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

Επίδραση ακτινοβολίας κινητού τηλεφώνου στα εγκεφαλικά σήματα του ανθρώπου και ιατρικές εφαρμογές του μετασχηματισμού wavelet

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΙΩΑΝΝΗΣ Σ. ΠΑΝΑΓΙΩΤΟΠΟΥΛΟΣ

Επιβλέπων : Χρήστος Καψάλης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιανουάριος 2005

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

Επίδραση ακτινοβολίας κινητού τηλεφώνου στα εγκεφαλικά σήματα του ανθρώπου και ιατρικές εφαρμογές του μετασχηματισμού wavelet

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΙΩΑΝΝΗΣ Σ. ΠΑΝΑΓΙΩΤΟΠΟΥΛΟΣ

Επιβλέπων : Χρήστος Καψάλης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την Ιανουαρίου 2005.

.....	.....	.....
Χρήστος Καψάλης	Φίλιππος Κωνσταντίνου	Δήμητρα Κακλαμάνη
Καθηγητής Ε.Μ.Π.	Καθηγητής Ε.Μ.Π.	Επίκουρος Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιανουάριος 2005

.....

ΙΩΑΝΝΗΣ Σ. ΠΑΝΑΓΙΩΤΟΠΟΥΛΟΣ

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

Copyright © Ιωάννης Σ. Παναγιωτόπουλος

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.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η καταγραφή και ταξινόμηση ερευνών που αφορούν τις ψυχοσωματικές επιδράσεις της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που εκπέμπεται από τα κινητά τηλέφωνα στον άνθρωπο καθώς και η καταγραφή μελετών σχετικών με την επεξεργασία εγκεφαλικών σημάτων με τη μέθοδο των wavelets. Η αναζήτηση των μελετών αυτών έγινε κυρίως μέσω του Διαδικτύου.

Το πρώτο μέρος μέρος της εργασίας περιλαμβάνει κάποια βασικά στοιχεία της θεωρίας της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας και τις έρευνες που βρέθηκαν σχετικά με την επίδραση της ακτινοβολίας των κινητών στο εγκεφαλικό σήμα, τη μνήμη και τη διανοητική λειτουργία. Στο τελευταίο κεφάλαιο γίνεται επίσης αναφορά στις επιπτώσεις που φαίνεται να έχει η χρήση κινητών τηλεφώνων στη συμπεριφορά και το νευρικό σύστημα των ατόμων.

Στο δεύτερο μέρος αναπτύσσονται αρχικά και με μαθηματικοποιημένο τρόπο τα κύρια μέρη της θεωρίας του μετασχηματισμού wavelet ενώ η εργασία κλείνει με την παρουσίαση δύο ενδεικτικών ιατρικών εφαρμογών των wavelets.

Λέξεις Κλειδιά: Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ), ηλεκτρομαγνητική (Η/Μ) ακτινοβολία, κινητό τηλέφωνο, επίδραση ακτινοβολίας, wavelets.

ABSTRACT

The aim of this study is the recording and the classification of researches related to the psychosomatic effects of the electromagnetic radiation which is emitted from mobile phones as well as the recording of studies related to the brain signal processing by wavelets. The research of those studies was made mainly though the Internet.

The first part of the study includes the basic elements of the theory of electroencephalography and the researches related to the effects of mobile phone radiation on the brain signals, memory and cognitive function. In the last chapter the effects of the use of mobile phones on human neurobehavioral functions are also reported.

In the second part we primarly develop the main parts of the wavelet transformation theory while the study is completed with the presentation of two indicative medical applications of the wavelet method.

Keywords: Electroencephalogram (EEG), electromagnetic radiation, mobile phones, radiation effects, wavelets.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ 10

ΜΕΡΟΣ Ι

ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΚΙΝΗΤΟΥ ΤΗΛΕΦΩΝΟΥ ΣΤΑ ΣΗΜΑΤΑ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1
Λειτουργία εγκεφαλογράφου και ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα 14

1.1 Λειτουργία του εγκεφαλογράφου 14
1.2 Γενικά περί βιολογικών σημάτων 18
1.2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα 19
1.2.2 Καταγραφή του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος 20
1.2.3 Αναλογικές και ψηφιακές τεχνικές επεξεργασίας σήματος 20
1.2.4 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό 21
1.3 Χαρακτηριστικά του ηλεκτροεγκεφαλογράφου και ηλεκτροεγκεφαλική έρευνα 23

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2
Επίδραση ακτινοβολίας κινητού τηλεφώνου στο εγκεφαλικό σήμα 26

2.1 Μελέτες σχετικά με την επίδραση της ακτινοβολίας στο εγκεφαλικό σήμα ατόμων που βρίσκονται σε εγρήγορση 27
2.2 Μελέτες σχετικά με τη δραστηριότητα του εγκεφαλικού σήματος σε κατάσταση μη ακτινοβόλησης 43
2.3 Μελέτες σχετικά με τη δραστηριότητα του εγκεφαλικού σήματος κατά τη διάρκεια του ύπνου 44
2.4 Συγκεντρωτικός πίνακας διάφορων ερευνών που πραγματοποιήθηκαν κατά την περίοδο 1978-2000 46

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3
Επίδραση ακτινοβολίας κινητού τηλεφώνου στη μνήμη και τη διανοητική λειτουργία 49

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4
Επίδραση ακτινοβολίας κινητού τηλεφώνου στη συμπεριφορά και το νευρικό σύστημα – υποκειμενικά συμπτώματα 53

4.1 Μελέτες σχετικά με την επίδραση της ακτινοβολίας στη λειτουργία του νευρικού συστήματος 54

4.2 Μελέτες σχετικά με την επίδραση της χρήσης κινητού στην οπτική προσοχή 55
4.3 Αναφορές υποκειμενικών συμπτωμάτων ατόμων που έκαναν χρήση κινητού 57

ΜΕΡΟΣ ΙΙ
ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ WAVELET ΚΑΙ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1
Στοιχεία θεωρίας μετασχηματισμού wavelet 60

1.1 Τι είναι τα wavelets; 60
1.2 Η λειτουργία των wavelets 62
1.2.1 Το Haar wavelet 62
1.2.2 Η πολυδιαχωριστική ανάλυση του Mallat, φίλτρα, ευθύς και αντίστροφος μετασχηματισμός wavelet 66
1.2.2.1 Η πολυδιαχωριστική ανάλυση του Mallat 67
1.2.2.2 Η επεξεργασία σήματος 68
1.3 Μέθοδοι κατωφλίωσης 72
1.3.1 Αυστηρή κατωφλίωση 73
1.3.2 Ελαστική κατωφλίωση 74
1.3.3 Γενική κατωφλίωση 75

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2
Ιατρικές εφαρμογές των wavelets 76

2.1 Ανάλυση εγκεφαλικού σήματος με wavelets 76
2.1.1 Εισαγωγή 76
2.1.2 Ειδικά προβλήματα σχετικά με την ανάλυση ηλεκτροεγκεφαλικών δεδομένων.....77
2.1.3 Ο μετασχηματισμός wavelet, μία αποδοτική τεχνική επεξεργασίας 78
2.2 Η εφαρμογή της μεθόδου wavelet στην ανάλυση των προκλητών δυναμικών των ανθρώπων 81
2.2.1 Εισαγωγή 81
2.2.2 Μέθοδοι 82

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ 97

ΣΧΗΜΑΤΑ – ΠΙΝΑΚΕΣ

ΜΕΡΟΣ Ι

Σχήμα 1.1 Ηλεκτρόδιο 15
Σχήμα 1.2 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων σύμφωνα με το σύστημα 10/20 16
Σχήμα 1.3 Τεχνική δειγματοληψίας αναλογικού σήματος 22
Πίνακας 1.4 Οι κυριότεροι εγκεφαλικοί ρυθμοί 23
Σχήμα 1.5 Καταγραφή ΗΕΓ όπου κυριαρχεί ο α ρυθμός 25
Σχήμα 2.1 Στιγμιότυπο από το ταλαντοσκόπιο 28
Σχήμα 2.2 Χάρτης Η/Μ πεδίου κινητού 29
Σχήμα 2.3 ΗΕΓ χωρίς και με τη χρήση τηλεμετρικού συστήματος 30
Σχήμα 2.4 Απεικόνιση δραστηριότητας αργών κυμάτων 31
Σχήμα 2.5 Χαρτογράφηση δραστηριότητας αργών κυμάτων σε συνάρτηση με την ακτινοβολία 32
Σχήμα 2.6 Γράφημα του FFT μετασχηματισμού 34
Σχήμα 2.7 Στατιστική ανάλυση του ΗΕΓ σε σχέση με τους τέσσερις ρυθμούς 34
Πίνακας 2.8 Η διαδικασία του πειράματος 37
Σχήμα 2.9 Τιμές εγκεφαλικού σήματος και ο FFT μετασχηματισμός τους 38
Σχήμα 2.10 Γραφήματα διαφοράς ενεργειών των εγκεφαλικών σημάτων 39
Πίνακας 2.11 Πίνακας προσήμων των διαφορών των ενεργειών των εγκεφαλικών σημάτων 40

ΜΕΡΟΣ ΙΙ

Σχήμα 1.1 Wavelets από την οικογένεια Daubechies 61
Σχήμα 1.2 Ανάλυση δεδομένων με χρήση wavelet 62
Σχήμα 1.3 Το Haar wavelet 63
Σχήμα 1.4 Διαστολή και παράλληλες μετατοπίσεις του Haar wavelet στο [0,1) 64
Σχήμα 1.5 Συνάρτηση δεδομένων στο [0,1) 65
Σχήμα 1.6 Αλγόριθμος της wavelet ανάλυσης 70
Σχήμα 1.7 Παράδειγμα αλγόριθμου ανακατασκευής 71
Σχήμα 1.8 Δεδομένα μετά την κατωφλίωση 72

Σχήμα 1.9 Συνάρτηση αυστηρής κατωφλίωσης με λ=1 74
Σχήμα 1.10 Συνάρτηση ελαστικής κατωφλίωσης με λ=1 75
Σχήμα 2.1 Στιγμιότυπο ΗΕΓ σήματος 78
Σχήμα 2.2 Πραγματικό μέρος ενός Gauss wavelet και δύο wavelets που έχουν υποστεί διαστολή 79
Σχήμα 2.3 Εγκεφαλικό σήμα με αιχμές και αποτελέσματα της wavelet ανάλυσης 80
Σχήμα 2.4 Συναρτήσεις h(x) και h″(x) 84
Σχήμα 2.5 Διαγράμματα W 86-87
Σχήμα 2.6 Σχέση μεταξύ πλάτους του μετασχηματισμού wavelet και wavelets ημιτονοειδών σημάτων 88
Σχήμα 2.7 Μέσες καμπύλες 90
Σχήμα 2.8 Διάγραμμα W των καμπυλών διαφοράς των κατηγοριών 92
Σχήμα 2.9 Διαγράμματα περιγράμματος 93-94
Σχήμα 2.10 Διαγράμματα περιγράμματος του σχήματος 2.8 95

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας κατά τις τελευταίες δεκαετίες του προηγούμενου αιώνα διαμόρφωσε σε σημαντικό βαθμό τον τρόπο ζωής και σκέψης του ανθρώπου σε πολλά μέρη του κόσμου. Όπως ήταν φυσικό, η ανάπτυξη αυτή επηρέασε και τον τομέα της τηλεφωνίας. Στα τέλη της δεκαετίας του ’80 εμφανίστηκαν για πρώτη φορά ασύρματα κινητά τηλέφωνα τα οποία θα μπορούσε να προμηθευτεί το ευρύ κοινό. Την εποχή βέβαια εκείνη τα τηλέφωνα αυτά θεωρούνταν, περισσότερο λόγω του υψηλού κόστους τους, είδος πολυτελείας, πράγμα που καθιστούσε ανέφικτη την αγορά τους για το μεγαλύτερο κομμάτι του πληθυσμού. Σήμερα η κατοχή τους όχι μόνο δεν θεωρείται προνόμιο των λίγων, αλλά αποτελεί κατά κάποιο τρόπο μία «επιβεβλημένη» επένδυση του σύγχρονου πολίτη.

Ενώ λοιπόν η αγορά και η χρήση των κινητών αυξάνονταν με ταχύτατους ρυθμούς με τα χρόνια, ο ενθουσιασμός που είχε αρχικά εκδηλωθεί, εξελίχθηκε σε κάποιο βαθμό σε ανησυχία˙ μία ανησυχία που αφορούσε τις επιπτώσεις που θα μπορούσε να έχει η χρήση ενός τέτοιου τηλεφώνου στην υγεία του ανθρώπου. Έντονη κριτική δέχθηκε η νέα αυτή τεχνολογία και ορισμένοι έκαναν λόγο, λίγο βιαστικά ίσως, για σοβαρές και μόνιμες βλάβες που θα μπορούσαν να προκληθούν από τη χρήση της εν λόγω συσκευής. Η αλήθεια όμως είναι ότι η έρευνα για την επίδραση της ακτινοβολίας του κινητού βρίσκεται ακόμα σε αρχικό στάδιο. Ένας σχετικά μικρός αριθμός ερευνών είχε μέχρι πρότεινος πραγματοποιηθεί, άλλες βρίσκονται ήδη σε εξέλιξη ενώ πολλές ομάδες επιστημόνων σπεύδουν τώρα να μελετήσουν και να κατανοήσουν το είδος και το μέγεθος αυτών των επιδράσεων ώστε να μπορέσουν να ενημερώσουν τον κόσμο για το τι πραγματικά συμβαίνει.

Ένας λόγος που εξηγεί αυτό το αυξημένο ενδιαφέρον, είναι οι αντιφάσεις που παρουσιάστηκαν μεταξύ των αποτελεσμάτων των διάφορων ερευνών που είχαν πραγματοποιηθεί μέχρι σήμερα. Όπως θα γίνει αντιληπτό και στη συνέχεια, υπάρχει μία αδυναμία να επαναληφθούν τα ίδια ή έστω και παρόμοια αποτελέσματα ακόμα και μεταξύ ίδιων πειραμάτων, γεγονός που απασχολεί ιδιαίτερα τους επιστήμονες. Οι αντιφάσεις αυτές μπορεί να οφείλονται σε ποικίλους παράγοντες. Κάποιοι από αυτούς μπορεί να είναι οι διαφορετικές συνθήκες κάτω από τις οποίες εκτελείται ένα πείραμα, ο αριθμός των εξεταζόμενων που συμμετέχουν στο πείραμα όπως επίσης και το είδος της μεθόδου ανάλυσης των δεδομένων που χρησιμοποιεί η κάθε ομάδα επιστημόνων έτσι ώστε να βγάλει ορισμένα συμπεράσματα.

Διαφορές μεταξύ των πειραματικών συνθηκών δύο ή περισσότερων ερευνών μπορεί να οδηγήσουν σε διαφορετικά αποτελέσματα. Μεγάλη σημασία έχει η τήρηση

του επιστημονικού πρωτοκόλλου που πρέπει να ακολουθείται, διότι μία κατάσταση κατά την οποία δεν τηρείται το πρωτόκολλο ή τηρούνται μόνο ορισμένα μέρη του, μπορεί να οδηγήσει σε αλλοίωση των αποτελεσμάτων και κατά συνέπεια στην εξαγωγή λανθασμένων συμπερασμάτων.

Για να μπορέσει μία ομάδα επιστημόνων να αποφανθεί ότι τα αποτελέσματα της έρευνας της έχουν κάποια γενική ισχύ, θα πρέπει ο αριθμός των εξεταζόμενων που συμμετείχαν στη διαδικασία να έιναι ικανοποιητικός: όσο μεγαλύτερος ο αριθμός τόσο μεγαλύτερη και η γενικότητα του όποιου συμπεράσματος, χωρίς φυσικά να αναιρούνται τα όσα αναπτύχθηκαν στην προηγούμενη παράγραφο. Δυστυχώς, όπως θα δούμε και στη συνέχεια της εργασίας, σε πολλές περιπτώσεις ο αριθμός των ατόμων που εξετάστηκαν στο εκάστοτε πείραμα ήταν σχετικά μικρός. Η αδυναμία αυτή βέβαια αναγνωρίζεται σχεδόν πάντοτε από τους επιστήμονες, οι οποίοι και την επισημαίνουν πριν προβούν σε οποιαδήποτε δήλωση σε σχέση πάντα με τα αποτελέσματα της μελέτης τους.

Μία ακόμα σημαντική παράμετρος, η οποία θα πρέπει να ληφθεί υπόψη, είναι και το είδος της μεθόδου που ακολουθήθηκε για την επεξεργασία των δεδομένων. Οι μέθοδοι επεξεργασίας παρουσιάζουν πολλές φορές ουσιαστικές διαφορές μεταξύ τους και οι επιστήμονες καλούνται να επιλέξουν τη μέθοδο που είναι η πιο κατάλληλη σε κάθε περίπτωση, ανάλογα με το ποιό μέγεθος θέλουν να μελετήσουν ή να αναλύσουν. Μία λάθος εκτίμηση θα μπορούσε κάλλιστα να οδηγήσει και πάλι σε αλλοιώσεις των αποτελεσμάτων.

Τέλος, σημαντικότατος παράγοντας ο οποίος φαίνεται να αγνοείται από τους περισσότερους, είναι το ποιος χορηγεί την κάθε έρευνα. Αποτελέσματα ερευνών οι οποίες έχουν χρηματοδοτηθεί από μεγάλες εταιρίες κινητής τηλεφωνίας και που σκοπό έχουν κάθε άλλο παρά να βλάψουν τα συμφέροντα της εκάστοτε εταιρίας, θα πρέπει να βάζουν σε βάσιμες υποψίες την επιστημονική κοινότητα αλλά και τον κάθε πολίτη που ενδιαφέρεται να μάθει περισσότερα επί του θέματος και να δημιουργούν την ανάγκη για περαιτέρω και διεξοδικότερη διερεύνηση τους.

Στο πρώτο από τα δύο μέρη της παρούσας εργασίας δίνονται αρχικά στοιχεία από τη θεωρία της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας και εν συνεχεία καταγράφονται ταξινομημένες διάφορες δημοσιευμένες έρευνες σχετικές με την επίδραση της ακτινοβολίας του κινητού τηλεφώνου στον άνθρωπο. Έμφαση έχει δοθεί στο πώς επιδρά η ακτινοβολία αυτή στα σήματα του εγκεφάλου και στη γενικότερη διανοητική λειτουργία του χρήστη. Σκοπός της εργασίας δεν ήταν η συλλογή και καταγραφή όσο το δυνατόν περισσότερων ερευνών ούτε η εξαγωγή ενός τελικού και ασφαλούς συμπεράσματος, πράγμα που έτσι κι αλλιώς θα ήταν δύσκολο με βάση τα όσα γράφτηκαν προηγουμένως˙ στόχος μας ήταν η δημιουργία μιας γενικής εικόνας του

συγκεκριμένου θέματος που θα κάνει εφικτή τη δυνατότητα σύγκρισης και εκτίμησης της κατάστασης. Στο δεύτερο μέρος παρουσιάζεται η μέθοδος επεξεργασίας δεδομένων wavelet και παρατίθενται δύο ιατρικά παραδείγματα που σκοπό περισσότερο έχουν να διαφωτίσουν τον αναγνώστη σχετικά με τον τρόπο εφαρμογής του μετασχηματισμού wavelet πάνω σε ιατρικά δεδομένα.

ΜΕΡΟΣ Ι

ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΚΙΝΗΤΟΥ ΤΗΛΕΦΩΝΟΥ ΣΤΑ ΣΗΜΑΤΑ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ

1

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΟΥ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΑ [1]

1.1 Λειτουργία του εγκεφαλογράφου

Η λειτουργία του εγκεφαλογράφου στηρίζεται στην καταγραφή των διαφορών δυναμικού, οι οποίες παρουσιάζονται πάνω στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου κρανίου ως αποτέλεσμα της λειτουργίας του εγκεφάλου. Σε γενικές γραμμές μπορούμε να πούμε ότι τα δυναμικά τα οποία μετρούμε μεταξύ ηλεκτροδίων, οφείλονται σε ρεύματα ιόντων διαμέσου της κυτταρικής μεμβράνης των νευρώνων που συμμετέχουν στην εκάστοτε εγκεφαλική διεργασία. Η μέτρηση αυτών των δυναμικών είναι δυνατή επειδή ο εγκεφαλικός ιστός, οι μήνυγγες, το κρανίο και το δέρμα άγουν το ηλεκτρικό ρεύμα. Το διάγραμμα μεταβολής της ηλεκτρικής τάσης του εγκεφάλου με το χρόνο ονομάζεται ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ).

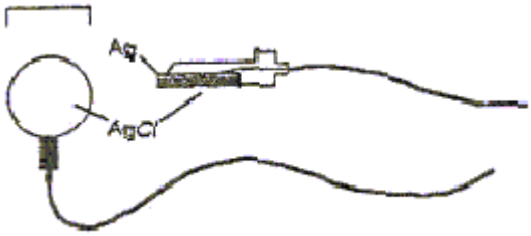
Τα κύματα του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος χαρακτηρίζονται από:

- τη συχνότητα τους
- το δυναμικό ή "εύρος"
- τη μορφή τους
- την περιοχή επιφάνειας του κρανίου από όπου συλλέγονται
- τις φυσιολογικές ή παθολογικές συνθήκες που τα συνοδεύουν

Τα μετρούμενα ηλεκτρικά σήματα είναι ασθενή, από περίπου 1 μV ως 100 μV. Εξαρχής λοιπόν υπάρχει η απαίτηση της όσο το δυνατόν μεγαλύτερης ενίσχυσης των υπό εξέταση σημάτων και μόνο αυτών, καθώς και της πυκνότερης κάλυψης του κεφαλιού με απαγωγά ηλεκτρόδια. Κατ' αυτόν τον τρόπο αναμένεται ότι θα έχουμε μία ουσιαστική απεικόνιση-αντανάκλαση της εγκεφαλικής δραστηριότητας που θέλουμε να μελετήσουμε.

Το πρώτο στάδιο στην εξαγωγή των σημάτων του ΗΕΓ αποτελούν τα ηλεκτρόδια, οι αισθητήρες του συστήματος, οι οποίοι μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων μέσα στο ανθρώπινο σώμα σε ρεύμα ηλεκτρονίων μέσα στα καλώδια, τα οποία μετά οδηγούν αυτό το ρεύμα σε επόμενα στάδια επεξεργασίας. Η επαφή τους με το ρεύμα γίνεται

μέσω μιας κολλώδους ουσίας ή μέσω ενός μικρού δακτυλιδιού, που από τη μία μεριά προσκολλάται στο δέρμα και από την άλλη στο κυρίως ηλεκτρόδιο (σχήμα 1.1).

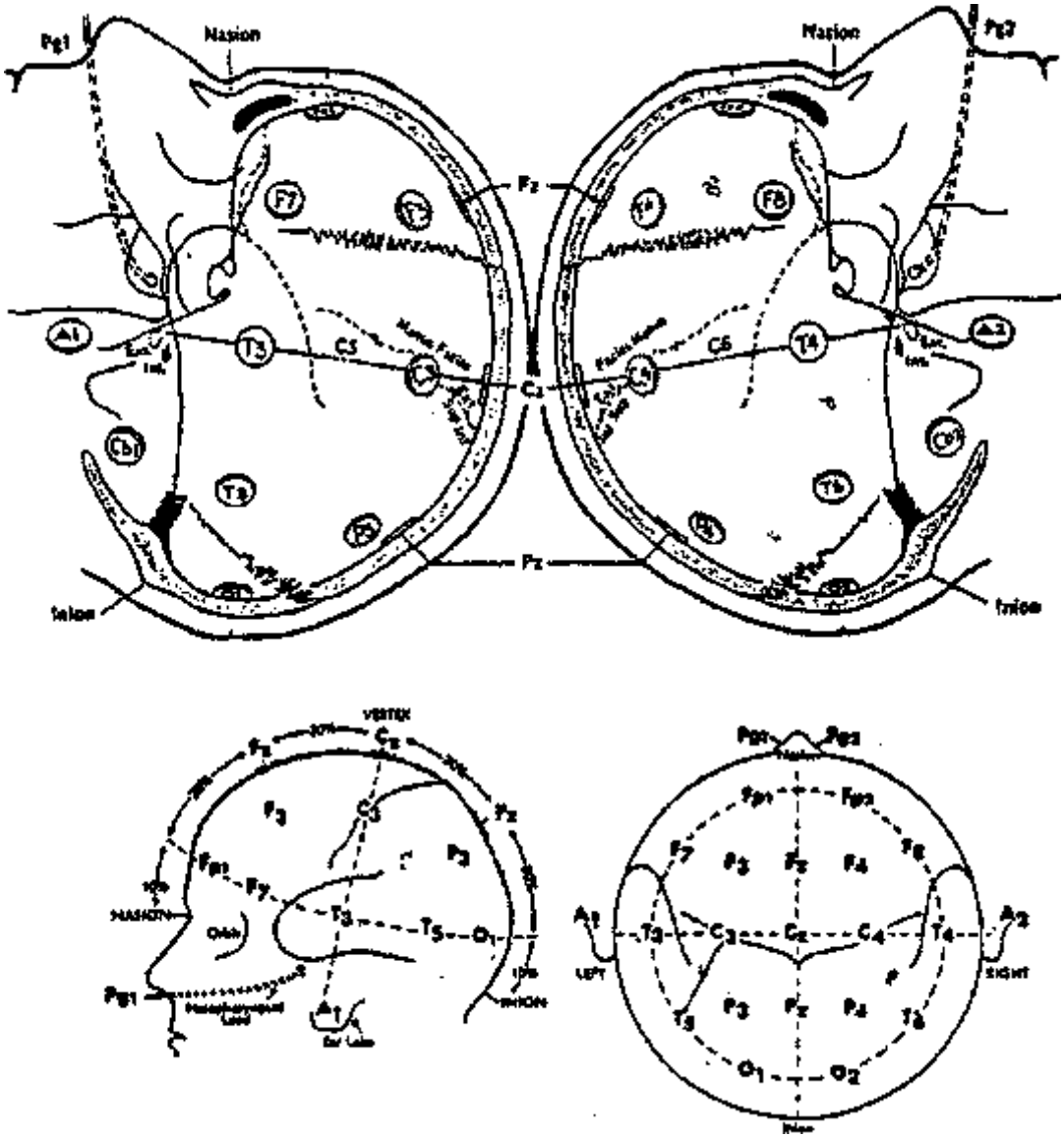


Σχήμα 1.1: Ηλεκτρόδιο

Στα σημεία στα οποία θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια, το δέρμα πρέπει να καθαριστεί καλά με οινόπνευμα για να επιτύχουμε χαμηλή αντίσταση επαφής, κάτω των 5 kΩ. Το ηλεκτρόδιο λοιπόν έρχεται σε απ' ευθείας επαφή με τον υποκείμενο ηλεκτρολύτη που χρησιμοποιείται. Έτσι είναι δυνατή η κίνηση ιόντων μέσω του «συνόρου» ηλεκτροδίου-ηλεκτρολύτη μέχρι να επέλθει ισορροπία. Η ισορροπία αυτή είναι συνάρτηση της ιοντικής συγκέντρωσης που υπάρχει στις δύο πλευρές του συνόρου. Δημιουργούνται τελικά δύο φορτισμένα στρώματα στις δύο πλευρές του συνόρου, ένα στη μεταλλική επιφάνεια και ένα πάνω στις υγρές ουσίες γύρω από το ηλεκτρόδιο, εμφανίζοντας έτσι μια διαφορά δυναμικού η οποία εμποδίζει τη συνέχιση της κίνησης των ιόντων, αλλά είναι ταυτοχρόνως ευαίσθητη στις μεταβολές των συγκεντρώσεων των ιόντων. Όταν μέσα στον εγκέφαλο υπάρξει σήμα, δηλ. ροή ιόντων, αυτό θα προκαλέσει μεταβολή της ιοντικής συγκέντρωσης και αυτόματα μεταβολή της διαφοράς δυναμικού των στρωμάτων, άρα και ροή ηλεκτρονίων από την πλευρά του αγώγιμου ηλεκτροδίου. Είναι επιθυμητό η τάση στο «σύνορο» να επηρεάζεται μόνο από ιοντικά ρεύματα του ανθρώπινου κεφαλιού και όχι από θερμοκρασιακές μεταβολές ή μηχανικές μετακινήσεις των ηλεκτροδίων. Αυτό επιτυγχάνεται όταν προσδίδουμε μεγαλύτερη ευχέρεια κινήσεων στα ιόντα της συνοριακής περιοχής. Την απαίτηση αυτή ικανοποιούν ηλεκτρόδια αποτελούμενα από το συνδυασμό ενός μετάλλου με το αντίστοιχο άλας του. Ένα από τα συνηθέστερα ηλεκτρόδια είναι αυτό που κατασκευάζεται από άργυρο (Ag) και χλωριούχο άργυρο (AgCl) και χρησιμοποιείται, με ηλεκτρολύτη που περιέχει κυρίως ανιόντα χλωρίου (Cl^-).

Για την επιλογή των θέσεων του κάθε ηλεκτροδίου πάνω στο κεφάλι έχουν δημιουργηθεί διάφορα πρότυπα, το δημοφιλέστερο εκ των οποίων είναι το Διεθνές Σύστημα 10-20. Η ονομασία του συστήματος οφείλεται στην επιλογή του 20% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση ανάμεσα σε δύο οποιαδήποτε

ηλεκτρόδια και επίσης στην επιλογή του 10% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση από το αυτί στο κοντινότερο προς αυτό ηλεκτρόδιο του. Κατ' αυτόν τον τρόπο οι θέσεις των ηλεκτροδίων προσαρμόζονται ανάλογα με τις διαστάσεις του κρανίου του εξεταζόμενου (σχήμα 1.2).



Σχήμα 1.2: Τυποποιημένες απαγωγές στην επιφάνεια του κεφαλιού με το Σύστημα 10-20

Το κάθε σήμα το οποίο ενισχύεται στον ηλεκτροεγκεφαλογράφο είναι η διαφορά μεταξύ των δυναμικών που ανά πάσα στιγμή παρουσιάζουν δύο ηλεκτρόδια μεταξύ τους. Ηλεκτρόδια τα οποία 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 λειτουργία, λέγεται ότι αντιστοιχούν σε ανενεργά σημεία. Τέτοια σημεία π.χ. είναι το αυτί ή τα ενωμένα με αγώγιμο δρόμο δύο αυτιά, σημεία του λαιμού κ.ά. Όταν το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά δυναμικού δύο ηλεκτροδίων ενεργών περιοχών, τότε, σύμφωνα με την ορολογία του ΗΕΓ, 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 της ψυχοφυσιολογικής έρευνας όμως, συνήθως το μετρούμενο σήμα 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, το οποίο κανονικά δεν θα πρέπει να επηρεάζεται από εγκεφαλικά ρεύματά. Επιζητούμε κατ' αυτόν τον τρόπο να έχουμε μια ολοκληρωμένη και ταυτόχρονη, από όλα τα ηλεκτρόδια ενεργών περιοχών, πληροφόρηση σχετικά με κάθε εγκεφαλικό ρεύμα ιόντων το οποίο φτάνει στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του κεφαλιού.

Οι διαφορές δυναμικού που επιλέγουμε εντέλει να μετρήσουμε, οδηγούνται στο τμήμα της ενισχυτικής διάταξης του ΗΕΓ, η οποία περιέχει και διατάξεις φιλτραρίσματος. Εκεί κάθε ανιχνευόμενο σήμα ενισχύεται ώστε να μπορεί να μετρηθεί με ευχέρεια. Συντελεστές ενίσχυσης της τάξης του 10 είναι συνηθισμένοι. Η πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης, οι προενισχυτές, πρέπει να αποτελείται από ενισχυτές χαμηλού θορύβου. Συγκεκριμένα, αν σκοπεύουμε να μετρήσουμε σήματα της τάξης του 1 μV πρέπει η προενισχυτική διάταξη να έχει επίπεδο εσωτερικού θορύβου τουλάχιστον μια τάξη μεγέθους μικρότερη, άρα της τάξης των εκατοντάδων nV. Επιπλέον, χρησιμοποιούνται κυκλώματα με συνδυασμούς διαφορικών ενισχυτών, ώστε ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος (common mode rejection ratio - CMRR) να είναι στο επίπεδο των 120 db. Κατόπιν τα αναλογικά σήματα είτε οδηγούνται σε καταγραφική συσκευή και αποτυπώνονται σε χαρτί, σε συμβατικά συστήματα ΗΕΓ είτε, όπως συνηθίζεται στα πιο εξελιγμένα συστήματα, μέσω συσκευής πολυπλεξίας οδηγούνται στον μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D), όπου ως ψηφιακά πλέον σήματα καταμετρώνται σε ηλεκτρονικό βολτόμετρο. Στη συνέχεια, ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής λαμβάνει τα ψηφιακά δεδομένα των μετρήσεων, οπότε υπάρχει η δυνατότητα για ψηφιακή επεξεργασία και απεικόνιση του σήματος, είτε κατά τη διάρκεια των μετρήσεων (εντός γραμμής – on line), είτε σε υστερότερο χρόνο εφόσον αποθηκευτεί το σήμα στο δίσκο του υπολογιστή (εκτός γραμμής – off line).

Σε σύγχρονα συστήματα πολλές φορές οι λειτουργίες της πολύπλεξης, αναλογικοψηφιακής μετατροπής και μέτρησης εκτελούνται από ειδικές κάρτες

ανάκτησης σήματος (Data Acquisition) εγκατεστημένες στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, σε συνδυασμό με το αντίστοιχο λογισμικό ελέγχου της κάρτας και ψηφιακής επεξεργασίας του σήματος. Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής μπορεί να ελέγχει και μία συσκευή χορήγησης ερεθισμών. Στην περίπτωση αυτή μπορούν να υλοποιηθούν ολοκληρωμένες κλινικές και εργαστηριακές μετρήσεις, οι οποίες περιλαμβάνουν ελεγχόμενες δοκιμασίες προς τον εξεταζόμενο με χορήγηση π.χ. συγκεκριμένων ήχων, λέξεων, αριθμών, εικόνων κ.λ.π. Είναι τότε δυνατός ο συγχρονισμός της χορήγησης των ερεθισμών με την καταγραφή των δυναμικών που προκύπτουν ως αποτέλεσμα του ερεθισμού.

Τελειώνοντας θα πρέπει να τονίσουμε ότι για τη σωστή λειτουργία κάθε συσκευής μέτρησης βιοσημάτων, αλλά ακόμη περισσότερο για την περίπτωση του ΗΕΓ όπου τα μετρούμενα σήματα είναι της τάξεως των μV η γείωση όλων των τμημάτων του συστήματος θα πρέπει να είναι κοινή για να μην δημιουργούνται βρόχοι μεταξύ διαφορετικών γειώσεων που εισάγουν σφάλματα.

1.2 Γενικά περί βιολογικών σημάτων

Ως σήμα ορίζεται κάθε φυσικό μέγεθος με αναφορά το χρόνο, που μπορεί να μετρηθεί με μία από τις υπάρχουσες τεχνικές. Επομένως ένα σήμα δεν είναι κατ' ανάγκην ηλεκτρικό (π.χ. μία διαφορά δυναμικού). Μπορεί κάλλιστα να είναι μέγεθος μηχανικό, δηλαδή βάρος, ταχύτητα κ.ο.κ. Το σήμα εκφράζει σε μία δεδομένη στιγμή την κατάσταση του υπό μελέτη συστήματος σε σχέση με ένα σύστημα αναφοράς το οποίο αντιπροσωπεύει την απόλυτη ηρεμία. Από μαθηματική άποψη τα σήματα αποτελούν γενικώς συναρτήσεις μίας ή και μερικές φορές περισσοτέρων μεταβλητών.

Τα ηλεκτρικά σήματα τα οποία παράγονται από ένα ζώντα κυτταρικό σχηματισμό, όπως είναι το νευρικό κύτταρο, καλούνται βιοηλεκτρικά.

Η ανίχνευση, η καταγραφή και η ανάλυση των βιοηλεκτρικών σημάτων τα οποία παράγονται από το νευρικό κυτταρικό πληθυσμό, καθώς επίσης και η ερμηνεία των μηχανισμών που υπόκεινται αυτών, συνιστούν το πεδίο έρευνας της Νευροφυσιολογίας.

1.2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα

Ο εγκέφαλος του ανθρώπου βρίσκεται σε μία διαρκή σχέση αλληλεπίδρασης με το περιβάλλον. Προσλαμβάνωντας διαρκώς ερεθίσματα και αντιδρώντας σ'αυτά αποτελεί, με την ευρεία έννοια του όρου ένα σύστημα επεξεργασίας πληροφοριών, η λειτουργία του οποίου συνεπάγεται ηλεκτρικές μεταβολές. Έτσι παρά το γεγονός ότι η πολυπλοκότητα του εγκεφάλου δεν επιτρέπει απλουστεύσεις, το χημικό αντίστοιχο της μεμβράνης ενός νευρώνα με τα κανάλια ιόντων πάνω σ΄αυτή είναι δυνατόν να δρα ώστε να μετασχηματισθεί σε ένα ισοδύναμο ηλεκτρικό κύκλωμα.

Ανιχνεύοντας και καταγράφοντας από το τριχωτό της κεφαλής και στη συνέχεια αναλύωντας τα ηλεκτρικά αυτά σήματα, τα οποία αντιπροσωπεύουν διακυμάνσεις των δυναμικών της μεβράνης των κυττάρων του εγκεφάλου, με άλλα λόγια αναλύοντας τα επιφαινόμενα διαδικασιών που εξελίσσονται σε μακροσκοπικό επίπεδο, παίρνει κανείς έμμεσες αλλά ουσιαστικές πληροφορίες για τη λειτουργία του εγκεφάλου.

