



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ
ΤΗΣ ΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΣΤΑ
ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ ΣΗΜΑΤΑ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΝΑΝΟΥ Δ. ΕΛΕΝΗ

ΑΘΗΝΑ, ΙΟΥΝΙΟΣ 2007



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΗΣ
ΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΣΤΑ ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ
ΣΗΜΑΤΑ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΝΑΝΟΥ Δ. ΕΛΕΝΗ

Συμβουλευτική Επιτροπή :

Χρήστος Καψάλης
Φίλιππος Κωνσταντίνου
Παναγιώτης Κωττής

Εγκρίθηκε από την επταμελή εξεταστική επιτροπή την

.....
Χ. Καψάλης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Φ. Κωνσταντίνου
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Π. Κωττής
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Χ. Παπαγεωργίου
Αν. Καθηγητής
Καπ. Παν. Αθηνών

.....
Ν. Ουζούνoglou
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γ. Φικιώρης
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2007

.....
Ελένη Δ. Νάνου

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

Copyright © Ελένη Δ. Νάνου 2007.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Στην οικογένειά μου και σε όσους υποστήριξαν
τις προσπάθειές μου να υλοποιηθεί
αυτή η διατριβή.

Do not feel absolutely certain of anything

Bertrand Russell

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	9
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	11
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	13
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	15
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	17
ABSTRACT	19
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	21
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	25
ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ	25
1.1 ΝΕΥΡΙΚΑ ΚΥΤΤΑΡΑ	27
1.2 ΔΥΝΑΜΙΚΟ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ	31
1.2.1 Δυναμικό ισορροπίας	32
1.2.2 Δυναμικό Ηρεμίας	32
1.2.3 Βαθμωτά Δυναμικά	34
1.3 Η ΑΞΙΑ ΤΟΥ ΕΝΕΡΓΟΥ ΔΥΝΑΜΙΚΟΥ	39
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	41
ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΟΥ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΑ	41
2.1 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΟΥ	43
2.2 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΟΥ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ	47
2.2.1 Τεχνικές επεξεργασίας του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος	47
2.2.2 Μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό	48
2.2.3 Ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα: περιορισμοί και πλεονεκτήματα	50
2.3 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΟΥ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ	50
2.4 ΠΡΟΚΛΗΤΑ ΔΥΝΑΜΙΚΑ (EVENT RELATED POTENTIALS)	53
2.4.1 Βασικές έννοιες και κύρια χαρακτηριστικά των εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών	53
2.4.1.1 Ηλεκτρογένεση	55
2.4.1.2 Διάκριση	55
2.4.2 Μέθοδοι απομόνωσης των προκλητών δυναμικών από το συνολικό EEG σήμα	57
2.4.3 P50, N100, P200, N200, P300, N400, P600: χρονικά διαστήματα των προκλητών δυναμικών και η σημασία τους	59
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	62
ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ ΚΑΙ ΕΛΕΓΧΟΙ EMC	62
3.1 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ	64
3.2 ΕΛΕΓΧΟΙ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑΣ (EMC) ΤΗΣ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΔΙΑΤΑΞΗΣ	72
3.2.1 Νομοθεσία EMC και πρότυπα στην Ευρώπη	73
3.2.2 Έλεγχος EMC της διάταξης για GSM σήματα	73
3.2.3 Έλεγχος EMC για WiFi σήματα	78
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	79
ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΙ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΚΑΤΑΓΕΓΡΑΜΜΕΝΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	79
4.1 Η ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΑΚΟΥΣΤΙΚΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΗΣ ΜΝΗΜΗΣ WECHSLER	81
4.2 ΤΟ TEST HAYLING	84
4.3 ΔΙΕΞΑΓΩΓΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΩΝ	85
4.4 ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΚΑΙ ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ	88
4.5 ΣΥΝΟΠΤΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ	90
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5	95
ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ EEG ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	95

