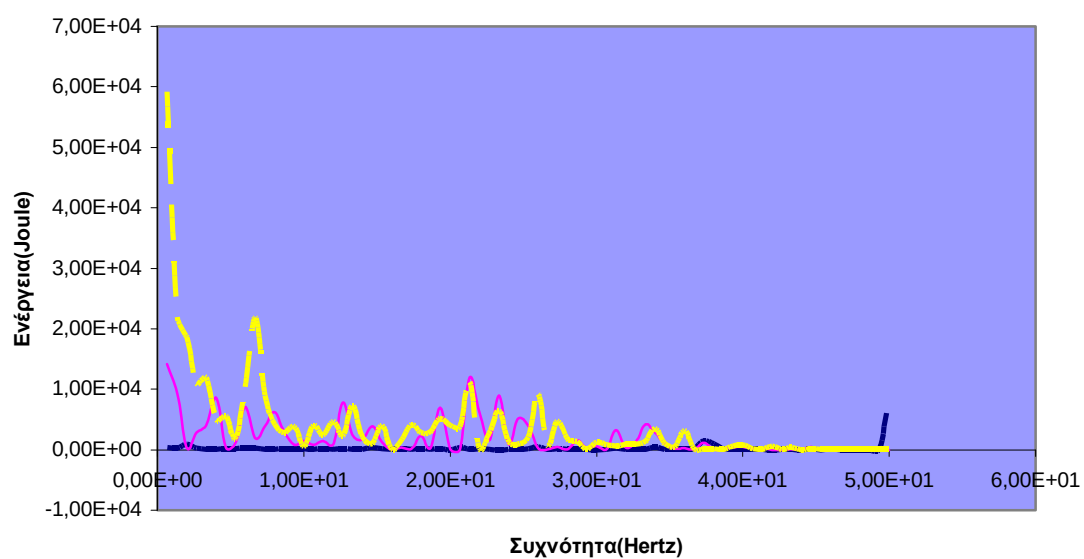


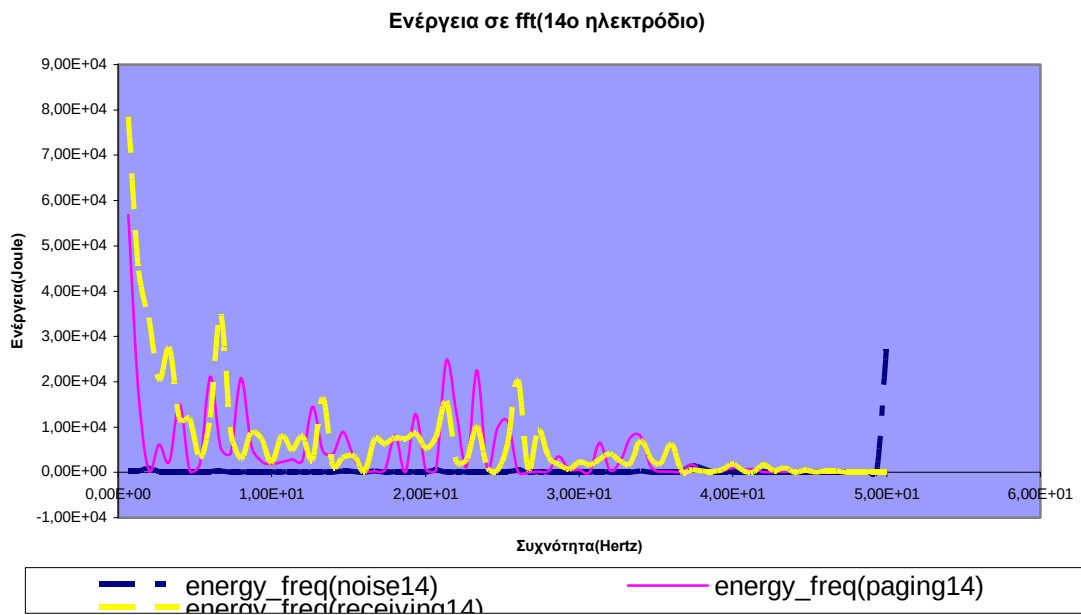
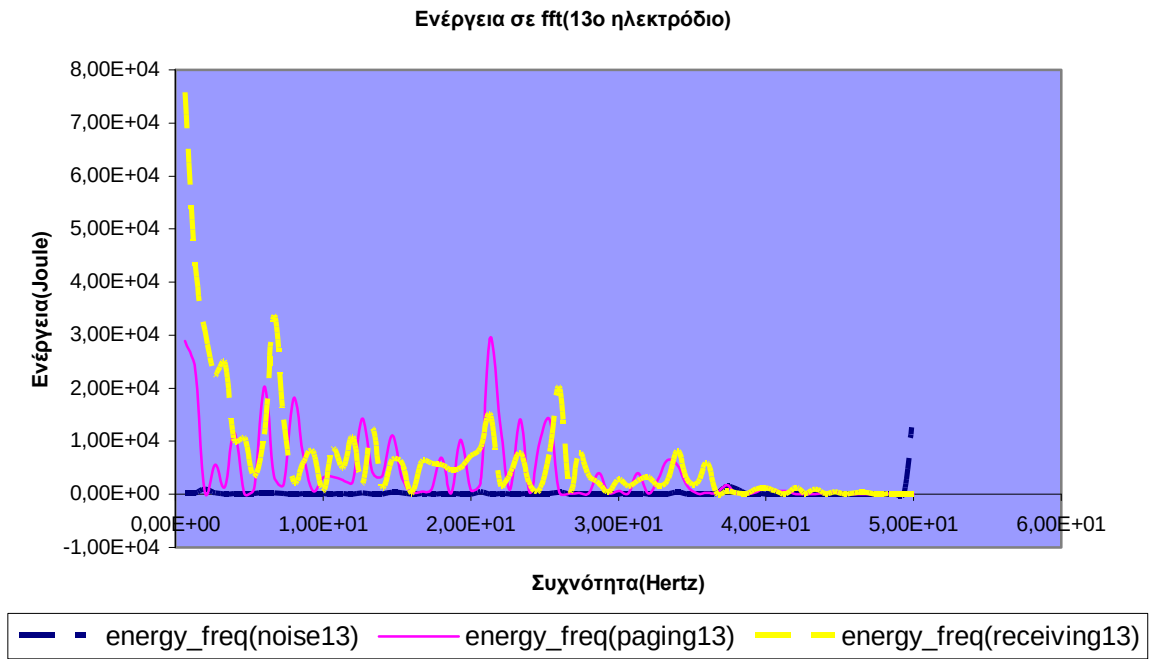