Τα σήματα αυτά τα οποία κατά πάσα πιθανότητα είναι τα συναπτικά δυναμικά λόγω της σχετικά μεγάλης διάρκειάς τους (10 msec, αντίθετα προς τα δυναμικά ενεργείας που έχουν διάρκεια περί το 1 msec), ονομάζονται ηλεκτροεγκεφαλικά και θεωρείται ότι παράγονται από τρείς βασικά τύπους κυττάρων του φλοιού του εγκεφάλου: τα πυραμιδικά (pyramidal cells), τα αστεροειδή (stellate) και τα ατρακτοειδή κύτταρα (spindle neurons).

Τα ΗΕΓ σήματα είναι συνεχή και χαρακτηρίζονται από μία ρυθμικότητα χωρίς όμως αυτό να σημαίνει ότι επαναλαμβάνονται ακριβώς από κύκλου σε κύκλο. Έχουν δηλαδή μία εξέλιξη τυχαία. Από μαθηματική άποψη αποτελούν τιμές μιάς «στοχαστικής ανέλιξης», μιάς συνάρτησης δηλαδή με απρόβλεπτη εξέλιξη στο χρόνο, «εξαναγκασμένης» όμως να συμπεριφέρεται με στατιστική ομαλότητα. Κατά πόσο βέβαια η ΗΕΓ δραστηριότητα είναι καθαρά στοχαστικό φαινόμενο είναι υπό συζήτηση. Τούτο διότι τα στοχαστικά φαινόμενα κατά τη διαχρονική τους εξέλιξη οφείλουν να διατηρούν μία σταθερή κατανομή φασματικής ισχύος, πράγμα το οποίο δε φαίνεται να ισχύει για την ΗΕΓ δραστηριότητα. Η διαπίστωση όμως αυτή δεν αποτελεί σοβαρό εμπόδιο στη μελέτη των ΗΕΓ σημάτων διότι η ΗΕΓ δραστηριότητα σα συνισταμένη ενός πολύ μεγάλου αριθμού επιμέρους διαδικασιών υπακούει στο κεντρικό θεώρημα της στατιστικής το οποίο ορίζει ότι η συνισταμένη ενός μεγάλου αριθμού επιμέρους διαδικασιών ανεξάρτητα από την κατανομή που ακολουθεί κάθε μία από αυτές, ακολουθεί την κανονική κατανομή.

1.2.2 Καταγραφή του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος

Η πιστή καταγραφή του ΗΕΓ σήματος αποτελεί το πρώτο αλλά πολύ σημαντικό βήμα στην ΗΕΓ και είναι μια από τις απαραίτητες προϋποθέσεις όχι μόνο για τον αναλογικό χειρισμό του, αλλά και για τον ψηφιακό μετασχηματισμό και την περαιτέρω επεξεργασία του.

Το ηλεκτρονικό μέρος ενός συστήματος καταγραφής αποτελείται συνήθως από μία αρχική ενισχυτική διάταξη, από μία σειρά φίλτρων, από μία δεύτερη (τελική) ενισχυτική διάταξη και από ένα ηλεκτρομηχανικό σύστημα για την αναπαράσταση του εν λόγω σήματος σε χάρτινη ταινία. Σε περίπτωση που το σύστημα καταγραφής υποστηρίζεται από ηλεκτρονικό υπολογιστή, υπάρχει η δυνατότητα αποθήκευσης του σήματος σε μνήμες ή μαγνητικά μέσα με σκοπό την, σε οποιοδήποτε χρόνο, αναπαραγωγή ή αναλυσή του.

1.2.3 Αναλογικές και ψηφιακές τεχνικές επεξεργασίας του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος

Μια αναλογία, γενικά, χαρακτηρίζει και περιγράφει ένα σύνολο δεδομένων ή σχέσεων προς άλλα δεδομένα ή σχέσεις, κατά τέτοιο τρόπο ώστε για το πρωτότυπο και το ανάλογο να ισχύουν οι ίδιοι νόμοι. Τα περισσότερα μεγέθη στη φύση είναι αναλογικά, όπως π.χ. η ταχύτητα, το βάρος κλπ..Χαρακτηριστική ιδιότητα των αναλογικών μεγεθών είναι η «συνέχεια».

Όπως έχει ήδη αναφερθεί τα ΗΕΓ σήματα αποτελούν τιμές μιας συνεχούς συνάρτησης του δυναμικού ως προς το χρόνο. Κατά συνέπεια κάθε μετατροπή ή μετασχηματισμός ο οποίος εφαρμόζεται στο ΗΕΓ σήμα, είναι επίσης μια συνεχής συνάρτηση του χρόνου. Έτσι, για παράδειγμα, το συνεχές δυναμικό που παίρνουμε στην έξοδο ενός ενισχυτή είναι ανάλογο του επίσης συνεχούς δυναμικού που εφαρμόζεται στην είσοδο του, αναλογία η οποία διατηρείται διαρκώς. Άρα το ΗΕΓ σήμα είναι αναλογικό και κατ'επέκταση οι τεχνικές λήψης, ενίσχυσης και καταγραφής του είναι και αυτές αναλογικές.

Με τα συστήματα υπολογιστών όμως τα πράγματα είναι διαφορετικά. Οπως είναι γνωστό, τα σήματα για να τύχουν επεξεργασίας από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή πρέπει προηγουμένως να υποβληθούν στη διαδικασία μετατροπής τους σε ψηφιακά. Ετσι λοιπόν το συνεχές αναλογικό ηλεκτοεγκεφαλογραφικό σήμα πρέπει να μετατραπεί σε μια σειρά (όχι με τη μαθηματική έννοια του όρου) διακριτών σημείων που αντιπροσωπεύονται από δυαδικούς αριθμούς οι οποίοι κατόπιν θα δοθούν στο

σύστημα για επεξεργασία. Η μετατροπή του αναλογικού σε ψηφιακό και η περαιτέρω επεξεργασία του (σε δυαδική πια μορφή) συνιστά την ψηφιακή μέθοδο.

1.2.4 Μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό

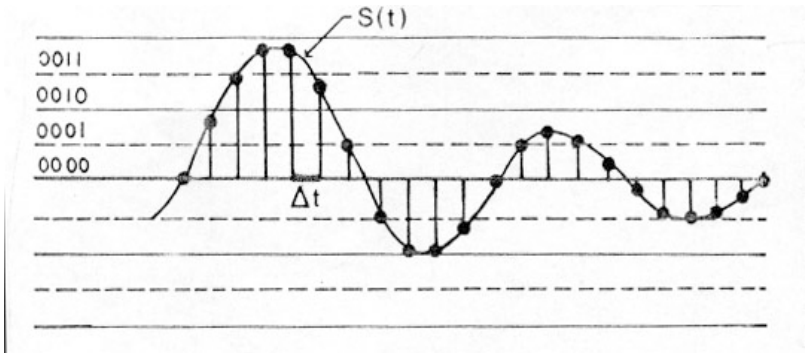
Το πλάτος (amplitude) του συνεχούς, αναλογικού, δυναμικού μετριέται ανά τακτά χρονικά διαστήματα (συνήθως από 1 μs μέχρι 1 ms) και κατόπιν οι τιμές μέτρησης μετατρέπονται από έναν κωδικοποιητή ή αναλογοψηφιακό μετατροπέα (analog to digital converter, A/D C) σε ψηφία του δυαδικού συστήματος τα οποία τοποθετούνται σε καθορισμένες διευθύνσεις της μνήμης του ΗΥ για περαιτέρω επεξεργασία. Στην περίπτωση ενίσχυσης ή ανόρθωσης (rectification) του σήματος, μετά το τέλος της επεξεργασίας μπορεί να πάρει κανείς το αντίστοιχο του αναλογικού σήματος αφού προηγηθεί αυτή τη φορά η αντίστροφη διαδικασία, δηλαδή η μετατροπή του ψηφιακού σήματος σε αναλογικό από ένα αποκωδικοποιητή (D/A C). Η διαδικασία των διαδοχικών μετρήσεων (παρατηρήσεων) ανά τακτά και ίσα μεταξύ τους χρονικά διαστήματα ονομάζεται δειγματοληψία (sampling).

Προκειμένου βέβαια το παράγωγο σήμα να παριστά αξιόπιστα το αρχικό αναλογικό σήμα, θα πρέπει κατ'αρχήν ο ρυθμός ή συχνότητα δειγματοληψίας (sampling rate), δηλαδή ο αριθμός των μετρήσεων ανά sec, να υπακούει σε κάποιους νόμους έτσι ώστε να μην υπάρχει απόκρυψη στοιχείων, δηλαδή απώλεια πληροφορίας, πράγμα το οποίο συμβαίνει όταν το μεσοδιάστημα των παρατηρήσεων είναι μεγάλο.

Στον καθορισμό της συχνότητας δειγματοληψίας πρέπει να λαμβάνεται υπόψη ο 1^{ος} νόμος του Nyquist, ο οποίος ορίζει ότι «η συχνότητα της δειγματοληψίας δεν πρέπει να είναι μικρότερη από το διπλάσιο της μέγιστης συχνότητας που περιέχεται στο σήμα» (προσοχή, όχι της συχνότητας που μας ενδιαφέρει). Η εφαρμογή του νόμου του Nyquist αποτρέπει την εμφάνιση του φαινομένου της φασματικής επικάλυψης (aliasing). Για τα βραδέα κύματα είναι ικανοποιητική ακόμη και μια μικρή συχνότητα δειγματοληψίας, για τις αιχμές όμως και τα αιχμηρά στοιχεία είναι αυτονόητο ότι απαιτείται μεγάλη συχνότητα δειγματοληψίας. Όπως γίνεται αντιληπτό, θα πρέπει παράλληλα να αποφεύγεται και η σπατάλη διευθύνσεων μνήμης, όπως στην περίπτωση μιας «πυκνής» αλλά μη απαραίτητης (το σήμα δηλαδή θα μπορούσε να περιγραφεί αξιόπιστα και με λιγότερες μετρήσεις) δειγματοληψίας.

Για τις κλινικές εφαρμογές της χαρτογράφησης του ΗΕΓ (όπου οι συχνότητες που ενδιαφέρουν είναι 1-30 Hz) η ελάχιστη απαιτούμενη συχνότητα δειγματοληψίας είναι 60 Hz, αλλά καλό είναι η συχνότητα της δειγματοληψίας να ορίζεται τριπλάσια από την υψηλότερη συχνότητα που περιέχει το σήμα. Στην πράξη λοιπόν, η ακρίβεια της

δειγματοληψίας και κατ'επέκταση η πιστότητα της παράστασης του αναλογικού σήματος, εξαρτάται από την εκλογή της συχνότητας δειγματοληψίας η οποία κατόπιν με τη σειρά εξαρτάται από ορίσμένα χαρακτηριστικά του αναλογοψηφιακού μετατροπέα. Η διακριτική ή διαχωριστική ικανότητα (resolution) ενός αναλογοψηφιακού μετατροπέα, εκφράζει την ελάχιστη μεταβολή του δυναμικού που μπορεί να διακρίνει ο μετατροπέας, έχει σχέση με το χρονικό διάστημα ανάμεσα σε δυο διαδοχικές μετρήσεις του δείγματος, είναι αντιστρόφως ανάλογη της μέγιστης συχνότητας δειγματοληψίας και εκφράζεται σε bits ανά «λέξη». Για παράδειγμα, ένας «8-μπιτος» (8-bit) αναλογοψηφιακός μετατροπέας μπορεί να πραγματοποιήσει (256) μετρήσεις, ενώ ένας «12-μπιτος» (12-bit) 4096. Για την ΗΕΓ μια διακριτική ικανότητα 8-11 bits (που ισοδυνάμει με: +256 μέχρι +1024 δηλαδή 2 εως 0.5%) είναι ικανοποιητική. Ένα άλλο σημαντικό χαρακτηριστικό του αναλογοψηφιακού μετατροπέα είναι η μέγιστη διακύμανση ή μέγιστο εύρος (full-scale range) δυναμικού, το οποίο καλείται και ευαισθησία, και το οποίο καθορίζει τις ακρότατες (ελάχιστη και μέγιστη) τιμές του δυναμικού εισόδου που μπορεί να χειριστεί ο μετατροπέας χωρίς παραμόρφωση του σήματος.



Σχήμα 1.3: Τεχνική δειγματοληψείας κατά ίσα χρονικά διαστήματα και ταυτόχρονη ψηφιοποίηση του πλάτους ενός αναλογικού ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος

1.3 Χαρακτηριστικά του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και ηλεκτροεγκεφαλική έρευνα

Η μελέτη του ΗΕΓ βασίζεται στη διάκριση, στις καταγραφές δυναμικού ως συνάρτηση του χρόνου, της ύπαρξης ή μη συγκεκριμένων κυματομορφών, των λεγόμενων ρυθμών, κύριο χαρακτηριστικό των οποίων είναι οι συχνότητες των αρμονικών από τις οποίες αποτελούνται, δηλ. το φασματικό τους περιεχόμενο. Η κατηγοριοποίηση με βάση τη συχνότητα είναι φυσικά προσεγγιστική. Δεν πρέπει να λησμονούμε ότι ο μεγαλύτερος όγκος της έρευνας στο ΗΕΓ είχε επιτελεστεί όταν δεν ήταν διαδεδομένη η χρήση ψηφιακών υπολογιστών και οι παρατηρήσεις βασίζονταν στις καταγραφές των δυναμικών πάνω στο βαθμονομημένο καταγραφικό χαρτί. Καθώς η τεχνολογία επιτρέπει ακριβέστερη διερεύνηση των σημάτων, οι κατηγορίες καθορίζονται σαφέστερα. Οι κυριότεροι ρυθμοί είναι οι άλφα, βήτα, θήτα και δέλτα, οι συχνότητες και τα συνήθη πλάτη των οποίων δίνονται στον πίνακα 1.4, ενώ στη συνέχεια δίνονται πληροφορίες σχετικές με τα χαρακτηριστικά κάθε ρυθμού.

Ρυθμός	**Περιοχή συχνοτήτων (Hz)**	**Πλάτος (μV)**
Δέλτα	0.5-3.5	Έως 100-200
Θήτα	4-7.5	<30
Άλφα	8-12	30-50
Αργός Βήτα	13-19	<20
Ταχύς Βήτα	20-30	<20

Πίνακας 1.4: Οι κυριότεροι ρυθμοί

Οι χαμηλότερες συχνότητες βρίσκονται στο ρυθμό δελτα. Είναι μικρότερες των 4 Hz και εμφανίζονται κατά τη διάρκεια του βαθύ ύπνου και σε κάποιες ανώμαλες διαδικασίες που λαμβάνουν χώρα κατά τη διάρκεια έντονων συναισθηματικών εμπειριών. Ο ρυθμός δέλτα σχετίζεται με την ικανότητα μας να αφομοιώνουμε και να ξεχνάμε. Είναι ο κυρίαρχος ρυθμός στα νεογέννητα μέχρι την ηλικία του ενός έτους και είναι παρών κατα τα στάδια 3 και 4 του ύπνου. Όπως φαίνεται και από τον

προηγούμενο πίνακα είναι ο ρυθμός με το μεγαλύτερο πλάτος αλλά και τις μικρότερες συχνότητες. Αυξάνοντας το ρυθμό δέλτα αυξάνουμε και την αντίληψη μας για τον φυσικό κόσμο γύρω μας. Μέσω του ρυθμού αυτού μπορούμε να έχουμε πρόσβαση σε πληροφορίες οι οποίες βρίσκονται στο ασυνείδητο. Δραστηριότητες οι οποίες απαιτούν μέγιστη απόδοση μειώνουν το ρυθμό δέλτα όταν απαιτείται μεγάλη προσπάθεια συγκέντρωσης.

Ο επόμενος ρυθμός είναι ο ρυθμός θήτα, ο οποίος χαρακτηρίζεται απο «χαμηλή» δραστηριότητα. Συνδέεται με τη δημιουργικότητα, τη διαίσθηση, την ονειροπόληση ενώ λειτουργεί και ως «αποθήκη» για την αναμνήσεις, τα συναισθήματα και τις αισθήσεις. Ο ρυθμός θήτα γίνεται εντονότερος κατά τη διάρκεια της αυτοσυγκέντρωσης, της περισυλλογής και της προσευχής. Σχετίζεται με το υποσυνείδητο. Η παρουσία του είναι μη φυσιολογική στους ενήλικες που βρίσκονται σε εγρήγορση ενώ είναι απολύτως φυσιολογική στα παιδιά μέχρι ηλικίας 13 ετών. Εμφάνιση του κατά τη διάρκεια του ύπνου θεωρείται επίσης φυσιολογική. Παρατηρείται γενικώς σε καταστάσεις άγχους καθώς και σε καταστάσεις ενεργοποίησης αλλά και «παρεμπόδισης» της συμπεριφοράς.

Ο ρυθμός άλφα καταλαμβάνει την περιοχή συχνοτήτων μεταξύ 8 και 14 Hz. Παρουσίαζει το μέγιστο του πλάτος γύρω από την περιοχή την 10 Hz. Η καλή παραγωγή κυμάτων άλφα από τον εγκέφαλο προωθεί την ικανότητα πνευματικής «αποθήκευσης» και πνευματικού «συντονισμού» ενώ επίσης τονίζει την αίσθηση της χαλάρωσης και της κόπωσης. Σε αυτή την κατάσταση μπορούμε να κινούμαστε και να ενεργούμε γρήγορα και αποτελεσματικά έτσι ώστε να διαικπεραιώσουμε οποιοδήποτε έργο μπορεί να προκύψει. Όταν ο άλφα ρυθμός προκαταλαμβάνει τους ανθρώπους, αυτοί νοιώθουν ήρεμοι και χαλαροί. Αυτός ο ρυθμός φαίνεται να είναι η γέφυρα μεταξύ συνειδητού και υποσυνείδητου. Είναι ο κυριότερος ρυθμός που εμφανίζεται σε φυσιολογικούς και ήρεμους ενήλικες και είναι παρών ιδιαίτερα μετά το 13ο έτος της ηλικίας μας όπου από εκεί κι ύστερα κυριαρχεί στις καταστάσεις ανάπαυσης ή χαλάρωσης. Τα άλφα κύματα προέρχονται από τη λευκή ουσία του εγκεφάλου, η οποία θεωρείται ως το μέρος εκείνο του εγκεφάλου που συνδέει μεταξύ τους τα υπόλοιπα μέρη του. Είναι η πιο συνιθισμένη κατάσταση του εγκεφάλου και παρατηρείται όποτε βρισκόμαστε σε εγρήγορση. Παρουσιάζεται εντονότερος στο πίσω και στο μπροστά μέρος του ανθρώπινου κρανίου. Ο ρυθμός αυτός μπορεί να αυξηθεί με το κλείσιμο των ματιών ή ανασαίνοντας βαθειά ενώ μπορεί να μειωθεί με τη προσπάθεια σκέψης κάποιου πράγματος ή και με την προσπάθεια υπολογισμού κάποιας αριθμητικής πράξης.

Τέλος, ο ρυθμός βήτα καταλαμβάνει την περιοχή των 13 και άνω Hz και θεωρείται «υψηλής» δραστηριότητας. Παρατηρείται συνήθως και στις δυο πλευρές του

εγκεφάλου σε συμμετρική κατανομή και είναι πιο εμφανής στην μπροστινή πλευρά. Μπορεί να είναι μειωμένος ή ακόμα και απών σε περιοχές όπου ο φλοιός του κρανίου έχει υποστεί ζημιά. Γενικά, θεωρείται φυσιολογικός ρυθμός και είναι ο κυρίαρχος ρυθμός σε άτομα που βρίσκονται σε πλήρη εγρήγορση ή σε κατάσταση άγχους ή έχουν τα μάτια τους ανοιχτά. Είναι η κατάσταση στην οποία βρίσκεται το μεγαλύτερο μέρος του εγκεφάλου όταν έχουμε τα μάτια μας ανοιχτά και ακούμε ή όταν σκεφτόμαστε τη λύση ενός αριθμητικού προβλήματος, όταν πρέπει να λάβουμε αποφάσεις ή όταν επεξεργαζόμστε πληροφορίες σχετικές με τον κόσμο γύρω μας. Επειδή ο βήτα ρυθμός καταλαμβάνει μια μεγάλη περιοχή συχνοτήτων χωρίζεται σε αργό βήτα και ταχύ βήτα, οι συχνότητες των οποιών φαίνονται στον προηγούμενο πίνακα.

Σχήμα 1.5: Καταγραφή ΗΕΓ όπου κυριαρχεί ο α ρυθμός. Το απαγωγό ηλεκτρόδιο είναι το O2 κατά Japsers. Το χρονικό εύρος της καταγραφής είναι 3,1875 sec

Η χρήση του ΗΕΓ στη Νευρολογία είναι ευρύτατη, καθώς αποτελεί μια μέθοδο φθηνή, ανώδυνη και απλή στην εφαρμογή της. Από τη μελέτη του ΗΕΓ μπορούν να εξαχθούν εξαιρετικά χρήσιμα συμπεράσματα για τη σωστή εξέλιξη του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος ενός ανθρώπου από τη γέννηση του έως την ενηλικίωση. Επίσης, το ΗΕΓ μπορεί να δώσει χρήσιμα στοιχεία στην περίπτωση εγκεφαλοπαθειών (π.χ. νόσο Jacobs, Kreutzfeldt, Alzheimer), τόσο για τη βαρύτητα της νόσου, όσο και για την υποβοήθηση της διάγνωσης και της πρόγνωσης. Μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζει επίσης η μελέτη του ΗΕΓ στην περίπτωση της επιληψίας, όπου εμφανίζονται «αιχμές» και «βραχέα κύματα» (spikes and short waves-SSW) υψηλής συχνότητας, με διάρκεια από 20-70 msec και 70-200 msec αντιστοίχως. Η εντόπιση αυτών των ανωμαλιών στο καταγραφόμενο σήμα διευκολύνεται σήμερα πολύ με τη χρήση ψηφιακών τεχνικών επεξεργασίας. Το ΗΕΓ μελετάται ακόμη στις περιπτώσεις κρανιοεγκεφαλικών κακώσεων, κώματος κ.ά. Τέλος, το ΗΕΓ αποτελεί το κύριο μέσο για τη μελέτη του ύπνου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ

2

ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΚΙΝΗΤΟΥ ΤΗΛΕΦΩΝΟΥ ΣΤΟ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟ ΣΗΜΑ

Στο κεφάλαιο αυτό καταγράφονται έρευνες σχετικά με την επίδραση της Η/Μ ακτινοβολίας κινητού τηλεφώνου στη δραστηριότητα του ανθρώπινου ΗΕΓ. Οι έρευνες αυτές χωρίστηκαν σε δύο κατηγορίες: η μία κατηγορία αφορούσε το ΗΕΓ εξεταζόμενων οι οποίοι βρίσκονταν σε εγρήγορση και η άλλη κατηγορία ήταν σχετική με την καταγραφή του εγκεφαλικού σήματος κατά τη διάρκεια του ύπνου. Σε ξεχωριστή ενότητα γίνεται επίσης αναφορά σε μελέτες σχετικές με τη δραστηριότητα του ΗΕΓ δίχως την επίδραση ακτινοβολίας.

Εξετάζοντας τις έρευνες, οι οποίες βασικά ανέλυαν και μελετούσαν τους τέσσερις βασικούς ρυθμούς του εγκεφαλικού σήματος, παρατηρούμε πως τα αποτελέσματα τους είναι ορισμένες φορές αντιφατικά. Παρ'ολο που τα πειράματα δεν έγιναν κάτω από ακριβώς ίδιες συνθήκες αλλά ούτε τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας ήταν πάντοτε ίδια, είναι εμφανής μία αδυναμία εξαγωγής ενός κοινού αποτελέσματος. Αναφορικά με τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας, οι παράμετροι στις οποίες επικεντρώνεται το ενδιαφέρον μας είναι η συχνότητα, η διάρκεια ακτινοβόλησης (διάρκεια έκθεσης) και ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης (SAR), ο οποίος, δυστυχώς, πολλές φορές δεν αναφέρεται. Μία γενική σύγκριση μεταξύ των αποτελεσμάτων ερευνών στις οποίες η συχνότητα ακτινοβόλησης είναι ίδια, έχει κάποια βάση, σε καμία περίπτωση όμως δεν θα πρέπει να αγνοήσουμε τις υπόλοιπες παραμέτρους. Σημείωνουμε επίσης πως σε μερικά πειράματα δεν χρησιμοποιήθηκε για τις ανάγκες ακτινοβόλησης η ίδια η συσκευή κινητής τηλεφωνίας, αλλά ένα σύστημα το οποίο προσομοίαζε τα χαρακτηριστικά και τη λειτουργία της- ένας ακόμη παράγοντας που θα πρέπει να ληφθεί υπόψη.

Σαν μία γενική παρατήρηση, θα μπορούσαμε να πούμε πως η έκθεση σε ακτινοβολία κινητού τηλεφώνου πράγματι προκαλεί μεταβολές στην εγκεφαλική δραστηριότητα του χρήστη, χωρίς όμως αυτό να σημαίνει απαραίτητα ότι τα αποτελέσματα των μεταβολών αυτών είναι πάντοτε επιβλαβή για τον ανθρώπινο

οργανισμό. Βασικά, αυτό που παρατηρήθηκε ήταν αυξομειώσεις της φασματικής ισχύος των τεσσάρων βασικών ρυθμών, που ερμηνεύτηκαν ανάλογα με το είδος τους π.χ. η προσωρινή εμφάνιση δέλτα κυμάτων σε εξεταζόμενους που βρίσκονταν σε ηρεμία θεωρήθηκε ως μη φυσιολογική ενώ σε άλλη περίπτωση οι αυξομειώσεις αυτές υποδήλωναν ότι ο εγκέφαλος βρισκόταν σε κατάσταση υψηλής εγρήγορσης. Τέλος, τα ίδια φαινόμενα, δηλ. αυξομειώσεις των κύριων εγκεφαλικών ρυθμών, παρατηρήθηκαν και στο καταγεγραμμένο κατά τη διάρκεια του ύπνου ΗΕΓ, ενισχύοντας έτσι την άποψη περί επίδρασης της ακτινοβολίας στη λειτουργία του εγκεφάλου.

2.1 Μελέτες σχετικά με την επίδραση της ακτινοβολίας στο εγκεφαλικό σήμα ατόμων που βρίσκονται σε εγρήγορση

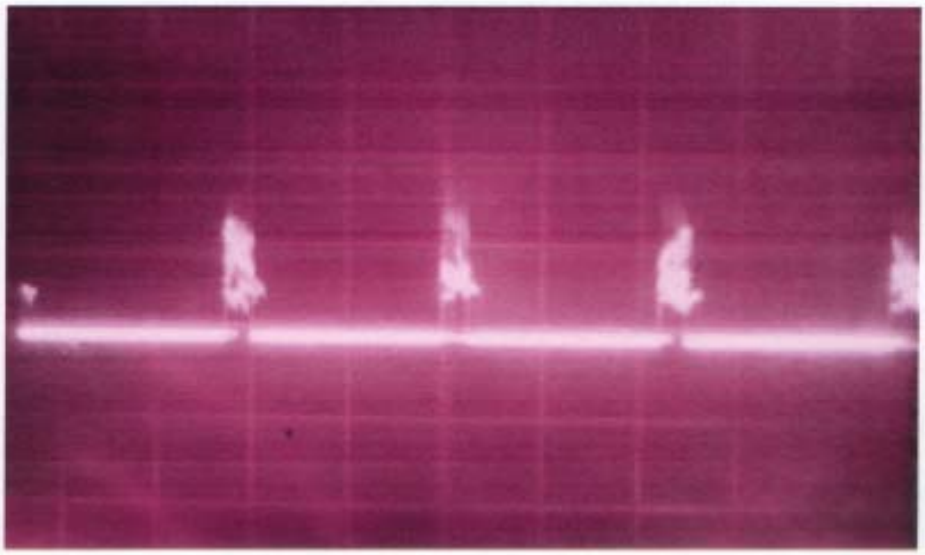
Οι A.V.Kramarenko και U.Tan μελέτησαν την επίδραση που έχουν ηλεκτρομαγνητικά κύματα συχνότητας 900 MHz στο ανθρώπινο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα [2]. Σκοπός της έρευνάς τους ήταν η διερεύνηση των επιδράσεων παλμικής Η/Μ ακτινοβολίας, όμοιας με αυτήν που εκπέμπουν τα κινητά τηλέφωνα, στο ΗΕΓ παιδιών και ενηλίκων.

10 νεαροί άνδρες και 10 παιδιά ηλικίας 12 ετών συμμετείχαν εθελοντικά στην μελέτη. Οι εξεταζόμενοι ήταν απολύτως υγιείς και δεν παρουσίαζαν συμπτώματα νευρολογικής ή ψυχολογικής φύσεως. Κατά τη διάρκεια του πειράματος, οι εξεταζόμενοι κάθονταν σε μία ειδική πολυθρόνα η οποία βρισκόταν απομονωμένη μέσα σε έναν ανηχοϊκό θάλαμο. 16 ηλεκτρόδια είχαν τοποθετηθεί πάνω στο κρανίο των εξεταζόμενων σύμφωνα με το σύστημα 10/20 για την καταγραφή του ΗΕΓ. Οι εξεταζόμενοι βρίσκονταν σε εγρήγορση, κρατώντας τα μάτια τους ανοιχτά, καθ'όλη τη διάρκεια των μετρήσεων, οι οποίες έγιναν χρησιμοποιώντας ένα 16-κάναλο τηλεμετρικό ηλεκτροεγκεφαλογράφο, που είχε φτιαχτεί από μέλος της ομάδας που εκτελούσε το πείραμα. Κύρια χαρακτηριστικά του ηλεκτροεγκεφαλογράφου αυτού, σε γενικές γραμμές, ήταν η υψηλή ευαισθησία καθώς και η δυνατότητα μείωσης του θορυβού στο ΗΕΓ.

Οι μετρήσεις του ΗΕΓ έγιναν πριν και κατά τη διάρκεια μιας κλήσης ενός ασύρματου αναλογικού τηλεφώνου κι ενός κινητού τηλεφώνου. Η φέρουσα συχνότητα του κινητού ήταν στα 900 MHz με συχνότητα πλαισίου (frame-frequency) στα 217 Hz (Ενώ τα ασύρματα αναλογικά εκπέμπουν συνεχή ακτινοβολία μέχρι 100 MHz με εκπεμπόμενη ισχύ μέχρι 3 mW, τα κινητά εκπέμπουν την πληροφορία σε πλαίσια, με τον πομπό να εκπέμπει μηδενική ισχύ μεταξύ των πλαισίων. Στη φάση της ακτινοβόλησης, το κινητό εκπέμπει ισχύ μεγέθους 3-4 W και βρίσκεται γειτονικά του

αυτιού και ορισμένων εγκεφαλικών δομών. Γενικότερα, για να παρατηρηθούν μεταβολές στο ΗΕΓ θα πρέπει το κινητό να βρίσκεται κοντά στο κρανίο, αφού ως γνωστόν, η ισχύς της ακτινοβολίας ελαττώνεται με το τετράγωνο της απόστασης).

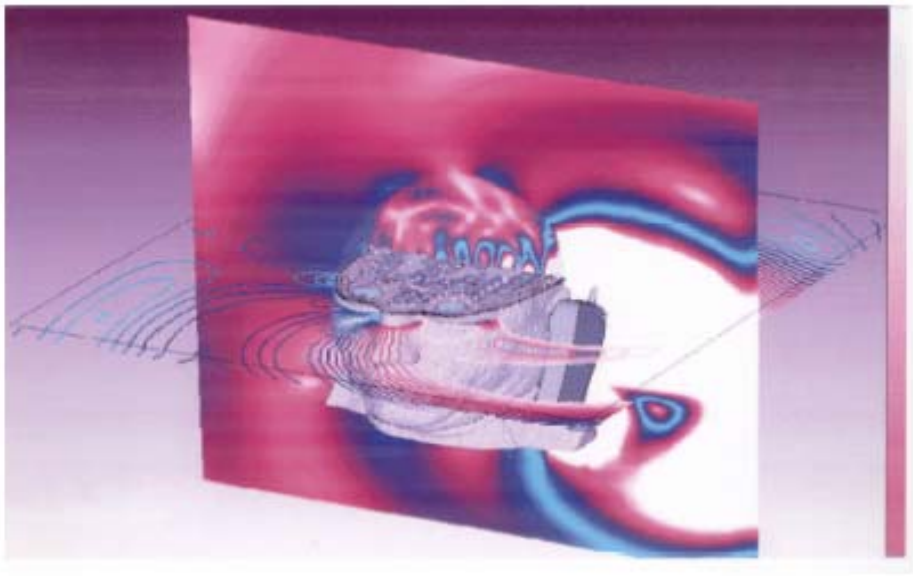
Για να γίνει κατανοητή η ροή του ρεύματος σε ένα αγώγιμο μέσο σαν τον ανθρώπινο εγκέφαλο, το ισοτονικό διάλυμα NaCl τοποθετήθηκε σε ένα δοχείο με την κεραία του κινητού να βρίσκεται 4 cm μακριά από αυτό. Η ρευματική ροή σε αυτό το αγώγιμο μέσο μπορεί να μετρηθεί χρησιμοποιώντας τα ελαφρώς πολωμένα Ag-AgCl ηλεκτρόδια σε έναν ταλαντογράφο χαμηλής συχνότητας. Αυτό το πείραμα υποδηλώνει ότι δυναμικά της τάξεως μερικών δεκάδων mV σε συνδιασμό με παλμό συχνότητας 217 Hz μπορεί να λάβουν χώρα μέσα σε εγκεφαλικές δομές κατά τη χρήση κινητού τηλεφώνου. Παρακάτω παρατίθεται ένα στιγμιότυπο από το ταλαντοσκόπιο (σχήμα 2.1). Κάθε τετράγωνο δείχνει την τάση (κατακόρυφη γραμμή = 2 mV) και τον χρόνο (οριζόντια γραμμή = 2 msec).



Σχήμα 2.1: Στιγμιότυπο από το ταλαντοσκόπιο

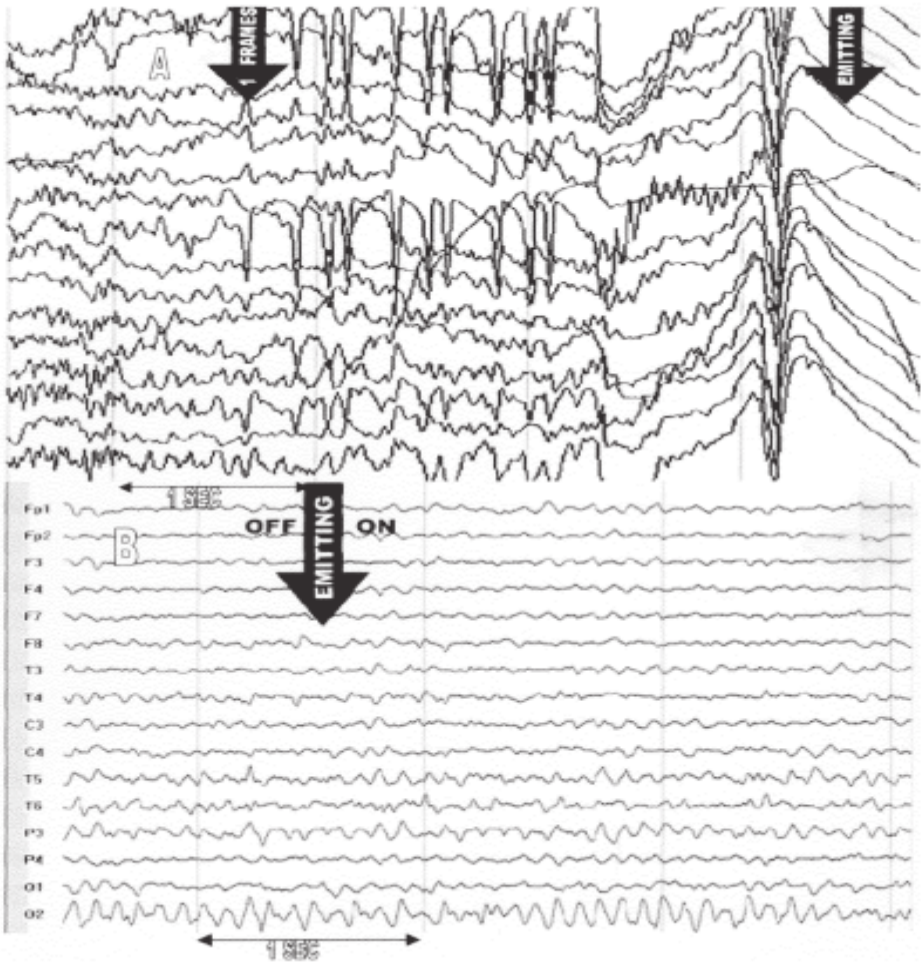
Το σχήμα 2.2 απεικονίζει το χάρτη του Η/Μ πεδίου που εκπέμπεται από το κινητό. Γίνεται φανερή η μεγάλης πολυπλοκότητας χωρική κατανομή του σήματος και το «κλείδωμα» του στα μέσα με τη μέγιστη αγωγιμότητα. Αυτό σημαίνει ότι οι μεγαλύτερες επιδράσεις, όσον αφορά τη φυσιολογία, θα εκδηλωθούν έντονα σε μέρη όπου θα υπάρχουν μεγαλύτερες περιοχές επαφής με υγρό. Το «κλείδωμα» του Η/Μ πεδίου στην περιοχή του βολβού του ματιού υποδηλώνει ότι η επίδραση στη βασική

περιοχή του εγκεφάλου μπορεί να είναι μεγαλύτερη από ότι στις περιοχές που γειτνιάζουν άμεσα με την κεραιά του τηλεφώνου.