5.1	Ο ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER	97
5.2	ΦΑΣΜΑΤΙΚΗ ΕΝΕΡΓΕΙΑ ΚΑΙ ΘΕΩΡΗΜΑ PARSEVAL	99
5.3	Η ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΟΥ ΔΙΑΚΡΙΤΟΥ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ FOURIER ΣΤΟ ΜΕΤΡΗΘΕΝ EEG ΣΗΜΑ	100
5.3.1	<i>Μετασχηματισμοί δεδομένων</i>	100
5.3.2	<i>Στατιστική Επεξεργασία</i>	102
5.3.3	<i>Αποτελέσματα</i>	103
5.3.4	<i>Συμπεράσματα</i>	106
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6		109
ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ERP ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ		109
6.1	ΚΛΑΣΙΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ	111
6.1.1	<i>ERPs και επίδραση ακτινοβολίας σε σχέση με το φύλο</i>	111
6.1.1.1	<i>Κυματομορφές P200 και N200</i>	111
6.1.1.2	<i>Κυματομορφή P300</i>	114
6.1.2	<i>ERPs και επίδραση ακτινοβολίας σε σχέση με το είδος του ερεθίσματος</i>	116
6.2	ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ERPs ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΟ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟ WAVELETS	125
6.2.1	<i>Βασικά στοιχεία και πλεονεκτήματα του μετασχηματισμού wavelets</i>	125
6.2.2	<i>Πως λειτουργούν τα wavelets</i>	127
6.2.3	<i>Χρήση των wavelets για ανάλυση του εγκεφαλικού σήματος</i>	137
6.3	Η ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ WAVELET ΣΤΗΝ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΩΝ ΠΡΟΚΛΗΤΩΝ ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ ΠΟΥ ΠΡΟΕΚΥΨΑΝ ΑΠΟ ΤΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΤΟΥ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ	140
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7		147
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ		147
7.1	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΣΥΜΒΟΛΗ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ	149
7.2	ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ	151
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ		153
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α		163
HAYLING TEST		163
ΜΕΡΟΣ Α		163
ΜΕΡΟΣ Β		164
ΜΕΡΟΣ Γ		165
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β		167
ΠΑΡΑΜΕΤΡΙΚΕΣ ΑΝΑΛΥΣΕΙΣ ΚΑΙ ΟΙ ΥΠΟΘΕΣΕΙΣ ΤΟΥΣ		167
<i>Έλεγχος κανονικότητας Kolmogorov – Smirnov</i>		168
<i>Έλεγχος ομοιογένειας συνδιακύμανσης (Box' s M test)</i>		169
ΒΑΣΙΚΟΙ ΠΑΡΑΜΕΤΡΙΚΟΙ ΕΛΕΓΧΟΙ		170
<i>t test</i>		170
<i>Ανάλυση Διακύμανσης (ANOVA)</i>		172
<i>Πολυμεταβλητή Ανάλυση Διακύμανσης (MANOVA)</i>		174
POST- HOC ΣΥΓΚΡΙΣΕΙΣ		175
ΜΟΝΤΕΛΑ ΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΠΑΛΙΝΔΡΟΜΗΣΗΣ		177