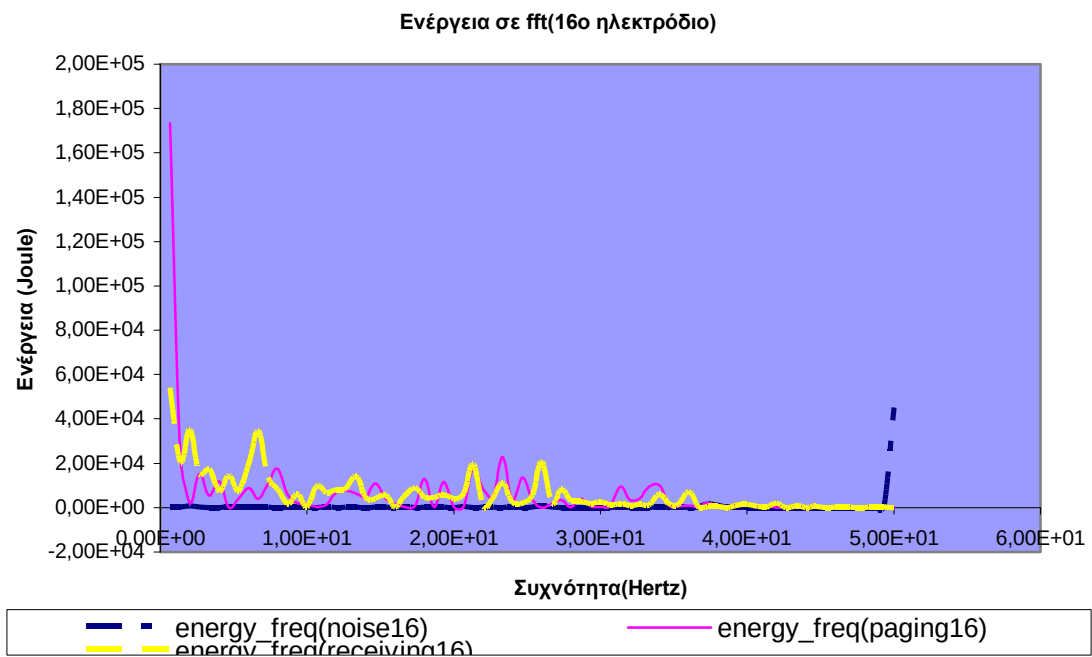
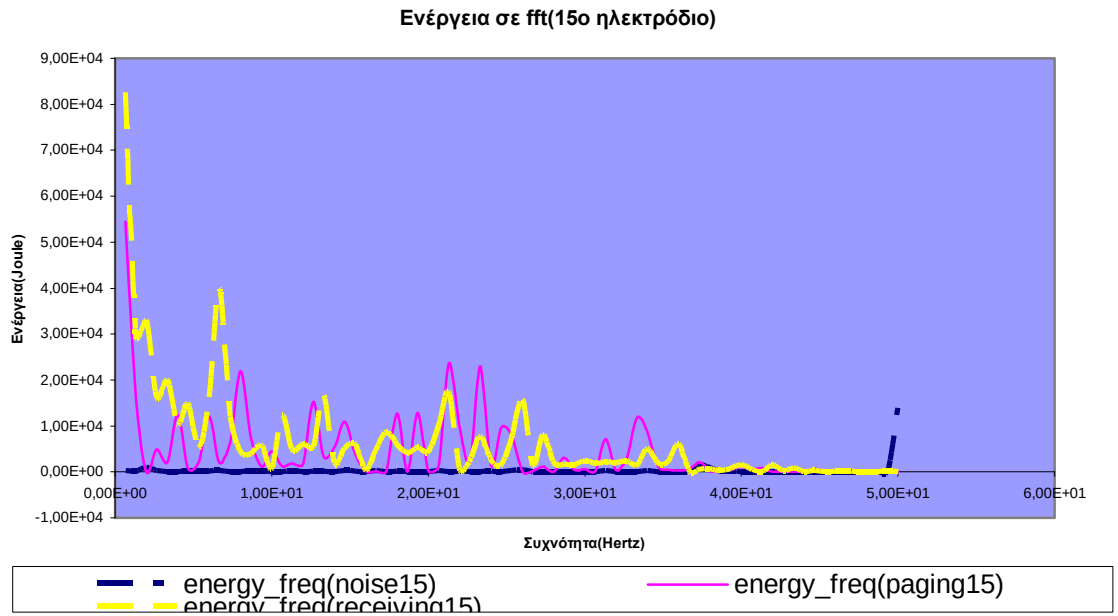
Ενέργεια σε fft(11ο ηλεκτρόδιο)

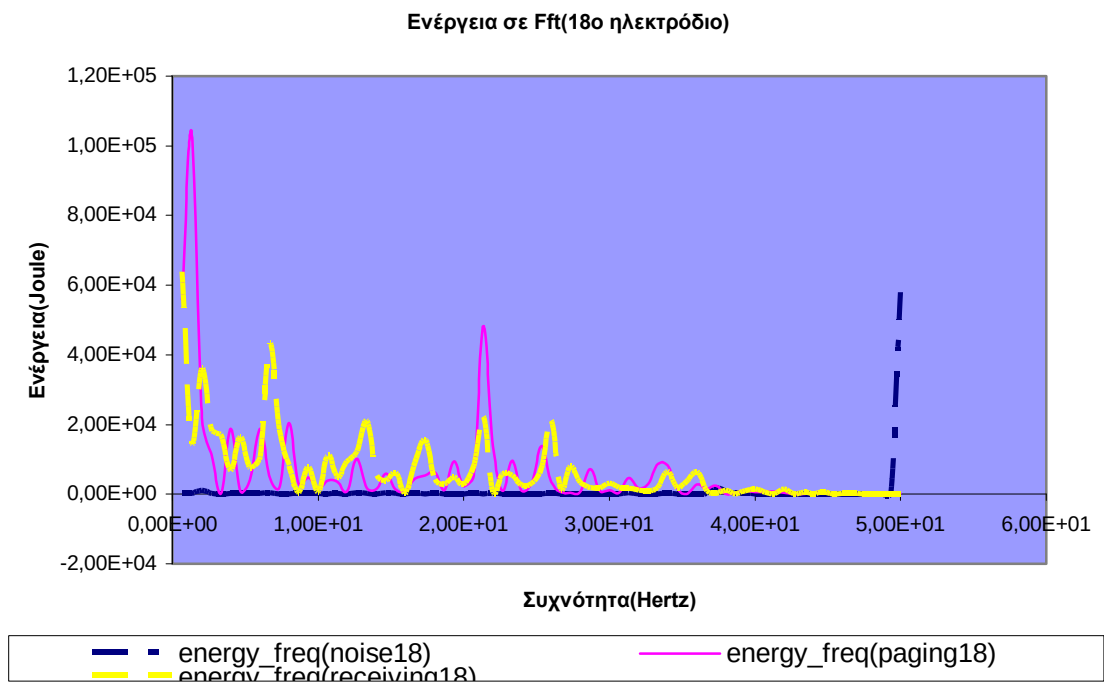
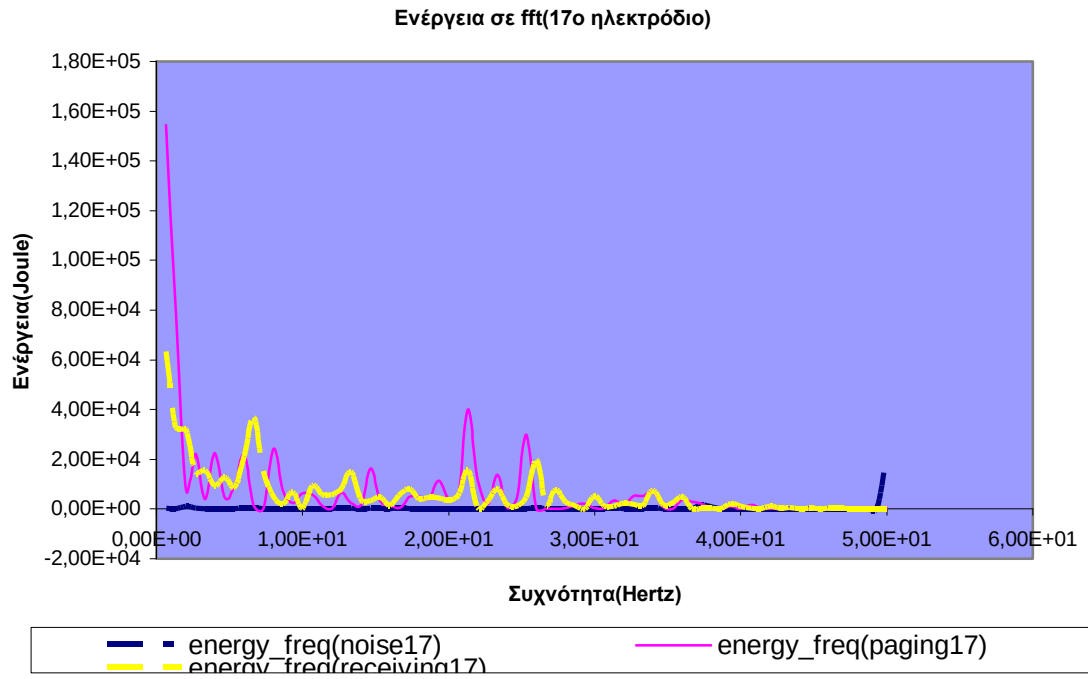