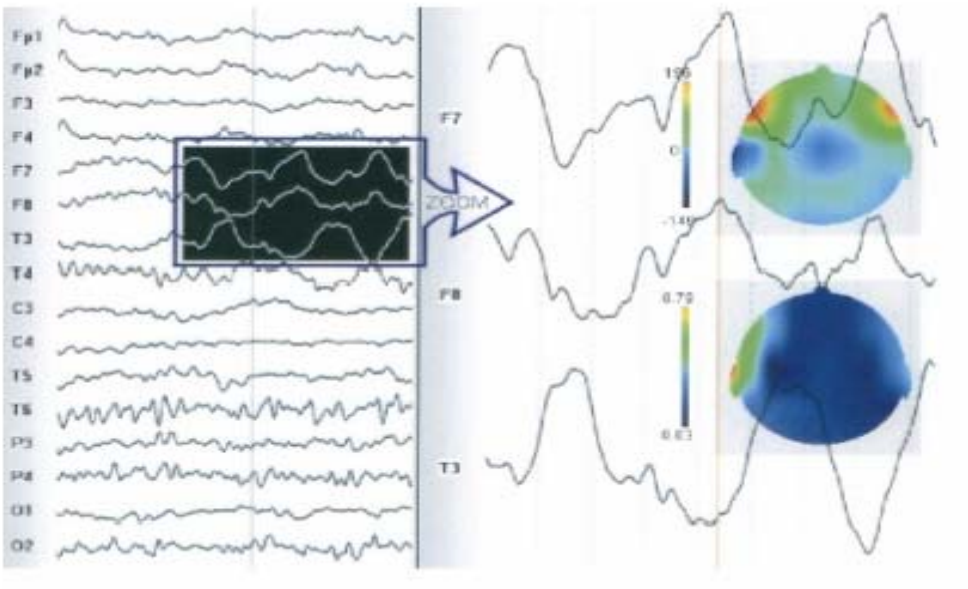
Σχήμα 2.2: Χάρτης Η/Μ πεδίου κινητού

Το σχήμα 2.3 απεικονίζει το φυσικό ΗΕΓ που αποκτήθηκε κατά τη διάρκεια ακτινοβόλησης του κινητού, χωρίς τη χρήση του τηλεμετρικού συστήματος (πάνω μέρος-Α, παρουσία θορύβου) καθώς και μετά τη χρήση αυτού (κάτω μέρος-Β, δίχως θόρυβο). Περιοδικές δραστηριότητες αργών κυμάτων (αργών όσον αφορά τις συχνοτητές τους) παρατηρήθηκαν στο ΗΕΓ όταν τέθηκε σε λειτουργία το κινητό. Γενικώς, δεν υπήρξαν ορατές μεταβολές στο ΗΕΓ για 10-15 sec μετά το άνοιγμα του κινητού, όπως φαίνεται κι από το Β μέρος του σχ.2.3. Μετά από αυτό το διάστημα, το φάσμα της μέσης συχνότητας αυξήθηκε σε περιοχές κοντά στην κεραία. Στο επόμενο διάστημα, μεταξύ των 20-40 sec, μια δραστηριότητα αργών κυμάτων εμφανίστηκε στις ίδιες περιοχές: όσο περισσότερα αργά κύματα εμφανίζονταν, τόσο μειωνόταν η μέση συχνότητα. Αυτή η δραστηριότητα των αργών κυμάτων διήρκησε περίπου 1 sec και μετά εξαφανίστηκε απότομα.



Σχήμα 2.3: ΗΕΓ χωρίς (Α) και με τη χρήση τηλεμετρικού συστήματος (Β)

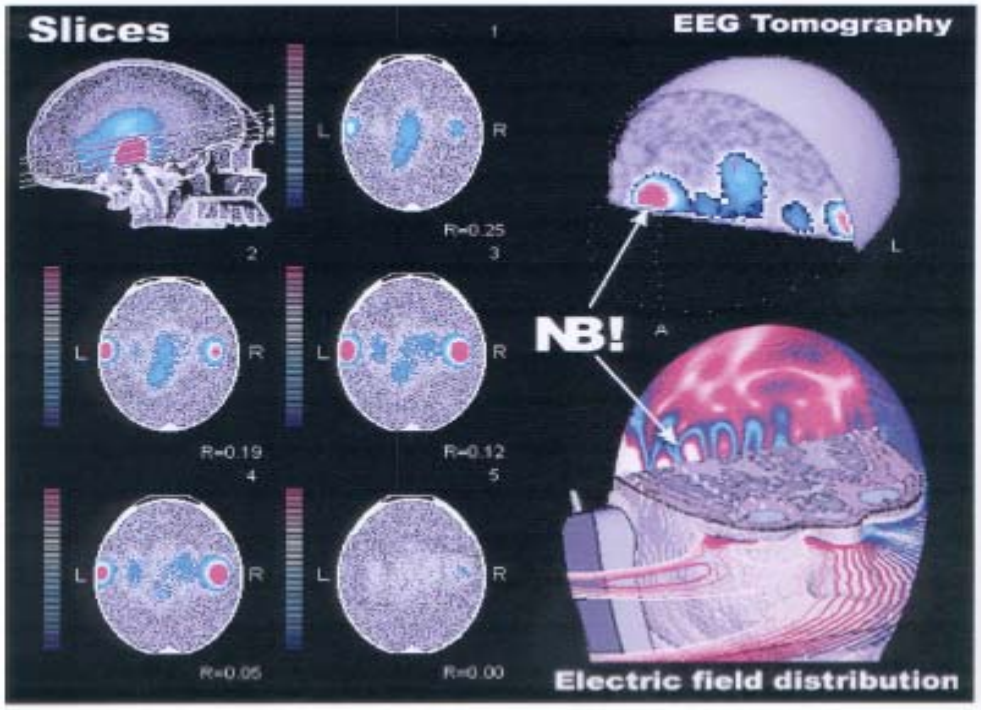
Το σχήμα 2.4 απεικονίζει τη δραστηριότητα των αργών κυμάτων στα ηλεκτρόδια Ε7, F8 και Τ3 (αριστερή πλευρά). Η δεξιά πλευρά του σχήματος δείχνει το μεγενθυμένο μέρος των αργών κυμάτων με τη χαρτογράφηση του εγκεφάλου. Αμφότερες οι μπροστινές περιοχές είχαν ενεργοποιηθεί, ενώ οι κροταφικές ενεργοποιήθηκαν μόνο από τη μία πλευρά (οι κόκκινες περιοχές δείχνουν τα αργά κύματα). Η μέγιστη πυκνότητα φασματικής ισχύος αυτών των κυμάτων ήταν στην περιοχή των 2.5-6.0 Hz. Μετά την περίοδο της δραστηριότητας των αργών κυμάτων, η μέση συχνότητα αυξήθηκε ελαφρώς και το φυσιολογικό ΗΕΓ καταγράφηκε. Παρ'όλα αυτά, αργά κύματα εμφανίζονταν περιοδικά κάθε 15-20 sec.



Σχήμα 2.4: Απεικόνιση δραστηριότητας αργών κυμάτων όπως καταγράφηκε από τα διάφορα ηλεκτρόδια

Το σχήμα 2.5 απεικονίζει τη χαρτογράφηση της δραστηριότητας των αργών κυμάτων σε συνάρτηση με την υψίσυχνη Η/Μ ακτινοβολία που εκπεμπόταν από το κινητό. Όπως φαίνεται κι από το σχήμα αυτό (δεξιά πλευρά, 3-D εικόνες), η μέγιστη δραστηριότητα (πάνω μέρος, κόκκινη περιοχή) συμπίπτει με τη μέγιστη ισχύ του πεδίου. Στην αριστερή πλευρά, η θέση των αργών κυμάτων έχει οπτικοποιηθεί. Πέντε τομές του εγκεφάλου έχουν ακολούθως απεικονισθεί, με τις κόκκινες περιοχές να υποδηλώνουν τη μεγαλύτερη δραστηριότητα στο ΗΕΓ. Αυτές οι περιοχές, δείχνουν ότι οι μεταβολές του ΗΕΓ λαμβάνουν χώρα σε βασικές περιοχές του εγκεφάλου. Παρατηρήθηκε επίσης, μια καθολική συμφωνία και των δυο εικόνων (αργά κύματα και Η/Μ πεδίο), λαμβάνοντας υπόψη ακόμα και τις αντίπλευρες περιοχές. Η επίδραση του Η/Μ ήταν αντιστρέψιμη: μέσα σε 10 min από το κλείσιμο του κινητού τα αργά κύματα εξαφανίστηκαν προοδευτικά.

Η επίδραση των Η/Μ πεδίων στο ΗΕΓ ήταν εντονότερη στα παιδιά. Η δραστηριότητα των αργών κυμάτων δηλαδή, εμφανιζόταν νωρίτερα (περίπου 10-15 μετά το άνογμα του κινητού) και με μεγαλύτερα πλάτη, διαρκούσε περισσότερο (2-3 sec), η συχνότητα τους ήταν μικρότερη (1-2.5 Hz) και επαναλαμβανόταν συχνότερα.



Σχήμα 2.5: Χαρτογράφηση δραστηριότητας αργών κυμάτων σε συνάρτηση με την ακτινοβολία

Συνοψίζοντας, τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας δείχνουν ότι το ΗΕΓ παρουσίασε φυσιολογική συμπεριφορά κατά την έκθεση στην ακτινοβολία, με μία μικρή αύξηση της μέσης παγκόσμιας συχνότητας. Παρ'όλα αυτά, μία μικρής διάρκειας δραστηριότητα αργών κυμάτων, τα οποία ήταν μέσα στην περιοχή των δέλτα ρυθμών, συνέβη 10-15 sec μετά το άνοιγμα του κινητού. Με το κλείσιμο του κινητού η δραστηριότητα εξαφανίστηκε προοδευτικά μέσα σε 10 min. Οι ερευνητές καταλήγουν στο ότι η Η/Μ ακτινοβολία που εκπέμπεται από τα κινητά μπορεί να είναι επιβλαβής για τον ανθρώπινο εγκέφαλο, αφού η εμφάνιση δέλτα κυμάτων σε ανθρώπους που βρίσκονται σε εγρήγορση μπορεί να προκαλέσει παθολογικά συμπτώματα. Τέλος, η δραστηριότητα αυτή ήταν εντονότερη στα παιδιά απ'ότι στους ενήλικες, πιθανότατα επειδή η απορρόφηση μικροκυματικής ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη σε ένα αντικείμενο όπως το κεφάλι των παιδιών καθώς και για το λόγο ότι η ακτινοβολία μπορεί να διαπεράσει με μεγαλύτερη ευκολία ένα λεπτότερο κρανίο σαν αυτό των παιδίων.

Σκοπός μιάς άλλης μελέτης [3], ήταν η διερεύνηση της επίδρασης της ακτινοβολίας ενός φορητού GSM τηλεφώνου στο ανθρώπινο ΗΕΓ. Στο πείραμα έλαβαν μέρος πέντε άτομα, τα οποία σε καμία περίπτωση δεν γνώριζαν την κατάσταση του τηλεφώνου (on-off mode), και κρατούσαν τα μάτια τους κλειστά κατά τη διάρκεια καταγραφής του ΗΕΓ.

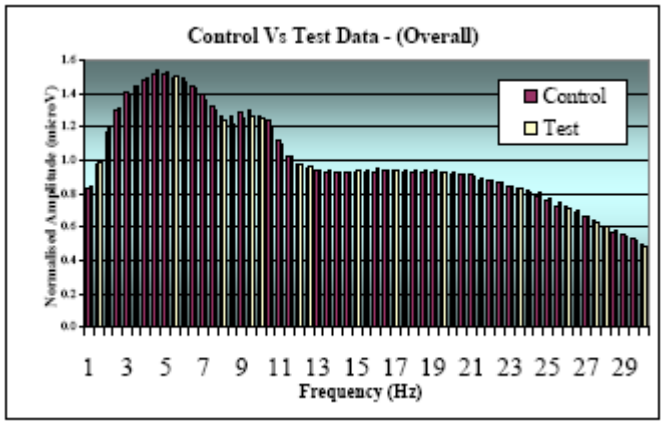
Ο εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε αποτελούνταν από το σύστημα καταγραφής Mindset MS-1000, το οποίο συμπεριελάμβανε τη μονάδα φυσικής καταγραφής και δύο συσχετιζόμενα πακέτα λογισμικού: το MindLab 2.0 και το WaveLab 0.6x. Το πρώτο από τα πακέτα χρησιμοποιήθηκε για την απόκτηση των δεδομένων και την ανάλυση των ηλεκτροεγκεφαλογραφικών δεδομένων σε πραγματικό χρόνο, ενώ το δεύτερο πακέτο χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση των δεδομένων μετά τη φάση της καταγραφής και την παραγωγή στατιστικών. Τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιήθηκαν ήταν τύπου Grass E5GH.

Για κάθε εξεταζόμενο πραγματοποιήθηκαν πέντε σετ μετρήσεων, καθένα από τα οποιά αποτελούνταν από μία καταγραφή με το κινητό απενεργοποιημένο και μία καταγραφή διάρκειας 10 λεπτών με το κινητό ανοιχτό (control-test recordings αντίστοιχα). Δύο ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν στις θέσεις Fp1-Fp2 σύμφωνα με το σύστημα 10/20. Κατά το στάδιο της αρχικής καταγραφής, ο εξεταζόμενος καθόταν σε μία καρέκλα ενώ γινόταν καταγραφή του ΗΕΓ, σύντομα όμως έγινε αντιληπτό ότι δημιουργούνταν τεχνικά σφάλματα (artifacts) λόγω της κίνησης του εξεταζόμενου. Έτσι, οι μετρήσεις έγιναν με τους εξεταζόμενους να είναι ξαπλωμένοι με την πλάτη τους ακουμπισμένη στο πάτωμα και με το κεφάλι τους πάνω σε ένα μαξιλάρι.

Και τα δύο δοκιμαστικά σετ ενείχαν την τοποθέτηση του κινητού ακριβώς δίπλα από το αυτί του εξεταζόμενου, προσομοιώνοντας έτσι τις πραγματικές συνθήκες συνομιλίας από κινητό. Για την πρώτη πειραματική συνθήκη (control recording), το κινητό ήταν κλειστό κι έτσι γινόταν καταγραφή του φυσιολογικού ΗΕΓ. Κατά η διάρκεια των μετρήσεων για την επίδραση της ακτινοβολίας του τηλεφώνου (test recordings), το κινητο ήταν ανοιχτό στην κατάσταση αναμονής (standby mode) καθ'όλη τη περίοδο καταγραφής χωρίς όμως να μπαίνει ποτέ σε κατάσταση ενεργής μετάδοσης (active transmission state). Οι λόγοι που οδήγησαν στην επιλογή της κατάστασης αναμονής για την καταγραφή των μετρήσεων ήταν οι εξής : i) αυτή είναι η κατάσταση στην οποία βρίσκεται την περισσότερη ώρα το κινητό των χρηστών και ii) είχε δειχθεί πρόσφατα ότι τα κινητά σε κατάσταση αναμονής παράγουν ακτινοβολία στην περιοχή των 2-50 Hz, ίδια με αυτή του εγκεφαλικού σήματος. Σε όλες τις μετρήσεις οι εξεταζόμενοι δεν γνώριζαν την κατάσταση στην οποία βρισκόταν το κινητο (ανοικτό και σε κατάσταση αναμονής ή κλειστό). Το κινητό που χρησιμοποιήθηκε ήταν το Nokia 6110 (Τα Nokia 6110 λειτουργούν ή στα 900 ή στα 1800 MHz. Δεν διευκρινίστηκε σε ποια από τις δυο συχνότητες λειτουργούσε το εν λόγω κινητό).

Τα αποτελέσματα από καθένα από τους πέντε εξεταζόμενους αρχικά κανονικοποιήθηκαν με βάση το μέσο όρο καθενός μεμονωμένου τεστ, υπολογίστηκε η μέση τιμή τους και συγκρίθηκαν χωριστά. Εν συνεχεία, αυτά τα αποτελέσματα

συγκρίθηκαν συνολικά, με τη μέση απόκλιση και την p-τιμή να αναλύεται για καθεμία από τις τέσσερις ζώνες συχνοτήτων (δέλτα, θήτα, άλφα, βήτα) ξεχωριστά. Σημειώνεται πως κατα τη διάρκεια της εξαγωγής των μέσων όρων των δεδομένων, φαινόμενα που προηγουμένως δεν ήταν αντιληπτά ανάμεσα στα μεμονωμένα αποτελέσματα του κάθε εξεταζόμενου έγιναν εμφανέστερα και μπόρεσαν να παρατηρηθούν, ενώ άλλα που πιστεύονταν ότι ήταν ενδεικτικά του τεστ (κινητό σε κατάσταση αναμονής) τώρα βρίσκονταν υπό αμφισβήτηση. Το γράφημα της FFT (Fast Fourier Transform) συχνότητας καθώς και η στατιστική ανάλυση του ΗΕΓ σε σχέση με τους τέσσερις βασικούς ρυθμούς δείχνονται στο σχήμα 2.6 και αντίστοιχα στον πίνακα 2.7. Στο σχ.2.6 οι κόκκινες ράβδοι δείχνουν τα αποτελέσματα όταν το κινητό ήταν κλειστό, ενώ οι κίτρινες ράβδοι δείχνουν τα αποτελέσματα όταν το κινητό βρισκόταν σε κατάσταση αναμονής.



Σχήμα 2.6: Γράφημα του FFT μετασχηματισμού

Frequency range	Control Data	Control SD	Test Data	Test SD	P-Value
Delta (1.0-3.5 Hz)	7.13	0.25	7.18	0.24	0.034
Theta (4.0-7.5 Hz)	11.66	0.07	11.60	0.08	0.217
Alpha (8-11 Hz)	8.73	0.06	8.51	0.06	0.000
Beta (15-25 Hz)	18.64	0.05	18.86	0.06	0.007

Πίνακας 2.7: Στατιστική ανάλυση του ΗΕΓ σε σχέση με τους τέσσερις ρυθμούς

Από το σχεδιάγραμμα 2.6 που αφορά τα αποτελέσματα συνολικά, μπορούμε να παρατηρήσουμε τα εξής αναφορικά με τις τέσσερις βασικές περιοχές του ΗΕΓ: i) αύξηση του ρυθμού δέλτα (1.0-3.5 Hz), ii) μείωση του ρυθμού θήτα (4.0-7.5 Hz), iii) μείωση του ρυθμού άλφα στη ζώνη συχνοτήτων 8.0-11.0 Hz, iv) αύξηση του ρυθμού άλφα στη ζώνη συχνοτήτων 11.5-13 Hz, v) αύξηση του ρυθμού βήτα (15.0-25.0 Hz).

Έχοντας συλλέξει τα αποτελέσματα και από τους πέντε εξεταζόμενους, παρατηρήθηκε ότι ενώ οι ρυθμοί δέλτα και θήτα παρουσίαζαν μικρές σχετικά μεταβολές μεταξύ των δυο φάσεων καταγραφής δεδομένων (control – test groups, που αντιστοιχούν σε κλειστό-ανοιχτό κινητό), ο άλφα ρυθμός μειώθηκε και ο βήτα αυξήθηκε όταν το κινητό ήταν σε αναμονή. Αυτές οι διακυμάνσεις ήταν στατιστικά σημαντικές, με το 95% του διαστήματος εμπιστοσύνης των δύο σταδίων καταγραφής να βρίσκονται εκτός του ενός και του άλλου. Οι τιμές των υπόλοιπων στατιστικών μεγεθών φαίνονται στον πίνακα 2.7.

Η αντίστροφη απόκριση των ρυθμών άλφα και βήτα, θεωρείται ότι προέρχεται από αυξημένη εγρήγορση. Κοιτάζοντας προσεκτικότερα τα συνολικά αποτελέσματα, παρατηρείται ότι η μείωση του άλφα ρυθμού στις συχνότητες 8-11 Hz συνοδευόταν κι απο μια αύξηση του ίδιου ρυθμου στη ζώνη όμως των 11.5-13 Hz, όσο το κινητό ήταν ανοιχτό. Αυτό είναι ιδιαίτερα αξιοσημείωτο αφού η συνολική συμπεριφορά του άλφα ρυθμού είναι ίδια για τις βρεγματοινιακές περιοχές του εγκεφάλου ενώ οι μετρήσεις λήφθηκαν από την μετωπική περιοχή. Ακόμα, αν και δεν είναι ιδιαίτερα εμφανές από τη στατιστική ανάλυση και δεν ισχύει για όλες τις συχνότητες, υπάρχει μια μικρή αύξηση του πλάτους του θήτα ρυθμού στη ζώνη των 4-5.5 Hz. Όλες αυτές οι διαπιστώσεις (αύξηση θήτα, μείωση χαμηλού άλφα, αύξηση υψηλού άλφα και αύξηση κεντρικού βήτα) σχετίζονται με καταστάσεις υψηλής εγρήγορσης. Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα αυτά έχουν πολλές ομοιότητες με μοντέλα που υποδεικνύουν αυξημένη πνευματική δραστηριότητα και αν και έχει ληφθεί υπόψη η χρησιμοποιήση μικρού αριθμού ηλεκτροδίων και εξεταζομένων, η ακτινοβολία από το κινητό φαίνεται να επηρεάζει την λειτουργία των εγκεφαλικών κυττάρων κατά τρόπο όμοιο με αυτόν που παρατηρείται σε καταστάσεις αυξημένης αυτοσυγκέντρωσης.

Σε ένα άλλο εργαστήριο διερευνήθηκε η επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας στο ΗΕΓ σε σχέση με το φύλο των εκτιθέμενων [4]. Η ακτινοβολία ήταν συχνότητας 900 MHz, παρόμοια με αυτή που εκπέμπεται από τα κινητά τηλέφωνα. Στο πείραμα συμμετείχαν 9 άνδρες και 10 γυναίκες, μέσης ηλικίας 23.3±2.23 χρόνων και 16.9±1.82 χρόνια μέσης εκπαίδευσης. Οι διάφορες υποομάδες ανδρών-γυναικών που δημιουργήθηκαν ήταν ομογενείς όσον αφορά την ηλικία και το επίπεδο μόρφωσης. Όλοι οι εξεταζόμενοι ήταν δεξιόχειρες και δεν είχαν ιστορικό προβλημάτων ακοής.

Η διεξαγωγή του πειράματος έγινε μέσα στον ανηχοικό θάλαμο του εργαστηρίου, με σκοπό την πλήρη απομόνωση του εξεταζόμενου από την επίδραση των αναρίθμητων ανεπιθύμητων Η/Μ ακτινοβολιών του εξωτερικού περιβάλλοντος. Ο κάθε εξεταζόμενος, καθ'όλη τη διάρκεια του πειράματος ήταν καθισμένος στην ειδική πολυθρόνα που υπήρχε στο θάλαμο, ενώ στο κεφάλι του τοποθετούνταν κατάλληλα 16 ηλεκτρόδια (1 ηλεκτρόδιο για αναφορά) για τη λήψη του ΗΕΓ σύμφωνα με το σύστημα 10/20. Τα ηλεκτρόδια αυτά συνδέονταν μέσω ενός ειδικού πολυπλέκτη, κατασκευασμένο από τη εταιρία BRAINTRONICS, σε έναν υπολογιστή στον οποίο έτρεχε η εφαρμογή LABVIEW. Στην οθόνη του υπολογιστή αυτού λαμβάνονταν οι δεκαέξι κυματομορφές, κάθε μία από τις οποίες αντιστοιχούσε σε ένα ηλεκτρόδιο. Σημειώνεται επίσης, ότι τα ηλεκτρόδια διέρχονταν μέσα από ένα βαθυπερατό φίλτρο, το οποίο έκοβε τις συχνότητες που ήταν μεγαλύτερες από 35 Hz, έτσι ώστε το σήμα του δικτύου παροχής ενέργειας, το οποίο είναι στα 50 Hz, να μην παρεμβαλλόταν στο επιθυμητό σήμα. Στη δεξιά πλευρά του καθίσματος βρισκόταν τοποθετημένη μία κεραία που ακτινοβολούσε στα 900 MHz με μέση ισχύ στα 64 mW, οδηγούμενη από μια γεννήτρια η οποία μπορούσε να είναι ανοιχτή ή κλειστή. Η κεραία παρακολουθείτο, έτσι ώστε να διατηρεί σταθερή απόσταση από το αυτί του εξεταζόμενου σ'όλη τη διαδικασία.

Οι εξεταζόμενοι που υποβάλλονταν στο πείραμα φορούσαν επίσης ειδικά ακουστικά μέσω των οποίων δέχονταν διάφορα ηχητικά ερεθίσματα με βάση το ακουστικό τεστ Wechsler [5], τα οποία προέρχονταν από ένα δεύτερο υπολογιστή που ήταν εγκατεστημένος στη διπλανή αίθουσα. Τα βασικά σημεία της διαδικασίας του πειράματος δίνονται στον πίνακα 2.8 που ακολουθεί.

Time period	Action: A------> B-----> C---------> D---------> E------> F----------> G
AB (500 ms)	Recording of EEGs.
BC (100 ms)	Warning stimulus (500 or 3000 Hz, 65 dB) and recording of ERPs.
CD (900 ms)	Recording of ERPs.
DE (varies) (Not in scale)	Computerized administration of the sequence of numbers of the Wechsler Direct Auditory Memory Test. The duration of this period depends on the numbers of digits to be recalled in each trial (from two to nine digits across trials). Between administered digits, the time interval is 1 s.
EF (100 ms)	Repetition of the warning stimulus.
FG (not in scale)	Recording of the memory recall performance according to the accuracy of responses (varies between 15 and 30 s)

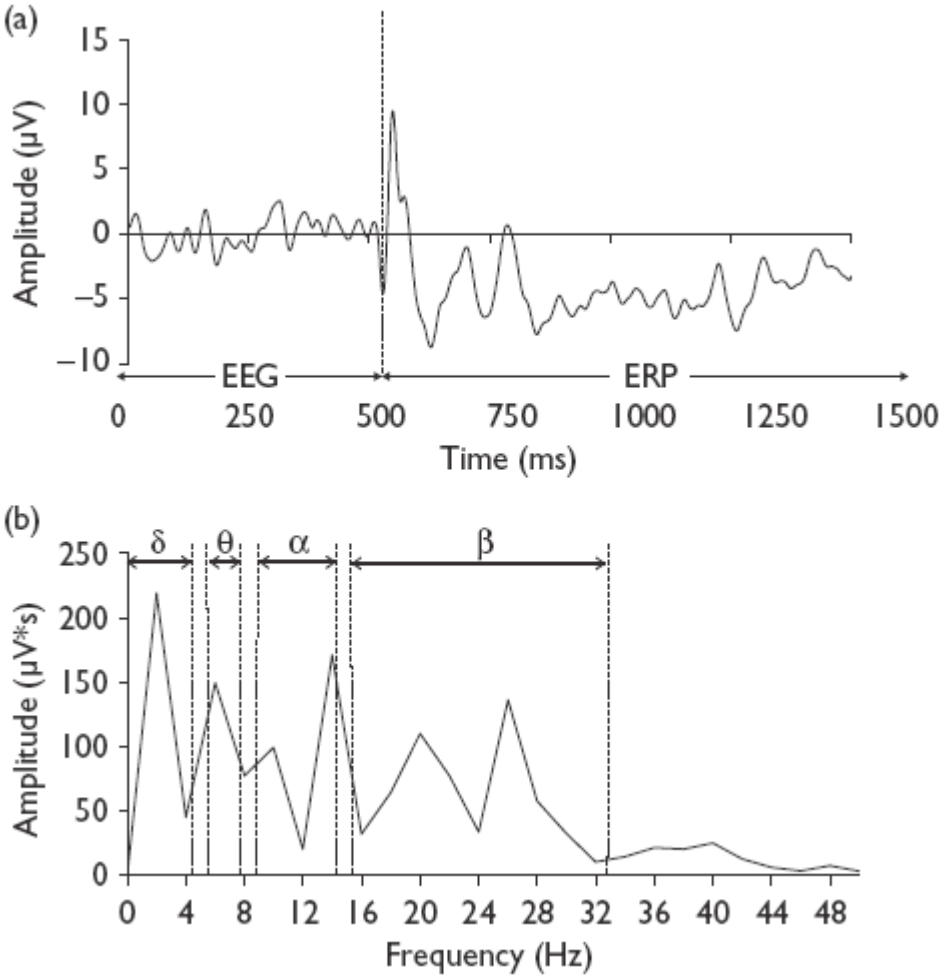
Πίνακας 2.8: Η διαδικασία του πειράματος

Ένας ακουστικός τόνος είτε υψηλής (3000 Hz) είτε χαμηλής (500 Hz) συχνότητας μεταδιδόταν μέσω των ακουστικών στον εξεταζόμενο, ο οποίος εν συνεχεία έπρεπε να απομνημονεύσει τους αριθμούς που ακολουθούσαν. Ο αρχικός τόνος διαρκούσε 100 msec, ακολουθούσε διάλειμα 1 sec και στη συνέχεια παρουσιάζονταν από μία ανδρική φωνή οι αριθμοί οι οποίοι έπρεπε να απομνημονευθούν. Με το πέρας της παρουσίασης της σειράς των αριθμών, ο ίδιος αρχικός τόνος επαναλαμβανόταν. Αν ο τόνος ήταν χαμηλής συχνότητας, ο εξεταζόμενος έπρεπε να ανακαλέσει τους αριθμούς με την σειρά που τους άκουσε, ενώ αν ο τόνος ήταν υψηλός οι αριθμοί έπρεπε να ανακαλεσθούν με την αντίστροφη σειρά. Τα σήματα από τα ηλεκτρόδια καταγράφονταν για 1500 msec, 500 msec πριν τον αρχικό τόνο και 1000 msec μετά από αυτόν, με τη συχνότητα καταγραφής να είναι 1 kHz.

Η διαδικασία αυτή επαναλαμβανόταν 52 φορές με τη συνολική διάρκεια του πειράματος να φτάνει τα 45 min. Ο κάθε εξεταζόμενος επισκέφθηκε το εργαστήριο δύο φορές, κατά τις οποίες τη μία φορά το πείραμα εκτελέστηκε με επίδραση ακτινοβολίας, ενώ την άλλη φορά δίχως αυτή. Μεταξύ των δύο επισκέψεων μεσολάβησε ένα διάστημα 2 εβδομάδων. Η φορά στην οποία εκτέθηκε ο εξεταζόμενος στη ακτινοβολία ήταν τυχαία.

Παρακάτω, σχήμα 2.9(a), δίνεται ένα χαρακτηριστικό γράφημα των τιμών του πλάτους του εγκεφαλικού σήματος (αντιστοιχεί μία τιμή σε κάθε msec) για το ηλεκτρόδιο Fp1 και τον εξεταζόμενο #1. Στο κάτω μέρος του γραφήματος (2.9(b)), απεικονίζεται ο FFT (Fast Fourier Transorm) των τιμών του πλάτους του σήματος για

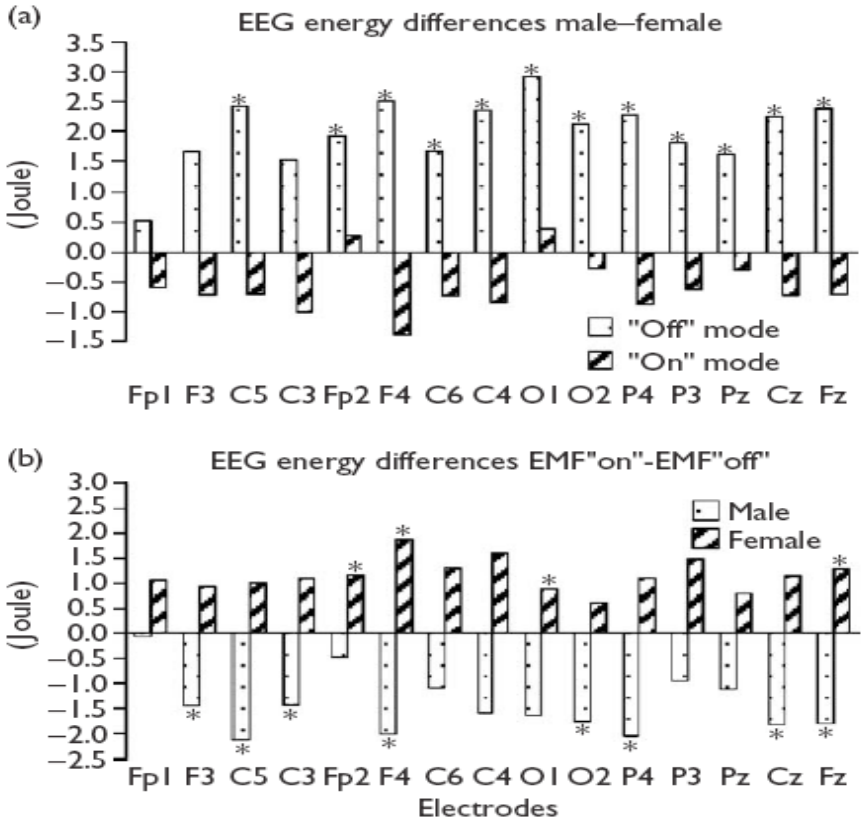
το ίδιο ηλεκτρόδιο και τον ίδιο εξεταζόμενο. Διακρίνεται ο διαχωρισμός του φάσματος με βάση τους τέσσερις βασικούς ρυθμούς.



Σχήμα 2.9: (a) Τιμές εγκεφαλικού σήματος για το ηλεκτρόδιο Fp1 και (b) FFT μετασχηματισμός των τιμών αυτών

Οι μέσες τιμές της ενέργειας του ΗΕΓ για τις δυο πειραματικές συνθήκες και για τα δύο φύλα υπολογίσθηκαν. Η διαδικασία MANOVA έδειξε ότι υπάρχει σημαντική αλληεπίδραση μεταξύ πειραματικής συνθηκής (ύπαρξη ή όχι ακτινοβολίας) και φύλου. Το γράφημα 2.10(a) δείχνει τις διαφορές των μέσων ενεργειών του ΗΕΓ μεταξύ αρσενικών και θηλυκών εξεταζόμενων για κάθε πειραματική περίπτωση. Οι αστερίσκοι πάνω από τις ράβδους υποδεικνύουν τα ηλεκτρόδια στα οποία οι διαφορές των ΗΕΓ ενεργειών μεταξύ των δύο φύλων ήταν στατιστικά σημαντικές. Απουσία Η/Μ ακτινοβολίας η ΗΕΓ ενέργεια των ανδρών είναι μεγαλύτερη από την ενέργεια των γυναικών και αυτό ισχύει για όλα τα ηλεκτρόδια. Στατιστική σημαντικότητα

υπάρχει σε όλα τα ηλεκτρόδια εκτός από τα Fp1, F3 και C3. Παρουσία όμως ακτινοβολίας η εικόνα αντιστρέφεται, δηλαδή η ΗΕΓ ενέργεια των ανδρών είναι μικρότερη από εκείνη των γυναικών για όλα τα ηλεκτρόδια εκτός από τα Fp2 και O1, μολονότι οι διαφορές σε αυτή την περίπτωση δεν αποτελούν στατιστική σημαντικότητα. Το γράφημα 2.10(b) δείχνει μία άλλη παράμετρο μεταξύ της σχέσης φύλου-έκθεσης σε Η/Μ ακτινοβολία. Πιο συγκεκριμένα, δείχνει τις διαφορές των ενεργειών μεταξύ των δύο πειραματικών συνθηκών για κάθε φύλο στα 15 ηλεκτρόδια. Οι αστερίσκοι υποδεικνύουν τα ηλεκτρόδια στα οποία η διαφορά μεταξύ ύπαρξης ή όχι ακτινοβολίας ήταν στατιστικά σημαντική. Αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι οι διαφορές για τους άνδρες είναι αρνητικές σε όλα τα ηλεκτρόδια, σε αντίθεση με τις γυναίκες όπου οι διαφορές ήταν θετικές. Αυτό σημαίνει ότι κάτω από την επίδραση της ακτινοβολίας η φασματική ενέργεια του ΗΕΓ των ανδρών μειώνεται ενώ το ακριβώς αντίθετο συμβαίνει με τις γυναίκες. Στατιστικά σημαντικές διαφορές για τους άνδρες παρατηρήθηκαν σε οκτώ ηλεκτρόδια, ενώ για τις γυναίκες σε τέσσερα.



Σχήμα 2.10: (a) Διαφορές της ενέργειας του εγκεφαλικού σήματος μεταξύ ανδρών-γυναικών για κάθε πειραματική συνθήκη, (b) Διαφορές της ενέργειας του εγκεφαλικού σήματος μεταξύ των δύο πειραματικών συνθηκών για κάθε φύλο

Ο πίνακας 2.11 δίνει τα πρόσημα των διαφορών των ΗΕΓ ενεργειών μεταξύ των φύλων για κάθε πειραματική συνθήκη καθώς και μεταξύ των πειραματικών συνθηκών για κάθε φύλλο. Οι παρενθέσεις περιέχουν τον αριθμό των ηλεκτροδίων στα οποία βρέθηκαν θετικές ή αρνητικές διαφορές. Γίνεται εμφανές ότι οι διαπιστώσεις αναφορικά με την ενέργεια του ΗΕΓ που έγιναν παραπάνω επαναλαμβάνονται και για τις ενέργειες που εμπεριέχονται στους τέσσερις βασικούς ρυθμούς. Η σχετική μείωση της ενέργειας του εγκεφαλικού σήματος που προκλήθηκε απο την ύπαρξη ακτινοβολίας είναι εντονότερη στους άνδρες από ότι η αντίστοιχη σχετική αύξηση στις γυναίκες.