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 1 - Τυπική δομή ενός νευρώνα.....	27
Σχήμα 2 - Μορφολογία του άξονα του νευρικού κυττάρου	29
Σχήμα 3 - Δομή των συνάψεων.....	30
Σχήμα 4 - Η υδροφοβική κυτταρική μεμβράνη. Εμποδίζει τα φορτισμένα μόρια να διαχέονται μέσω αυτής, επιτρέποντας το σχηματισμό διαφοράς δυναμικού κατά μήκος της μεμβράνης.....	33
Σχήμα 5 - Ενεργό δυναμικό μεμβράνης. Καταστάσεις πόλωσης.....	36
Σχήμα 6 - Α. Βασικό RC κύκλωμα πάνω στην εικόνα μιας μεμβράνης. Β. Περισσότερα κυκλώματα που χρησιμοποιούνται για τη μοντελοποίηση μεμβρανών που περιέχουν ιοντικά κανάλια όπως αυτή του σχήματος που περιέχει κανάλια νατρίου (μπλε) και καλίου (πράσινο)	38
Σχήμα 7 - Μοντελοποιημένα διαδιδόμενα ενεργά δυναμικά με τη σύνδεση πολλών κυκλωμάτων RC.	38
Σχήμα 8 - Τοποθέτηση ηλεκτροδίων με σκοπό την καταγραφή εγκεφαλικών ηλεκτρικών σημάτων	43
Σχήμα 9 - Hans Berger (1873 – 1941)	44
Σχήμα 10 - Τυποποιημένες απαγωγές στην επιφάνεια του κεφαλιού σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας 10-20.....	45
Σχήμα 11 - Τυπικό Σύστημα Λήψης και επεξεργασίας βιοϊατρικού σήματος.....	46
Σχήμα 12 - Τεχνική δειγματοληψίας κατά ίσα χρονικά διαστήματα και ταυτόχρονη ψηφιοποίηση του πλάτους ενός αναλογικού ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος	49
Σχήμα 13 - Οι βασικοί ρυθμοί (συχνοτικές συνιστώσες) του EEG σήματος.....	52
Σχήμα 14 - Η εξάγωγή του μέσου όρου για την εμφάνιση των Προκλητών Δυναμικών.....	58
Σχήμα 15 - Καταγραφή Προκλητών Δυναμικών. Διακρίνονται οι κορυφώσεις P50, N100, N200, P200, P300, N400 και P600.....	59
Σχήμα 16 - Η πειραματική διάταξη με 16 ηλεκτρόδια	65
Σχήμα 17 - Interface που υλοποιήθηκε για λήψη, αποθήκευση και απεικόνιση δεδομένων	67
Σχήμα 18 - Τμήμα του κώδικα σε γραφικό προγραμματιστικό περιβάλλον LabView.....	67
Σχήμα 19 - Δύο συνδετήρες και πολυπλέκτης με τα καλώδια για επικοινωνία μεταξύ τους και με τους υπολογιστές. Βρίσκονται σε μεταλλικό κουτί που λειτουργεί μονωτικά αλλά αποτελεί και γείωση.....	69
Σχήμα 20 - Η πειραματική διάταξη με 32 ηλεκτρόδια	70
Σχήμα 21 - Φόρμα συμπλήρωσης στοιχείων του εξεταζόμενου (Interface σε Visual Basic)	71
Σχήμα 22 - Ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα ιατρικών μηχανημάτων.....	72
Σχήμα 23 - Πειραματική διάταξη για έλεγχο EMC σήματος GSM	74
Σχήμα 24 - Ενέργεια κάθε ηλεκτροδίου για τις δύο περιπτώσεις απουσία GSM σήματος (λευκές μπάρες) και παρουσία GSM σήματος (μαύρες μπάρες)	76
Σχήμα 25 - Ενέργεια του σήματος του ηλεκτροδίου F8 στο πεδίο της συχνότητας κάθε ηλεκτροδίου για τις δύο καταστάσεις παρουσίας (παχιά διακεκομμένη γραμμή) και μη (λεπτή γραμμή) GSM σήματος	77
Σχήμα 26 - Πειραματική διάταξη για έλεγχο EMC σήματος WiFi.....	78
Σχήμα 27 - Στιγμιότυπο από την προετοιμασία ενός εξεταζόμενου ατόμου	86
Σχήμα 28 - Χαρακτηριστική κυματομορφή λαμβανομένου εγκεφαλικού σήματος μετά την επεξεργασία των αρχικών δεδομένων.....	89
Σχήμα 29 - Joseph Fourier	97
Σχήμα 30 - Ενδεικτικό διάγραμμα μετασχηματισμένου κατά Fourier EEG σήματος.....	100
Σχήμα 31 - Ραβδόγραμμα των διαφορών της ενέργειας του EEG σήματος «άντρες-γυναίκες» για κάθε ηλεκτρόδιο και πειραματική συνθήκη (off mode(χωρίς ακτινοβολία)/on mode(με ακτινοβολία))	103
Σχήμα 32 - Ραβδόγραμμα των διαφορών της ενέργειας του EEG σήματος «με-χωρίς ακτινοβολία» για κάθε ηλεκτρόδιο	104
Σχήμα 33 - Ενέργεια EEG για το ηλεκτρόδιο Fz για τα δύο φύλα και τις πειραματικές συνθήκες.....	105
Σχήμα 34α, β - P200 (α) και N200 (β) (τιμές σε μVolt) για κάθε ηλεκτρόδιο, φύλο και πειραματική συνθήκη. Οι αστερίσκοι υποδηλώνουν τα ηλεκτρόδια στα οποία βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές	113
Σχήμα 35 - P300 μετρημένο σε μVolt σε κάθε ηλεκτρόδιο για κάθε φύλο : (α) απουσία ηλεκτρομαγνητικού πεδίου (EMF Off) και (β) παρουσία ηλεκτρομαγνητικού πεδίου (EMF On). Οι αστερίσκοι υποδηλώνουν τα ηλεκτρόδια στα οποία βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές.	115
Σχήμα 36 - Συγκρίσεις των κορυφώσεων P50 μεταξύ υψηλόσυχνου και χαμηλόσυχνου τόνου, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας όπως και μεταξύ των πειραματικών συνθηκών ακτινοβολίας για υψηλό και χαμηλό τόνο.....	119