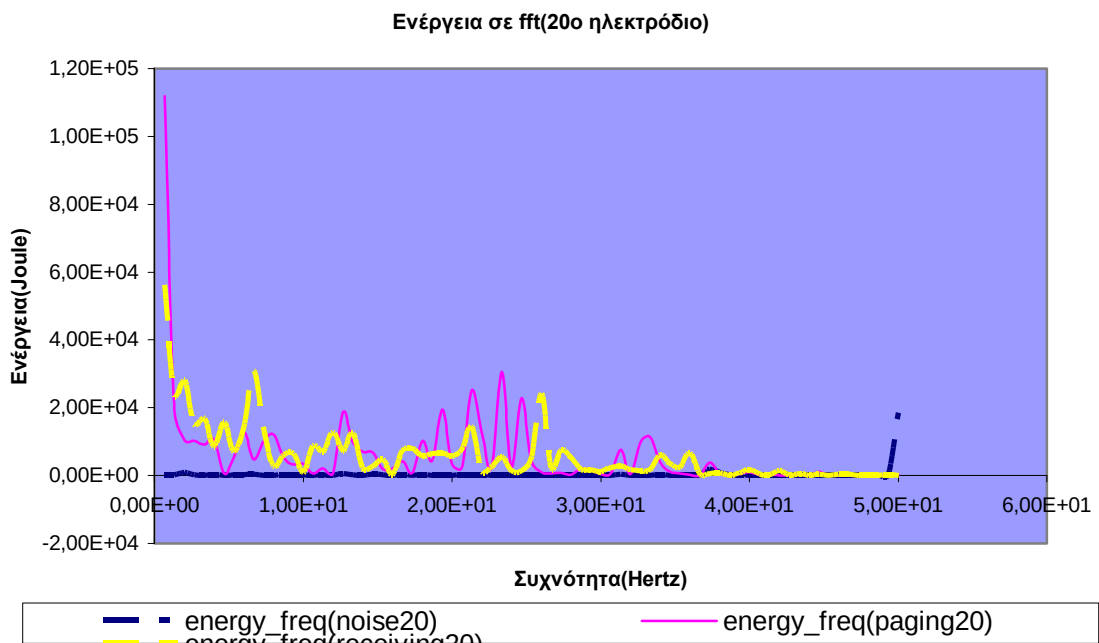
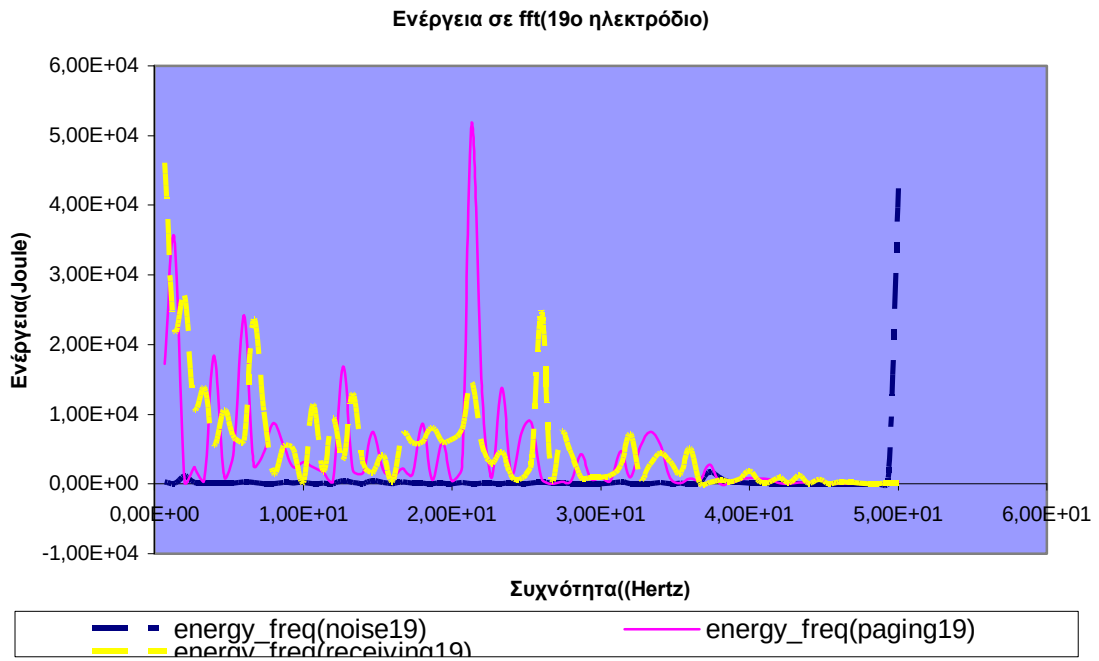
Ενέργεια σε fft(12ο ηλεκτρόδιο)

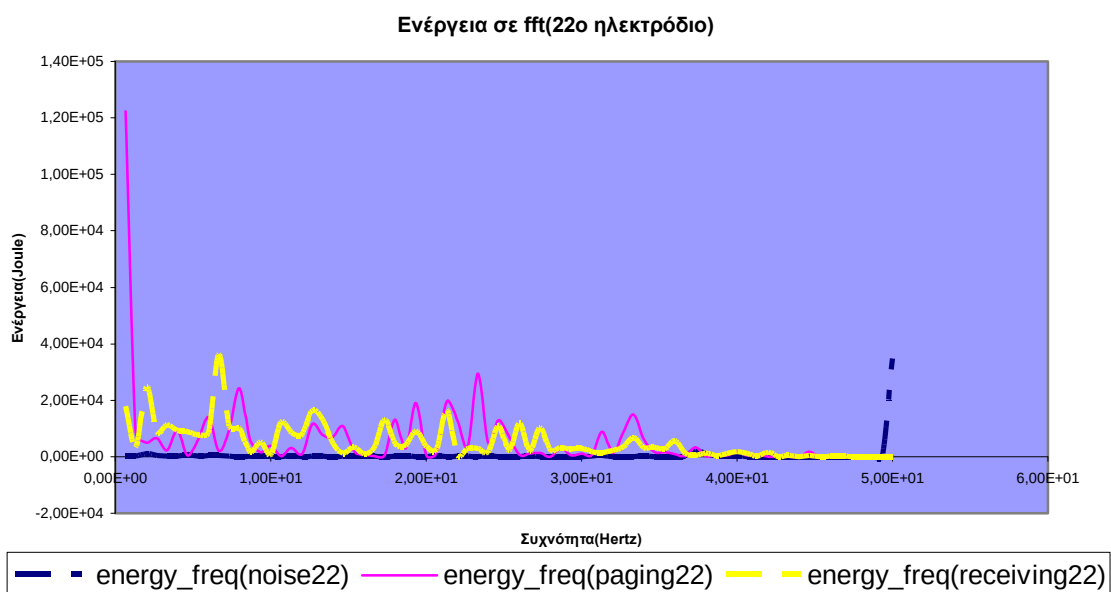
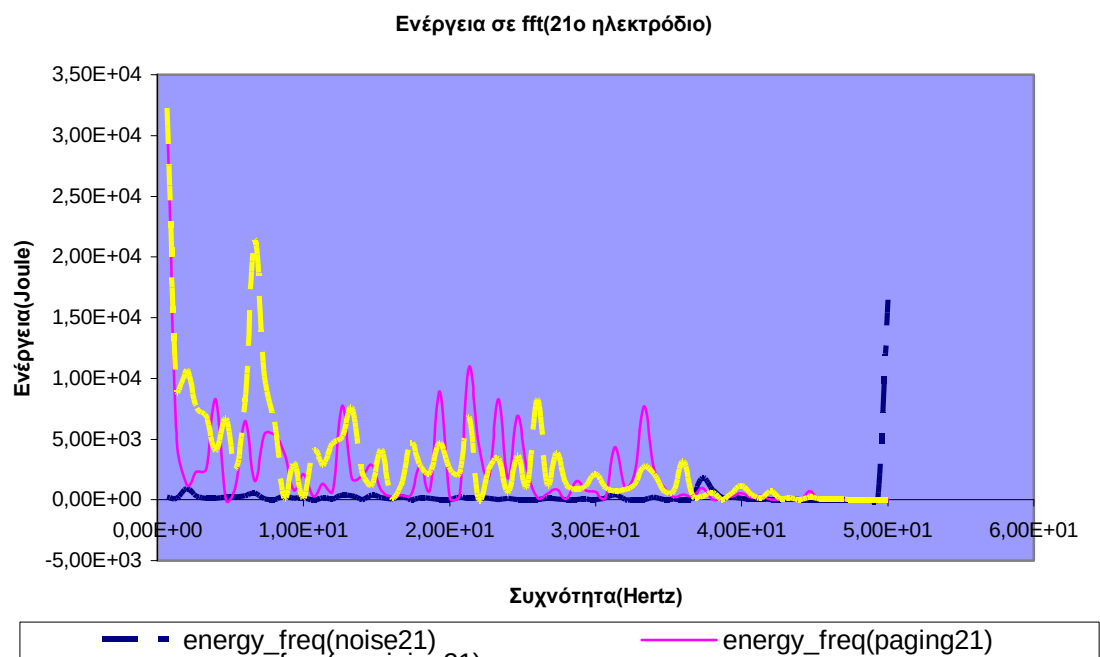