Επισημαίνεται, ότι οι διαφορές ήταν μεταξύ ανδρών-γυναικών για κάθε πειραματική συνθήκη και μεταξύ πειραματικών συνθηκών για κάθε φύλο και αφορούσαν τη συνολική ΗΕΓ ενέργεια και συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων.

Η αλληλεπιδραση φύλου x πειραματική συνθήκη επεξηγείται από το λεγόμενο crossover effect. Αυτό σημαίνει ότι στην πλειοψηφία των ηλεκτροδίων απουσία ακτινοβολίας η ενέργεια του εγκεφαλικού σήματος ήταν μεγαλύτερη στους άνδρες από ότι στις γυναίκες, ενώ παρουσία ακτινοβολίας η εικόνα αντιστρέφεται εντελώς.

Όσον αφορά τη συμπεριφορά των εξεταζόμενων διαπιστώθηκε ότι απουσία ακτινοβολίας η μνημονική απόδοση στους άνδρες ήταν 123.7±46.67 ενώ στις γυναίκες ήταν 111.1±41.5. Παρουσία ακτινοβολίας η απόδοση των δύο φύλων ήταν 112.4±37.9 και 115.7±36.4 για τους άνδρες και τις γυναίκες αντίστοιχα. Δεν υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στη μνημονική απόδοση μεταξύ των δύο πειραματικών συνθηκών για κανένα από τα δύο φύλα. Σημειώνεται, ότι ο συνολικός αριθμός των ψηφίων που παρουσιάστηκαν ήταν 298.

	Radiation		Gender	
	"Off"	"On"	Male	Female
Difference	Male–Female	Male–Female	"Off"–"On"	"Off"–"On"
Total	+(15/15)	−(13/15)	+(15/15)	−(15/15)
δ	+(15/15)	−(12/15)	+(14/15)	−(15/15)
θ	+(15/15)	−(14/15)	+(15/15)	−(15/15)
α	+(15/15)	−(11/15)	+(10/15)	−(15/15)
β	+(15/15)	−(15/15)	+(15/15)	−(15/15)

Πίνακας 2.11: Πίνακας προσήμων των διαφορών των ενεργειών εγκεφαλικού σήματος

Καταλήγοντας, αυτή η μελέτη έδειξε ότι η Η/Μ ακτινοβολία που εκπέμπεται από μια διπολική κεραία συχνότητας ίδιας με αυτή που εκπέμπουν τα κινητά τηλέφωνα μπορεί να επηρεάσει την εγκεφαλική δραστηριότητα. Η επίδραση αυτή φαίνεται να συσχετίζεται με το φύλο του εκτιθέμενου στην ακτινοβολία.

Σκοπός μιας άλλης ομάδας ερευνητών ήταν να μελετήσει την επίδραση του ψηφιακού κινητού τηλεφώνου στο ΗΕΓ υγιειών ατόμων [6]. Στο πείραμα έλαβαν μέρος 34 άνδρες, οι οποίοι προσήλθαν στο εργαστήριο μία και μοναδική φορά (Η περίπτωση αυτή, δηλαδή της μιας μόνο παρουσίας των εξεταζόμενων στο εργαστήριο αναφέρεται ως single-blind και με αυτήν την ονομασία θα την χρησιμοποιούμε από εδώ και στο εξής. Η περίπτωση των δύο επισκέψεων θα λέγεται αντίστοιχα double-blind). Το πείραμα συμπεριλάμβανε, μεταξύ άλλων διαδικασιών, τη μέτρηση των ΗΕΓ των εξεταζόμενων, οι οποίοι κρατούσαν τα μάτια τους κλειστά καθ'όλη τη διάρκεια της διεξαγωγής του πειράματος, από τα ηλεκτρόδια C3 και C4 και τη σύγκριση των επιδράσεων μεταξύ ενός ανοικτού (0.05 mW / cm^2) και ενός κλειστού ψηφιακού κινητού τηλεφωνικού συστήματος GSM. Κατά τη διάρκεια της έκθεσης (σχεδόν 3.5 min) στο Η/Μ πεδίο συχνότητας 900 MHz, που παλλόταν με συχνότητα 217 Hz με χρονικό εύρος παλμού 580 msec, δεν ανιχνεύθηκαν μεταβολές στο ΗΕΓ όσον αφορά τη φασματική πυκνότητα ισχύος.

Παρόμοια έρευνα διεξήχθηκε από τον Hietanen και λοιπούς [7]. Σκοπός της ήταν η διερεύνηση πιθανών επιδράσεων της ακτινοβολίας ραδιοσυχνοτήτων που εκπέμπεται από τα κινητά τηλέφωνα στις λειτουργίες του ανθρώπινου εγκεφάλου. Η δραστηριότητα του εγκεφαλικού σήματος 19 εθελοντών αναλύθηκε ποσοτικά. 10 από τους εξεταζόμενους ήταν άνδρες (ηλικίας 28-48 χρονών) και 9 ήταν γυναίκες (ηλικίας 32-57 χρονών). Η πηγές ακτινοβολίας ήταν 5 διαφορετικά κινητά τηλέφωνα (αναλογικά και ψηφιακά), τα οποία είχαν συχνότητα λειτουργίας 900 ή 1800 MHz. Η καταγραφή του ΗΕΓ έγινε με τους εξεταζόμενους να βρίσκονται σε εγρήγορση και με τα μάτια τους κλειστά. Συνολικά, έγιναν έξι 30-λεπτα πειράματα εκ των οποίων ένα ήταν δίχως την επίδραση ακτινοβολίας (sham exposure), για καθένα από τους εξεταζόμενους. Η διάρκεια της πραγματικής έκθεσης στην ακτινοβολίας ήταν 20 min.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η έκθεση σε ένα από τα κινητά προκάλεσε μια στατιστικά σημαντική μεταβολή στην απόλυτη ισχύ της ζώνης συχνοτήτων του ρυθμού δέλτα του ΗΕΓ. Παρ'όλα αυτά καμία διαφορά δεν παρατηρήθηκε στη σχετική ισχύ του ίδιου ρυθμού και δεν συνέβησαν άλλες μεταβολές κατά τη έκθεση στην ακτινοβολία των υπόλοιπων κινητών για κανένα από τους βασικούς ρυθμούς. Τα συμπεράσματα αυτής της μελέτης υποδηλώνουν ότι η έκθεση σε πεδία που εκμπέμπονται από τα κινητά τηλέφωνα δεν προκαλεί κανένα ανώμαλο αποτέλεσμα στην ανθρώπινη

ηλεκτροεγκεφαλική δραστηριότητα. Η παρατηρηθείσα διαφορά σε μία παράμετρο προκλήθηκε πιθανώς από στατιστική τυχαιότητα.

Σε ένα άλλο εργαστήριο, σε πείραμα που έγινε για την μελέτη των μεταβολών του ΗΕΓ κατά την έκθεση σε ακτινοβολία κινητού τηλεφώνου, συμμετείχαν 24 εθελοντές [8]. Τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας ήταν: συχνότητα στα 902.4 MHz και ένταση 0.06 mW/cm^2. Το πείραμα εκτελέστηκε δύο φορές για κάθε εξεταζόμενο, με τη συνολική του διάρκεια να είναι 60 min. Ο εξεταζόμενος ήταν υπό την επίδραση ακτινοβολίας μόνο κατά το ένα πείραμα. Η διάρκεια της πραγματικής έκθεσης ήταν 15 min. Το ΗΕΓ καταγράφηκε μέσω 16 ηλεκτροδίων που ήταν τοποθετημένα στο κρανίο σύμφωνα με το σύστημα 10/20. Οι εξεταζόμενοι στη μία περίπτωση κρατούσαν τα μάτια τους κλειστά ενώ στην άλλη ανοιχτά. Για την ανάλυση του ΗΕΓ σχεδίαστηκε ειδικό πρόγραμμα λογισμικού μη γραμμικής δυναμικής. Μία παράμετρος, η πολυκαναλική διάσταση συσχέτισης, υπολογίσθηκε. Μεταβολές σε αυτήν την παράμετρο μπορεί να υποδηλώνουν μεταβολές στην εγκεφαλική λειτουργία. Αποτέλεσμα της διαδικασίας καταγραφής του ΗΕΓ, ήταν η παρατήρηση σημαντικής αύξησης της παραμέτρου κατά τη φάση της έκθεσης στην ακτινοβολία αλλά και μετά από αυτή, ιδιαίτερα στην περίπτωση που οι εξεταζόμενοι είχαν τα μάτια τους κλειστά. Αυτό μπορεί να εκληφθεί ως εκδήλωση δραστηριότητας στο φλοιό του κρανίου κατά την έκθεση σε Η/Μ πεδία.

Ο Von Klitzing αναφέρει [9] ότι μετά τη λήψη ηλεκτροεγκεφαλικών δεδομένων από μία ομάδα εξεταζόμενων, οι οποίοι εκτέθηκαν σε υψίσυχνη παλμική Η/Μ ακτινοβολία, παρατηρήθηκαν σημαντικότατες μεταβολές στη ζώνη συχνοτήτων του άλφα ρυθμού κατά τη διάρκεια έκθεσης όσο και μετά από αυτή για κάποιες ώρες. Αυτές οι μεταβολές προκλήθηκαν από πεδία χαμηλότερης έντασης από αυτής των διεθνών ορίων.

Μια ομάδα ερευνητών διεξήγαγε έρευνα με στόχο να καθορίσει αν υπάρχει επίδραση της Η/Μ ακτινοβολίας που εκπέμπεται από κινητά τηλέφωνα στο ανθρώπινο ΗΕΓ [10]. Έγιναν καταγραφές των εγκεφαλικών σημάτων 10 εξεταζόμενων οι οποίοι βρίσκονταν σε εγρήγορση και ήταν εκτεθιμένοι σε ακτινοβολίες ραδιοσυχνοτήτων εκπεμπόμενες από ένα κινητό τηλέφωνο που ήταν τοποθετημένο πίσω από το κεφάλι τους. Πραγματοποιήθηκαν δύο πειραματικές δοκιμές. Στην πρώτη δοκιμή, η έκθεση έγινε σε ακτινοβολία RF που εκπεμπόταν από ένα GSM κινητό το οποίο μετέδιδε σε πλήρη ισχύ και με το μικρόφωνο να βρίσκεται εκτός λειτουργίας. Κατά τη δεύτερη δοκιμή, η έκθεση έγινε σε ένα μη τροποποιημένο GSM κινητό το οποίο όμως βρισκόταν σε κατάσταση αναμονής. Σε κάθε δοκιμή, οι εξεταζόμενοι εκτίθονταν ανά περιόδους των 5 min, σε ακολουθίες από 5 φάσεις ακτινοβόλησης και 5 μη ακτινοβόλησης. Το πείραμα πραγματοποίθηκε υπό single-blind όρους. Η μέση

φασματική ισχύς του καταγεγραμμένου ΗΕΓ συγκρίθηκε για τις περιπτώσεις ακτινοβόλησης-μη ακτινοβόλησης. Η στατιστική ανάλυση έδειξε σημαντικές διαφορές όσον αφορά την εκπομπή μέγιστης ισχύος για τις ζώνες συχνοτήτων 8-13 Hz (άλφα ρυθμός) και 13-32 Hz (βήτα ρυθμός). Περαιτέρω ανάλυση της μέσης φασματικής ισχύος αποκάλυψε σημαντικές διαφορές σε 7 από τις 32 συνολικά διακριτές συχνότητες. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης υποστηρίζουν την άποψη της επίδρασης των κινητών τηλεφώνων κατά τη διάρκεια συνομιλίας στο ανθρώπινο ΗΕΓ.

2.2 Μελέτες σχετικά με τη δραστηριότητα του εγκεφαλικού σηματος σε κατάσταση μη ακτινοβόλησης

Οι Rescher και Rappelsberger μελέτησαν τις φυλετικά σχετιζόμενες μεταβολές του ΗΕΓ κατά τη διάρκεια μιας νοητικής δοκιμασίας κατ'εναλλαγή [11]. Στην έρευνα συμμετείχαν 30 μαθητές του πανεπιστημίου της Βιέννης, 15 άνδρες και 15 γυναίκες. Έγινε καταγραφή του ΗΕΓ μέσω 19 ηλεκτροδίων τοποθετημένων σύμφωνα με το σύστημα 10/20 και των μέσων τιμών των σημάτων που λαμβάνονταν από τους δύο λοβούς των αυτιών. Τα δεδομένα των πέντε βασικών ρυθμών αναλύθηκαν στατιστικά και προήλθαν από μετρήσεις που έγιναν κατά τη διάρκεια της άσκησης διανοητικής περιστροφής. Τα αποτελέσματα της ανάλυσης καταγράφηκαν σε χάρτες πιθανότητας λάθους. Στους άνδρες η τοπική συνοχή μεταξύ των αριστερά νωτιαίων ηλεκτροδίων μειώθηκε στο ρυθμό θήτα. Στις γυναίκες υπήρξε μια μείωση της συνοχής μεταξύ των δεξιά νωτιαιών ηλεκτροδίων για την ίδια περιοχή συχνοτήτων. Σε αντίθεση με τις γυναίκες, οι άνδρες έδειξαν μια αύξηση της συνοχής μεταξύ των μετωπικών, κεντρικών και βρεγματικών θέσεων των ηλεκτροδίων και για τα δύο ημισφαίρια αναφορικά με το χαμηλό ρυθμό άλφα. Η αύξηση της τοπικής συνοχής στις δεξιά κροταφικοβρεγματικές περιοχές στο χαμηλό ρυθμό βήτα ήταν εντονότερη στους άνδρες από ότι στις γυναίκες. Ειδικότερα, η διαημισφαιρική συνοχή μεταξύ των βρεγματικών ηλεκτροδίων αυξήθηκε για τους ρυθμούς θήτα και βήτα. Η μελέτη αυτή συμπεραίνει τη συμμετοχή πολλών εγκεφαλικών περιοχών κατά τη διάρκεια μιας νοητικής δοκιμασίας κατ'εναλλαγή.

Στόχος μιας άλλης έρευνας ήταν ο εντοπισμός διαφορών στο ΗΕΓ νεαρών ανδρών και γυναικών σχετικά με την ώρα της ημέρας [12]. Συγκεκριμένα, έγινε καταγραφή του ΗΕΓ το πρωί και το απόγευμα, ενός συνόλου 29 ατόμων (16 γυναικών και 13 ανδρών) ηλικίας 18-26 χρονών. Για κάθε ηλεκτρόδιο, από τα 13 που χρησιμοποιήθηκαν, υπολογίσθηκε η συνολική φασματική τάση του ΗΕΓ και συγκρίθηκε με διάφορες

αναλύσεις μεταβλητότητας. Οι ερευνητές εντόπισαν επιδράσεις που σχετίζονταν έντονα με το φύλο, με τις γυναίκες να παρουσιάζουν υψηλότερες τιμές στο ΗΕΓ για τις κεντρικές, μετωπικές, βρεγματικές και αριστερά κροταφικές περιοχές. Βρέθηκαν ακόμα simple moment επιδράσεις, με χαμηλότερες τιμές κατά την πρωινή καταγραφή για τις κροταφικές και δεξιά μετωπικές περιοχές. Για τις προμετωπικές και τις ινιακές περιοχές δεν βρέθηκαν σημαντικές επιδράσεις. Τα αποτελέσματα αυτά φέρνουν νέες γνώσεις πάνω στο θέμα της σχέσης του ΗΕΓ και των φύλων και των χρόνων της ημέρας και υποδεικνύουν την ύπαρξη διαφορετικής ευαισθησίας σε διαφορετικές περιοχές του κρανιακού φλοιού. Τα αποτελέσματα μπορούν επίσης να ερμηνεύσουν μέχρι ενός σημείου τις διαφορές μεταξύ των δυο φύλων όσον αφορά το θέμα της κατανόησης.

Σε ένα άλλο εργαστήριο μετρήθηκε η φασματική πυκνότητα ισχύος καθως και ο βαθμός κοπώσεως 9 υγιειών γυναικών κατά τη διάρκεια μιας 40-ωρης περιόδου παρατεταμένης αυπνίας. Το πείραμα διεξήχθηκε κάτω από ελεγχόμενες περιβαλλοντικές και συμπεριφοριστικές συνθήκες σύμφωνα με κάποιο πρωτόκολλο. Η καταγραφή του ΗΕΓ έγινε για μία διάρκεια 4 min κατά την $3^{η}$, $10^{η}$, $27^{η}$ και $34^{η}$ ώρα από την έναρξη του πειράματος. Η πυκνότητα ισχύος του ΗΕΓ στη ζώνη των συχνοτήτων 6.25-9.0 Hz αυξανόταν προοδευτικά μεταξύ των τεσσάρων φάσεων των μετρήσεων, υποδηλώνοντας την παρουσία μιας ενδογενούς ομοιοστατικής συνιστώσας στους ρυθμούς θήτα και άλφα κάτω από σταθερές συνθήκες. Η κόπωση επίσης του κάθε εξεταζόμενου υποδήλωνε την ύπαρξη μιας αυξανόμενης συνιστώσας κατά την περίοδο εφαρμογής του πρωτοκόλλου με μια σαφή επαναλαμβανόμενη διαμόρφωση. Ύστερα από τη σχετική ανάλυση, αποδείχθηκε ότι η πυκνότητα ισχύος του ΗΕΓ καθώς και ο βαθμός κοπώσεως συσχετίζονταν σημαντικά.

2.3 Μελέτες σχετικά με τη δραστηριότητα του εγκεφαλικού σήματος κατά τη διάρκεια του ύπνου

Σκοπός μιας μελέτης του Huber και λοιπών ήταν να ερευνήσει αν το Η/Μ πεδίο που εκπέμπεται από τα ψηφιακά φορητά τηλέφωνα έχει επιπτώσεις στη φυσιολογία του εγκεφάλου [14]. Οι εξεταζόμενοι, οι οποίοι ήταν υγιείς νεαροί άνδρες, εκτέθηκαν σε Η/Μ ακτινοβολία (συχνότητας 900 MHz και μέγιστου SAR 1W/kg) για μία περίοδο 30 min που προηγούνταν του ύπνου. Συγκρινόμενη με την περίπτωση της μη έκθεσης στην ακτινοβολία, παρατηρήθηκε ότι η ενέργεια του ΗΕΓ στη NREM (non rapid-eye movement) φάση του ύπνου είχε αυξηθεί. Η μέγιστη αύξηση συνέβει στις ζώνες συχνοτήτων 9.75-11.25 Hz και 12.5-13.25 Hz κατά την αρχική φάση του ύπνου. Ο

μονόπλευρος τρόπος έκθεσης δεν προκάλεσε καμία ημισφαιρική ασυμμετρία στην ενέργεια του ΗΕΓ. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η έκθεση σε Η/Μ ακτινοβολία σαν κι αυτή που εκπέμπεται από τα κινητά, πριν τον ύπνο, μπορεί να τροποποιήσει το ΗΕΓ κατα τη διάρκεια του ύπνου. Οι αλλαγές στην εγκεφαλική λειτουργία που προκαλούνται από παλμικά Η/Μ πεδία υψηλής συχνότητας ξεπερνούν σε διάρκεια την περίοδο έκθεσης.

Σε παρόμοια μελέτη που έκαναν οι Roschke και Mann [15], διερευνήθηκε η επίδραση της ακτινοβολίας των GSM κινητών τηλεφώνων στο ΗΕΓ του ύπνου. Το ΗΕΓ 20 νεαρών υγιειών ανδρών καταγράφηκε κατά τη διάρκεια της νύχτας, οι οποίοι ακτινοβολούνταν από κυκλικά πολωμένη ακτινοβολία (συχνότητας 900 MHz, συχνότητας παλμού 217 Hz και διάρκειας παλμού 577 μs) ή δεν ακτινοβολούνταν καθόλου. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν ότι δεν υπήρχε καμία σημαντική επίδραση της ακτινοβολίας στις βασικές παραμέτρους του ύπνου ούτε και στη φασματική πυκνότητα ισχύος του ΗΕΓ του ύπνου.

Σε μια ενδεικτική μελέτη που είναι σε εξέλιξη με επικεφαλής τον P.Achermann διερευνείται η σχέση μεταξύ της δόσης της ισχύος του Η/Μ GSM κινητών τηλεφώνων και των επιπτώσεων που έχει στον ύπνο και στο ΗΕΓ του ύπνου [16]. Στο πείραμα θα λάβουν μέρος 16 υγιείς νεαροί άνδρες, οι οποίοι θα εκτίθενται σε ακτινοβολία RF για μια διάρκεια 30 min προ του βραδυνού ύπνου. Το πείραμα θα αποτελείται από δύο μέρη καθένα από τα οποία θα έχει 3 φάσεις. Μεταξύ των δύο μερών του πειράματος θα μεσολαβεί διάστημα 1 εβδομάδας. Οι μετρήσεις θα γίνονται υπό την επίδραση RF ακτινοβολίας μέγιστου ρυθμού απορρόφησης ισχύος 0.2 W/kg ή 5 W/kg καθώς χωρίς την ύπαρξη ακτινοβολίας. Κατά τη διάρκεια του ύπνου θα καταγράφεται το EEG, το EOG, το EMG και το EKG των εξεταζόμενων. Οι φάσεις του ύπνου, το φάσμα του ΗΕΓ του ύπνου και ο καρδιακός ρυθμός θα αναλυθούν και στη συνέχεια τα δεδομένα που θα προκύψουν θα συγκριθούν με αποτελέσματα έκθεσης σε μέγιστο SAR της τάξης του 1 W/kg, τα οποία προέρχονται από προηγούμενη έρευνα. Μια λεπτομερής δοσιμετρία θα εκτελεσθεί για να επιτρέψει την ερμηνεία των αποτελεσμάτων των ΗΕΓ. Το μαθηματικό μοντέλο του κεφαλιού των εξεταζόμενων θα βασιστεί σε εικόνες MRI και θα αναγνωριστούν όλες οι λειτουργικές περιοχές του εγκεφάλου έτσι ώστε να προσδιορισθέι ο ειδικός SAR στους ιστούς που θα οδηγήσει σε μια ακριβή νευροφυσιολογική ανάλυση. Επιπλέον, μια περιεκτική ανάλυση αβεβαιότητας των επιπέδων έκθεσης θα εκτελεσθεί λαμβάνοντας υπόψη τις τεχνικές και γεωμετρικές μεταβολές που μπορούν να εμφανιστούν κατά τη διάρκεια του πειράματος.

2.4 Συγκεντρωτικός πίνακας ερευνών που πραγματοποιήθηκαν κατά την περίοδο 1978-2000 μαθησιακών διάφορων λαμβάνει

Αποτελέσματα έκθεσης	Εξεταζόμενοι	Συχνότητα ακτινοβολίας	Διάρκεια έκθεσης	Αναφορά
Προσωρινές μεταβολές στα εγκεφαλικά κύματα και τη συμπεριφορά	10 άτομα	0.1-960 MHz CW		Bise [1978]
Σημαντική επίδραση κατά τη διάρκεια του ύπνου	32 γυναίκες, 20 άνδρες, 18-53 ετών	27.12 MHz	3 sec on: 1 sec off για 15 min	Reite et al.[1994]
Σημαντική μείωση της έναρξης του ύπνου και αύξηση της φασματικής ισχύος των NREM κυμάτων του ύπνου στις ζώνες των 10-11 και 12.5-13.25 Hz μόνο κατά το αρχικό στάδιο του ύπνου	Δεξιόχειρες άνδρες ηλικίας 20-25 ετών	GSM 900, γραμμικά πολωμένη	15 min on: 15 min off από τις 11 μ.μ. μέχρι τις 7 π.μ για μία νύχτα	Borbely et al.[1999]
Η φασματική πυκνότητα ισχύος του ΗΕΓ στην NREM φάση του ύπνου αυξήθηκε μόνο στα 30 πρώτα min του ύπνου. Η μέγιστη αύξηση παρατηρήθηκε στις ζώνες 9.75-11.25 και 12.5-13.25 Hz κατά το αρχικό στάδιο του ύπνου. Καμία επίδραση στις υπόλοιπες φάσεις του ύπνου ή στο REM φάσμα.	16 δεξιόχειρες άνδρες ηλικίας 20-25 ετών	900 MHz: CW και GSM σήματα παρόμοια με αυτά που εκπέμονται από σταθμό βάσης	30 min πριν από 3-ωρη καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια του ύπνου	Huber et al.[2000]
Ινιακά ηλεκτρόδια O1/O2. Για κάποιες ώρες πριν και μετά την έκθεση παρατηρήθηκε μεταβολή των α κυμάτων στο O2 (αυξημένη ενέργεια)	17 άτομα ηλικίας 20-27 ετών	150 MHz και μαγνητικά πεδία από πηνία στο λαιμό 10-8 T	2-3 φορές από 15 min	Von Klitzing et al.[1995]
Σε εξεταζόμενους οι οποίοι ήταν σε ηρεμία παρατηρήθηκε αύξηση της ισχύος του ΗΕΓ σήματος στις ζώνες α2: 9.75-12.5 Hz και στις β1 και β2 15 min μετά την έκθεση	36 άτομα	902.4 GSM, 8W	1 h 6 min	Reiser et al.[1995]

Αποτελέσματα έκθεσης	Εξεταζόμενοι	Συχνότητα ακτινοβολίας	Διάρκεια έκθεσης	Αναφορά
Κατά τη διάρκεια της έκθεσης παρατηρήθηκε σημαντική κατασταλτική επίδραση στην REM φάση του ύπνου, αύξηση της REM φασμαικής πυκνότητας ισχύος του ΗΕΓ (κυρίως στον α ρυθμό) και μείωση της έναρξης του ύπνου (NREM φάση)	14 άνδρες μ.ο. ηλικίας 27 ετών	GSM 900	8 h, 3 νύχτες	Mann and Roschke et al.[1996]
Καμία βραχυχρόνια επίδραση στο ΗΕΓ ατομων που ήταν σε εγρήγορση, με ιδιαίτερη προσοχή στη φασματική πυκνότητα του α ρυθμού (8-13 Hz)	34 άνδρες μ.ο. ηλικίας 27 ετών	GSM 900	3.5 min	Roschke and Mann et al.[1997]
Κατασταλτική επίδραση στην REM φάση του ύπνου, προκλήθηκε στους εξεταζόμενους τάση για ύπνο. Τα αποτελέσμα προηγούμενης έρευνας δεν μπόρεσαν να επαναληφθούν	24 άνδρες ηλικίας 18-37 ετών	GSM 900, κυκλικά πολωμένη	8 h, από τις 11 μ.μ. μέχρι τις 7 π.μ. κατά τη διάρκεια μίας νύχτας	Wagner et al.[1998]
Δεν παρατηρήθηκαν επιδράσεις στη δραστηριότητα του ΗΕΓ εξεταζόμενων που βρίσκονταν σε εγρήγορση. Η έκθεση σε ένα από τα τηλέφωνα προκάλεσε στατιστικά σημαντική μεταβολή στην απόλυτη ισχύ του δ ρυθμού πιθανώς λόγω στατιστικής τυχαιότητας	10 άνδρες ηλικίας 28-48 ετών και 9 γυναίκες ηλικίας 32-57 ετών	5 κινητά τηλέφωνα (αναλογικά και ψηφιακά συχνότητας 900 ή 1800 MHz)	20 min	Hietanen et al.[2000]
Επίδραση στη ζώνη 18.75-31.25 Hz του ΗΕΓ από ερεθίσματα στόχων που σχετίζονταν με ασκήσεις. Καμία επίδραση από ερεθίσματα μη σχετιζόμενα με άσκηση	13 άνδρες ηλικίας 21-27 ετών	916.2 MHz	Περίπου 10 min	Eulitz et al.[1998]

Αποτελέσματα έκθεσης	Εξεταζόμενοι	Συχνότητα ακτινοβολίας	Διάρκεια έκθεσης	Αναφορά
Τα αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι η έκθεση σε Η/Μ ακτινοβολία δε μεταβάλλει το ΗΕΓ ηρεμίας αυτό καθ' εαυτό αλλά αυξάνει τη σχετική ΗΕΓ ισχύ στη ζώνη των 8-10 Hz κατά τη διάρκεια ακουστικών ασκήσεων κατά την αποκατάσταση αλλά όχι κατά την ηρεμία	8 άνδρες και 8 γυναίκες	902 GSM	30 min	Krause et al.[2000a]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ

3

ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΚΙΝΗΤΟΥ ΤΗΛΕΦΩΝΟΥ ΣΤΗ ΜΝΗΜΗ ΚΑΙ ΤΗ ΔΙΑΝΟΗΤΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ

Σε αυτό το κεφάλαιο καταγράφονται μελέτες που έγιναν σχετικά με τις επίδρασεις της ακτινοβολίας των κινητών στη διανοητική λειτουργία και τη μνήμη των ανθρώπων. Ο βασικός τρόπος εκτίμησης αυτών των επιδράσεων ήταν μέσω διάφορων μνημονικών τεστ ή τεστ κατανόησης στα οποία μετρούνταν οι χρόνοι απόκρισης καθώς και η ακρίβεια των απαντήσεων που έδιναν οι εξεταζόμενοι. Και πάλι παρατηρούνται αντιφάσεις μεταξύ των αποτελεσμάτων των ερευνών, αφού σε κάποιες από αυτές φαίνεται ότι η ύπαρξη ακτινοβολίας μπορεί να επιταχύνει τους χρόνους απόκρισης ενώ σε κάποιες άλλες δε φαίνεται να υπάρχει κάποια επίδραση. Επίσης, άλλοτε παρατηρείται η ύπαρξη επίδρασης στην ακρίβεια των απαντήσεων των εξεταζόμενων ενώ άλλοτε η ακρίβεια αυτή φαίνεται να μένει ανεπηρέαστη από την έκθεση. Ιδιαίτερη εντύπωση προκαλεί η ύπαρξη ασυμφωνίας μεταξύ των αποτελεσμάτων δύο παρόμοιων ερευνών που έκανε η ίδια ομάδα επιστημόνων. Η επίδραση ή όχι της Η/Μ ακτινοβολίας που εκπέμπεται από κινητό τηλέφωνο στη διανοητική λειτουργία είναι δύσκολο να εκτιμηθεί. Το είδος και η διάρκεια του μνημονικού τεστ ή του τεστ κατανόησης είναι δύο παράγοντες που θα πρέπει να ληφθούν υπόψη πριν από οποιαδήποτε σύγκριση.

Η επίδραση της παλμικής Η/Μ ακτινιβολίας ψηφιακών κινητών τηλεφώνων στην ενεργό μνήμη (working memory) υγιειών ατόμων μελετήθηκε σε ένα εργαστήριο από τον Koivisto και λοιπούς [17]. Κάθε εξεταζόμενος έπρεπε να απομνημονεύσει ένα αριθμό 0-3 αντικειμένων κατά τη διεξαγωγή μιας N-back άσκησης. Η άσκηση εκτελέσθηκε δύο φορές, μία φορά υπό την επίδραση RF ακτινοβολίας (συχνότητας 902 MHz και συχνότητας παλμού 217 Hz) και μία χωρίς. Παρατηρήθηκε ότι η ύπαρξη της ακτινοβολίας επιτάχυνε τους χρόνους απόκρισης όταν οι εξεταζόμενοι έπρεπε να απομνημονεύσουν 3 αντικείμενα, αλλά δεν βρέθηκαν επιδράσεις της για μικρότερους προς απομνημόνευση αριθμούς αντικειμένων. Τα αποτελέσματα υποδεικνύουν την επίδραση των Η/Μ πεδίων στη λειτουργία κατανόησης του ανθρώπου και ενθαρρύνουν

τη περαιτέρω μελέτη για τις αλληλεπιδράσεις των RF πεδίων με τη λειτουργία του εγκεφάλου.

Σκοπός μιας άλλης παρόμοιας έρευνας της Haarala και λοιπών ήταν η μελέτη των επιπτώσεων που έχει η έκθεση σε ακτινοβολία συχνότητας 902 MHz κινητών τηλεφώνων στη βραχυπρόθεσμη λειτουργία της μνήμης (short term memory) στους ανθρώπους [18]. Μία ομάδα 64 συνολικά ατόμων (32 άνδρες και 32 γυναίκες) εκτέλεσε σε δύο ανεξάρτητα εργαστήρια μία άσκηση βραχυπρόθεσμης μνημονκής λειτουργίας η οποία καλούσε τον κάθε εξεταζόμενο να μνημονεύσει έναν συγκεκριμένο μικρό αριθμό αντικειμένων (0 εως 3 το πολύ αντικείμενα). Οι εξεταζόμενοι εκτέλεσαν την άσκηση δύο φορές, μία φορά υπό την επίδραση ακτινοβολίας και μία χωρίς. Ο χρόνοι αντίδρασης (reaction times) και η ακρίβεια των απαντήσεων καταγράφηκαν. Η σειρά της έκθεσης (η ύπαρξη δηλαδή ή μη ακτινοβολίας) καθώς και ο αριθμός των αντικειμένων που έπρεπε να απομνημονευθεί έγιναν με τυχαία σειρά ανάμεσα στους εξεταζόμενους, ανεξαρτήτως φύλου. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο εργαστηρίων. Η ύπαρξη Η/Μ ακτινοβολίας δεν είχε καμία επίδραση στους χρόνους αντίδρασης ή στην ακρίβεια των απαντήσεων των εξεταζόμενων. Η αδυναμία να επαναληφθούν τα αποτελέσματα του προηγούμενου παρόμοιου πειράματος το οποίο το είχε κάνει η ίδια ομάδα επιστημόνων, θα μπορούσε να έχει προκληθεί από την πραγματική απουσία επιπτώσεων της Η/Μ ακτινοβολίας στη λειτουργία κατανόησης ή από το μέγεθος των επιδράσεων σε σχέση με το χρησιμοποιούμενο κατώφλι ευαισθησίας στο συγκεκριμένο πείραμα.

Οι επιδράσεις Η/Μ πεδίων όμοιων με αυτά που εκπέμπονται από τα κινητά τηλέφωνα στους ERD(event-related desynchronization)/ERS(event-related synchronization) χρόνους των ζωνών συχνοτήτων 4-6 Hz, 6-8 Hz, 8-10 Hz και 10-12 Hz του ΗΕΓ, ερευνήθηκαν από μια ομάδα επιστημόνων [19]. Στο πείραμα έλαβαν μέρος 16 υγιείς εξεταζόμενοι από τους οποίους ζητήθηκε να εκτελέσουν ένα ακουστικό τεστ μνήμης. Το τεστ εκτελέσθηκε υπό και χωρίς την επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας συχνότητας 902 MHz. Η έκθεση στην ακτινοβολία αύξησε σημαντικά την ενέργεια του εγκεφαλικού σήματος μόνο στην ζώνη συχνοτήτων των 8-10 Hz. Παρ'όλα αυτά, η παρουσία της ακτινοβολίας σα συνάρτηση του χρόνου και της μνημονικής άσκησης, άλλαξε τους ERD/ERS χρόνους απόκρισης σε όλες τις ζώνες συχνοτήτων που εξετάστηκαν. Τα αποτελέσματα αυτά υποδεικνύουν ότι η έκθεση σε Η/Μ ακτινοβολία δεν αλλάζει το ΗΕΓ αυτό καθ'εαυτό, αλλά τροποποιεί σε σημαντικό βαθμό τις εγκεφαλικές αποκρίσεις σε μία άσκηση μνήμης.

Σκοπός μιας άλλης μελέτης ήταν να εξετάσει αν ακτινοβολία παρόμοιας μορφής με αυτή που εκπέμπεται από ένα κινητό τηλέφωνο, έχει επίδραση στη διανοητική

λειτουργία (cognitive function) του ανθρώπου [20]. Η ακτινοβολία εκπεμπόταν από μια κεραία μήκους λ/4, είχε συχνότητα 915 MHz, μέση ισχύ 1 W, συχνότητα παλμού 217 Hz με 12.5% duty cycle και ήταν ημιτονικής μορφής. Η κεραία είχε τοποθετηθεί πάνω στο ομοίωμα ενός αναλογικού τηλεφώνου και δίπλα στην αριστερή κροταφική περιοχή των εξεταζόμενων. Οι εξεταζόμενοι ήταν συνολικά 36 και είχαν διαχωριστεί σε δύο ομάδες. Και οι δύο ομάδες επισκέφθηκαν το εργαστήριο δύο φορές και εκτέλεσαν διάφορα τεστ διανόησης, τα οποία είχαν συνολική διάρκεια 25-30 min. Η δεύτερη ομάδα παρατηρούνταν και εξετάστηκε σχετικά με τη λειτουργία του ύπνου, την κατανάλωση αλκοόλ, ποτών και οποιασδήποτε άλλης ουσίας η οποία μπορεί να επηρεάσει την απόδοση. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι και στις δύο ομάδες, το μόνο τεστ το οποίο επηρεάστηκε από την παρουσία της ακτινοβολίας ήταν αυτό που αφορούσε το χρόνο αντίδρασης επιλογής (choice reaction time) και μάλιστα υπήρξε μία αύξηση στην ταχύτητα απόκρισης, δηλαδή μείωση του χρόνου ανίτδρασης. Δεν παρατηρήθηκαν αλλαγές κατά την ανάκληση λέξεων, αριθμών ή εικόνων ή στη χωρική μνήμη (spatial memory). Επιπλέον, δεν υπήρξε κανένα συστηματικό λάθος που να προέκυψε ως αποτέλεσμα της κατανάλωσης ουσιών ή της διάρκειας του ύπνου. Συμπερασματικά, υπήρξαν αποδεικτικά στοιχεία μιας αύξησης της ικανότητας απόκρισης, εντονότερη στην αναλογική και λιγότερο στη ψηφιακή προσομοίωση, στο χρόνο αντίδρασης επιλογής. Αυτό μπορεί να σχετίζεται με κάποια επίδραση στο γωνιακό εγκεφαλικό έλικα, ο οποίος δρα ως συνδετικός κρίκος μεταξύ των οπτικών και των λεκτικών κέντρων και που βρίσκεται αμέσως κάτω και στην ίδια πλευρά με την κεραία. Μία τέτοια επίδραση θα μπορούσε να είναι σύμφωνη με μία ήπια τοπική θέρμανση, η οποία εντούτοις είναι εξαρτώμενη από την ενέργεια.