Σχήμα 37 - Συγκρίσεις των κορυφώσεων N100 μεταξύ υψηλόσυχνου και χαμηλόσυχνου τόνου, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας και συγκρίσεις μεταξύ των πειραματικών συνθηκών ακτινοβολίας για υψηλό και χαμηλό τόνο.....	121
Σχήμα 38 - Μέσος όρος των κυματομορφών ERP των εξεταζομένων, στο ηλεκτρόδιο Fp1 κατά την απουσία (διακεκομμένη γραμμή) και κατά την παρουσία (συνεχής γραμμή) ακτινοβολίας για τα δύο είδη ερεθίσματος (υψηλό/χαμηλό τόνο).....	124
Σχήμα 39 - Wavelets από την οικογένεια Daubechies.....	126
Σχήμα 40 - Ανάλυση δεδομένων με χρήση wavelet.....	127
Σχήμα 41 - Το Haar wavelet.....	128
Σχήμα 42 - Διαστολή και παράλληλες μετατοπίσεις του Haar wavelet στο διάστημα $[0,1]$	130
Σχήμα 43 - Συνάρτηση δεδομένων στο $[0,1)$	131
Σχήμα 44 - Αλγόριθμος της ανάλυσης wavelet.....	135
Σχήμα 45 - Αλγόριθμος ανακατασκευής.....	136
Σχήμα 46 - Στιγμιότυπο σήματος EEG.....	137
Σχήμα 47 - (a) Το πραγματικό μέρος ενός βασικού Gauss-wavelet,.....	138
Σχήμα 48 - (a) Ένα HEG σήμα με αιχμές, (b), (c) τα αποτελέσματα της wavelet ανάλυσης είναι δύο σήματα, με το να αναπαριστά τις συνιστώσες χαμηλών συχνοτήτων στο (b) και με το να αναπαριστά τις μεταβολές των υψηλών συχνοτήτων στο (c).....	139
Σχήμα 49 - Ενέργεια του α - ρυθμού πριν και μετά την κορύφωση P50 για τις δύο πειραματικές συνθήκες, τα δύο φύλα και τα δύο είδη ερεθίσματος.....	144