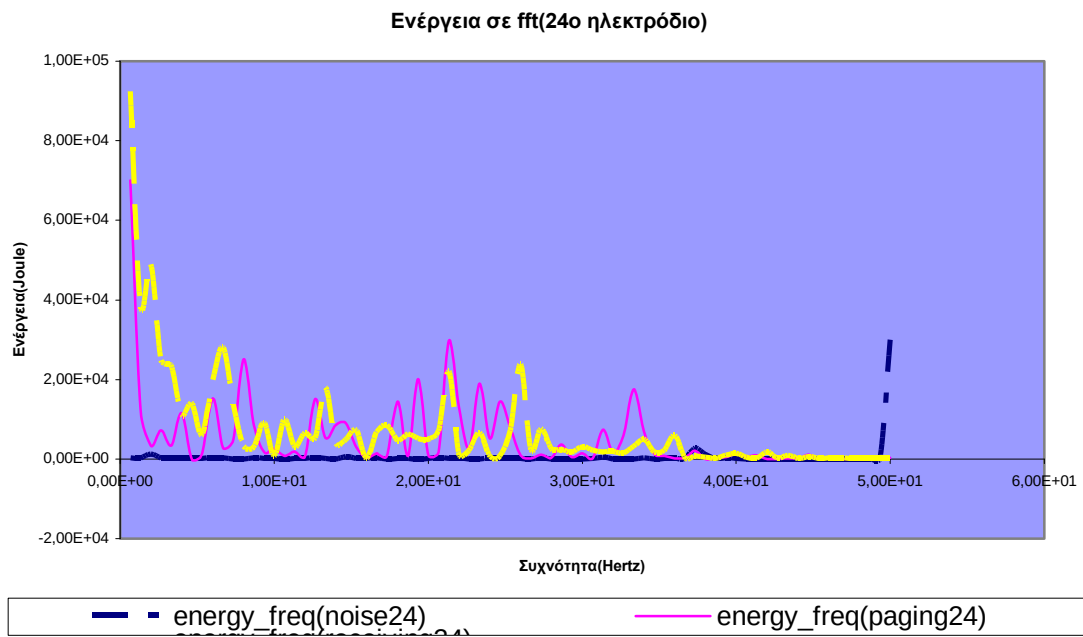
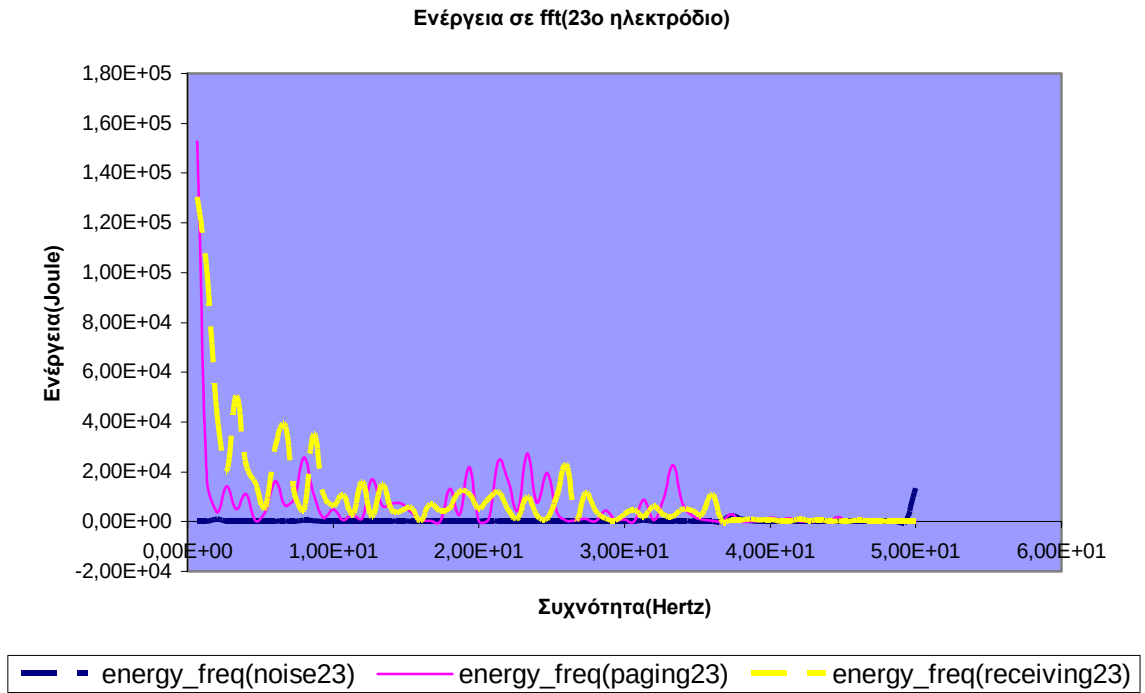


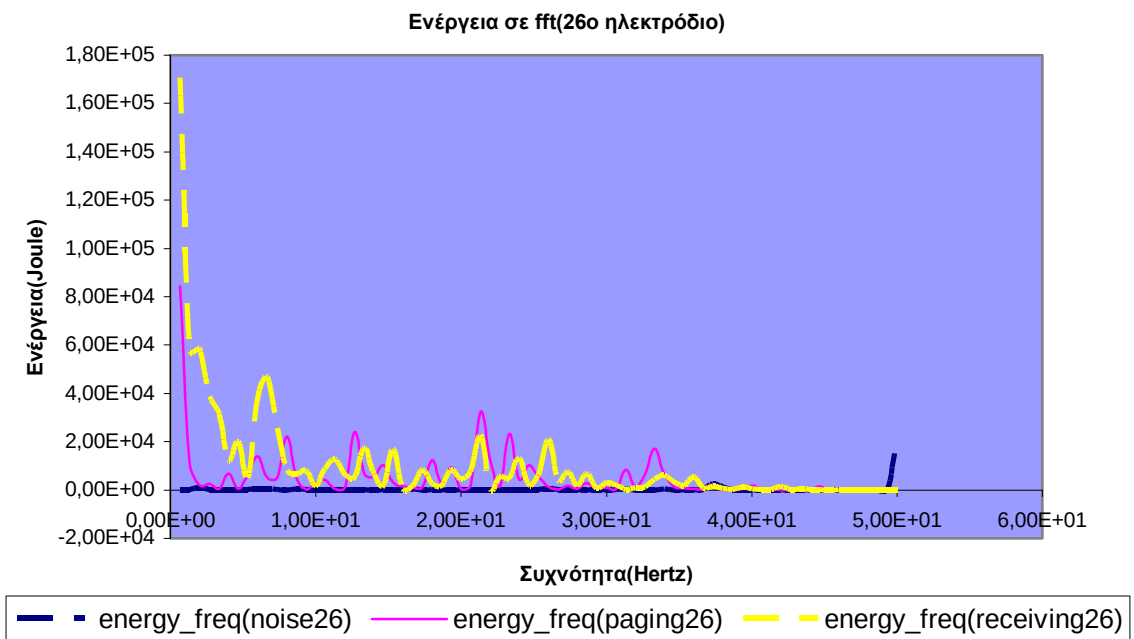
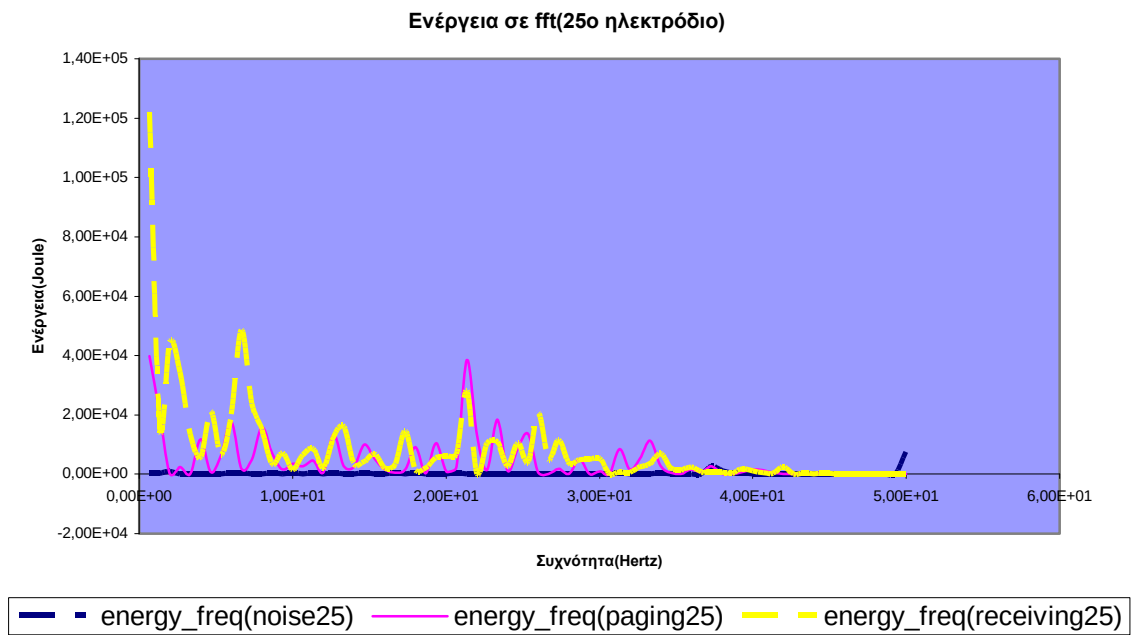