Μία άλλη πάλι ομάδα επιστημόνων εξέτασε την επίδραση της παλμικής Η/Μ ακτινοβολίας στη λειτουργία κατανόησης κάνοντας χρήσης ενός ψυχοφυσιολογικού τεστ [21]. Στο πείραμα έλαβαν μέρος 11 άτομα, των οποίων η απόδοση η σχετική με την κατανόηση εξετάστηκε υπό και χωρίς την επίδραση RF ακτινοβολίας. Για να εξεταστεί η υποτιθέμενη επίδραση της ακτινοβολίας, εφαρμόστηκε μια ακουστική άσκηση ικανότητας διαχωρισμού και καθορίστηκε η «order threshold» τιμή του κάθε εξεταζόμενου. Μετά από έναν πρώτο κύκλο δοκιμών, οι εξεταζόμενοι έπρεπε να χαλαρώσουν για 50 min, όντας ή όχι, υπό την επίδραση ακτινοβολίας. Ακολουθούσε ένας δεύτερος κύκλος δοκιμών. Τα δεδομένα συλλέγονταν πριν και μετά της φάση της χαλάρωσης και στις δύο πειραματικές συνθήκες. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι 9 στους 11 εξεταζόμενους (81.8%) είχαν χειρότερη απόδοση στο ακουστικό τεστ όταν βρίσκονταν εκτεθιμένοι στην ακτινοβολία από ότι όταν δεν βρίσκονταν εκτεθιμένοι σε αυτήν. Η σύγκριση των δεδομένων έδειξε μία στατιστική σημαντικότητα της τάξεως του P=0.0105. Οι επιστήμονες κατέληξαν στο ότι η έκθεση στην Η/Μ ακτινοβολία είχε

αρνητική επίδραση στη λειτουργία κατανόησης των εξεταζόμενων και προτείνουν το περιορισμό της χρήσης κινητών τηλεφώνων γενικά και ειδικότερα για ευπαθείς ομάδες ανθρώπων που κινδυνεύουν άμεσα όπως π.χ. παιδιά, ηλικιωμένοι και άρρωστοι.

Οι Smythe και Costall σε μία έρευνα που έκαναν, αναφέρουν τις επιπτώσεις που έχει η έκθεση σε Η/Μ ακτινοβολία που εκπέμπεται από κινητά τηλέφωνα στη βραχυπρόθεσμη και μακροπρόθεσμη λειτουργία της μνήνης στους άνδρες και στις γυναίκες [22]. Στο συγκεκριμένο πείραμα έλαβαν μέρος τελειόφοιτοι πανεπιστημίου, 33 εκ των οποίων ήταν άνδρες και 29 γυναίκες, όλοι τους δεξιόχειρες. Οι εξεταζόμενοι εκτέθηκαν στις τρεις παρακάτω πειραματικές συνθήκες: σε κατάσταση μη έκθεσης, σε ακτινοβολία που εκπεμπόταν από κινητό το οποίο βρισκόταν σε κατάσταση αναμονής και σε ακτινοβολία από κινητό το οποίο εξέπεμπε ακτινοβολία όμοια με αυτή που εκπέμπεται κατά τη διάρκεια μιας συνομιλίας. Στους εξεταζόμενους δόθηκαν ορισμένες σειρές λέξεων γραμμένες με συγκεκριμένο τρόπο εντός ενός δισδιάστατου σχήματος, και για τις οποίες είχαν ένα χρονικό περιθώριο 3 min έτσι ώστε να τις απομνημονεύσουν. Μετά από περίοδο 12 min κατά την οποία εκτελέσθηκε μία άσκηση που σκοπό είχε την απόσπαση της προσοχής των εξεταζόμενων, αυτοί κλήθηκαν να ζωγραφήσουν σωστά το δισδιάστατο σχήμα και να τοποθετήσουν τις λέξεις στις κατάλληλες θέσεις, όμοια με τις αρχικές, εντός αυτού. Μία εβδομάδα αργότερα, οι εξεταζόμενοι επισκέφθηκαν πάλι το εργαστήριο και ξαναζωγράφησαν το σχήμα και τις λέξεις. Τα αποτελέσματα του τεστ αναλύθηκαν με τη χρήση μη παραμετρικών τεχνικών. Βρέθηκε ότι οι άνδρες που είχαν εκτεθεί σε κινητό που βρισκόταν σε κατάσταση αναμονής, έκαναν λιγότερα λάθη από εκείνους που είχαν εκτεθεί σε κινητό που έκανε κανονική μετάδοση, ενώ οι γυναίκες ήταν κατά ένα μεγάλο μέρος ανεπηρεάστες. Αυτά τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η έκθεση σε ακτινοβολία κινητού τηλεφώνου έχει επιπτώσεις στη λειτουργία κατανόησης των ανθρώπων, ενώ οι επιπτώσεις αυτές φαίνεται να εξαρτώνται από το φύλο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ

4

ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΚΙΝΗΤΟΥ ΤΗΛΕΦΩΝΟΥ ΣΤΗ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΚΑΙ ΤΟ ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ-ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΑ ΣΥΜΠΤΩΜΑΤΑ

Στο κεφάλαιο αυτό καταγράφονται οι έρευνες που σχετίζονται με την επίδραση της ακτινοβολίας του κινητού τηλεφώνου στη λειτουργία του νευρικού συστήματος του ανθρώπου. Σε ξεχωριστή ενότητα παρατίθενται επίσης μελέτες οι οποίες κατέγραψαν τις αναφορές διάφορων ατόμων-χρηστών για την παρουσίαση συμπτωμάτων.

Γενικά παρατηρούμε ότι η έκθεση στην ακτινοβολία κινητού επηρεάζει το νευρικό σύστημα των χρηστών, γεγονός που συμφωνεί και με τις επιδράσεις της ακτινοβολίας στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Οι επιπτώσεις αυτές έχουν σχέση με τους χρόνους απόκρισης και με κάποιες βασικές λειτουργίες του νευρικού συστήματος. Σε μία μάλιστα από τις έρευνες παρατηρήθηκαν αλλαγές και στη συμπεριφορά ορισμένων χρηστών.

Η δεύτερη ενότητα του κεφαλαίου ασχολείται με τις επιπτώσεις της ακτινοβολίας αλλά και γενικότερα της χρήσης του κινητού στην οπτική προσοχή, συνήθως όμοια με αυτή που απαιτείται σε συνθήκες οδήγησης. Τα αποτελέσματα μεταξύ αυτού του είδους ερευνών είναι για μία ακόμη φορά αντιφατικά.

Τέλος, στην τρίτη ενότητα καταγράφονται τα συμπτώματα που ανέφεραν ότι παρουσίασαν ή ένιωσαν διάφορες ομάδες ατόμων οι οποίες έκαναν χρήση κινητού τηλεφώνου. Τα συμπτώματα που αξιολογήθηκαν ήταν κυρίως πονοκέφαλος, κοκκίνισμα ή φαγούρα στο δέρμα και αίσθηση θέρμανσης της περιοχής του αυτιού, τα οποία ίσως και να μην είχαν άμεση σχέση με τη χρήση του κινητού, αλλά να οφείλονταν σε άλλους, ανεξάρτητους με την ακτινοβολία, παράγοντες. Αυτό εξηγείται από το γεγονός ότι τα άτομα απλώς απάντησαν σε ορισμένες ερωτήσεις που τους έγιναν σχετικά με τη χρήση του κινητού και δεν εξετάστηκαν με ιατρικά-τεχνολογικά μέσα σε εργαστήριο. Αξίζει να σημειώσουμε ότι οι επιστήμονες παρατήρησαν ότι η διάρκεια/αριθμός των κλήσεων που πραγματοποιούσαν οι χρήστες ανά ημέρα, σχετίζονταν σημαντικά με την εμφάνιση των συμπτωμάτων που οι ίδιοι οι χρήστες

ανέφεραν, άσχετα βέβαια με το αν τα συμπτώματα αυτά συνδέονταν πραγματικά με την έκθεση στην ακτινοβολία.

4.1 Μελέτες σχετικά με την επίδραση της ακτινοβολίας στη λειτουργία του νευρικού συστήματος

Σε μία έρευνα που έκανε ο Croft και λοιποί εξετάστηκαν οι επιδράσεις που έχει η έκθεση σε ακτινοβολία κινητών τηλεφώνων στο ανθρώπινο νευρικό σύστημα [23]. Στο πείραμα, το οποίο έγινε υπό single-blind όρους, συμμετείχαν 24 άτομα. Έγινε καταγραφή του ΗΕΓ και των phase-locked νευρικών αποκρίσεων σε μία ακουστική διέγερση, μία φορά με το κινητό να είναι ανοιχτό και την άλλη κλειστό (η φορά της έκθεσης ήταν τυχαία). Βρέθηκε ότι η έκθεση στην ακτινοβολία άλλαξε το ΗΕΓ, μειώνοντας τη δραστηριότητα στη ζώνη συχνοτήτων 1-4 Hz (περιοχές που βρίσκονται στο δεξί ημισφαίριο) και αυξάνοντας τη δραστηριότητα στη ζώνη των 8-12 Hz σα συνάρτηση του χρόνου έκθεσης. Παρατηρήθηκαν επίσης αλλαγές και στις phase-locked νευρικές αποκρίσεις σε σχέση με τις φυσιολογικές αποκρίσεις: μειώθηκε ο χρόνος απόκρισης στη ζώνη των 4-8 Hz και στη συχνότητα των 1230 Hz σα συνάρτηση του χρόνου ενώ αυξήθηκαν οι μετωπικές και πίσω πλευρικές αποκρίσεις στη ζώνη των 30-45 Hz. Οι επιστήμονες κατέληξαν στο ότι η έκθεση σε Η/Μ ακτινοβολία κινητού τηλεφώνου επηρεάζει τη νευρική λειτουργία των ανθρώπων και μάλιστα σα συνάρτηση του χρόνου έκθεσης.

Για να μελετηθεί η επίδραση της υψίσυχνης Η/Μ ακτινοβολίας στη νευρική λειτουργία και στη συμπεριφορά μιας ομάδας εκτεθιμένων εργατών [24], εξετάστηκαν τέσσερις βασικές νευρικές λειτουργίες με χρήση του Neurobehavioral Core Tests Battery τεστ. Τα αποτελέσματα του τεστ ήταν σαφώς χαμηλότερα σε διάφορους δείκτες στις περίπτωσεις έκθεσης ενώ συσχετίστηκαν, μέχρι ενός βαθμού, με τη ανίχνευση νευρασθένιας στους εκτεθιμένους εργάτες. Οι επιστήμονες συμπέραναν, ότι οι αλλαγές στη νευρική λειτουργία και στη συμπεριφορά των εργαζόμενων αντανακλούν τις δυσμενείς επιπτώσεις της έκθεσης σε υψίσυχνη Η/Μ ακτινοβολία.

Σκοπός μιας μεγάλης έρευνας που πραγματοποιήθηκε στη Σιγκαπούρη [25], ήταν ο εντοπισμός ορισμένων συγκεκριμένων συμπτωμάτων του κεντρικού νευρικού συστήματος μεταξύ χρηστών κινητού τηλεφώνου σε σχέση με μη-χρήστες καθώς και η μελέτη των παραγόντων που προκάλεσαν τα συμπτώματα στους χρήστες. Συνολικά 808 άνδρες και γυναίκες ηλικίας 12-70 ετών, που ζούσαν σε μία κοινότητα, επιλέχθηκαν με τη χρήση one-stage cluster τυχαίας δειγματοληψίας και οι απαντήσεις τους σε ένα καθορισμένο ερωτηματολόγιο καταγράφηκαν. Οι χρήστες κινητού

τηλεφώνου αποτελούσαν το 44.8% του δείγματος. Βρέθηκε ότι ο πονοκέφαλος ήταν το πιο σύνηθες σύμπτωμα μεταξύ των χρηστών σε σχέση με τους μη-χρήστες, με μια αναλογία 1.31 προς 1 (το διάστημα εμπιστοσύνης ήταν 95%, 1.00-1.70). Παρατηρήθηκε σημαντική αύξηση στα άτομα που παρουσίασαν αυτό το σύμπτωμα με την αύξηση της διάρκειας χρήσης του κινητού, μετρούμενη σε λεπτά/μέρα. Το σύμπτωμα αυτό μειώθηκε κατά περισσότερο απο 20% μεταξύ των ατόμων που χρησιμοποιούσαν τη συσκευή hands-free σε σύγκριση με εκείνους που δεν έκαναν ποτέ χρήση της συγκεκριμένης συσκευής. Με βάση τα αποτελέσματα, οι ερευνητές κατέληξαν στο ότι η χρήση κινητού τηλεφώνου δε σχετίζεται με άλλο σύμπτωμα του κεντρικού νευρικού συστήματος εκτός του πονοκεφάλου.

4.2 Μελέτες σχετικά με την επίδραση της χρήσης κινητού στην οπτική προσοχή

Σκοπός μιάς έρευνας του Golden και λοιπών [26] ήταν να εκτιμηθεί πόσο αποσπούν την οπτική προσοχή (visual attention) σαν και αυτή που απαιτείται κατά την οδήγηση, η χρήση ενός κινητού τηλεφώνου ή και απλώς μια συνομιλία (παρόμοια με το να συνομιλεί κάποιος ή με το να μιλά στο κινητό μέσω της συσκευής hands-free ενώ οδηγεί). Σημειώθηκε, λοιπόν, η επιρροή των κινητών τηλεφώνων στην προσοχή αλλά με μόνο ένα μικρό μέρος της έρευνας να έχει ολοκληρωθεί. Οι εξεταζόμενοι, οι οποίοι ήταν ενήλικες οδηγοί, χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες και έκαναν το τεστ Connors Continuous Perfomance Test II. Η πρώτη ομάδα έκανε το τεστ χωρίς οποιεσδήποτε αποσπάσεις της προσοχής, η δεύτερη ομάδα με την παρουσία ατόμων στο ίδιο δωμάτιο με τα οποία και συνομιλούσαν ενώ η τρίτη ομάδα κατά τη διεξαγωγή συνομιλίας μέσω κινητού τηλεφώνου. Γενικά, βρέθηκαν ουσιαστικές διαφορές σε πολλές παραμέτρους μεταξύ των ομάδων, αλλά κυρίως μεταξύ της ομάδας η οποία έκανε χρήση του κινητού και των άλλων δύο. Ενώ η τρίτη ομάδα σε σχέση με τη δεύτερη είχε χειρότερα κατά μέσο όρο αποτελέσματα στο τεστ, οι διαφορές δεν ήταν σημαντικές. Έτσι, ενώ η χρήση κινητού τηλεφώνου αποσπούσε την οπτική προσοχή κατά τη εκτέλεση του τεστ Connors, το μέγεθος της απόσπασης ήταν παρόμοιο με αυτό που συμβαίνει κατά τη διάρκεια μιας κανονικής συνομιλίας χωρίς κινητό.

Σε ένα άλλο εργαστήριο μελετήθηκε η επίδραση που έχει η συνομιλία μέσω ενός κινητού τηλεφωνού με χρήση της συσκευής hands-free στην οπτική προσοχή [27]. Αρχικά, 20 άνδρες και 21 γυναίκες πέρασαν από μία προεξέταση κάνοντας τα τεστ Esterman, που σχετίζονται με τις ικανότητες προσοχής. Στη συνέχεια κλήθηκαν να λάβουν μέρος σε μία προκαθορισμένη και ίδια για όλους συζήτηση, η οποία έγινε

μέσω ενός κινητού χρησιμοποιώντας τη συσκευή hands-free. Τέλος, έγινε σύγκριση μεταξύ των δύο συνθηκών με βάση διάφορες παραμέτρους οπτικής προσοχής οι οποίες είχαν προηγουμένως μετρηθεί. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η χρήση του κινητού οδήγησε σε περισσότερα λάθη τους εξεταζόμενους, αύξησε τους χρόνους αντίδρασης και γενικότερα μείωσε την προσοχή. Οι επιστήμονες πρότειναν ότι οι νομικές απαγορεύσεις που ισχύουν για τη χρήση κινητών τηλεφώνων κατά τη διάρκεια της οδήγησης θα πρέπει ίσως να βασίζονται στην απόδοση και τις ικανότητες του κάθε ατόμου ξεχωριστά παρά στην ύπαρξη μιας γενικής απαγόρευσης όσον αφορά τη χρήση του κινητού.

Σε ένα άλλο πείραμα [28], έλαβαν μέρος 72 άτομα 37 εκ των οποίων ήταν χρήστες κινητού τηλεφώνου. Το πείραμα συμπεριελάμβανε, μεταξύ άλλων, τρεις ασκήσεις με τις οποίες αξιολογούνταν η ικανότητα προσοχής των εξεταζόμενων. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι χρήστες είχαν καλύτερη απόδοση από τους μη-χρήστες σε μία από τις τρεις ασκήσεις και υποδηλώνουν ότι η έκθεση σε Η/Μ ακτινοβολία η οποία εκπέμπεται από κινητά τηλέφωνα μπορεί να προκαλέσει μια ήπια θετική επίδραση στην ικανότητα προσοχής του εκτιθέμενου, γεγονός που συμφωνεί και με προηγούμενες μελέτες οι οποίες απέδειξαν τη θετική επίδραση της έκθεσης στη λειτουργία κατανόησης.

Σκοπός μιας άλλης έρευνας ήταν η μελέτη των επιπτώσεων που μπορεί να έχει η έκθεση σε ακτινοβολία κινητού τηλεφώνου πάνω σε μία σειρά ασκήσεων οι οποίες σχετίζονταν με τις δυνατότητες του συστήματος προσοχής των ανθρώπων [29]. Στο πείραμα συμμετείχαν 38 υγιείς εθελοντές οι οποίοι χωρίστηκαν με τυχαίο τρόπο σε δύο ομάδες, μία εκ των οποίων θα βρισκόταν υπό την επίδραση του κινητού (ακτινοβολία συχνότητας 900 MHz για 30 min) και η άλλη δίχως αυτήν. Οι εξεταζόμενοι δεν είχαν γνώση της κατάστασης του κινητού (ανοιχτό-κλειστό) κατά τη διεξαγωγή του πειράματος. Συνολικά έγιναν έξι νευροφυσιολογικά τεστ σε τρεις φάσεις του πειραμάτος: πριν την έκθεση στο κινητό, 15 και 30 min μετά από την έκθεση. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο ομάδων, σε τρία από τα έξι τεστ. Και στις τρεις περιπτώσεις η ομάδα που ακτινοβολήθηκε είχε καλύτερες επιδόσεις στα τεστ.

Ο Lee και λοιποί μελέτησαν την επίδραση της ακτινοβολίας κινητών τηλεφώνων στην ικανότητα προσοχής καθώς και τη σχέση μεταξύ του μεγέθους της επίδρασης και της διάρκειας έκθεσης [30]. Στο πείραμα έλαβαν μέρος 78 υγιείς φοιτητές πανεπιστημίου, οι οποίοι χωρίστηκαν, τυχαία, σε δύο ομάδες, η μία εκ των οποίων θα εκτιθόταν στην ακτινοβολία ενώ η άλλη όχι. Η αποδόση τους σε ασκήσεις ικανότητας προσοχής συγκρίθηκε. Οι εξεταζόμενοι που βρίσκονταν στην ομάδα έκθεσης είχαν καλύτερη απόδοση σε μία από τις δύο ασκήσεις, μόνο αφού είχαν εκτεθεί στην Η/Μ

ακτινοβολία για κάποιο χρονικό διάστημα. Τα αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι οι εγκεφαλικές λειτουργίες που είναι σχετικές με την προσοχή μπορεί να ενισχυθούν με διαφορετικό τρόπο μετά από έκθεση σε ακτινοβολία κινητού. Επιπλέον, αυτή η θετική επίδραση φαίνεται να εξαρτάται και από τη δόση της ακτινοβολίας.

4.3 Αναφορές υποκειμενικών συμπτωμάτων ατόμων που έκαναν χρήση κινητού

Η επίδραση παλμικών Η/Μ πεδίων κινητών τηλεφώνων (συχνότητας 902 MHz, συχνότητας παλμού 217 Hz) στα υποκειμενικά συμπτώματα (subjective symptoms) υγιειών ατόμων, εξετάστηκε σε δύο πειράματα [31]. Και τα δύο πειράματα έγιναν υπό single-blind όρους, με τη διάρκεια έκθεσης στο πρώτο πείραμα να είναι γύρω στα 60 min ενώ στο δεύτερο γύρω στα 30 min. Στην αρχή και στο τέλος του κάθε πειράματος έγινε εκτίμηση των συμπτωμάτων τόσο για τις συνθήκες έκθεσης όσο και για αυτές της μη έκθεσης. Τα συμπτώματα που αξιολογήθηκαν ήταν πονοκέφαλος, ζαλάδα, κόπωση, κοκκίνισμα του δέρματος, φαγούρα στο δέρμα και αίσθηση θέρμανσης του δέρματος. Τα αποτελέσματα δεν έδειξαν διαφορές μεταξύ των δύο πειραματικών συνθηκών, έκθεσης και μη έκθεσης, υποδηλωνόντας έτσι ότι η 30-60 min έκθεση στο συγκεκριμένο Η/Μ πεδίο δεν προκαλεί υποκειμενικά συμπτώματα.

Σε ένα άλλο πείραμα, ελέγχθηκε αν η υπόθεση ότι υπάρχουν υπερευαίσθητα άτομα τα οποία παρουσιάζουν υποκειμενικά συμπτώματα με την έκθεση σε ακτινοβολία κινητού τηλεφώνου, είναι σωστή [32]. Το πείραμα είχε επίσης σκοπό να εξετάσει αν αυτά τα άτομα ήταν σε θέση να προσδιορίσουν αν την κατάσταση του κινητού (ανοιχτό ή κλειστό) με το να αισθάνονται την ύπαρξη RF πεδίων. Στη μελέτη έλαβαν μέρος 20 εθελοντές (13 γυναίκες και 7 άνδρες) οι οποίοι δήλωσαν ότι θεωρούν τους εαυτούς τους ευαίσθητους στη ακτινοβολία των κινητών. Η πηγές ακτινοβολίας ήταν ένα αναλογικό NMT τηλέφωνο (900 MHz) και δύο ψηφιακά GSM τηλέφωνα (900 και 1800 MHz). Η διάρκεια της κάθε εξέτασης ήταν 30 min, ενώ συνολικά έγιναν τρεις ή τέσσερις εξετάσεις κατά τη διάρκεια μίας ημέρας. Σημειώνουμε, ότι το πείραμα έγινε υπό double-blind όρους. Οι εξεταζόμενοι καλούνταν να αναφέρουν οποιοδήποτε σύμπτωμα ή αίσθηση που ένοιωθαν μόλις αντιλαμβάνονταν ότι βρίσκονταν σε κάποια περίεργη κατάσταση. Επιπλέον, ο καρδιακός ρυθμός, η πίεση και η συχνότητα αναπνοής των εξεταζόμενων ελέγχονταν ανά 5 min μέσω ενός monitor. Τα αποτελέσματα της έρευνας δείχνουν, ότι διάφορα συμπτώματα είχαν αναφερθεί, και τα περισσότερα από αυτά εμφανίστηκαν στην περιοχή του κεφαλιού. Παρ'όλα αυτά, ο αριθμός των συμπτωμάτων που αναφέρθηκαν ήταν μεγαλύτερος κατά την περίοδο μη

έκθεσης από ότι την περίοδο πραγματικής έκθεσης. Επίσης, κανένας από τους εξεταζόμενους δεν μπόρεσε να διακρίνει πότε ήταν εκτεθιμένος και πότε όχι. Ως εκ τούτου, οι επιστήμονες κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι τα συμπτώματα που αναφέρθηκαν και που αναμφισβήτητα έγιναν αντιληπτά από τους εξεταζόμενους, δεν προκλήθηκαν από την ακτινοβολία των κινητών τηλεφώνων.

Το 1995 πολλοί άνθρωποι ανέφεραν συμπτώματα όπως πονοκεφάλους, αυξημένη κόπωση, αίσθηση αυξημένης θέρμανσης γύρω από την περιοχή του αυτιού κ.α. που τους παρουσιάστηκαν ενώ έκαναν χρήση κινητού τηλεφώνου. Ο αριθμός των χρηστών που χρησιμοποιούσαν το ψηφιακό σύστημα (GSM) και που παρουσιάσαν κάποια από τα συμπτώματα ήταν μεγαλύτερος από αυτόν που χρησιμοποιούσαν το αναλογικό σύστημα (NMT). Μία επιδημιολογική έρευνα ξεκίνησε τότε για να εξακριβώσει την ορθότητα του παραπάνω γεγονότος [33]. Ρωτήθηκαν συνολικά 6379 GSM χρήστες και 5613 MNT χρήστες από τη Σουηδία και 2500 χρήστες από την κάθε κατηγορία στη Νορβηγία. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπάρχει αυξανόμενος κίνδυνος για τους GSM χρήστες σε σχέση με τους χρήστες του NMT συστήματος. Έτσι, η ορθότητα του γεγονότος δεν μπόρεσε να επαληθευτεί. Παρ'όλα αυτά παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές αναφορικά με το σύμπτωμα αίσθησης θέρμανσης της περιοχής του αυτιού: ο κίνδυνος για την εμφάνιση ενός τέτοιου συμπτώματος βρέθηκε να είναι μικρότερος για τους GSM χρήστες. Τα ίδια φαινόμενα παρατηρήθηκαν και στη Νορβηγία. Οι διαφορές στα χαρακτηριστικά των δύο συστημάτων, κατέληξαν οι ερευνητές, μπορεί να είναι υπεύθυνες για τα παραπάνω αποτελέσματα, επιπλέον όμως βρέθηκε και μια στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ του αριθμού/διάρκειας κλήσεων ανά ημέρα με την εμφάνιση πονοκεφάλων, κόπωσης και αίσθησης θέρμανσης της περιοχής του αυτιού.

ΜΕΡΟΣ ΙΙ

ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ WAVELET ΚΑΙ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ

1

ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΘΕΩΡΙΑΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ WAVELET

1.1 Τι είναι τα wavelets;

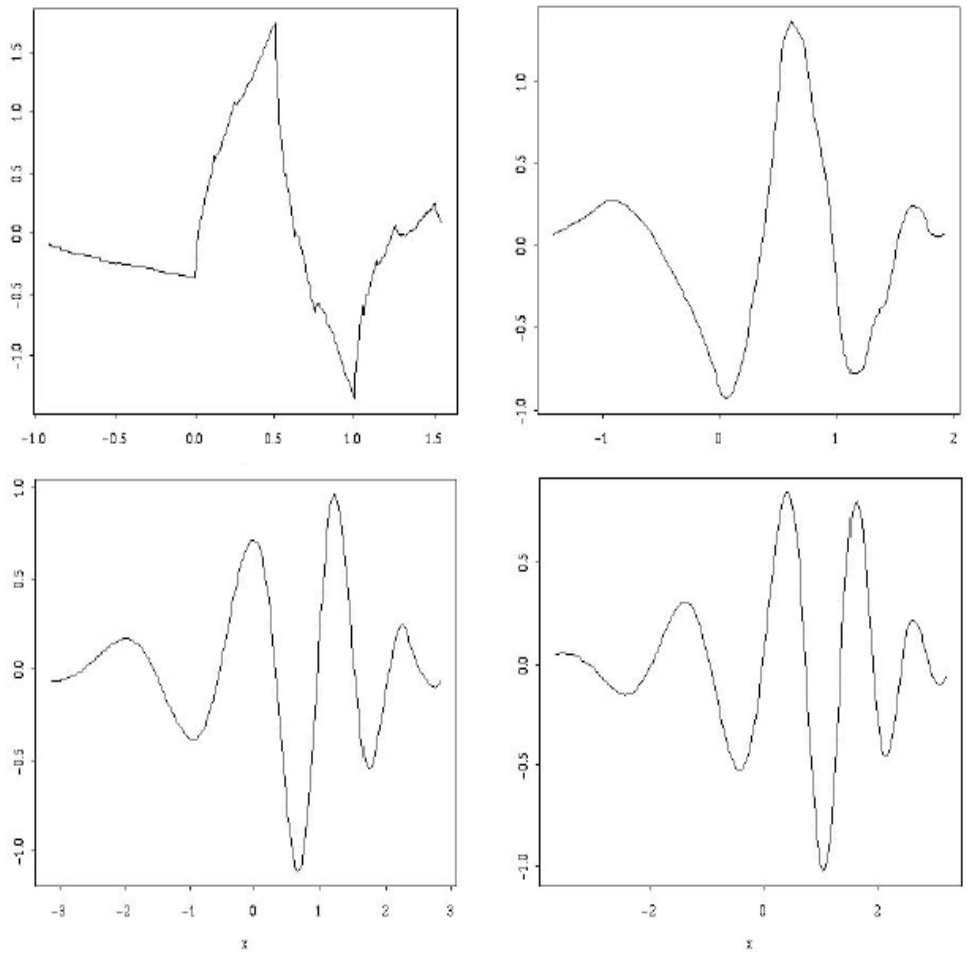
Τα wavelets είναι συναρτήσεις που ικανοποιούν ορισμένες απαιτήσεις. Το όνομα wavelets προέρχεται από την προυπόθεση ότι οι συναρτήσεις αυτές πρέπει να τείνουν στο μηδέν, «κυματίζοντας» πάνω και κάτω από το x-άξονα. Οι συναρτήσεις αυτές επίσης θα πρέπει να είναι καλά ορισμένες. Άλλες απαιτήσεις αφορούν το τεχνικό μέρος και έχουν να κάνουν με το γρήγορο και εύκολο υπολογισμό του ευθύ και αντίστροφου μετασχηματισμου wavelet.

Υπάρχουν πολλών ειδών wavelets. Το πιο απλό wavelet είναι το Haar wavelet, το οποίο και θα αναλύσουμε σε επόμενη παράγραφο σαν ένα εισαγωγικό παράδειγμα. Παραδείγματα διαφόρων wavelets (από την οικογένεια των Daubechies wavelets) δίνονται στο σχήμα 1.1. Όπως τα ημίτονα και συνημίτονα στην ανάλυση Fourier, έτσι και τα wavelets χρησιμοποιούνται ως βασικές συναρτήσεις για να αναπαραστήσουν άλλες συναρτήσεις. Όταν το wavelet $\psi(x)$ (που ονομάζεται μερικές φορές και mother wavelet – μητρικό wavelet) ορισθεί, μπορούν να γίνουν παράλληλες μετατοπίσεις ως προς τον x-άξονα (translations) και διαστολές (dilations) του mother wavelet $\{\psi\left(\frac{\chi-b}{a}\right),(a,b)\in R^{+}\times R\}$. Είναι χρήσιμο να δοθούν ειδικές τιμές στα a και b έστι ώστε να ορισθεί η βάση του wavelet : $a = 2^{-j}$ και $b = k \cdot 2^{j}$, όπου k και j ακέραιοι. Αυτή η συγκεκριμένη επιλογή, συνδέει με φυσικό τρόπο τη πολυδιαχωριστική ανάλυση (multiresolution analysis) στην επεξεργασία σήματος με τα wavelets.

Το ερώτημα που αμέσως τίθεται είναι γιατί να μη χρησιμοποιήσουμε τις κλασικές μεθόδους Fourier; Μεταξύ της ανάλυσης Fourier και των wavelets υπάρχουν ορισμένες σημαντικές διαφορές. Οι βασικές συναρτήσεις Fourier εντοπίζονται στο πεδίο της συχνότητας μα όχι στο πεδίο του χρόνου. Μικρές μεταβολές στο μετασχηματισμό Fourier στο πεδίο της συχνότητας θα προκαλέσουν μεταβολές παντού στο πεδίο του

χρόνου. Τα wavelets αντίθετα εντοπίζονται και στο πεδίο της συχνότητας (μέσω των διαστολών) αλλά και στο πεδίο του χρόνου (μέσω των παράλληλων μετατοπίσεων) και αυτό αποτελεί πλεονέκτημα σε πολλές περιπτώσεις.

Δεύτερον, πολλές κατηγορίες συναρτήσεων μπορούν να αναπαρασταθούν μέσω των wavelets με ένα πιο ακριβή τρόπο. Για παράδειγμα, συναρτήσεις με ασυνέχειες και συναρτήσεις με απότομες κορυφώσεις, απαιτούν πολύ λιγότερες βασικές συναρτήσεις wavelet από ότι ημιτονικές-συνημιτονικές συναρτήσεις για να πετύχουν μια συγκρίσιμη προσέγγιση. Τέλος, η αραιή κωδικοποίηση (sparse coding) κάνει τα wavelets πολύ εύχρηστα εργαλεία στη συμπίεση δεδομένων.

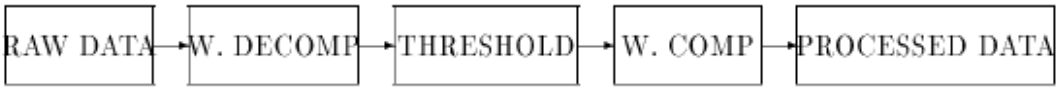


Σχήμα 1.1: Wavelets από την οικογένεια Daubechies

Όλα αυτά τα χαρακτηριστικά δείχνουν πόσο πολύ μπορούν να επωφεληθούν οι στατιστικολόγοι από τα wavelets. Μεγάλα και γεμάτο θόρυβο πακέτα δεδομένων, μπορούν εύκολα και γρήγορα να μετασχηματιστούν μέσω του διακριτού μετασχηματισμού wavelet. Τα δεδομένα κωδικοποιούνται από τους συντελεστές wavelet. Επιπλέον, το επίθετο «ταχύς» για τους μετασχηματισμούς Fourier, μπορεί να

αντικατασταθεί από το «ταχύτερος» για τα wavelets. Είναι γνωστό ότι για τους FFT (Fast Fourier Transform), η πολυπλοκότητα υπολογισμού είναι $O(n \cdot log_2(n))$, ενώ για τους FWT (Fast Wavelet Transform) είναι μόνο $O(n)$.

Έτσι, πολλά είδη επεξεργασίας δεδομένων μπορούν να γίνουν από τους αντίστοιχους συντελεστές wavelet. Για παράδειγμα, μπορεί να κάποιος να κάνει λείανση (smoothing) των δεδομένων, χρησιμοποιώντας την τεχνική κατωφλίωσης (thresholding) των συντελεστών wavelet και στη συνέχεια να ξαναδουλέψει τον επεξεργασμένο κώδικα γυρίζοντας στο πεδίο του χρόνου. Η διαδικασία αυτή δίνεται σχηματικά στο σχήμα 1.2. Ο ορισμός της κατωφλίωσης καθώς και διάφορες μέθοδοι κατωφλίωσης δίνονται σε επόμενη παράγραφο.

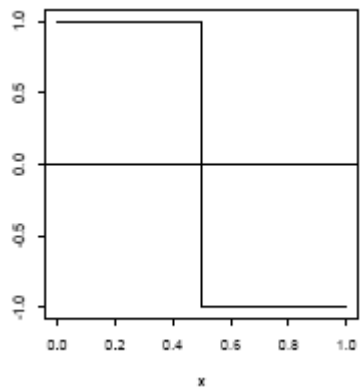


Σχήμα 1.2: Ανάλυση δεδομένων με χρήση wavelet

1.2 Η λειτουργία των wavelets

1.2.1 Το Haar wavelet

Για να εξηγήσουμε πως λειτουργούν τα wavelets, ξεκινάμε με ένα παράδειγμα. Επιλέγουμε το απλούστερο και παλιότερο από όλα τα wavelets, το Haar wavelet $\psi(x)$, το οποίο είναι μία βηματική συνάρτηση που παίρνει τιμές 1 και -1 στο διάστημα $[0, \frac{1}{2})$ και $[\frac{1}{2}, 1)$, αντίστοιχα. Το γράφημα του Haar wavelet δίνεται στο σχήμα 1.3.



Σχήμα 1.3: Το Haar wavelet

Το Haar wavelet είναι γνωστό εδώ και 80 χρόνια και έχει χρησιμοποιηθεί σε διάφορα πεδία των μαθηματικών. Γνωρίζουμε ότι κάθε συνεχής συνάρτηση μπορεί να προσεγγιστεί ομοιόμορφα με τις συναρτήσεις Haar. Οι διαστολές και οι παράλληλες μετατοπίσεις της συνάρτηση ψ,

$$\psi_{jk}(x) = const \cdot \psi(2^j x - k),$$

ορίζουν μία ορθογώνια βάση στον $L^2(R)$ (ο χώρος όλων των τετραγωνικά ολοκληρωτέων συναρτήσεων). Αυτό σημαίνει ότι κάθε στοιχείο στον $L^2(R)$ μπορεί να αναπαρασταθεί σαν ένας γραμμικός συνδιασμός αυτών των βασικών συναρτήσεων.