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1 - Οι κυριότεροι ρυθμοί του EEG	51
Πίνακας 2 - Μέσες τιμές των σημάτων για κάθε ηλεκτρόδιο για τις δύο καταστάσεις παρουσίας και μη GSM σήματος	76
Πίνακας 3 - Το πρωτόκολλο ερωτήσεων του test Wechsler	82
Πίνακας 4 - Διαδικασία καταγραφής σημάτων	87
Πίνακας 5 - Μελέτες της τελευταίας δεκαετίας πάνω στην επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας στην εγκεφαλική λειτουργία	92
Πίνακας 6 - Μετασχηματισμοί Fourier	98
Πίνακας 7 - Μέσοι όροι της συνολικής ενέργειας EEG για κάθε φύλο και πειραματική συνθήκη (off/on) σε κάθε ηλεκτρόδιο	101
Πίνακας 8 - Αριθμός των ηλεκτροδίων με θετικές (+) ή αρνητικές (-) διαφορές ενεργειών EEG	105
Πίνακας 9 - Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις P200	112
Πίνακας 10 - Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις N200	112
Πίνακας 11 - Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις P300	115
Πίνακας 12- Πλάτη της κορύφωσης P50 (μέση τιμή ± τυπική απόκλιση) για υψηλόσυχο και χαμηλόσυχο ερέθισμα, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας	118
Πίνακας 13 - Πλάτη της κορύφωσης N100 (μέση τιμή ± τυπική απόκλιση) για υψηλόσυχο και χαμηλόσυχο ερέθισμα, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας. Οι p τιμές των δυαδικών συγκρίσεων που φαίνονται με έντονα γράμματα δηλώνουν τις στατιστικά σημαντικές διαφορές	120
Πίνακας 14 - Ενέργεια του α- ρυθμού (± Τυπική Απόκλιση) πριν και μετά την κορύφωση P50 για τις δύο πειραματικές συνθήκες, τα δύο φύλα και για το χαμηλόσυχο ερέθισμα	144
Πίνακας 15 - Ενέργεια του α- ρυθμού (± Τυπική Απόκλιση) πριν και μετά την κορύφωση P50 για τις δύο πειραματικές συνθήκες, τα δύο φύλα και για το υψηλόσυχο ερέθισμα	145

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Από το ξεκίνημα της εκπόνησης της διδακτορικής μου διατριβής αντιλήφθηκα ότι το θέμα το οποίο είχα να επεξεργαστώ απαιτούσε τη συνεργασία δύο επιστημών, της Ηλεκτρολογίας- Μηχανικής και της Ιατρικής. Οι δυσκολίες, τόσο πρακτικές όσο και δεοντολογικές, που πιθανώς να προκύψουν από μια τέτοια συνεργασία είναι μια σκέψη την οποία αναμφισβήτητα κάνει κάποιος. Η φύση όμως του θέματος με ήλκυσε ιδιαίτερα αφού πέρα από τις δυνατότητες που προσέφερε να αναπτύξω τις γνώσεις μου και να εμβαθύνω στην επιστήμη μου, παρείχε την ευκαιρία να συνεισφέρω με τη δουλειά μου σε έναν επιστημονικό τομέα που αφορά στον άνθρωπο. Αγνοώντας λοιπόν οποιουσδήποτε ενδοιασμούς εκπόνησα την παρούσα διατριβή και κάνοντας μια ανασκόπηση μετά από τεσσεράμισι χρόνια εργασίας κατέληξα ότι άξιζε τον κόπο, ενώ οι συνεργασίες που προέκυψαν ήταν άριστες από κάθε άποψη.

Στις ακόλουθες γραμμές θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου προς όλους εκείνους που με βοήθησαν είτε άμεσα με την καθοδήγηση είτε έμμεσα με την ηθική στήριξη που μου προσέφεραν και συνέβαλαν ουσιαστικά στην ολοκλήρωση της παρούσας διατριβής. Πρώτον απ' όλους θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Χρήστο Καψάλη ο οποίος μου έδωσε τη δυνατότητα να υλοποιήσω αυτή τη διατριβή και είναι πάντα πηγή ενέργειας και έμπνευσης. Με μύησε στο αντικείμενο των μεταπτυχιακών μου σπουδών, μου μετέδωσε την αγάπη του για την έρευνα και η στήριξή του έδινε διέξοδο σε όλες τις δύσκολες στιγμές. Ως διευθυντής του Εργαστηρίου Ασυρμάτου Επικοινωνίας και Επικοινωνίας Μεγάλων Αποστάσεων μου έδωσε τη δυνατότητα να βρίσκομαι σε ένα άρτια οργανωμένο χώρο με πλήρη τεχνικό εξοπλισμό.

Θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον κ. Χαράλαμπο Παπαγεωργίου ο οποίος είναι ακούραστος εργάτης της επιστημονικής έρευνας και δεν έλειψε ποτέ από τη διεξαγωγή των πειραμάτων ενώ η συνεισφορά του υπήρξε σημαντικότερη διότι με τις ιατρικές του γνώσεις συνέδεσε τα αριθμητικά δεδομένα με τις εγκεφαλικές λειτουργίες. Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Μιλτιάδη Κυπριανού για τις ατέλειωτες ώρες που ασχολήθηκε και προσέφερε πολύπλευρη βοήθεια στην υλοποίηση της διατριβής. Οι συζητήσεις μαζί του αποτέλεσαν πάντα πηγή νέων ιδεών

ενώ η συμβολή του στη στατιστική επεξεργασία και την οργάνωση των δεδομένων ήταν ουσιαστική. Πολύτιμη και άξια ευχαριστιών ήταν επίσης η βοήθεια του κ. Μάνου Κιτσώνα ιδιαίτερα στο ξεκίνημα της διδακτορικής διατριβής.

Ευχαριστώ ακόμη από καρδιάς τον κ. Χρήστο Τσόκα, τεχνικό υπεύθυνο του Εργαστηρίου Ασυρμάτου Επικοινωνίας και Επικοινωνίας Μεγάλων Αποστάσεων, για την άριστη συνεργασία και την υψηλού επιπέδου ανθρώπινη επικοινωνία που είχαμε από την πρώτη μέρα της γνωριμίας μας.

Ευχαριστώ πολύ το συνεργάτη κ. Βασίλη Τσιαφάκη για την ηθική στήριξη που μου προσέφερε καθώς και για τη βοήθειά του στην υλοποίηση της πειραματικής διάταξης. Θα ήταν παράλειψη να μην ευχαριστήσω τους συναδέλφους Παπακανέλλο Παναγιώτη, Βαρλάμο Παντελή, Μυτιληναίο Στέλιο, Σωτηρίου Αποστόλη, Καπαρελιώτη Ευάγγελο, Πραγιάτη Λάζαρο, Χουντάλα Χρυσάνθη, Μαγκανιώτη Αργυρώ και Καλογήρου Βασίλη με τους οποίους η συνεργασία ήταν πάντα αποδοτική καθώς και τα υπόλοιπα μέλη του Εργαστηρίου για το ευχάριστο και δημιουργικό κλίμα στο οποίο συνεισφέρουν.

Τέλος θα ήθελα να εκφράσω τη βαθιά ευγνωμοσύνη μου στην οικογένειά μου για την πολύπλευρη στήριξη που μου προσέφερε να φέρω εις πέρας αυτή τη διατριβή.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα διδακτορική διατριβή έχει ως σκοπό την ανάπτυξη μεθοδολογίας μελέτης και αξιολόγησης της επίδρασης Η/Μ ακτινοβολίας στα ηλεκτρικά σήματα του εγκεφάλου. Για το σκοπό αυτό υλοποιήθηκαν πειραματικές διατάξεις για την καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων παρουσία Η/Μ ακτινοβολίας. Διεξήχθησαν επίσης πειράματα, σε συνεργασία με το Αιγινήτειο νοσοκομείο, και έγινε επεξεργασία των δεδομένων, που συνελέγησαν από τις πειραματικές μετρήσεις, με διάφορες τεχνικές. Τα αποτελέσματα αυτής της επεξεργασίας αναλύθηκαν στατιστικά και προέκυψαν σχετικά συμπεράσματα.