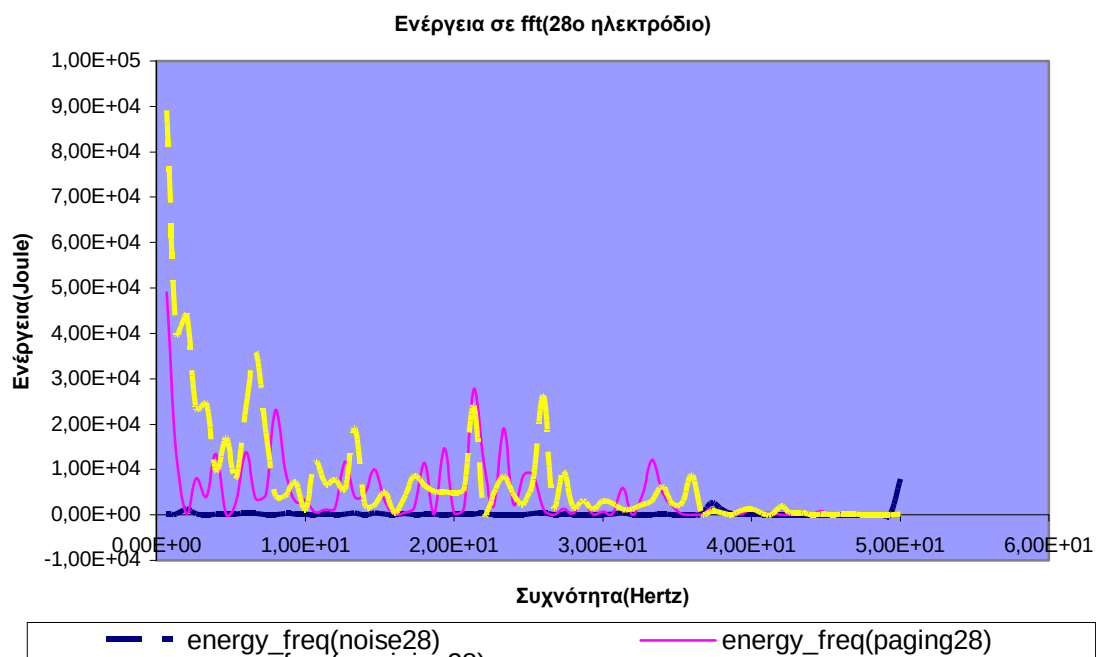
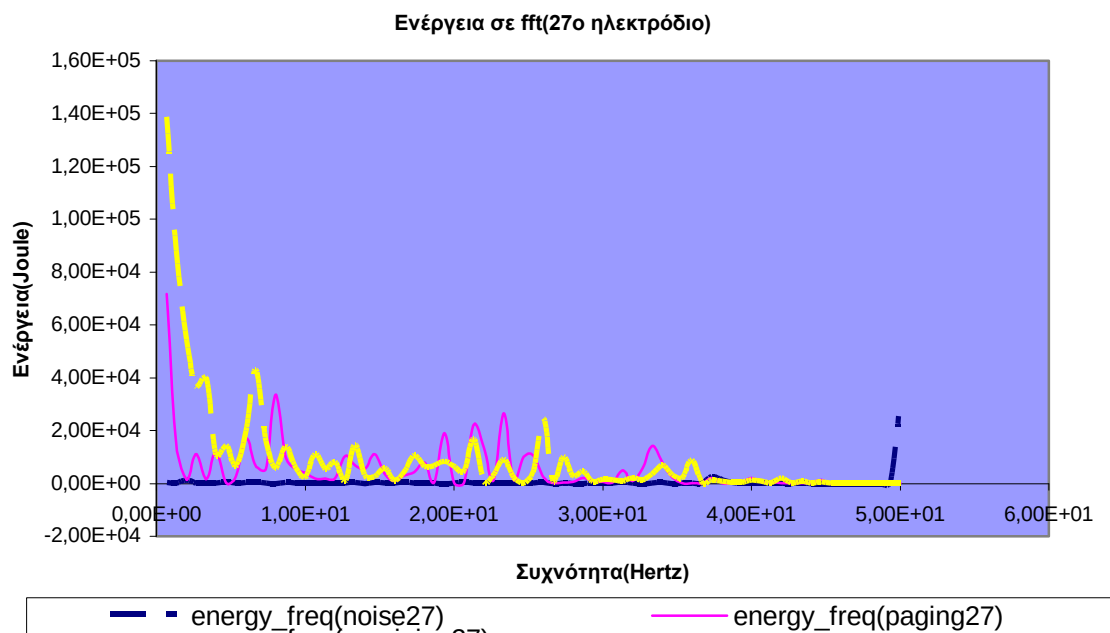


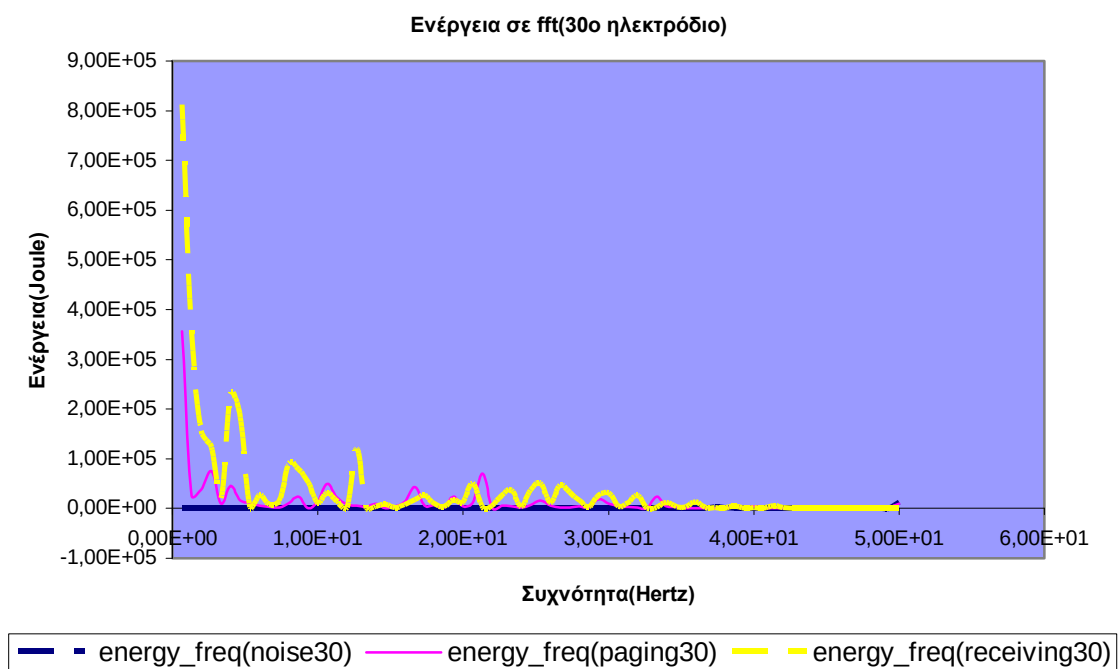
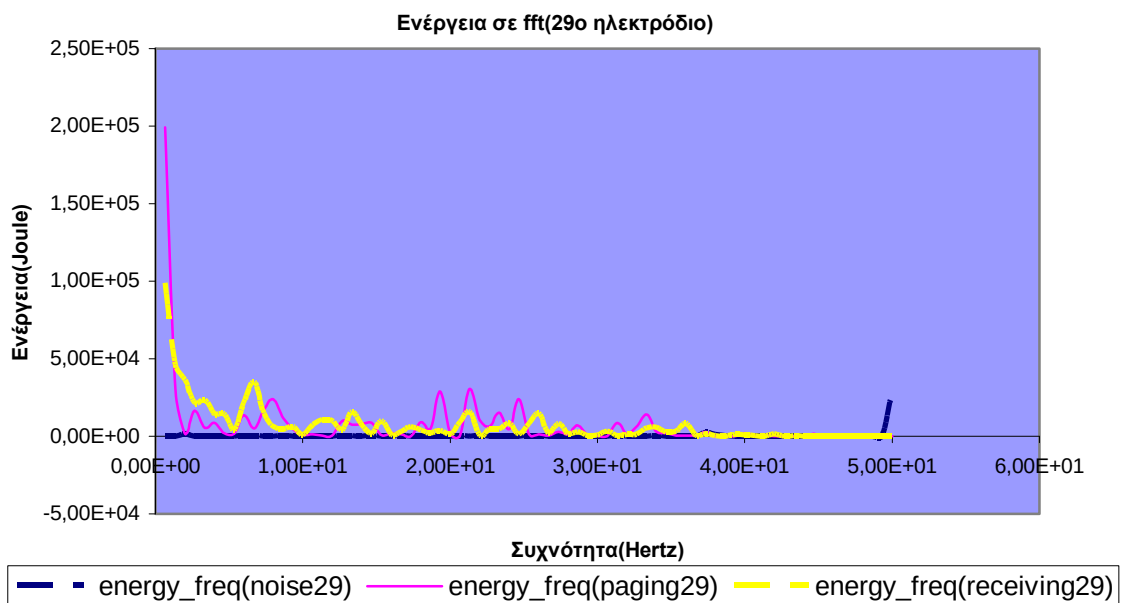