Η ορθογωνιότητα της ψ_{jk} είναι εύκολο να ελεγχθεί. Προφανώς,

$$\int \psi_{jk} \cdot \psi_{j'k'} = 0, \qquad (1)$$

όταν οι $j = j'$ και $k = k'$, δεν ικανοποιούνται ταυτόχρονα.

Αν $j \neq j'$, τότε οι μη μηδενικές τιμές του wavelet $\psi_{j'k'}$ περιέχονται στο σύνολο όπου το wavelet ψ_{jk} είναι σταθερό. Αυτό τότε κάνει το ολοκλήρωμα (1) ίσο με μηδέν :

Αν $j = j'$, αλλά $k \neq k'$, τότε τουλάχιστον ένας παράγοντας του γινομένου $\psi_{jk} \cdot \psi_{j'k'}$ είναι μηδέν. Έτσι, οι συναρτήσεις ψ_{jk} είναι ορθογώνιες.

Η σταθερά που κάνει αυτή την ορθογώνια βάση ορθοκανονική είναι $2^{j/2}$. Πράγματι, από τον ορισμό της νόρμας^2 στον L^2 έχουμε :

$$1 = (const)^2 \int \psi^2(2^j x - k)dx = (const)^2 \cdot 2^{-j} \int \psi^2(t)dt = (const)^2 \cdot 2^{-j}$$

Οι συναρτήσεις $\psi_{11}, \psi_{20}, \psi_{21}, \psi_{22}, \psi_{23}$ απεικονίζονται στο σχήμα 1.4. Το σύνολο $\{\psi_{jk}, j \in Z, k \in Z\}$, ορίζει μια ορθοκανονική βάση για τον L^2. Εναλλακτικά, μπορούμε να θεωρήσουμε ορθοκανονικές βάσεις της μορφής $\{\phi_{j0,k}, \psi_{jk}, j \geq j0, k \in Z\}$, όπου φ_{00} η κλιμακωτή συνάρτηση (scaling function) που

συνδέεται με τη βασική wavelet συνάρτηση ψ_{jk}. Το σύνολο $\{\phi_{j0,k}, k \in Z\}$ καλύπτει τον ίδιο υποχώρο όπως και το $\{\psi_{jk}, j < j0, k \in Z\}$. Για τη βάση του Haar wavelet η κλιμακωτή συνάρτηση είναι πολύ απλή. Είναι η μονάδα στο διάστημα [0,1), δηλαδή

$$\phi(x) = 1(0 \le x \le 1)$$

Οι στατιστικολόγοι μπορεί να ενδιαφερθούν για τις αναπαραστάσεις μέσω wavelets, συναρτήσεων οι οποίες παράγονται από πακέτα δεδομένων.

Έστω ότι $\tilde{y} = (y_0, y_1, ..., y_{2^n-1})$ το διάνυσμα δεδομένων της τάξης 2^n.

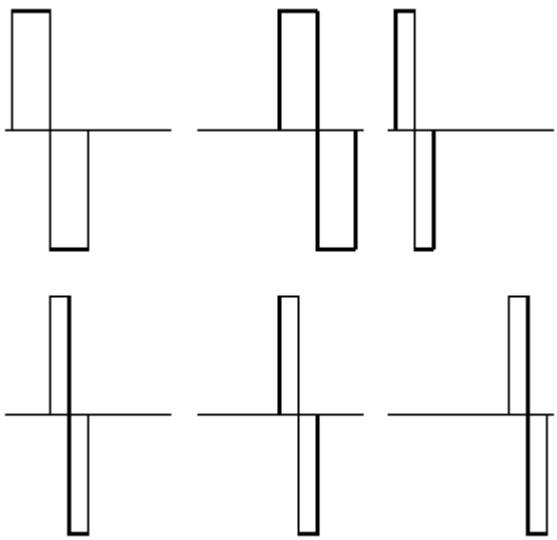
Αυτό το διάνυσμα μπορεί να συνδεθεί με μία σταθερή συνάρτηση *f* στο [0,1) που παράγεται από το $\tilde{y}$ όπως φαίνεται στη συνέχεια,

$$f(x) = \sum_{k=0}^{2^n-1} y_k \cdot 1(k2^{-n} \le x < (k+1)2^{-n})$$

Η συνάρτηση *f* είναι προφανώς στο χώρο $L^2[0,1)$, και η wavelet ανάλυση (wavelet decomposition) της έχει τη μορφή

$$f(x) = c_{00}\phi(x) + \sum_{j=0}^{n-1} \sum_{k=0}^{2^j-1} d_{jk}\psi_{jk}(x) \qquad (2)$$

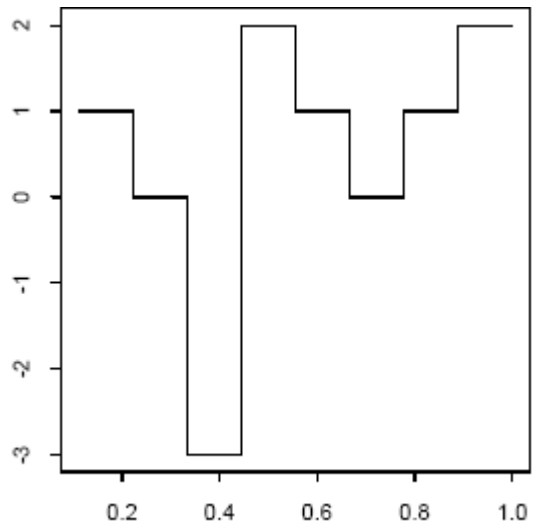
Το άθροισμα που ξεκινά από *j* είναι πεπερασμένο επειδή η *f* είναι μια βηματική συνάρτηση, και οτιδήποτε μπορεί να περιγραφεί με αναλύσεις μέχρι *(n-1)-ου* επιπέδου. Για κάθε επίπεδο το άθροισμα που ξεκινά από *k* είναι επίσης πεπερασμένο γιατί το πεδίο της *f* είναι πεπερασμένο. Ειδικότερα, δεν χρειάζονται παράλληλες μετατοπίσεις της κλιμακωτής συνάρτησης φ_{00}.



Σχήμα 1.4: Διαστολή και παράλληλες μετατοπίσεις του Haar wavelet στο διάστημα [0,1]

Καθορίζουμε το διάνυσμα δεδομένων και βρίσκουμε με ακρίβεια τη (2). Έστω $y = (1,0,-3,2,1,0,1,2)$. Η αντίστοιχη συνάρτηση *f* δίνεται στο σχήμα 1.5. Η ακόλουθη μητρική εξίσωση δίνει τη σχέση που συνδέει το $\tilde{y}$ με τους συντελεστές wavelet. Παρατηρείστε τις σταθερές 2^j (1, $\sqrt{2}$ και 2) με τα Haar wavelets στα αντίστοιχα επίπεδα ανάλυσης (*j*=0,1 και 2).

$$\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ -3 \\ 2 \\ 1 \\ 0 \\ 1 \\ 2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & \sqrt{2} & 0 & 2 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & \sqrt{2} & 0 & -2 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & -\sqrt{2} & 0 & 0 & 2 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & -\sqrt{2} & 0 & 0 & -2 & 0 & 0 \\ 1 & -1 & 0 & \sqrt{2} & 0 & 0 & 2 & 0 \\ 1 & -1 & 0 & \sqrt{2} & 0 & 0 & -2 & 0 \\ 1 & -1 & 0 & -\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & 2 \\ 1 & -1 & 0 & -\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & -2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c_{00} \\ d_{00} \\ d_{10} \\ d_{11} \\ d_{20} \\ d_{21} \\ d_{22} \\ d_{23} \end{bmatrix}$$



Σχήμα 1.5: Συνάρτηση δεδομένων στο [0,1)

Η λύση της εξίσωσης είναι

$$\begin{bmatrix} c_{00} \\ d_{00} \\ d_{10} \\ d_{11} \\ d_{20} \\ d_{21} \\ d_{22} \\ d_{23} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2} \\ -\frac{1}{2} \\ \frac{1}{2\sqrt{2}} \\ -\frac{1}{2\sqrt{2}} \\ \frac{1}{4} \\ -\frac{5}{4} \\ \frac{1}{4} \\ -\frac{1}{4} \end{bmatrix}.$$

Έτσι,

$$f = \frac{1}{2}\phi - \frac{1}{2}\psi_{00} + \frac{1}{2\sqrt{2}}\psi_{10} - \frac{1}{2\sqrt{2}}\psi_{11} + \frac{1}{4}\psi_{20} - \frac{5}{4}\psi_{21} + \frac{1}{4}\psi_{22} - \frac{1}{4}\psi_{23} \qquad (3)$$

Η λύση είναι εύκολο να ελεγχθεί. Για παράδειγμα, όταν $x \in [0, \frac{1}{8})$,

$$f(x) = \frac{1}{2} - \frac{1}{2} \cdot 1 + \frac{1}{2\sqrt{2}} \cdot \sqrt{2} + \frac{1}{4} \cdot 2 = 1$$

Ο αναγνώστης μπορεί να έχει ήδη ρωτήσει: «Τι κάνουμε με διανύσματα y πολύ μεγαλύτερου μήκους;». Προφανώς, το να προσπαθήσουμε να λύσουμε τη μητρική εξίσωση είναι αδύνατο.

1.2.2 Η πολυδιαχωριστική ανάλυση του Mallat, φίλτρα, ευθύς και αντίστροφος μετασχηματισμός wavelet

Ένα προφανές μειονέκτημα του Haar wavelet είναι ότι δεν είναι συνεχές, και έτσι η επιλογή της Haar βάσης για την αναπαράσταση ομαλών συναρτήσεων, για παράδειγμα, δεν είναι φυσική και οικονομική.

1.2.2.1 Η πολυδιαχωριστική ανάλυση του Mallat

Στην παράγραφο αυτή θα εξηγήσουμε την πολυδιαχωριστική ανάλυση (MRA) του MALLAT. Η MRA είναι ένα εργαλείο για την περιγραφή της κατασκευής διαφορετικών βάσεων wavelets.

Ξεκινάμε με το χώρο L^2 όλων των τετραγωνικά ολοκληρωτέων συναρτήσεων. Η MRA είναι μία αυξανόμενη ακολουθία κλειστών υποχώρων $\{V_j\}_{j\in Z}$ οι οποίοι προσεγγίζουν τον $L^2(R)$.

Τα πάντα ξεκινούν με μία έξυπνη επιλογή της κλιμακωτής συνάρτησης φ. Η φ εκτός από χαρακτηριστική συνάρτηση στο διάστημα [0,1) για τη βάση του Haar wavelet, επίλεγεται έτσι ώστε να ικανοποιεί ένα είδος συνέχειας, ομαλότητας και οριακών συνθηκών. Αλλά, πιο σημαντικό είναι, ότι η οικογένεια $\{\phi(x-k), k\in Z\}$δημιουργεί μια ορθοκανονική βάση για το χώρο αναφοράς V_0. Οι επόμενες σχέσεις περιγράφουν την ανάλυση.

MRA 1 $\quad \ldots \subset V_{-1} \subset V_0 \subset V_1 \subset \ldots$

Η ένωση $\bigcup_{j\in Z} V_j$ είναι συνεκτική στον $L^2(R)$. Η τομή όλων των V_j είναι ο κενός χώρος.

MRA 2 $\quad f(x)\in V_j \Leftrightarrow f(2x)\in V_{j+1}, j\in Z$

Οι χώροι V_j και V_{j+1} είναι «παρόμοιοι». Αν ο χώρος V_j συνδέεται με την $\phi_{jk}(x), k\in Z$ τότε ο χώρος V_{j+1} συνδέεται με την $\phi_{j+1,k}(x), k\in Z$. Ο χώρος V_{j+1} παράγεται από τις συναρτήσεις $\phi_{j+1,k}(x)=\sqrt{2}\phi_{jk}(2x)$.

Τώρα θα εξηγήσουμε πως μπορούν να συνδεθούν τα wavelets με την προηγούμενη ανάλυση. Επειδή, $V_0 \subset V_1$, κάθε συνάρτηση στον V_0 μπορεί να γραφτεί σαν ένας γραμμικός συνδιασμός των βασικών συναρτήσεων $\sqrt{2}\phi(2x-k)$ του V_1. Πιο συγκεκριμένα :

$$2^{-3/2}c_0^{(0)} = c_{00} = \frac{1}{2} \tag{4}$$

Οι συντελεστές *h(k)* ορίζονται ως $\{\sqrt{2}\psi(2x-k), k\in Z\}$. Θεωρούμε το ορθογώνιο συμπλήρωμα W_j του V_j στον V_{j+1} (π.χ. $V_{j+1}=V_j \oplus W_j$). Ορίζουμε

$$\psi(x)=\sqrt{2}\sum_k (-1)^k h(-k+1)\phi(2s-k) \tag{5}$$

Μπορεί να δειχθεί ότι η $\{\sqrt{2}\psi(2x-k), k \in Z\}$ αποτελεί μια ορθοκανονική βάση για τον W_1.

Ακόμα, η ιδιότητα ομοιότητας της MRA δίνει ότι η $f_0 = 0$ είναι μια βάση για τον W_j. Από τη στιγμή που η $\bigcup_{j\in Z} V_j = \bigcup_{j\in Z} W_j$ βρίσκεται στον $L^2(R)$, η οικογένεια $\{\psi_{jk}(x) = 2^{j/2}\psi(2^j x - k), j \in Z, k \in Z\}$ είναι μια βάση για τον $L^2(R)$.

Για μια δοσμένη συνάρτηση $f \in L^2(R)$ μπορεί να βρεθεί το N έτσι ώστε η $f_N \in V_N$ να προσεγγίζει την f με μία προκαθορισμένη ακρίβεια. Αν $g_i \in W_i$ και $f_i \in V_i$, τότε

$$f_N = f_{N-1} + g_{N-1} = \sum_{i=1}^{M} g_{N-M} + f_{N-M} \tag{6}$$

Η εξίσωση (6) είναι η wavelet ανάλυση της *f*. Για παράδειγμα, η συνάρτηση δεδομένων του σχήματος 1.5 βρίσκεται στον V_N, αν χρησιμοποιήσουμε την αντίστοιχη στο Haar wavelet MRA. Σημειώνουμε πως $f \equiv f_n$ και $f_0 = 0$.

1.2.2.2 Επεξεργασία σήματος

Η MRA για την οποία έγινε λόγος προηγουμένως συνδέεται με τους λεγόμενους πυραμιδικούς αλγόριθμους της επεξεργασίας σήματος. Επίσης, φίλτρα καθρεφτών τετραγωνισμού (quadrature mirror filters) βρίσκονται «κρυμμένα» μέσα στην MRA.

Από την ανάλυση που ήδη έγινε έχουμε ότι

$$\phi(x) = \sum_{k\in Z} h(k)\sqrt{2}\phi(2x-k) \tag{7}$$

και

$$\psi(x) = \sum_{k\in Z} g(k)\sqrt{2}\phi(2x-k) \tag{8}$$

Οι ακολουθίες l^2 $\{h(k), k \in Z\}$ και $\{g(k), k \in Z\}$ στην ορολογία της επεξεργασίας σήματος είναι τα λεγόμενα φίλτρα quadrature mirror. Η σχέση που συνδέει τα *h* και *g* είναι :

$$g(n) = (-1)^n h(1-n).$$

Η ακολουθία *h(k)* είναι γνωστή σαν βαθυπερατό φίλτρο ενώ η *g(k)* σαν υψιπερατό φίλτρο. Οι ιδιότητες των *h(n),g(n)* μπορεούν να αποδειχθούν με τη χρήση των μετασχηματισμών Fourier και την ορθογωνιότητας : $\sum h(k) = \sqrt{2}$, $\sum g(k) = 0$.

Ο πιο εύστοχος τρόπος με τον οποίον μπορεί κανείς να περιγράψει την MRA καθώς και να δώσει αποτελεσματικές διαδικασίες που να καθορίζουν τους συντελεστες wavelet είναι μέσω του τελεστή αναπαράστασης των φίλτρων (operator representation of filters).

Για μια ακολουθία $a = \{a_n\}$ οι τελεστές H και G ορίζονται από τις παρακάτω σχέσεις :

$$(Ha)_k = \sum_n h(n-2k)a_n$$

$$(Ga)_k = \sum_n g(n-2k)a_n$$

Οι τελεστές αυτοί αντιστοιχούν σε ένα βήμα της wavelet ανάλυσης. Η μόνη διαφορά είναι ότι οι παραπάνω ορισμοί δεν συμπεραλαμβάνουν τον παράγοντα $\sqrt{2}$ όπως στις εξισώσεις (4) και (5).

Έστω ότι το αρχικό σήμα αντιστοιχεί στο $\tilde{c}^{(n)}$. Αν το σήμα έχει μήκος 2^n, τότε το $\tilde{c}^{(n)}$ μπορεί να αναπαρασταθεί από τη συνάρτηση $f(x) = \sum \tilde{c}_k^{(n)} \phi_{nk}, f \in V_n$. Σε κάθε βήμα του μετασχηματισμού wavelet προχωρούμε σε μια χειρότερη προσέγγιση του $\tilde{c}^{(j-1)}$ με $\tilde{c}^{(j-1)} = H\tilde{c}^{(j)}$ και $\tilde{d}^{(j-1)} = G\tilde{c}^{(j)}$. Εδώ, το $\tilde{d}^{(j-1)}$ είναι η «λεπτομέρεια» που χάνεται προγγίζοντας το $\tilde{c}^{(j)}$ με το υπολογισμένο κατά μέσο όρο $\tilde{c}^{(j-1)}$. Ο διακριτός μετασχηματισμός wavelet μιας ακολουθίας $\tilde{y} = \tilde{c}^{(n)}$ μήκους 2^n μπορεί τότε να αναπαρασταθεί από μια άλλη ακολουθία μήκους 2^n (παρατηρείστε ότι η ακολουθία $\tilde{c}^{(j-1)}$ έχει το μισό μήκος από το $\tilde{c}^{(j)}$):

$$(\tilde{d}^{(n-1)}, \tilde{d}^{(n-2)}, ..., \tilde{d}^{(1)}, \tilde{d}^{(0)}, \tilde{c}^{(0)}) \qquad (9)$$

Έτσι ο διακριτός μετασχηματισμός wavelet μπορεί να γραφεί συνοπτικά ως εξής :

$$\tilde{y} \to (G\tilde{y}, GH\tilde{y}, GH^2\tilde{y}, ..., GH^{n-1}\tilde{y}, H^n\tilde{y})$$

Η διατύπωση της σχέσης ανακατακευής γίνεται επίσης απλή αν εκφραστεί μέσω των όρων H και G. Πρώτα καθορίζουμε τους τελεστές H^* και G^* όπως φαίνεται παρακάτω :

$$(H^*a)_n = \sum_k h(n-2k)a_n$$

$$(G^*a)_n = \sum_k g(n-2k)a_n$$

Επαναλαμβανόμενη εφαρμογή οδηγεί στην :

$$(G\tilde{y}, GH\tilde{y}, GH^2\tilde{y}, ..., GH^{j-1}\tilde{y}, H^j\tilde{y}) \to \tilde{y} = \sum_{j=0}^{n-1} (H^*)^j G^* \tilde{d}^{(j)} + (H^*)^n \tilde{c}^{(0)}$$

Οι εξισώσεις (7) και (8) οι οποίες παράγουν του συντελεστές του φιλτρου φαίνονται απλές για το Haar wavelet :

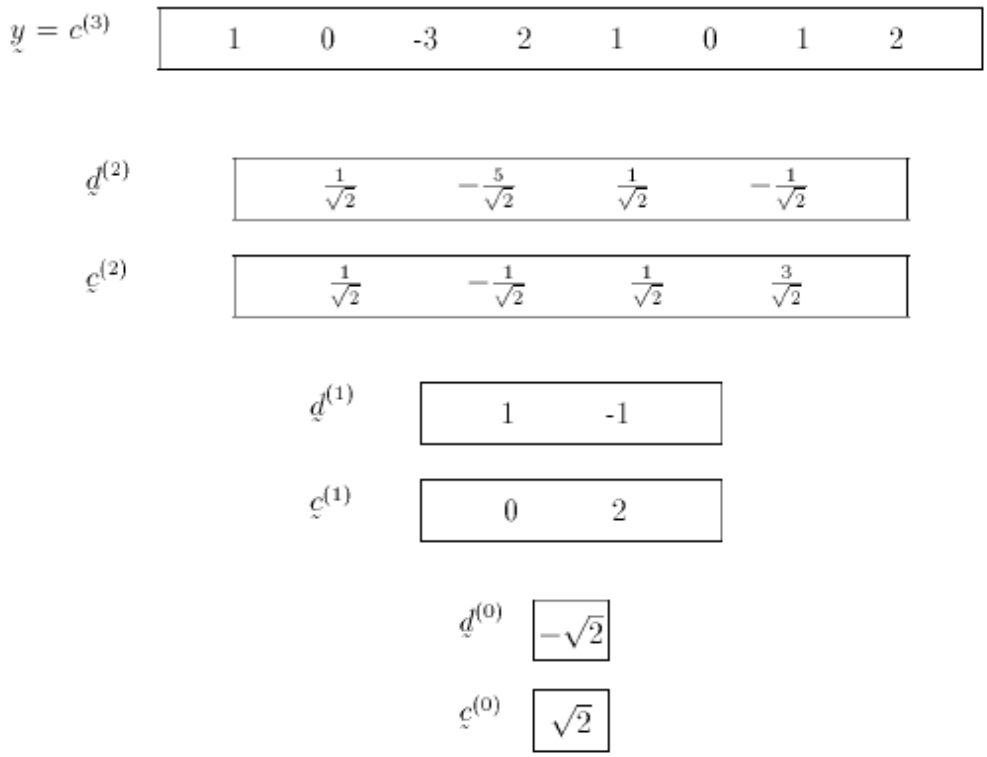
$$\phi(x) = \phi(2x) + \phi(2x-1) = \frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{2}\phi(2x) + \frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{2}\phi(2x-1), \qquad (10)$$

$$\psi(x) = \phi(2x) - \phi(2x-1) = \frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{2}\phi(2x) - \frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{2}\phi(2x-1).$$

Οι συντελεστές του φίλτρου στην (10) είναι :

$$h(0) = h(1) = \frac{1}{\sqrt{2}} \qquad g(0) = -g(1) = \frac{1}{\sqrt{2}}$$

Το σχήμα 1.6 δείχνει το αλγόριθμο της wavelet ανάλυσης που εφαρμόστηκε για το σύνολο των δεδομένων μας.



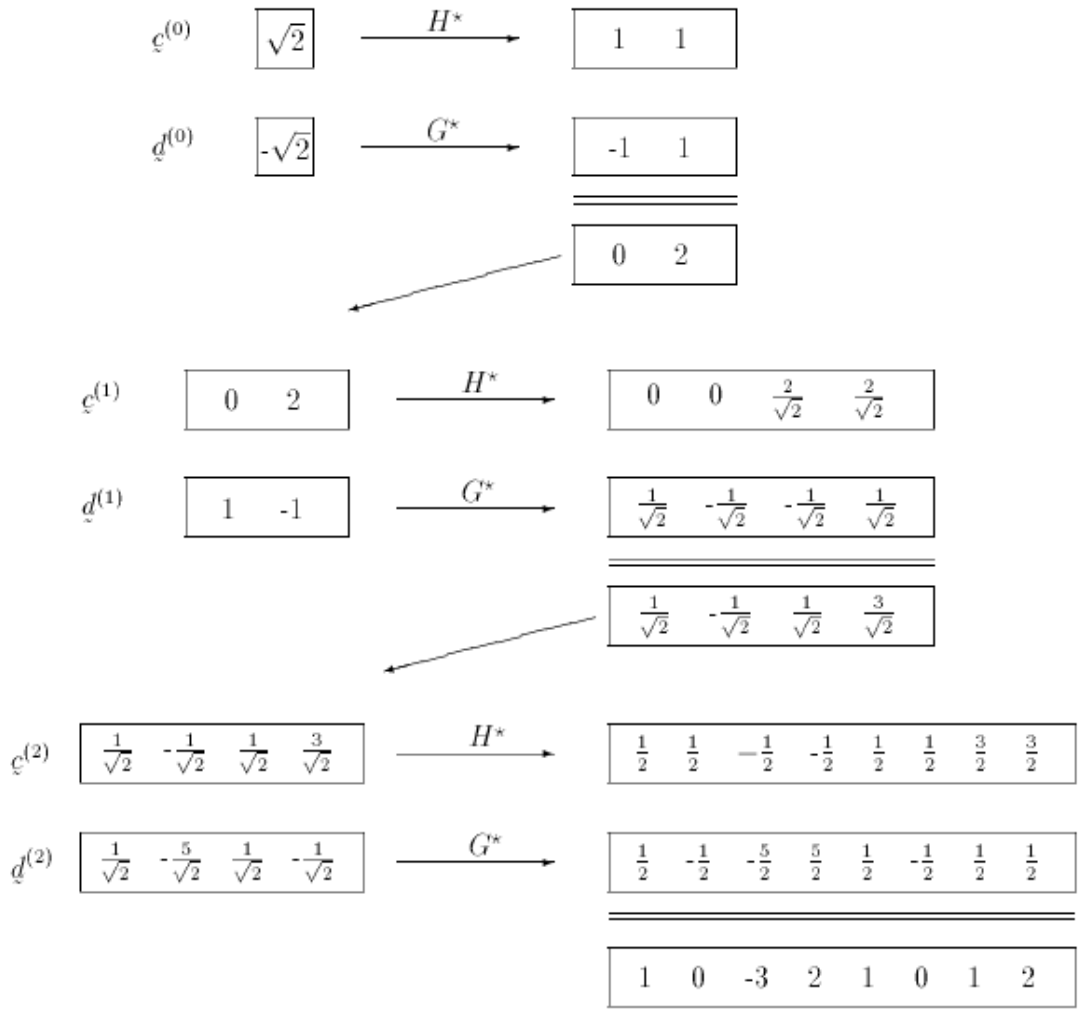
Σχήμα 1.6 : Αλγόριθμος της wavelet ανάλυσης

Για να υπολογίσουμε τους συντελεστές wavelet όπως στην (3) πολλαπλασιάζουμε τις συνιστώσες του $\widetilde{d}^{(j)}$, $j = 0,1,2$ και το $\widetilde{c}^{(0)}$ με τον παράγοντα $2^{-N/2}$. Δηλαδή,

$$d_{jk} = 2^{-N/2} d_k^{(j)},\ 0 \le j < N(=3).$$

Ενδιαφέρον έχει η παρατήρηση ότι η περίπτωση $2^{-3/2} c_0^{(0)} = c_{00} = \frac{1}{2}$ του Haar wavelet είναι η μέση τιμή του δείγματος *y*.

Το σχήμα 1.7 δείχνει το αλγόριθμο ανακατασκευής του παραδείγματος μας.



Σχήμα 1.7: Παράδειγμα αλγόριθμου ανακατασκευής

1.3 Μέθοδοι κατωφλίωσης

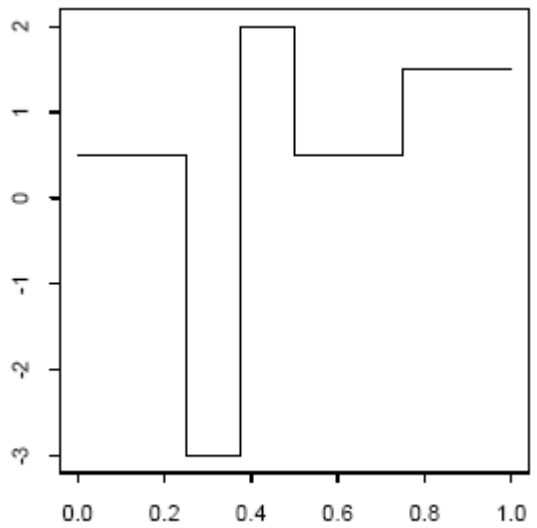
Στη wavelet ανάλυση το φίλτρο *H* είναι ένα φίλτρο μέσης τιμής ενώ το φίλτρο *G* είναι αυτό που παράγει τις λεπτομέρειες. Οι συντελεστές wavelet αντιστοιχούν σε λεπτομέρειες. Όταν οι λεπτομέρειες είναι μικρές, μπορούν να παραλειφθούν χωρίς ουσιαστικά να επηρεάσουν τη γενική εικόνα. Έτσι η ιδέα της κατωφλίωσης των συντελεστών wavelet είναι ένας τρόπος «καθαρισμού» των λιγότερο σημαντικών λεπτομερειών που θεωρούνται σαν θόρυβος. Εφαρμόζουμε την όλη ιδέα στο διάνυσμα δεδομένων (1, 0, -3, 2, 1, 0, 1, 2) που έχουμε χρησιμοποιήσει και σε προηγούμενη ανάλυση.

Παράδειγμα : Το διάνυσμα δεδομένων (1, 0, -3, 2, 1, 0, 1, 2) μετατρέπεται στο διάνυσμα

$$(\frac{1}{\sqrt{2}},-\frac{5}{\sqrt{2}},\frac{1}{\sqrt{2}},-\frac{1}{\sqrt{2}},1,-1,-\sqrt{2},\sqrt{2}).$$

Αν όλοι οι συντελεστές που είναι μικρότεροι από 0.9 (νούμερο δικής μας επιλογής) αντικατασταθούν από μηδενικά, τότε το αποτέλεσμα (της κατωφλίωσης αυτής) είναι το διάνυσμα $(0,-\frac{5}{\sqrt{2}},0,0,1,-1,-\sqrt{2},\sqrt{2})$.

Το γράφημα των δεδομένων μετά την κατωφλίωση δίνεται στο σχήμα 1.8.



Σχήμα 1.8: Τα δεδομένα μετά την κατωφλίωση

Η κατωφλίωση των wavelets έχει πολλές σημαντικές εφαρμογές στη στατιστική. Οι Donoho και Johnstone (1993) συζητούν για μία εφαρμογή σε μη παραμετρικό πρόβλημα αναγωγής. Υποθέτουμε πως σε κάποια στιγμή παρατηρείται μία άγνωστη

συνάρτηση f με θόρυβο Gauss: $y_i = f(t_i) + \sigma\varepsilon_i$, $i = 1,...,n$ και $\varepsilon_i \sim N(0,1)$. Στόχος είναι η εκτίμηση της άγνωστης συνάρτησης *f*. Οι Donoho και Johnstone προτείνουν να γίνει αρχικά η wavelet ανάλυση των δεδομένων, στη συνέχεια να γίνει κατωφλίωση των συντελεστών και τέλος να χρησιμοποιηθεί ο αλγόριθμος ανακατασκευής έτσι ώστε να έχουμε μια εκτίμηση $\hat{f}$ της συνάρτησης.

Όταν χρησιμοποιείται η μέθοδος κατωφλίωσης $\hat{d}_{jk} = sign(d_{jk})(|d_{jk}| - \lambda)_+$ με $\lambda = \sigma\sqrt{2\log n}/\sqrt{n}$, η $\hat{f}$ μπορεί να δειχθεί ότι θα έχει risk $R(\hat{f}, f)$ μέσα σε έναν παράγοντα $2\log n$ του ελάχιστου risk όταν εφαρμόζεται η (άγνωστη φυσικά) βέλτιστη μέθοδος κατωφλίωσης. Εδώ το *R* δίνεται από την $R(\hat{f}, f) = E(\Sigma(\hat{f}(t_i) - f(t_i))^2 / n$. Οι Donoho και Johnstone έδειξαν ότι η (παρεμβληθείσα) εκτίμηση $\hat{f}$ είναι, με πιθανότητα που τείνει στη μονάδα (καθώς το $n \to \infty$), τουλάχιστον το ίδιο ομαλή (smooth) με την αρχική συνάρτηση *f*.

Μία άλλη ενδιαφέρουσα εφαρμογή της κατωφλίωσης βρίσκεται στην εκτίμηση της πυκνότητας. Υποθέτουμε ότι οι $X_1,...,X_n$ τυχαίες μεταβλητές παρατηρήσεων μιας άγνωστης συνάρτησης πυκνότητας πιθανότητας *f(x)*. Οι Donoho, Johnstone, Kerkyacharian και Picard (1993), όρισαν μία μη γραμμική εκτίμηση πυκνότητας εφαρμόζοντας κατωφλίωση στους συντελεστες wavelet στην ανάλυση wavelet της εμπειρικής σ.π.π.

Αν η άγνωστη πυκνότητα μπορεί να εκτιμηθεί από την

$$\hat{f}(x) = \Sigma_{jk}\hat{d}_{jk}\psi_{jk}(x),$$

τότε με βάση την ορθοκανονικότητα της ψ_{jk}, ο εκτιμητής δείγματος (sample estimator) της d_{jk} είναι $\hat{d}_{jk} = \frac{1}{n}\Sigma\psi_{jk}(X_i)$.

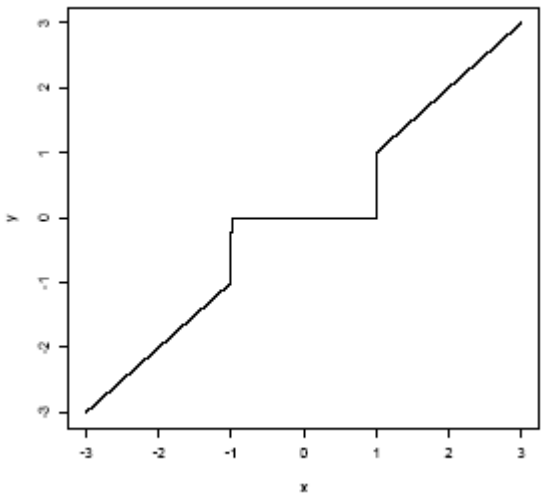
Στην επόμενη παράγραφο παρουσιάζονται συνοπτικά μερικές μέθοδοι κατωφλίωσης.

1.3.1 Αυστηρή κατωφλίωση (Hard thresholding)

Στη μέθοδο αυτή συγκρίνονται οι απόλυτες τιμές όλων των συντελεστών wavelet με μία καθορισμένη τιμή κατωφλίου *λ*. Αν το μέγεθος του συντελεστή είναι μικρότερο από *λ*, τότε ο συντελεστής αντικαθίστανται από το μηδέν :

$$d_{jk}^{hard} = \begin{cases} 0, d_{jk} < \lambda \\ d_{jk}, d_{jk} \geq \lambda \end{cases}$$

Παράδειγμα συνάρτησης αυστηρής κατωφλίωσης δίνεται στο σχήμα 1.9.



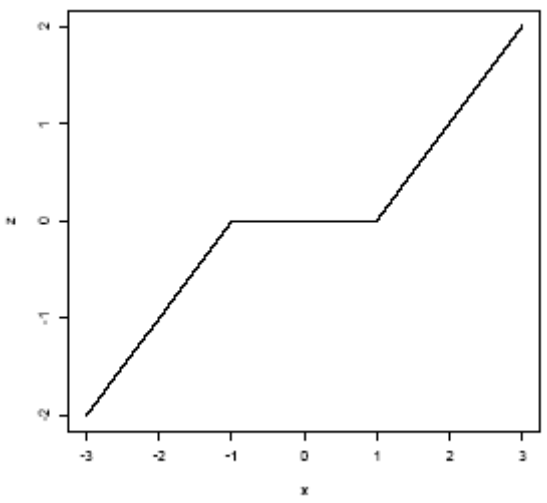
Σχήμα 1.9: Συνάρτηση αυστηρής κατωφλίωσης με *λ*=1

1.3.2 Ελαστική κατωφλίωση (Soft thresholding)

Η ελαστική κατωφλίωση «μαζεύει» τους συντελεστές wavelet γύρω από ένα σημείο. Η σχέση είναι :

$$d_{jk}^{soft} = sign(d_{jk})(|d_{jk}| - \lambda)_+$$

Παράδειγμα συνάρτησης ελαστικής κατωφλίωσης δίνεται στο σχήμα 1.10.



Σχήμα 1.10: Συνάρτηση ελαστικής κατωφλίωσης με λ=1

1.3.3 Γενική κατωφλίωση (Universal thresholding)

Οι Donoho και Johnstone (1992) πρότειναν τη χρήση του κατωφλίου $\lambda = \sigma\sqrt{2\log(n)}/\sqrt{n}$ στο μετασχηματισμένο σύνολο δεδομένων $\frac{y_i}{n}$, όπου n είναι το μέγεθος του δείγματος και σ είναι το επίπεδο θορύβου στο μέτρο απόκλισης μιας βαθμίδας. Η γενική κατωφλίωση μπορεί να είναι αυστηρή ή ελαστική χρησιμοποιώντας την παραπάνω τιμή του λ σαν κατώφλι.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ

2

ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ WAVELETS

2.1 Ανάλυση εγκεφαλικού σήματος με wavelets

2.1.1 Εισαγωγή

Αρκετές μελέτες έχουν αναφέρει κατά καιρούς διάφορες ευφυείς τεχνικές για την ανάλυση του ΗΕΓ σήματος. Η σχέση των ΗΕΓ σημάτων με τις ανθρώπινες κινήσεις και τη συμπεριφορά έχει μελετηθεί εκτενέστατα τις προηγούμενες δεκαετίες π.χ. οι Degement και Kleitman έκθεσαν το 1957 τα αποτελέσματα της μελέτης τους πάνω στις περιοδικές μεταβολές του ΗΕΓ κατά τη διάρκεια του ύπνου και τη σχέση τους με την κίνηση του ματιού και του σώματος. Ανέλυσαν δηλαδή το ΗΕΓ 26 ανδρών και 7 γυναικών με χειροκίνητο τρόπο. Οι Hausten, Pilcher, Klink και Schulz ανέφεραν στη μελέτη που έκαναν σχετικά με τον ύπνο την ανάπτυξη μίας τεχνικής ανάλυσης ΗΕΓ σημάτων, η οποία βασιζόταν στη γλώσσα προγραμματισμού FORTRAN. Οι υπολογιστικές μέθοδοι γενικότερα αυξάνουν την ικανότητα ανάλυσης ιατρικών δεδομένων τόσο στην ταχύτητα όσο και στην αποδοτικότητα.