Αρχικά περιγράφεται η δομή των νευρικών κυττάρων με εστίαση στη δημιουργία και μετάδοση των ηλεκτρικών σημάτων. και παρουσιάζεται αναλυτικά η λειτουργία του εγκεφαλογράφου και ο τρόπος καταγραφής του εγκεφαλικού σήματος. Αναπτύσσονται τα κύρια χαρακτηριστικά του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος όπως οι φασματικές συνιστώσες και οι βασικές κορυφώσεις σε σχέση με το χρόνο (συντελεστές) των προκλητών δυναμικών και παρουσιάζεται μια επιγραμματική αναφορά στη βιολογική σημασία τους. Επίσης εξηγούνται οι τεχνικές αποθορυβοποίησης των σημάτων με σκοπό την απομόνωση των προκλητών δυναμικών από το συνοδό 'θόρυβο'.

Έπειτα περιγράφονται όλα τα στάδια σχεδιασμού, υλοποίησης και ελέγχου λειτουργίας των πειραματικών διατάξεων που εγκαταστάθηκαν σε κλωβό Faraday στο χώρο του Αιγινήτειου νοσοκομείου για την καταγραφή των εγκεφαλικών ηλεκτρικών σημάτων χωρίς και με την παρουσία Η/Μ ακτινοβολίας. Αναπτύσσονται επίσης οι δοκιμασίες (tests) ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (Electromagnetic Compatibility, EMC) στα οποία υποβλήθηκαν οι παραπάνω διατάξεις με σκοπό την συνεπή λειτουργία τους σε διάφορα ηλεκτρομαγνητικά περιβάλλοντα. Ακολουθεί η περιγραφή των νευροψυχολογικών δοκιμασιών που μπορούν να διεξαχθούν με βάση τις πειραματικές διατάξεις που υλοποιήθηκαν. Αναλύεται η πειραματική διαδικασία στην οποία υπεβλήθησαν συνολικά 39 άτομα, κατά τη διάρκεια δύο πειραμάτων καθώς και η οργάνωση των δεδομένων που καταγράφηκαν.

Όσον αφορά στην επεξεργασία των δεδομένων πρώτα περιγράφονται οι μέθοδοι επεξεργασίας του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος που καταγράφεται εν ηρεμία. Αναλύεται η εφαρμογή του μετασχηματισμού Fourier στα εγκεφαλικά σήματα και

παρουσιάζονται τα αποτελέσματα αυτής της επεξεργασίας. Έπειτα περιγράφονται οι μέθοδοι επεξεργασίας των δεδομένων του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος στο τμήμα του που αφορά στα προκλητά δυναμικά, δηλαδή της ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας που συμβαδίζει χρονικά με την επίδραση ενός εξωτερικού ερεθίσματος. Αρχικά αναλύονται τα αποτελέσματα της κλασικής επεξεργασίας όπου μελετώνται οι διαφοροποιήσεις των βασικών κορυφώσεων του σήματος σε σχέση με το χρόνο (συντελεστές εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών) υπό την επίδραση της ακτινοβολίας και αποκαλύπτεται η αλληλεπίδραση κι άλλων παραγόντων (φύση ερεθισμού, φύλο εθετασθέντων). Στη συνέχεια αναπτύσσεται το θεωρητικό και μαθηματικό υπόβαθρο της μεθόδου επεξεργασίας των wavelets και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής της συγκεκριμένης μεθόδου στα πειραματικά δεδομένα που αφορούν στο σήμα των προκλητών δυναμικών.