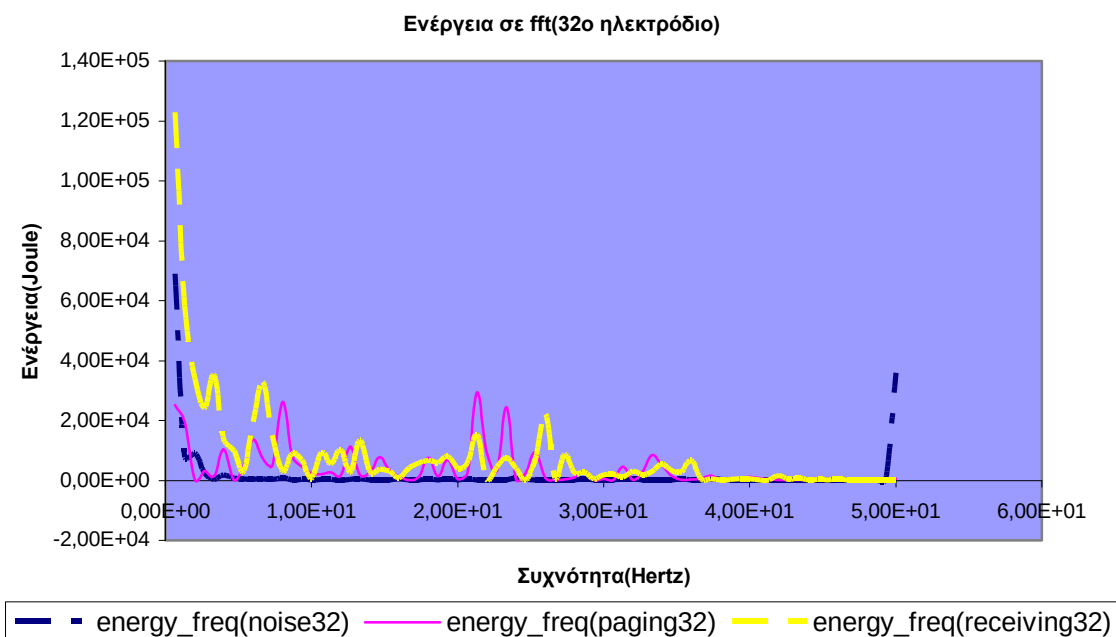
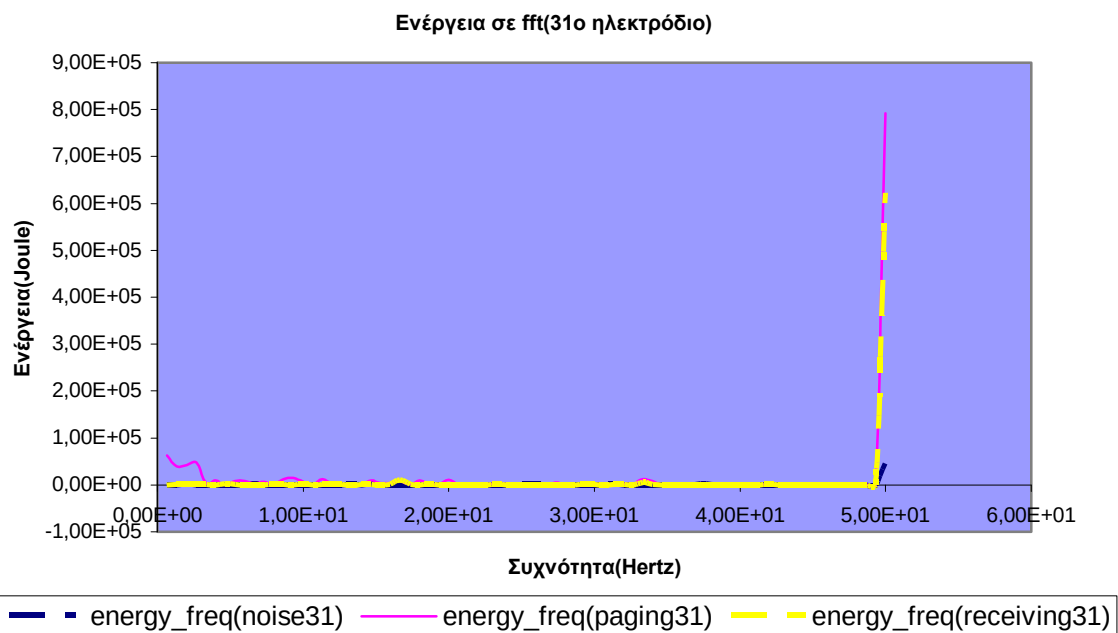








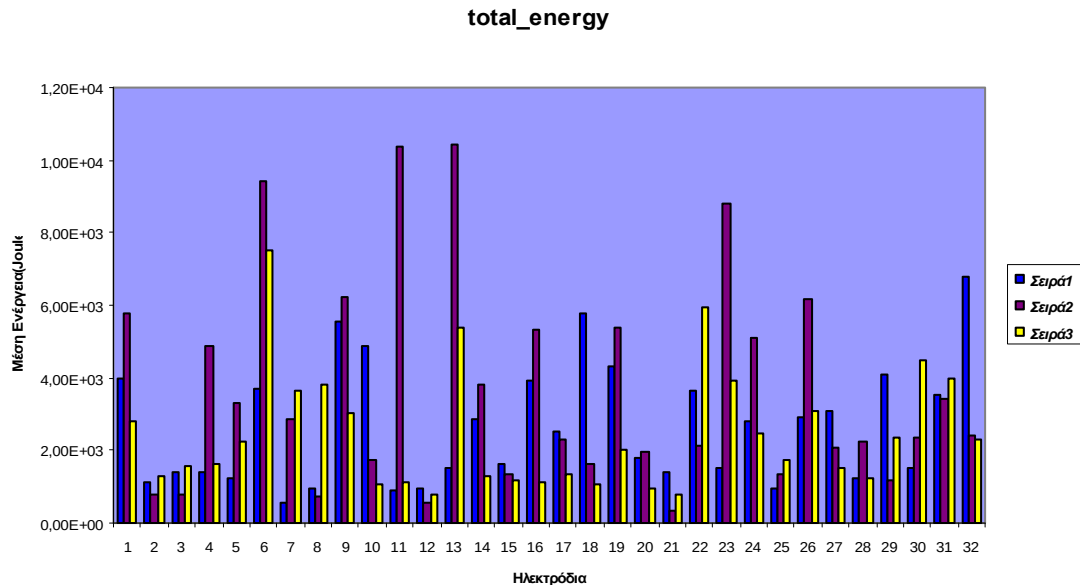




Εικόνα 7.2
Ενέργεια του κάθε ηλεκτροδίου στο πεδίο της συχνότητας και για τα τρία πειράματα μας

7.4 Σχολιασμός Αποτελεσμάτων και Συμπεράσματα

α) Μέση ενέργεια E



Εικόνα 7.1

Σχηματικό διάγραμμα για την ενέργεια των ηλεκτροδίων στα 3 πειράματα

Βασιζόμενοι στο σχηματικό διάγραμμα για την ενέργεια των ηλεκτροδίων στην εικόνα 7.1, παρατηρούμε ότι οι τιμές των ενεργειών στην περίπτωση απουσίας κινητού (noise) είναι σε πολύ κοντινά επίπεδα με τις αντίστοιχες στην περίπτωση που το κινητό δέχεται εισερχόμενη κλήση (receiving). Αντιθέτως οι ενέργειες των ηλεκτροδίων στο πείραμα κατά τη διάρκεια του οποίου το κινητό βρισκόταν σε κατάσταση αναζήτησης καναλιού (paging) χαρακτηρίζονται από υψηλότερες τιμές. Οι παραπάνω παρατηρήσεις εξηγούνται από τον τρόπο λειτουργίας του κινητού τηλεφώνου.

Όταν το κινητό πραγματοποιεί διαδικασία αναζήτησης καναλιού, ώστε να μπορέσει να επικοινωνήσει στη συνέχεια με ένα σταθμό βάσης, λειτουργεί σε πλήρη ισχύ και για συνεχές χρονικό διάστημα. Αυτό συμβαίνει διότι ουσιαστικά το κινητό τηλέφωνο στέλνει συνεχώς σήματα paging σαρώνοντας μια συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων για να μπορέσει τελικά να εντοπίσει έναν ελεύθερο και κατάλληλο για μετάδοση ραδιοδιάυλο. Επομένως η ενέργεια των σημάτων είναι πολύ υψηλή και ο ηλεκτροεγκεφαλογράφος καταγράφει μεγάλες διαφορές συγκριτικά με το αρχικό σήμα.