Η φθηνή και εύκολη διαθεσιμότητα υπολογιστικής ισχύος δημιούργησαν τεράστιο ενδιαφέρον στην εφαρμογή τεχνικών βασισμένων στη αντίληψη (knowledge-based techniques) σχεδόν σε κάθε πεδίο συμπελαμβανομένων της ιατρικής, της επιστήμης και της μηχανικής. Οι τεχνικές αυτές έχουν σκοπό να συμπεριλάβουν την ύπαρξη συμπεριφοράς όμοιας με αυτή του ανθρώπου σε συστήματα όπως η εκμάθηση, η αποδοχή και η ανοχή σφαλμάτων. Οι βασικές τεχνικές που χρησιμοπούνται για να προσομοιώσουν μία τέτοια συμπεριφορά περιλαμβάνουν τεχνητά νευρωνικά δίκτυα (artificial neural networks-ANNS) και fuzzy συστήματα. Αυτή η ανάπτυξη έχει αξιοσημείωτα αποτελέσματα και στην ανάλυση των ΗΕΓ σημάτων.

Το μέγεθος του ενδιαφέροντος για τις knowledge-based τεχνικές για την ανάλυση του ΗΕΓ μπορεί να εξακριβωθεί από τον αριθμό των σχετικών δημοσιεύσεων σ'όλο τον κόσμο. Η ομάδα του Jones ανέπτυξαν ένα knowledge-based σύστημα για την

αυτόματη ανίχνευση επιληπτοειδούς δραστηριότητας στο ΗΕΓ κατά τη διάρκεια μιάς συνιθισμένης κλινικής καταγραφής. Η απόδοση του συστήματος αναφέρθηκε ότι ήταν μια 100% ευαισθησία όσον αφορά την ανίχνευση επιληπτοειδών ΗΕΓ.

Τα τεχνητά νευρωνικά δίκτυα μπορούν και παρουσιάζουν συμπεριφορά όμοια με την ανθρώπινη χάρη στις ικανότητες εκμάθησης, γενίκευσης και ανοχής σφαλμάτων που έχουν. Τα fuzzy συστήματα επίσης κάνουν προσπάθειες αυτοματοποίησης δραστηριοτήτων όμοιων με των ανθρώπων όπως π.χ. κάνοντας διάγνωση σε κάποιον ασθενή μοντελοποιώντας τον ανθρώπινο τρόπο σκέψης. Υπάρχει μια τάση συγχώνευσης αυτών των δύο είδών συστημάτων με σκοπό την αντιστάθμιση των μεταξύ τους αδυναμιών.

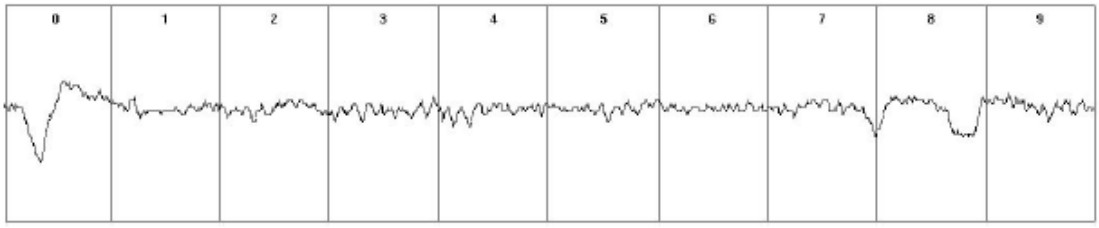
Μια σειρά ερευνών έκανε επιτυχή χρήση των ANNS δικτύων για την ανάλυση του ΗΕΓ σήματος. Οι Hiraiwa, Shimo και Tokunaga ανέφεραν την χρήση ANNS δικτύων στην αναγνώριση της τοπογραφίας του ΗΕΓ. Στο πειραμά τους τα ΗΕΓ σήματα καταγράφονταν συνεχώς μέσω 12-κάναλων επιφανειακών ηλεκτροδίων πριν και αφού ο κάθε εξεταζόμενος άλλαζε μία από πέντε ιαπωνικές συλλαβές και κινούσε σε μία από τις τέσσερις δυνατές κατευθύνσεις ένα χειριστήριο. Τα δυναμικά ετοιμότητας (readiness potentials-RP) τροφοδοτούσαν το νευρωνικό δίκτυο και αντίστοιχες συλλαβές χρησιμοποιήθηκαν σαν έξοδος του συστήματος. Το δίκτυο μπόρεσε και αναγνώρισε 16 από τις 30 νέες συλλαβές.

Παρόλο που η εφαρμογή neuro-fuzzy τεχνικών στην ανάλυση ΗΕΓ είναι πρόσφατη, έχουν προηγηθεί και άλλες μελέτες πριν τη συγκεκριμένη στον τομέα αυτόν. Στις επόμενες παραγράφους θα δοθεί έμφαση στα μέρη της ανάλυσης τα οποία σχετίζονται άμεσα με τα wavelets. Η πλήρης ανάλυση μπορεί να βρεθεί μέσω της βιβλιογραφίας [35].

2.1.2 Ειδικά προβλήματα σχετικά με την ανάλυση ηλεκτροεγκεφαλικών δεδομένων

Για τη διάγνωση του ΗΕΓ, είναι απαραίτητη η ανίχνευση ορισμένων μοτίβων στο ΗΕΓ σήμα τα οποία υποδεικνύουν την ύπαρξη κάποιου ιατρικού φαινομένου. Εφόσον τα δεδομένα του ΗΕΓ είναι αριθμητικά, είναι αναγκαία η εφαρμογή μιας μεθόδου προεπεξεργασίας η οποία θα μπορεί να αποσπά τα σχετικά αυτά μοτίβα πριν τη πραγματοποιήση τη διάγνωσης. Σημαντικά μοτίβα θεωρούνται ο βασικός ρυθμός α, σττην ζώνη των 8-12 Hz, απότομες κορυφώσεις μικρής διάρκειας και τα λεγόμενα τεχνικά σφάλματα (artifacts), τα οποία είναι ηλεκτρικές εκφορτίσεις που δεν προέρχονται από την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου. Το σχήμα 2.1.

απεικονίζει ένα στιγμιότυπο του ΗΕΓ σήματος το οποίο περιέχει τα τρία αυτά προς ανίχνευση μοτίβα. Λόγω του γεγονότος ότι μοτίβα τα οποία προέρχονται από την ίδια φυσιολογική πηγή δείχνουν παρόμοια αλλά δεν είναι εντελώς ίδια, είναι απαραίτητη η χρήση μιας μεθόδου για την ανάλυση των δεδομένων η οποία θα είναι ανεκτική στα σφάλματα. Έτσι, τα νευρωνικά δίκτυα και τα fuzzy συστήματα είναι τα πιο κατάλληλα για αυτού του είδους το έργο.



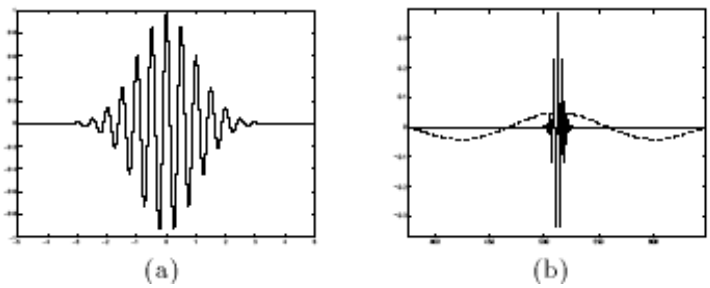
Σχήμα 2.1: Στιγμιότυπο ΗΕΓ σήματος

2.1.3 Ο μετασχηματισμός wavelet, μία αποδοτική τεχνική προεπεξεργασίας

Η ανάλυση wavelet είναι ανώτερη από άλλους μετασχηματισμούς, όπως π.χ. από το μετασχηματισμό Fourier, αφού μπορεί να ανιχνεύσει απότομες μεταβάσεις. Αυτή η ιδιότητα εέχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον στην ανάλυση του ΗΕΓ, αφού οι επιληπτικές αιχμές (epileptic spikes) είναι μικρές κυματομορφές οι οποίες είναι σχεδόν αδύνατο να ανιχνευθούν με την ανάλυση Fourier. Ένα wavelet είναι ένα σύνθετο κύμα το οποίο υπολογίζεται σύμφωνα με τη σχέση :

$$\textbf{Gauss-wavelet}: \; g(t) = e^{-\frac{1}{2}t^2 + j2\pi ft}$$

Το αποτέλεσμα αυτής της εξίσωσης είναι μια κυματομορφή σαν αυτή που απεικονίζεται στο σχήμα 2.2, όπου παρουσιάζεται μόνο το πραγματικό μέρος του σύνθετου κύματος.

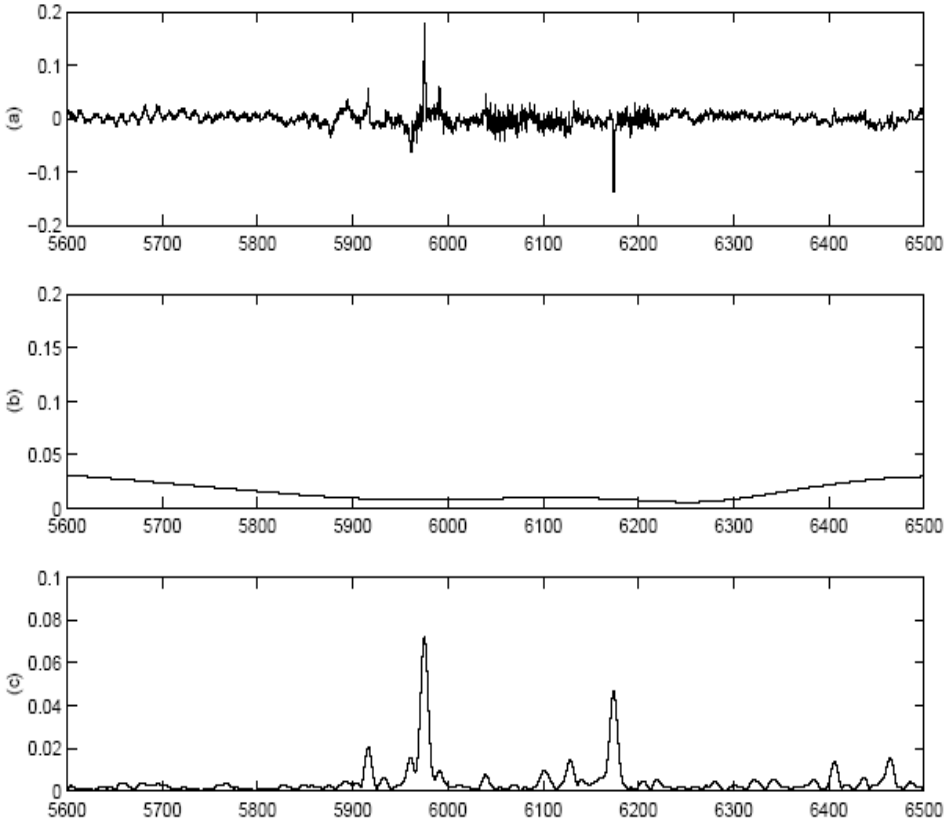


Σχήμα 2.2: (a) Το πραγματικό μέρος ενός βασικού Gauss-wavelet, (b) Δύο wavelets που έχουν υποστεί διαστολή(g_6 dotted και g_{10} solid)

Έχοντας ένα τέτοιο wavelet *g(t),* μπορούν να εξαχθούν νέα σήματα $s_a(b)$ απο τη συνέλιξη του ΗΕΓ σήματος *eeg(t)* με το wavelet (*α* είναι η διαστολή του wavelet και *b* είναι η χρονική κλίμακα του σήματος που προέκυψε από τη συνέλιξη). Μεταβάλλοντας τη διαστολή α, μεταβάλλεται το σχήμα του wavelet και το νέα σήμα $s_a(b)$, μπορεί να θεωρηθεί σαν ένα μέτρο της ομοιότητας μεταξύ του ΗΕΓ σήματος και του σχήματος του wavelet $g_a(t)$. Η συνέλιξη εκφράζεται από τη σχέση :

$$s_a(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int g^*(\frac{t-b}{a}) \cdot eeg(t)dt$$

όπου ο παράγοντας g^* συμβολίζει το συζυγή του σύνθετου wavelet. Το σχήμα 2.3 περιγράφει την ανάλυση wavelet ενός ΗΕΓ σήματος με αιχμές σε δύο συνελικτικά σήματα, παρουσιάζοντας τις συνιστώσες των χαμηλών και υψηλών συχνοτήτων.



Σχήμα 2.3: (a) Ένα ΗΕΓ σήμα με αιχμές, (b), (c) τα αποτελέσματα της wavelet ανάλυσης είναι δύο σήματα, με το s_6 να αναπαριστά τις συνιστώσες χαμηλών συχνοτήτων στο (b) και με το s_{10} να αναπαριστά τις μεταβολές των υψηλών συχνοτήτων στο (c)

Στο σχήμα 1(b) οι κορυφές στο σήμα s_{10} υποδηλώνουν την εμφάνιση απότομων μεταβολών στο ΗΕΓ, ενώ το χαμηλό σήμα s_6 υποδηλώνει ότι το ΗΕΓ σήμα δεν περιλαμβάνει χαμηλές συχνότητες. Τα σήματα αυτά, που είναι προιόντα συνέλιξης, υποδηλώνουν την εμφάνιση φασματικών φαινομένων στο ΗΕΓ και μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως είσοδοι σε ένα νευρωνικό δίκτυο έτσι ώστε η διάγνωση του ΗΕΓ να μπορεί να βασιστεί σε τέτοιου είδους φαινόμενα.

2.2 Η εφαρμογή της μεθόδου wavelet στην ανάλυση των προκλητών δυναμικών των ανθρώπων

2.2.1 Εισαγωγή

Τα τελευταία χρόνια οι σχετικές με το πρόσωπο συνιστώσες αντίδρασης (face-responsive components) έχουν περιγραφεί μέσω μεθόδων ηλεκτροεγκεφαλικών μετρήσεων των οπτικών προκλητών δυναμικών (οπτικών ΠΔ,visual evoked potential-visual EPs) υγιειών ατόμων. Πρόσφατα, τρεις διαφορετικές φλοιώδεις πηγές των σχετιζόμενων με το πρόσωπο συνιστωσών (face-related components) μπόρεσαν να αναγνωριστούν από τις αποκρίσεις του μαγνητοεγκεφαλογραφήματος, υποδηλώνοντας ότι τα ηλεκτροεγκεφαλικά δυναμικά που προκαλούνται από διέγερση του προσώπου είναι ένα περίπλοκο σύμπλεγμα το οποίο αποτελείται από νευρωνικά σήματα που είναι κατανεμημένα σε διάφορα σημεία του εγκεφάλου. Κατά τη διάρκεια μιάς περαιτέρω ανάλυσης οι επιστήμονες που έλαβαν μέρος στην έρευνα που εξετάζουμε [36], έψαξαν για κάποιες στατιστικά αξιόπιστες μεθόδους για την ανάλυση των σχετικών με τις κατηγορίες συνιστωσών (category-related componets) των προκλητών δυναμικών. Εκτός από την κλασσική μέθοδο κορυφής, ακολουθήθηκαν μέθοδοι στις οποίες καμία υποκειμενική απόφαση δεν ήταν απαραίτητη. Από τη στιγμή που η έρευνα έδειξε ότι τα ΠΔ μετά από μια μεταβολή της σχεδιασμένης οπτικής διέγερσης αποτελούνται από έναν αριθμό απεριοδικών ταλαντωτικών συνιστωσών αντίδρασης, ήταν ενδιαφέρουσα η εφαρμογή μιας κατάλληλης μεθόδου διαχωρισμού των διάφορων προσωρινών φασματικών περιοχών που εμφανίζονταν στα ΠΔ μερικές εκατοντάδες msec μετά την αρχική διέγερση. Η ανάλυση wavelet φάνηκε να είναι το πιο κατάλληλο εργαλείο για αυτό το σκοπό.

Το 1989 οι Combes, Grossman και Tchamitchian έκαναν μία σύνοψη της εφαρμογής του μετασχηματισμού wavelet, μία μέθοδος που βασικά αναπτύχθηκε για την ανίχνευση και ανάλυση των σύντομων περιοδικών σημάτων στις φυσικές επιστήμες. Το 1990 ένας από τους επιστήμονες της ομάδας έκανε εφαρμογή της μεθόδου wavelet στην ανάλυση των προκλητών ακολουθιών δράσης στα ΠΔ των γαγγλιακών κυττάρων του αμφιβληστροειδούς. Η ομάδα δοκίμασε αυτή τη μέθοδο για την ανάλυση των μέσων οπτικών ΠΔ, τα οποία αποκόμισαν από πειράματα στα οποία σύνθετα ασπρόμαυρα οπτικά υποδείγματα, όπως π.χ. φωτογραφίες, αποτελούσαν το σύνολο των ερεθισμάτων. Μία σύγκριση της παρούσας ανάλυσης με τις μελέτες που έχουν κατά καιρούς δημοσιευθεί, καταδεικνύει τα πλεονεκτήματα της χρήσης των μετασχηματισμών wavelet. Η μέθοδος αυτή μπορεί επίσης να εφαρμοστεί και στην

ανάλυση άλλων συνεχώς καταγραμμένων βιολογικών σημάτων, π.χ. μαγνητοεγκεφαλογραφημάτων, μεταβολών στα δυναμικά των μεμβράνων νευρικών κυττάρων κτλ., υπό την προυπόθεση ότι οι μεταβολές αυτές σχετίζονται με μία απότομη αρχική διέγερση. Στις επόμενες παραγράφους θα δοθεί πάλι έμφαση στα μέρη της έρευνας που σχετίζονται με την ανάλυση wavelet, ενώ οι εφαρμογές της μεθόδου σε επιλεγμένες ομάδες δεδομένων καθώς και μια εκτενής αναφορά στα αποτελέσματα και συμπεράσματα της έρευνας μπορούν να βρεθούν μέσω της βιβλιογραφίας.

2.2.2 Μέθοδοι

Εξεταζόμενοι: 18 φοιτητές και των δύο φύλων ηλικίας 19-28 ετών έλαβαν μέρος εθελοντικά στο πείραμα. Όλοι τους ήταν δεξιόχειρες και δεν είχαν πληροφορηθεί το σκοπό της μελέτης, αλλά συμμετείχαν στο πείραμα εξαιτίας του ενδιαφερόντος τους να μάθουν κάποια πράγματα σχετικά με τις τεχνικές καταγραφής του ΗΕΓ.

Διεγέρσεις: Ο εξεταζόμενος καθόταν σε μια ειδική πολυθρόνα η οποία βρισκόταν σε διαφορετικό δωμάτιο από εκείνο στο οποίο είχε τοποθετηθεί ο εξοπλισμός καταγραφής και διεγέρσεων. Δύο μέτρα μπροστά από τον εξεταζόμενο και στο ύψος των ματιών βρίσκοταν μία άσπρη οθόνη προβολής. Ο εξεταζόμενος καλούνταν να εστιάσει την προσοχή του στο κέντρο αυτής της οθόνης, πάνω στην οποία προβάλλονταν τα οπτικά ερεθίσματα. Αυτά αποτελούνταν από μια ακολουθία φωτογραφικών πλακών που ήταν χωρισμένες σε τέσσερις κατηγορίες (φωτογραφίες προσώπων, ατόμων, λουλουδιών και εργαλείων) και προβάλλονταν με ημιτυχαία σειρά στην οθόνη για 2.5 με 4 sec. Έγινε προβολή συνολικά 160 διαφορετικών φωτογραφιών, ενώ καμία φωτογραφία δεν ακολουθείτο από άλλη της ίδιας κατηγορίας. Μερικές από τις φωτογραφίες προβάλλονταν ημιτελείς και σε αυτή την περίπτωση ο εξεταζόμενος έπρεπε να πατήσει ένα κουμπί˙ με τον τρόπο αυτόν εξασφαλιζόταν ένα σχεδόν σταθερό επίπεδο προσοχής κατά τη διάρκεια των περιόδων καταγραφής (2-10 min). Όλη η διαδικασία και οι τεχνικές λεπτομέρειες ελέγχονταν από έναν ψηφιακό υπολογιστή.

Καταγραφή ΗΕΓ: Το ΗΕΓ καταγράφηκε με τη βοήθεια Ag/Ag-Cl ηλεκτροδίων τα οποία είχαν τοποθετηθεί στο κρανίο του εξεταζόμενου. Οι αποκρίσεις στα ερεθίσματα λήφθηκαν από τα ηλεκτρόδια Cz, Fz, F3, F4, T5 και T6. Τα ΗΕΓ σήματα ψηφιοποιήθηκαν με ρυθμό δειγματολειψίας 200 Hz ανά κανάλι, καταγράφηκαν σε μαγνητικό δίσκο και επεξεργάστηκαν μετά το πέρας του πειράματος μέσω ενός υπολογιστή HP-1000. Στην παρούσα μελέτη αναλύθηκαν μόνο οι ΗΕΓ αποκρίσεις που προέρχονταν από την προβολή των ολοκληρωμένων φωτογραφιών, ενώ όλα τα

δεδομένα αποθηκέυτηκαν με σκοπό τη μελλοντική και διεξοδικότερη επεξεργασία τους.

Από τα wavelets στα διαγράμματα περιγράμματος (contour-plots): Η γενική ιδέα ενός wavelet περιλαμβάνει όλες τις σύνθετες τετραγωνικά ολοκληρωτέες συναρτήσεις *f(x)* πεπερασμένης ενέργειας εφόσον όμως ο μετασχηματισμός Fourier *F(w)* τους είναι διαφορίσιμος και ικανοποιεί τη συνθήκη επιτρεπτότητας (admissibility condition), η οποία στην ανάλυση Fourier είναι:

$$c_f = 2\pi \int_0^{+\infty} \frac{|F(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < \infty \tag{1}$$

Αυτή η συνθήκη σημαίνει ότι η *f(x)* πρέπει να είναι απαραίτητα μηδενικής μέσης τιμής. Αυτό συνεπάγεται ότι πρέπει *F(0)=0, F(?)=0* και

$$\int_{-\infty}^{+\infty} f(x)dx = 0 \tag{2}$$

Οι Koenderink και Van Doorn πρότειναν τη χρήση του όρου wavelet αναφερόμενοι στην *n*-οστής τάξης παράγωγο της γκαουσιανής συνάρτησης *g(x)* με διασπορά *σ* και μέση τιμή *μ*:

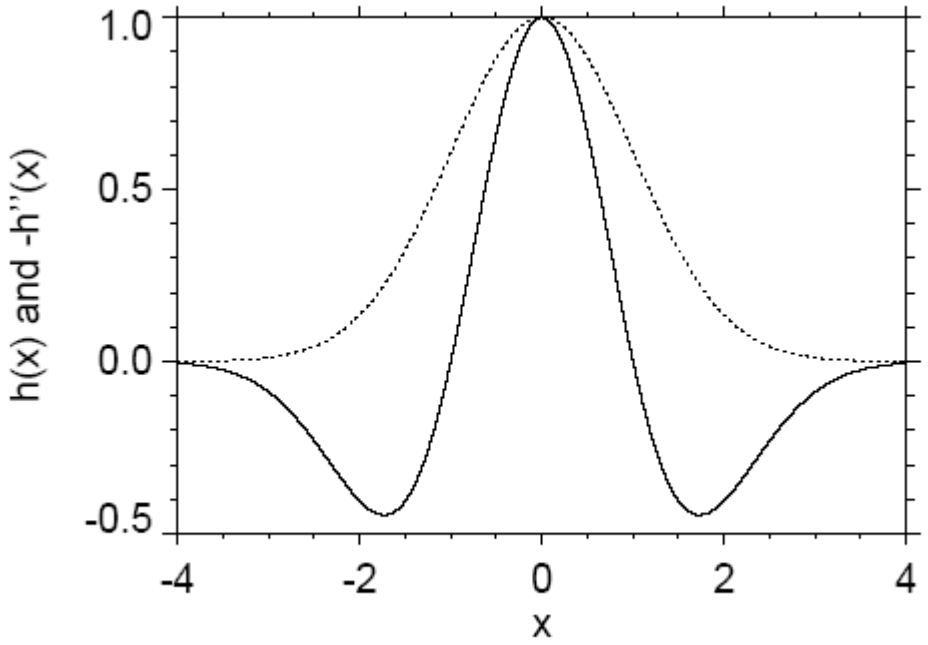
$$g(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \tag{3}$$

που στην κανονικοποιημένη μορφή με *μ=0* γίνεται :

$$h(x) = \frac{g(x)}{g(0)} = e^{-x^2/2\sigma^2} \tag{4}$$

Από μία τέτοια ομάδα wavelet επιλέχθηκε να αναλυθεί το wavelet που αντιστοιχεί στην αρνητική παράγωγο δεύτερης τάξης της κανονικοποιημένης γκαουσιανής χρονικής συνάρτησης $h''(t)$ (σχήμα 2.4):

$$\psi_\sigma(t) = -h''(t) = \frac{1}{\sigma^2} \cdot \left(1 - \frac{t^2}{\sigma^2}\right) \cdot e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} \tag{5}$$



Σχήμα 2.4: Η κανονινκοποιημένη γκαουσιανή συνάρτηση $h(x)$ (διακεκομένη γραμμή) και η αρνητική δεύτερη παράγωγος της, η συνάρτηση $h''(x)$ με *σ=1*

Για την τιμή *σ=1* η συνάρτηση αυτή απλοποιείται στο βασικό wavelet $y_1(t)$, το οποίο δεν έχει υποστεί διαστολή και παράλληλη μετατόπιση στον x-άξονα. Η συνάρτηση $y_1(t)$ είναι :

$$y_1(t) = (1 - t^2) \cdot e^{-t^2/2} \tag{6}$$

Αυτή η συνάρτηση wavelet έχει τη μέγιστη δυνατή ταυτόχρονη συγκέντρωση στο πεδίο του χρόνου και στο πεδίο της συχνότητας, πράγμα που σημάινει ότι το χρονικό-φασματικό προιόν είναι το μικρότερο δυνατό. Αυτό το χαρακτηριστικό καθιστά αυτό το wavelet ως το καταλληλότερο μεταβλητό χρονικό ζωνοπερατό φίλτρο στην ανάλυση των ΠΔ που πρόκειται να ακολουθήσει. Οι εξισώσεις (5) και (6) ικανοποιούν τη συνθήκη επιτρεπτότητας (1) και η εξίσωση (2) ικανοποιεί τη λεγόμενη ιδιότητα συμβατότητας (compatibility property), όπως απαιτείται γενικά στην ανάλυση wavelet. Για την εφαρμογή των wavelets παράχθηκαν τα άλλα μέλη της οικογένειας wavelet

μετατοπίζοντας παράλληλα στον x-άξονα το $y_t(t)$ μέσω του t (t>0), και διαστέλλοντας το $y_\sigma(t)$ μέσω του *σ*, λαμβάνοντας έτσι την :

$$y_{t,\sigma}(t) = y\left(\frac{t-\tau}{\sigma}\right) \tag{7}$$

Ο μετασχηματισμός wavelet $W(t,\sigma)$ που υπολογίσθηκε, ορίστηκε σαν το ολοκλήρωμα των τροποποιημένων συνελίξεων της ομάδας των wavelets της εξίσωσης (7), με την μέση τιμή των ΠΔ *e(t)*, όπου ο $W(t,\sigma)$ εξαρτώνταν από το πλάτος *σ* της οικογένειας wavelet:

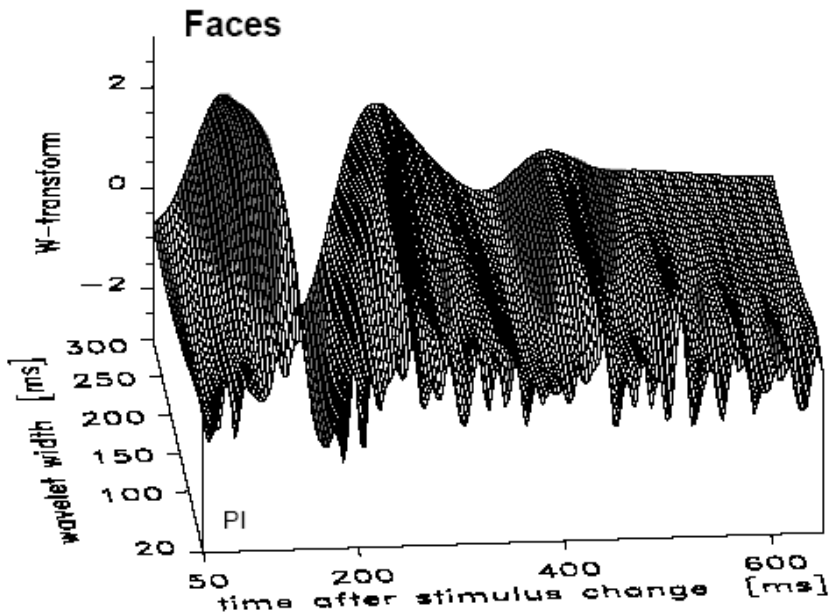
$$W(t,\sigma) = \frac{1}{\sigma^{\mu/2}} \int_{-\infty}^{+\infty} e(t) \cdot y\left(\frac{t-\tau}{\sigma}\right) dt \tag{8}$$

Στην παραπάνω εξίσωση ο χρόνος *t* είναι ο χρόνος των ΠΔ που αναλύονται και *τ* είναι η μετατόπιση μεταξύ του *e(t)* και του wavelet $y_{t,\sigma}(t)$ που εφαρμόζεται κατά τη διαδικασία υπολογισμού του ολοκληρώματος της συνέλιξης. Κατά τον υπολογισμό της εξίσωσης (8), ο μετασχηματισμός $W(t,\sigma)$ αντικαταστάθηκε από τη διακριτή εκδοχή περιγραφής του *e[n]* αφού με βάση τη συχνότητα δειγματοληψίας των δυναμικών του ΗΕΓ (*N* σημεία) τα δείγματα λαμβάνονταν ανά *kΔτ* στιγμές. Στον εκθέτη *μ* της εξίσωσης (9) ορίστηκε η τιμή 3:

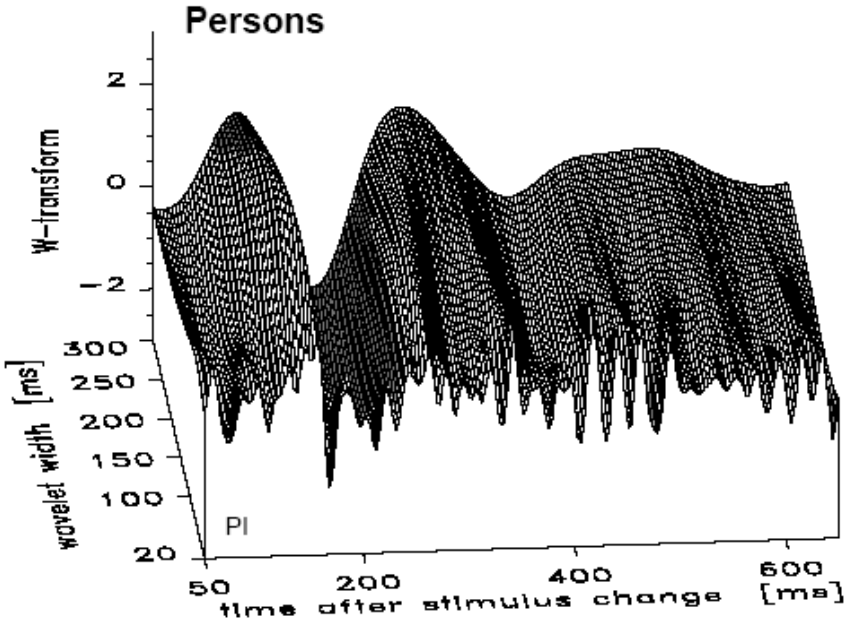
$$W(k\Delta\tau,\sigma) = \frac{\Delta\tau}{\sigma^{\mu/2}} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} e[n] \cdot y\left(\frac{(n-k)\Delta\tau}{\sigma}\right) \tag{9}$$

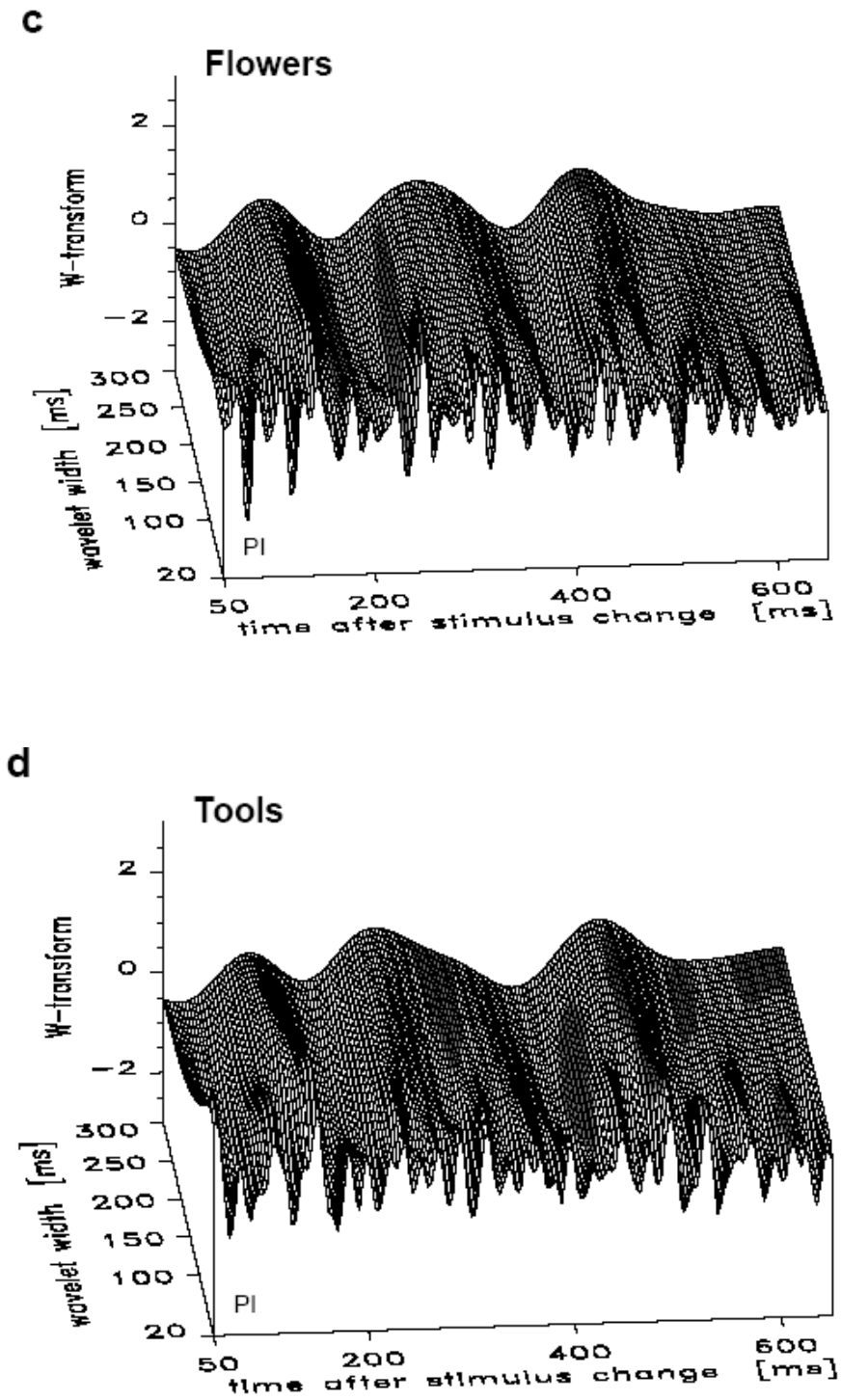
Για την επιλεγμένη ομάδα μετασχηματισμών wavelet το *σ* μεταβαλλόταν συστηματικά ενώ για τον υπολογισμό του εύρους των wavelts δόθηκε η τιμή *σ=4*, όπως φαίνονται και από το σχήμα 2.4. Οι ψηφιακές συνελίξεις της εξίσωσης (9) υπολογίστηκαν και παρουσιάστηκαν σε τρισδιάστατα διαγράμματα, τα διαγράμματα W (σχήμα 2.5), αποδίδοντας έτσι ένα συνεχές μέτρο των ειδικών φασματικών συνιστωσών των ΠΔ κατά τη διάρκεια του χρόνου. Η κάθε μεταβολή του *σ* της εξίσωσης (9) αντιστοιχούσε στην εφαρμογή ενός μεταβλητού φίλτρου συχνότητας. Η τιμή *μ=3* για τις εξισώσεις (8) και (9) βρέθηκε μετά από δοκιμές.

a


Faces
W-transform
2
0
−2
wavelet width [ms]
300
250
200
150
100
20
PI
50
200
400
600
time after stimulus change [ms]

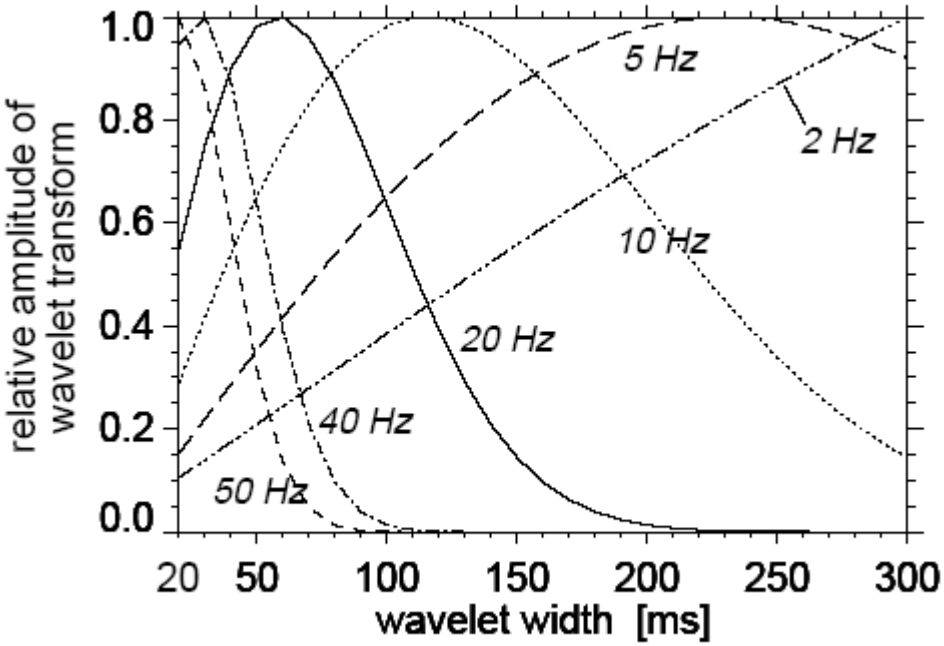
b


Persons
W-transform
2
0
−2
wavelet width [ms]
300
250
200
150
100
20
PI
50
200
400
600
time after stimulus change [ms]



Σχήμα 2.5: Διαγράμματα W, όπου ο μετασχηματισμός $W(t,\sigma)$ έχει υπολογισθεί για 20 x 8σ x 300 msec των ΠΔ που καταγράφτηκαν μέσω των ηλεκτροδίων F4-T6

Σε αυτή την υπολογιστική διαδικασία, όσο μικρότερη τιμή έχει το *σ*, τόσο μεγαλύτερο είναι το κέρδος του φίλτρου συχνότητας και τόσο μικρότερο το εύρος συχνοτήτων του (σχήμα 2.6).