Αντίθετα στην περίπτωση που το τηλέφωνο δέχεται εισερχόμενη κλήση, δε λειτουργεί σε πλήρη ισχύ καθώς έχει ήδη καθορισθεί ο ραδιοδιάυλος επικοινωνίας. Η μόνη λειτουργία που πραγματοποιεί το κινητό στη φάση αυτή είναι να συντονιστεί στην αντίστοιχη καθορισμένη συχνότητα. Είναι επομένως το παθητικό στοιχείο στην περίπτωση αυτή και για αυτό δεν καταναλώνει μεγάλη ισχύ και τελικά δεν επηρεάζει ιδιαίτερα την λειτουργία του ηλεκτροεγκεφαλογράφου.

β) Ενέργεια στο πεδίο της συχνότητας (fourier –FFT)

Στο πείραμα μας επεξεργαστήκαμε τα δεδομένα μας και στο πεδίο της συχνότητας με τη βοήθεια του ταχέως μετασχηματισμού Fourier (FFT). Ο μετασχηματισμός Fourier είναι ένας ορισμένος γραμμικός τελεστής που αποσυνθέτει μια συνάρτηση σε ένα συνεχές φάσμα από τις συχνότητες που την αποτελούν, ενώ η αντίστροφη μετατροπή συνθέτει μια συνάρτηση από το φάσμα αυτών των συχνοτήτων. Ο μετασχηματισμός Fourier ενός σήματος $X(t)$ μπορεί να θεωρηθεί ως το αντίστοιχο σήμα στη "περιοχή συχνοτήτων". Αυτό είναι παρόμοιο με τη βασική ιδέα των διάφορων άλλων μετατροπών Fourier συμπεριλαμβανομένης της σειράς Fourier μιας περιοδικής συνάρτησης.

Στο πεδίο της συχνότητας φαίνεται ξεκάθαρα ότι υπάρχει μεγάλη απόκλιση μεταξύ των διαδικασιών αναζήτησης και αποδοχής εισερχόμενης κλήσης σε σχέση με την περίπτωση που δεν υπάρχει κινητό στο πείραμά μας. Στην περίπτωση απουσίας κινητού το σήμα που λαμβάνει ο ηλεκτροεγκεφαλογράφος είναι αρκετά ασθενές καθώς υπάρχει μόνο θόρυβος από το περιβάλλον. Στις άλλες δύο περιπτώσεις όμως εμφανίζονται έντονες διακυμάνσεις στις γραφικές παραστάσεις. Η λειτουργία του κινητού, και στις δύο μορφές της, επηρεάζει σημαντικά το φασματικό περιεχόμενο στο εύρος 0-50 Hertz.

Η σημασία αυτής της παρατήρησης είναι μεγαλύτερη αν αναλογιστούμε τις συνθήκες υπό τις οποίες έχουν διεξαχθεί τα πειράματα, καθώς έχουμε λάβει υπόψη μας τις πειραματικές τιμές και τα πρότυπα που έχουν καθορισθεί από προηγούμενες έρευνες σχετικά με τη μέγιστη ισχύ στην οποία μπορεί να λειτουργεί το κινητό και την ελάχιστη απόσταση που οφείλεται να υπάρχει μεταξύ του πομπού και των ηλεκτρονικών-ιατρικών συσκευών. Με βάση λοιπόν τις ισχύουσες καθιερωμένες πειραματικές τιμές η μέση ισχύ του κινητού τηλεφώνου στα πειράματά μας κυμαίνεται γύρω στα 0,6 Watt με τη μέγιστη τιμή της να μην υπερβαίνει τα 2 Watt. Το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο που δημιουργείται δεν ξεπερνάει την κρίσιμη τιμή των 10V/m ενώ η απόσταση στην οποία τέθηκε ο τηλεπικοινωνιακός πομπός ως προς τον ηλεκτροεγκεφαλογράφο δεν ήταν μικρότερη των 50 εκατοστών. Οι πρότυπες αυτές τιμές έχουν καταγραφεί αναλυτικά στο 4^ο κεφάλαιο. Παρατηρούμε λοιπόν ότι ενώ ακολουθήσαμε όλους τους περιορισμούς που τίθενται από τα πρότυπα και τους κανονισμούς EMC παγκοσμίως, το σήμα του ηλεκτροεγκεφαλογράφου επηρεάζεται σημαντικά από την όποια λειτουργία κινητού τηλεφώνου στο εγγύς περιβάλλον. Συγκεκριμένα επηρεάζονται έντονα συχνότητες του ΗΕΓ που χρησιμοποιούνται από τους γιατρούς κάτι που σημαίνει πως υπάρχει μεγάλη πιθανότητα να επηρεάζονται σημαντικά οι διαγνώσεις που σχετίζονται με τις αντίστοιχες συχνότητες καταγραφής. Αυτό δηλώνει ότι τα πρότυπα και οι κανονισμοί που έχουν καθορισθεί παγκοσμίως σε σχέση με την ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα (EMC) δε διαφυλάσσουν απόλυτα την σωστή και αξιόπιστη λειτουργία των ιατρικών συσκευών αφού υπάρχουν ακόμα ενδεχόμενα για ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές τα οποία όπως φαίνεται μέχρι στιγμής δε μπορούμε να μηδενίσουμε παρά μόνο επιδιώκουμε τη συνεχή ελαχιστοποίησή τους.

Για περαιτέρω ανάλυση των αποτελεσμάτων των μετρήσεών μας πραγματοποιήσαμε , για κάθε ηλεκτρόδιο και για τα ζεύγη noise-paging και noise-receiving ,το στατιστικό έλεγχο ttest() που μας γνωστοποιεί το στατιστικό δείκτη t για τα εκάστοτε δείγματα. Παρατηρούμε ότι ο δείκτης t παίρνει τιμές αρκετά μικρότερες από το όριο του 5% στη συντριπτική πλειοψηφία των ζευγών noise-paging και noise-receiving των 32 ηλεκτροδίων ,καθώς οι περισσότερες τιμές κυμαίνονται στην τάξη του 10^{-6} και 10^{-7} . Συγκεκριμένα η σημαντικότητα του στατιστικού ελέγχου ttest επαληθεύεται στα 29 ηλεκτρόδια από τα 32 συνολικά, ενώ στα υπόλοιπα 3 η υπολογιζόμενη πιθανότητα υπερβαίνει το όριο του 0,05. Αυτό συμβαίνει στο ζεύγος noise-paging του ηλεκτροδίου 11, στα ζεύγη noise-paging και noise-receiving του ηλεκτροδίου 31 και τέλος στο ζεύγος noise-paging του ηλεκτροδίου 32.

Επειδή η συντριπτική πλειοψηφία λοιπόν των ηλεκτροδίων (29 στο σύνολο των 32) χαρακτηρίζεται από σημαντικότητα ,καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι η προσπάθεια μας να δούμε αν επηρεάζεται το σήμα του ηλεκτροεγκεφαλογράφου από την παρουσία κινητού τηλεφώνου είναι άκρως επιτυχημένη καθώς τα αποτελέσματα είναι αξιόπιστα με μεγάλη βαρύτητα κι ανταποκρίνονται σε πραγματικές καταστάσεις . Υπάρχουν βέβαια και οι περιπτώσεις, όπως αναφέραμε λίγο παραπάνω , που ο στατιστικός δείκτης t υπολογίστηκε μεγαλύτερος από 0.05 . Αυτό δε μας απασχολεί ιδιαίτερα όμως ,ούτε θεωρούμε ότι μπορεί να κρίνει μη αξιόπιστα τα πειράματά μας καθώς οι περιπτώσεις αυτές είναι ελάχιστες σε σχέση με το σύνολο. Εξάλλου οι τιμές του στατιστικού δείκτη t στα συγκεκριμένα δείγματα δεν έχουν πολύ μεγάλη απόκλιση από την τιμή 0.05 και πιθανότατα οφείλεται σε θόρυβο που δεν μπορεί να ελεγχτεί και να περιοριστεί περισσότερο .Ο θόρυβος εξάλλου δεν είναι δυνατόν να εξαλειφθεί τελείως και πάντα σε κάθε πείραμα μας ενδιαφέρει η πλειοψηφία των τιμών και όχι το απόλυτο σύνολο ,ενώ αναμένουμε να υπάρχουν πάντα και κάποιες αποκλίσεις. Ήταν αναμενόμενο ότι και στο συγκεκριμένο πείραμα θα εμφανιζόταν θόρυβος παρά το γεγονός ότι τα πειράματα διεξήχθησαν σε αηχοϊκό θάλαμο ώστε να περιοριστεί κάθε τέτοιο είδος φαινομένου , για αυτό και δεν μας προβλημάτισαν τα αποτελέσματα αυτά που απέκλιναν από τη συνολική εικόνα .

8 Αναφορές και Βιβλιογραφία

- [1] Directive of the Council of May 3, 1989 for the harmonization of the legal regulations of the member states concerning electromagnetic compatibility (89/336/EEC)
- [2] Law on the electromagnetic compatibility of devices (EMVG) of November 9, 1992 supplemented by “First law for the amendment of the law on electromagnetic compatibility of devices (1. EMVGÄndG)” of August 30, 1995
- [3] Directive of the Council of June 14, 1993 concerning medical devices (93/42/EEC) (MDD)
- [4] The EC Medical Directive 93/42/EEC – Official Journal L169-1993.
- [5] The EC Active Implantable Medical Directive 90/385/EEC – Official Journal L189-1990.
- [6] The In Vitro Diagnostic Medical Devices Directive 98/79/EC – Official Journal L331-1998.
- [7] EN60601-1-2:2001 – Medical Equipment Part 1-2: General requirements for safety Collateral standard: Electromagnetic compatibility – Requirements and tests.
- [8] EN55011 1998 (+ Amendment A2:2002) – Industrial, scientific and medical (ISM) radio frequency equipment – Radio disturbance – Characteristics – Limits and methods of measurement.
- [9] IEC 801 series standards (EN 61000-4-2, EN 61000-4-3, EN61000-4-4, EN61000-4-5, EN61000-4-6, EN61000-4-8 and EN61000-4-11).
- [10] J Gardner, ‘Practical problems of electrosurgery’, IEE Colloq. on ‘Electromagnetic interference in hospitals’, Digest no. 1994/190, sec. 6, 1994.
- [11] Robert Nelson and Hualiang Ji, ‘Electric field strengths created by electrosurgical units’, IEEE Int. Symp. EMC, p. 366, 1994.
- [12] M P Robinson, I D Flintoft and A C Marvin 1997. ‘Interference to medical equipment from mobile phones’ *J. Med. Eng. Technol.* 21 pp 141-146
- [13] Medical Devices Agency, ‘Emergency service radios and mobile data terminals: compatibility problems with medical devices’, MDA DB1999(02), 1999.
- [14] Robert Higginson, ‘Are you hearing me? An aid for the disabled lacking EMC protection’, UK EMC Journal p. 14, June 1998.
- [15] I D Flintoft, M P Robinson, S J Porter and A C Marvin 2000. ‘Addressing the risks of EMC problems with mobile radio transmitters’ *Compliance Eng.* **17**, Sept./Oct. pp 30-38.

- [16] M P Robinson¹, D Bozec² and C A Marshman² 'Healthcare Engineering and Electromagnetic Compatibility' Healthcare Engineering: Latest Developments and Applications; I Mech E, London, 25-26 Nov 2003
- [17] R. Sitzmann 'Electromagnetic Compatibility in Medical Engineering' Siemens AG, Medical Engineering Group, Erlangen
- [18] R Railton, G D Currie, G A Corner and A L Evans, 'Malfunction of medical equipment as a result of mains borne interference', 8th Int. Conf. EMC, Edinburgh, UK, p49, 1992.
- [19] Medical Devices Agency, 'Electromagnetic Compatibility of Medical Devices with Mobile Communications', MDA DB 9702, 1997.
- [20] *Philip F. Keebler, M.S.E.E. and Kermit O. Phipps, C.E.T., EPRI PEAC Corporation* Characterizing Electromagnetic Environments in Health Care Facilities: The Effects of Electromagnetic Interference
- [21] Morrissey, Joseph James; Swicord, Mays; Balzano, Quirino, "CHARACTERIZATION OF ELECTROMAGNETIC INTERFERENCE OF MEDICAL DEVICES IN THE HOSPITAL DUE TO CELL PHONES", Health Physics. 82(1):45-51, January 2002
- [22] Joseph James Morrissey, Mays Swicord, and Quirino Balzano 'CHARACTERIZATION OF ELECTROMAGNETIC INTERFERENCE OF MEDICAL DEVICES IN THE HOSPITAL DUE TO CELL PHONES'
- [23] Lan Ung' and Monique Frize, P.Engl² 'Exploring Current Risks of Mobile Telephony in Hospital and Clinical Environments' Proceedings of the 25' Annual Intemaional Conference of the IEEE EMBS Cancun, Mexico * September 17-21,2003
- [24] 'Banana Skins', UK EMC Journal, vol. 15, p. 8, February 1998.
- [25] Jeffrey L Silberberg, 'Performance degradation of electronic medical devices due to electromagnetic interference', Compliance Engineering vol. 10 p. 25 1993.
- [26] *R.D. Leach and M.B. Alexander, 'Editor* Electronic Systems Failures and Anomalies Attributed to Electromagnetic Interference' NASA Reference Publication 1374
- [27] Joe Morrissey ' Wireless communication and medical device EMI in the hospitals' Motorola Labs
- [28] <http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfm/dr/search.CFM>
- [29] Tri, Jeffrey L; Severson, Rodney P; Firl, Allen R; Hayes, David L; Abenstein, JohnP 'Cellular Telephone Interference With Medical Equipment '

[30] Μιχάλης Ν. Καλοχριστιανάκης ‘Προσομοίωση Συστήματος Επικοινωνίας Software Radio’

[31] <http://www.wikipedia.com/>

[32] M. van den Braak , ‘Voice-over IP implementation on a Field Programmable Gate Array’

[33] Chariton D.Melisaris,’ MONITORING AND MEASUREMENT OF GSM MOBILE TELEPHONY SIGNALS’

[34] ‘Introduction to GSM and GSM Mobile RF Transceiver Derivation’ Jun 1, 2003 By Paul Kimuli ,
http://rfdesign.com/mag/radio_introduction_gsm_gsm/

[35] A Brief Overview of GSM, by [John Scourias](#), *U of Waterloo*,
<http://kbs.cs.tu-berlin.de/~jutta/gsm/js-intro.html/>

[36] www.techmind.org/gsm/

[37] ‘T-61.246 Digital Signal Processing and Filtering - GSM Codec’
Kristo Lehtonen

[38]<http://www.commsdesign.com/showArticle.jhtml;jsessionid=IGC5QQPQNSUNSQSNDLPSKH0CJUNN2JVN?articleID=16501605>

[39] ‘ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY BETWEEN SIMULATED GSM BASE STATION AT 1800 MHZ AND EEG SIGNALS.’Pragiatis Lazaros, Sotiriou Apostolos, Nanou Elena, Kapareliotis Evangelos, Tsiafakis Vasileios, Papageorgiou Charalabos, Capsalis Christos

9 Συντομεύσεις

AIMD	Active Implantable Medical Devices Directive
AMPS	Advanced Mobile Phone System
ANSI	American National Standards Institute
APCM	Adaptive Pulse-Code Modulation
ARIB	Association of Radio Industries&Business
CDMA	Code Division Multiple Access
CDRH	Center for Devices&Radiological Health
CRC	Cycle Redundancy Check
DAQ	Data Acquisiton Card
DCS	Digital Cellular System
ECG	Electrocardiograph
EDGE	Enhanced Data rates for GSM Evolution
EEG	Electroencephalograph
EIRP	Effective Isotropic Radiated Tower
EM	Electromagnetic
EMC	Electromagnetic Compatibility
EMF	Electromagnetic Force
EMI	Electromagnetic Interference
EPSP	Excitatory Postsynaptic Potential
ETSI	European Telecommunications Standards Institute
FDA	Food&Drug Administration
FDMA	Frequency Division Multiple Access
FFT	Fast Fourier Transform
FSK	Frequency Shift Keying
GMSK	Gaussian Minimum Shift Keying
GPRS	General Packet Radio Service
GSM	Global System of Mobile Communications
HCI	Health Care Initiative
HSCS	High Speed Circuit Switching
HVAC	Health,Ventilating&Air Conditioning
IEC	International Electrotechnical Commission
IEEE	Institute of Electrical&Electronics Engineers
i-DEN	Integrated Digital Enhanced Network
ISI	Intersymbol Interference
ITU	International Telecommunications Union
IPSP	Inhibitory Postsynaptic Potential
ISM	Industrial,Scientific&Medical radio bands
IVDD	In Vitro Diagnostic Directive
LAN	Local Area Network
LTP	Long Term Predictor
MDA	Medical Device Agency
MDB	Medical Device Bureau
MDD	Medical Devices Directive
MDR	Medical Devices Recording
MSK	Minimum Shift Keying
NMT	Nordic Mobile Telephohe
OJEC	Official Journal of European Community
PCM	Pulse-Code Modulation

PPC	Pacific Digital Cellular
QoS	Quality of Service
RF	Radio Frequency
RFI	Radio Frequency Interference
RPE-LPC	Regular Pulse Excited-Linear Predictive Coder
SNR	Signal-to-Noise Ratio
TACS	Total Access Communication System
TDMA	Time Division Multiple Access
TIA	Telecommunications Industry Association
UWCC	Universal Wireless Communications Consortium
VCO	Voltage-Control Oscillator
VDE	Verband Deutscher Elektrotechniker
WAN	Wireless Area Network
WLAN	Wireless Local Area Network