Σχήμα 2.6: Το διάγραμμα δείχνει τη σχέση μεταξύ του πλάτους του μετασχηματισμού wavelet και των wavelets ημιτονοειδών σημάτων διαφορετικών συχνοτήτων (2-50 Hz)

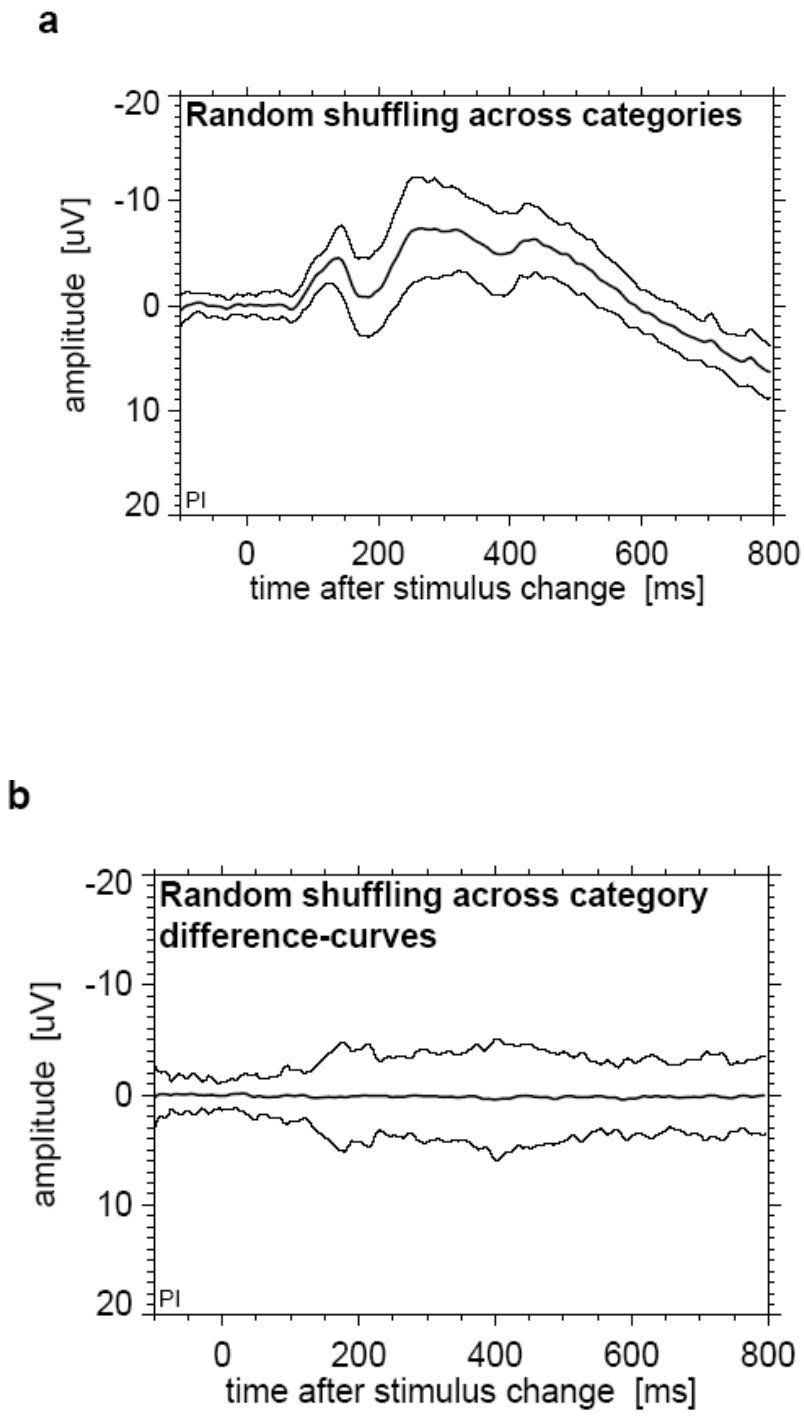
Οι μετασχηματισμοί wavelet γκαουσιανών συναρτήσεων στερούνται ορθοκανονικής βάσης αλλά αφού δεν υπήρχε περίπτωση χρήσης κάποιου αντίστροφου μετασχηματισμού, η παρούσα ανάλυση δεν επηρεάστηκε από το γεγονός. Το 1993 οι Mallat και Zhang και το 1994 οι Davis, Mallat και Zhang έδειξαν ότι η ορθογωνιότητα μιας συνάρτησης wavelet, η οποία περιορίζει σημαντικά της οικογένειες άλλων πιθανών συναρτήσεων wavelet, δεν είναι αναγκαία συνθήκη όταν εφαρμόζεται η ανάλυση wavelet.

Για την εκτέλεση της ανάλυσης wavelet χρησιμοποιήθηκε το σύστημα VAX, το οποίο αποτελούνταν από έναν server (VAX-3500), ένα μικροεπεξεργαστή VAX-II με δύο δίσκους χωρητικότητας 1Gbyte, μία έγχρωμη οθόνη VAX-3500 στην οποία «έτρεχαν» τα Window-X, έναν υπολογιστή Macintosh (Mac-II) και ένας έγχρωμος laser εκτυπωτής PostScript. Το δίκτυο που χρησιμοποιήθηκε για τη σύνδεση όλων των παραπάνω συσκευών ήταν το Ethernet. Ο αρχικός έλεγχος των βέλτιστων αλγορίθμων έγινε στον Mac-II μέσω του προγράμματος Mathematica™ χρησιμοποιώντας το

πακέτο της Georgia Tech «SignalProcessing». Ο τελικός προγραμματισμός για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων της ανάλυσης πραγματοποιήθηκε από την γλώσσα αλληλεπίδρασης δεδομένων IDL™ (Interactive Data Language), μία γλώσσα 4ης γενιάς σχεδιαμένη ειδικά για αναλύσεις σημάτων. Η IDL υποστηρίζει άμεσα τη διακριτή συνέλιξη σημάτων και το μετασχηματισμό Fourier. Όλες οι γραφικές παραστάσεις εξάχθηκαν με χρήση της γλώσσας PostScript™. Για τη συνένωση και προσαρμογή των διαγραμμάτων σε έγγραφα χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος φορητής αναπαράστασης Encapsulated PostScript (EPS-αρχεία).

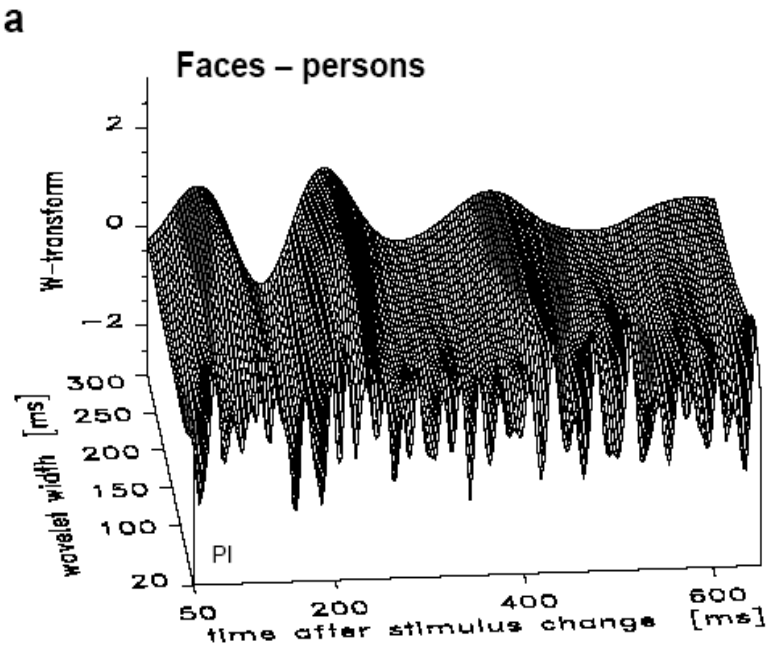
Τα διαγράμματα W υπολογίσθηκαν είτε από τους μέσους όρους (grand averages) των ΠΔ που καταγράφτηκαν μέσω επιλεγμένων ηλεκτροδίων ή ζευγών ηλεκτροδίων («διπολικές» καταγραφές) και για τις διάφορες κατηγορίες είτε από τις καμπύλες διαφοράς των κατηγοριών που αποκτήθηκαν αφαιρώντας τους μέσους όρους των ΠΔ που σχετίζονταν με διάφορα ζεύγη κατηγοριών των οπτικών διεγέρσεων (π.χ. πρόσωπα-εργαλεία).

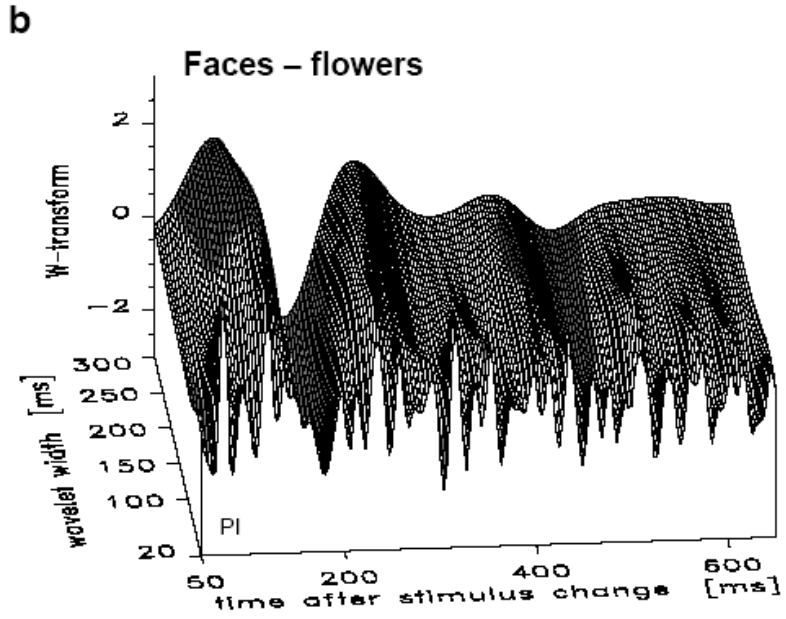
Το πρόβλημα στην εκτίμηση των διαγραμμάτων W ήταν η έρευση μιας μεθόδου μέσω της οποίας μπορεί να υπολογιστεί η στατιστική σημαντικότητα των μεγίστων και των ελαχίστων τιμών. Για το σκοπό αυτό έγινε σύγκριση των διαγραμμάτων W που ήταν σχετικά με τις κατηγορίες ή των διαγραμμάτων W που ήταν σχετικά με τις διαφορές μεταξύ των κατηγοριών με τα διαγράμματα W τα οποία αποκτήθηκαν ύστερα από τυχαίο ανακάτεμα (random shuffling) των πειραματικών δεδομένων. Έτσι, γράφτηκε ένα πρόγραμμα το οποίο θα δημιουργούσε 30 διαφορετικές ομάδες τυχαία ανακατεμένων μέσων ΠΔ για τα ΠΔ που είχαν καταγραφεί σε κάθε πειραματική συνθήκη και ηλεκτρόδιο. Αυτή η διαδικασία του τυχαίου ανακατέματος εφαρμόστηκε για κάθε «μονοπολικό» ή «διπολικό» μέσο ΠΔ σε σχέση με τις τέσσερις κατηγορίες οπτικών ερεθισμάτων και είχε ως αποτέλεσμα τη δημιουργία ΠΔ εξαρτώμενων από μεταβολές των ερεθισμάτων ανεξάρτητα από τις κατηγορίες διέγερσης. Το τυχαίο ανακάτεμα των δεδομένων θα έπρεπε να οδηγήσει σε παρόμοιους μεγάλους μέσους όρους για τα ΠΔ που εξαρτώνταν από μεταβολές των διεγέρσεων. Λόγω όμως της τυχαίας διακύμανσης των πειραματικών δεδομένων, οι 30 τυχαία ανακατεμένοι μέσοι όροι διέφεραν ο ένας από τον άλλο. Υπολογίζοντας τους αλγεβρικούς μέσους όρους και τις σταθερές αποκλίσεις ενός συνόλου 30 τυχαία ανακαταμένων ΠΔ, μπόρεσε να γίνει μια λογική εκτίμηση του θορύβου που υπήρχει στην ανάλυση των δεδομένων (σχήμα 2.7(a))



Σχήμα 2.7: (a) Μέση καμπύλη των ΠΔ, που ήταν ανακατεμένα τυχαία, μεταξύ των κατηγοριών και των εξεταζόμενων. 30 ΠΔ ανακατεμένα με τυχαίο τρόπο, υπολογίστηκαν με βάση κάποιο πρόγραμμα και στο διάγραμμα παρουσίαζεται ο αλγεβρικός μέσος όρος των 30 αυτών καμπυλών. (b) Η ίδια διαδικασία όπως και στο (a) αλλά για τις καμπύλες διαφοράς των κατηγοριών, οι οποίες είχαν προέρχονταν από το ανακάτεμα όλων των πιθανών συνδιασμών των τεσσάρων κατηγοριών οπτικής διέγερσης

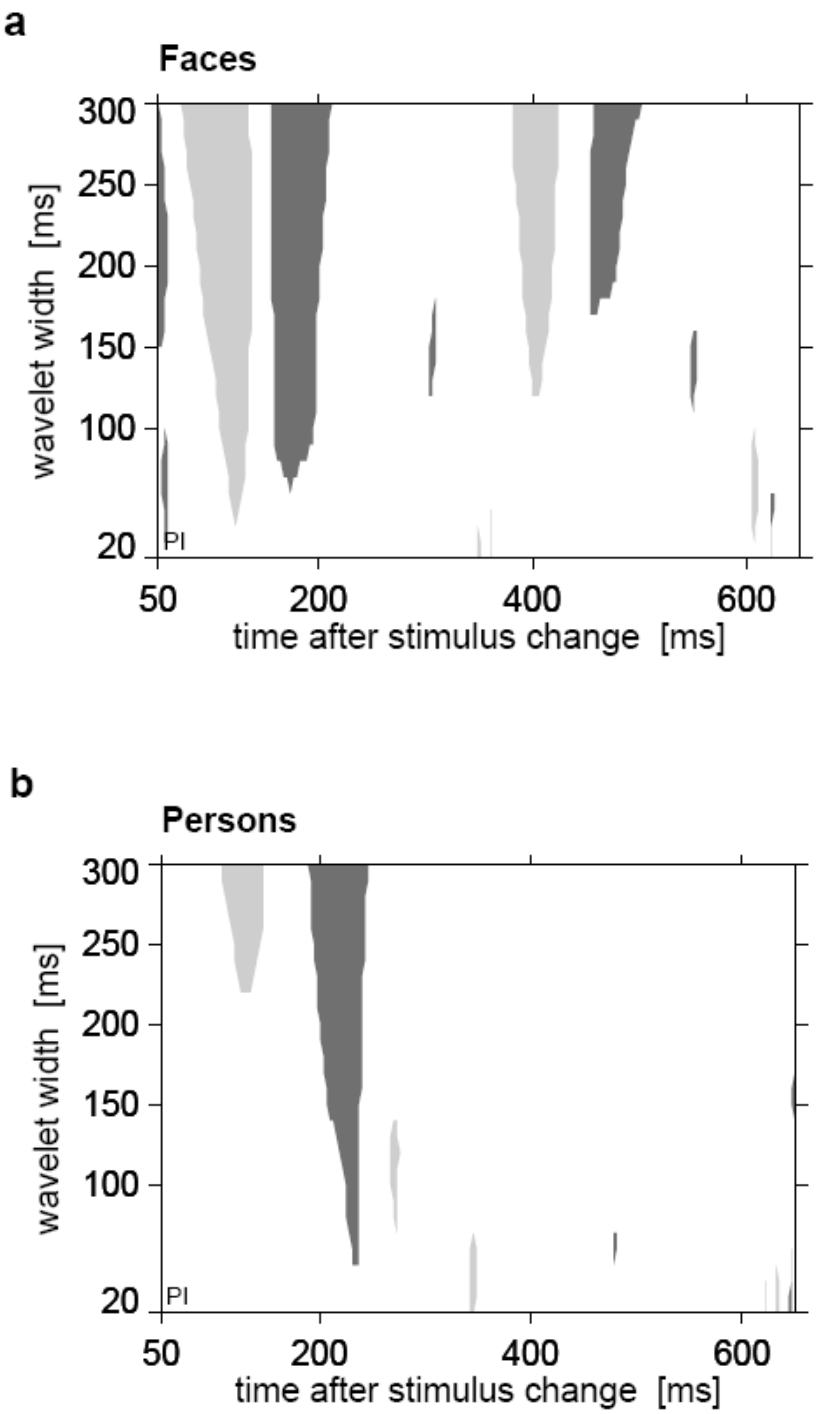
Τόσο για τα τυχαία ανακατεμένα και υπολογισμένα κατά μέσο όρο ΠΔ όσο και για τις τυχαία ανακατεμένες καμπύλες διαφοράς των κατηγοριών υπολογίστηκαν οι μετασχηματισμοί wavelet για 20 x 8σ x 300 msec. Στη συνέχεια έγινε παρουσίαση των υπολογισμένων κατά μέσο όρο διαγραμμάτων W που προέκυψαν από αυτές τις συνελίξεις καθώς και των επιλεγμένων στατιστικών ορίων (τιμές L). Τα μέρη των διαγραμμάτων τα οποία ξεπερνούσαν το όριο σταθερής απόκλισης που είχε ορισθεί ή άλλα στατιστικά όρια εξαιρέθηκαν από τα διαγράμματα (σχήμα 2.5). Η ίδια διαδικασία εφαρμόστηκε και για την περίπτωση των καμπυλών διαφοράς των κατηγοριών (στο σχήμα 2.8 δίνονται δύο ενδεικτικά παραδείγματα).

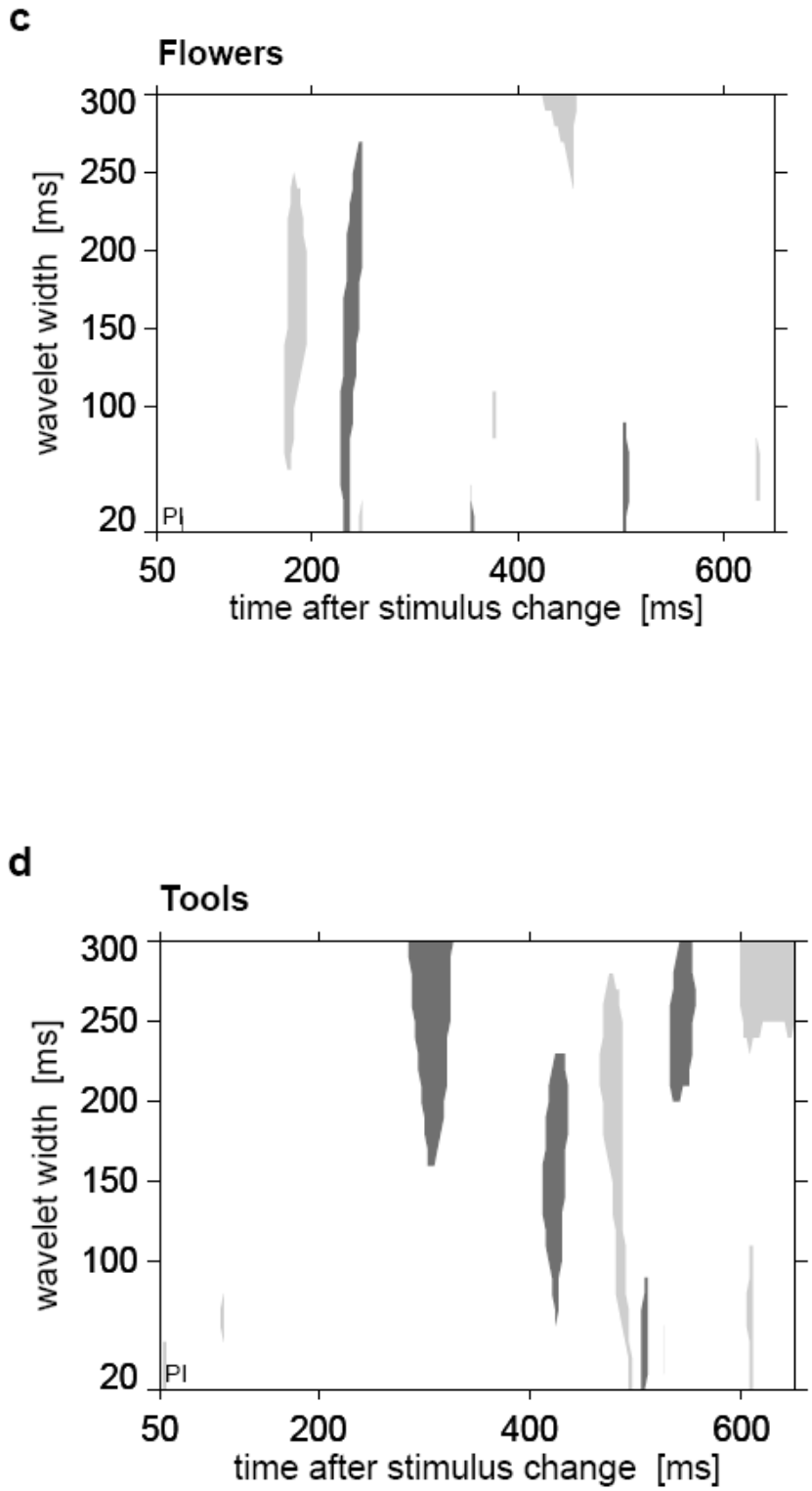




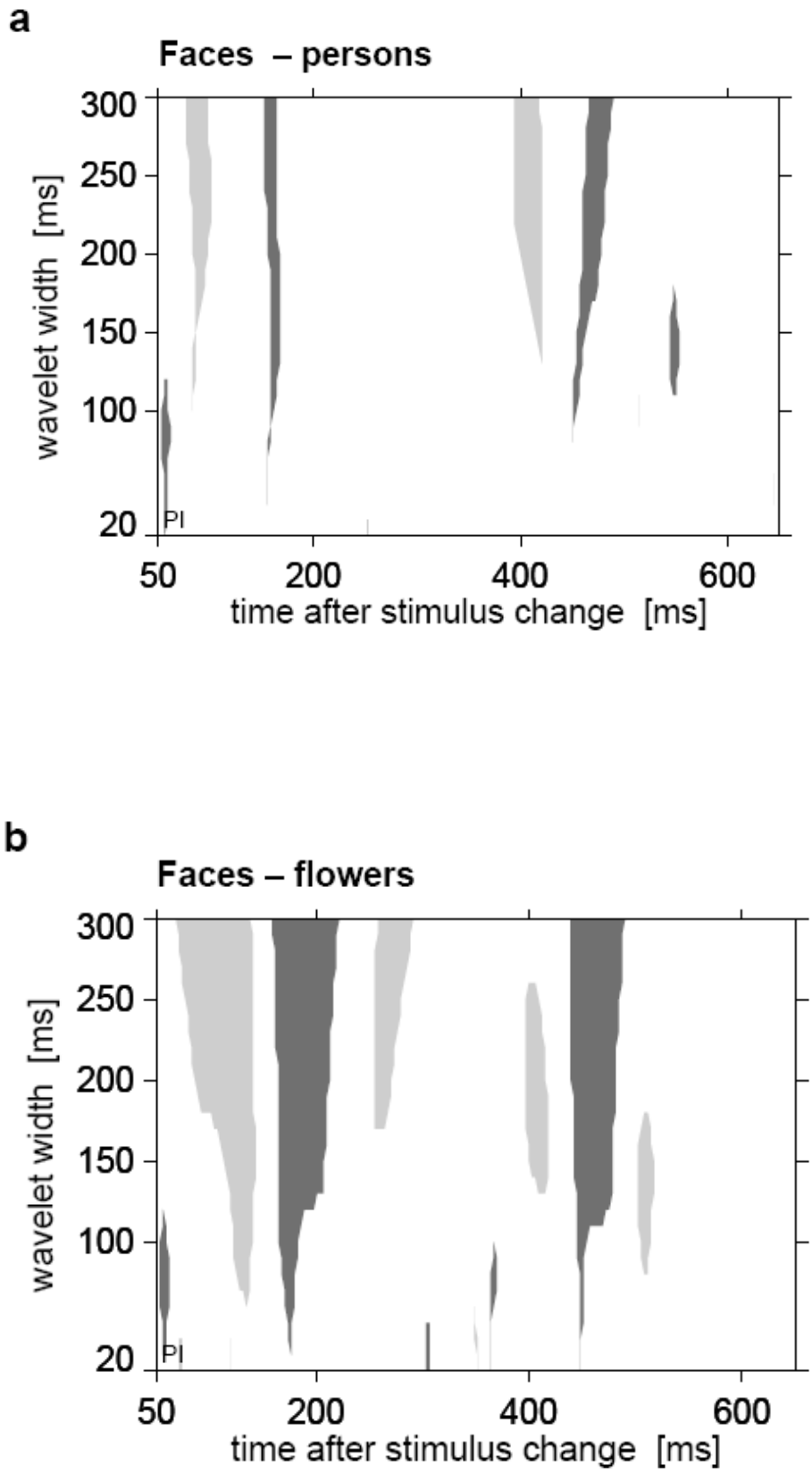
Σχήμα 2.8: Διαγράμματα W των καμπυλών διαφοράς των κατηγοριών

Τέλος, τα σημεία τομής μεταξύ των σχετικών με τις κατηγορίες διαγραμμάτων W και των επιλεγμένων ορίων των τυχαία ανακατέμενων διαγραμμάτων W απεικονίστηκαν σε ένα δισδιάστατο διάγραμμα περιγράμματος (C-plots) που προβλήθηκε στο επίπεδο που σχηματιζόταν από το εύρος των wavelet και του χρόνου *t* που μετρούνταν από την αρχή του κάθε ερεθίσματος. Σε αυτά τα διαγράμματα, wavelets με μικρό εύρος αντιστοιχούν σε συνιστώσες υψηλών συχνοτήτων των ΠΔ ενώ wavelets με μεγάλο εύρος αντιστοιχούν σε συνιστώσες χαμηλών συχνοτήτων των ΠΔ. Τα διαγράμματα περιγράμματος αναπαριστούν τις περιοχές στις οποίες υπάρχουν σημαντικές διαφορές μεταξύ του μετασχηματισμού wavelet των σχετικών με το πρόσωπο ΠΔ και των ΠΔ που ήταν με τυχαίο τρόπο ανακατεμένα (σχήμα 2.9). Αντίστοιχη διαδικασία ακολουθήθηκε και για τις καμπύλες διαφοράς των κατηγοριών (μερικά παραδείγματα στο σχήμα 2.10).


a
Faces
300
250
200
150
100
20
wavelet width [ms]
PI
50
200
400
600
time after stimulus change [ms]
b
Persons
300
250
200
150
100
20
wavelet width [ms]
PI
50
200
400
600
time after stimulus change [ms]



Σχήμα 2.9: Διαγράμματα περιγράμματος (C-plots)



Σχήμα 2.10: Διαγράμματα περιγράμματος του σχήματος 2.8

Έφαρμογές αυτής της μεθόδου ανάλυσης ΠΔ σε διάφορες ομάδες δεδομένων καθώς και κάποια ειδικότερα σχόλια και αναλύσεις των αποτελεσμάτων που ακολουθούν μπορούν να βρεθούν μέσω της σχετικής βιβλιογραφίας.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Δ.Κουτσούρης, Σ.Παυλόπουλος, Α.Πρέντζα. Εισαγωγή στη βιοιατρική τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων.
2. A.Kramarenko, U.Tan. Effects of high-frequency electromagnetic fields on human EEG: A brain mapping study. *Intern. J. Neuroscience, 113:1007-1019*.
3. J.Russell, I.Cosic. Influence of mobile phone radiation on brain waves.
4. C.Papageorgiou, E.Nanou, V.Tsiafakis, C.Kapsalis, A.Rabavilas. Gender related differnces on the EEG during a simulated mobile phone signal. *NeuroReport 15:000-000.*
5. D.Wechsler. Manual for the Wechsler Adult Intelligence Scale. New York: Psychological Corporation; 1955.
6. J.Roschke, K.Mann. No short-term effects of digital mobile radio telephone on the awake human elecroencephalogram. *Bioelectromagnetics 18(2):172-176,1997.*
7. M.Hietanen, T.Kovala, A.M.Hamalainen. Human brain activity during exposure to radiofrequency fields emitted by cellular phones. *Work Environ Health 26(2):87-92, 2000.*
8. N.N.Lebedeva, A.V.Sulimov, O.P.Sulimova, T.I.Kotrovskaya, T.Gailus. Cellular phone electromagnetic field effects on bioelectric activity of human brain. *Crit Rev Biomed Eng 28(1-2):323-337, 2000.*
9. L.Von Klitzing. Low-frequency pulsed electromagnetic fields influence EEG of man. *Phys. Medica 11:77-80, 1995.*
10. H.D'Costa, G.Trueman, L.Tang, U.Abdel-rahman, W.Abdel-rahman, K.Ong, I.Cosic. Human brain wave activity during exposure to radiofrequency field emissions from mobile phones. *Australas Phys Eng Sci Med. 26(4):162-167, 2003.*
11. B.Rescher, P.Rappelsberger. Gender-dependent EEG-changes during a mental rotation task. Brain Research Institute, University of Vienna, Austria.
12. M.E.Briere, G.Forest, S.Chouinard, R.Godbout. Evening and morning EEG differences between young men and women adults. Centre de recherché Fernand-Seguin, Hospital Louis-H.Lafontaine, Canada.
13. C.Cajochen, D.P.Brunner, K.Krauchi, P.Graw, A.Wirz-Justice. Power density in theta/alpha frequencies of the waking EEG progressively increases during sustained wakefulness. Psychiatric University Clinic, Basel, Switzerland.
14. R.Huber, T.Graf, K.A.Cote, L.Wittmann, E.Gallmann, D.Matter, J.Schuderer, N.Kuster, A.A.Borbely, P.Achermann. Exposure to pulsed high-frequency electromagnetic field during waking affects human sleep EEG. *Neuroreport 11(15):3321-3325, 2000.*

15. J.Roschke, K.Mann. The influence of 900 MHz electromagnetic fields on sleep in man. Department of Psychiatry, University of Mainz, Germany.
16. P.Achermann. Dose-effect relationship of electromagnetic field strengths ("handset-like" GSM signal) on sleep and sleep EEG.
17. M.Koivisto, C.M.Krause, A.Revonsuo, M.Laine, H.Hamalainen. The effects of electromagnetic field emitted by GSM phones on working memory. *Neuroreport 11(8):1641-1643, 2000.*
18. C.Haarala, M.Ek, L.Bjornberg, M.Laine, A.Revonsuo, M.Koivisto, H.Hamalainen. 902 MHz mobile phone does not affect short term memory in humans. *Bioelectromagnetics 25(6):452-456, 2004.*
19. C.M.Krause, L.Sillanmaki, M.Koivisto, A.Haggqvist, C.Saarela, A.Revonsuo, M.Laine, H.Hamalainen. Effects of electromagnetic field emitted by cellular phones on the EEG during a memory task. *Neuroreport 11(4):761-764, 2000.*
20. A.W.Preece, G.Iwi, A.Davies-Smith, K.Wesnes, S.Butler, E.Lim, A.Varey. Effect of a 915-MHz simulated mobile phone signal on cognitive function in man. Bristol Oncology Centre, University of Bristol, UK.
21. R.Maier, E.Greter, N.Maier. Effects of pulsed electromagnetic fields on cognitive processes –a pilot study on pulsed field interference with cognitive regeneration. *Acta Neurol Scand 2004*.
22. J.W.Smythe, B.Costall. Mobile phone use facilitates memory in male, but not female, subjects. *Neuroreport 14(2):243-246, 2003*.
23. R.Croft, J.Chandler, A.Burgess, R.Barry, J.Williams, A.Clarke. Acute mobile phone operation affects neural function in humans. *Clin Neurophysiol 113(10):1623, 2002.*
24. L.Duan, Y.Shan, X.Yu. Observations of changes in neurobehavioral functions in workers exposed to high-frequency radiation. *Chung Hua Yu Fang I Hsueh Tsa Chih 32(2):109-111, 1998.*
25. S.E.Chia, H.P.Chia, J.S.Tan. Prevalence of headache among handheld cellular telephone users in Singapore: A community study. *Environ Health Perspect 108(11):1059-1062, 2000.*
26. C.Golden, C.J.Golden, B.Schneider. Cell phone use and visual attention. *Percept Mot Skills 97(2):385-389, 2003.*
27. Y.Barkana, D.Zadok, Y.Morad, I.Avni. Visual field attention is reduced by concomitant hands-free conversation on a cellular telephone. *Ophthalmol 138(3):347-353, 2004.*

28. T.M.C.Lee, S.M.Y.Ho, L.Y.H.Tsang, S.Y.C.Yang, L.S.W.Li, C.C.H.Chan. Effect on human attention of exposure to the electromagnetic field emitted by mobile phones. *Neuroreport 12:729-731, 2001.*
29. N.Edelstyn, A.Oldershaw. The acute effects of exposure to the electromagnetic field emitted by mobile phones on human attention. *Neuroreport 13(1):119-121, 2002.*
30. T.M.Lee, P.K.Lam, L.T.Yee, C.C.Chan. The effect of the duration of exposure to the electromagnetic field emitted by mobile phones on human attention. *Neuroreport 14(10):1361-4, 2003.*
31. M.Koivisto, C.Haarala, C.M.Krause, A.Revonsuo, M.Laine, H.Hamalainen. GSM phone signal does not produce subjective symptoms. *Bioelectromagnetics 22(3):212-515, 2001.*
32. M.Hietanen, A.M.Hamalainen, T.Husman. Hypersensitivity symptoms associated with exposure to cellular telephones: No casual link. *Bioelectromagnetics 23:264-270, 2002.*
33. M.Sandstrom, J.Wilen, G.Oftedal, K.Hausson-Mild. Mobile phone use and subjective symptoms.Comparison of symptoms experienced by users of analogue and digital mobile phones. *Occup Med (Lond) 51(1):25-35, 2001.*
34. B.Vidakovic, P.Muller. Wavelets for kids. Duke University.
35. S.Halgamuge, C.Herrmann, L.Jain. Analysis of EEG signals with wavelets and knowledge engineering techincs. Cooperative Research Centre for Sensor Signal and Information Processing, Australia, Darmstadt University of Technology, FG Intellectics, Germany and University of South Australia, Knowledge-Based Intelligent Engineering Systems Group, Australia.
36. K.Dittberner, L.Fuhry, O.Grusser, A.Przybyszewski, M.Seeck. The wavelet method applied to the analysis of category-related components in visual evoked potentials of men. Department of Physiology, Freie Universitat Berlin, Germany and Biophysics Research Institute, Department of Compararive Physiology, Rijksuniversiteit, Utrecht, The Netherlands, March 1993.