Στο τελευταίο κεφάλαιο παρουσιάζονται συνοπτικά τα συμπεράσματα της παρούσας μελέτης και η συνεισφορά της στο επιστημονικό πεδίο στο οποίο εντάσσεται. Επίσης γίνεται αναφορά σε μελλοντικές πιθανές προεκτάσεις της παρούσας διατριβής.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ

Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα, ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, προκλητά δυναμικά, νευροψυχολογική δοκιμασία, μετασχηματισμός Fourier, μετασχηματισμός wavelets

ABSTRACT

The purpose of the present thesis is to develop a methodology for the study and the evaluation of the effect of electromagnetic radiation on the brain signal. The comprehension of the brain functions comprises a challenge for the scientists. The electroencephalogram (EEG), i.e. the recording of the brain electrical signals, is the main way of getting information about the brain functions non- interventionally. It is obvious that the accurate recording of the brain signals is necessary for further analysis. Moreover the public concern about the possible health effects of the electromagnetic fields increases as the sources of electromagnetic radiation expand. The current literature indicates that some aspects of cognitive function and some direct measures of brain physiology may be affected by exposure to electromagnetic fields.

The survey of the radiation effects is firstly based on the study of the experimental setup used for the measurements and its proper operation. Two experimental setups were implemented during the present thesis. The experimental setups consisted of the recording part, including the electrodes, the electroencephalograph, the amplifiers and the recording system, and the radiation part which was the system that produces the emitted electromagnetic field. Software interfaces were constructed in order to accomplish psychological tests and to save the data that were recorded. The experimental systems were subjected to electromagnetic compatibility tests in order to analyze the interference that some types of radiation signals may cause to the measurements that represent the brain signal.

The first experimental setup was used in two experiments during which 39 subjects were subjected to a psychological test under the effect of two types of radiation signals. The recorded data were organized in databases and were processed under several techniques. The EEG energy was a magnitude under study and the analysis of the EEG signal at the frequency domain offered useful information. The standard analysis for the Event Related Potentials (ERPs) also revealed interesting findings. The more complicated technique of the wavelets transform provided time-frequency analysis of the signal which was useful in order to combine the time specified ERPs with their spectral energy.

The recorded data transformations and the statistical analysis revealed the effects of the radiation or the interaction of other factors with the radiation on some magnitudes of the signal. The factors that seem to influence the EEG signal were related to the gender of the participating subjects and the parameters of the experiment such as the stimuli used.

KEY WORDS

Electromagnetic radiation, electromagnetic compatibility, electroencephalogram (EEG), Event Related Potentials (ERPs), neuropsychological test, Fourier transform, wavelet transform.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Κατά τη διάρκεια των τελευταίων ετών, τα ασύρματα δίκτυα τηλεφωνίας και δεδομένων έχουν εξαπλωθεί ευρύτατα. Παράλληλα όμως με την ανάπτυξη αυτών των δικτύων έχει αυξηθεί η ανησυχία του κοινού για τις πιθανές επιδράσεις της ηλεκτρομαγνητικής (Η/Μ) ακτινοβολίας στις λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος και κυρίως του ανθρώπινου εγκεφάλου. Η αλματώδης εξέλιξη των τηλεπικοινωνιών και η ευρεία χρήση πηγών μικροκυματικής ακτινοβολίας και ψηφιακών σημάτων στην καθημερινή ζωή, έφερε στο προσκήνιο τη μελέτη αυτών των επιδράσεων της ακτινοβολίας στον εγκέφαλο.

Η μελέτη και κατανόηση των εγκεφαλικών λειτουργιών αποτελεί πρόκληση για τους επιστήμονες όλου του κόσμου. Η τεχνολογική πρόοδος και οι πολυετείς μελέτες σ' αυτόν τον επιστημονικό τομέα έχουν αναβαθμίσει το επίπεδο των γνώσεων κυρίως σε ανατομικό και κυτταρικό επίπεδο αλλά η σαφής αλληλεπίδραση μεταξύ μιας περιοχής του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ) και ενός νευρωνικού δικτύου σε σχέση με μια συμπεριφορολογική έκφραση αποτελεί ουσιαστικά ένα σχετικά άγνωστο πεδίο στο οποίο απαιτείται να γίνει ακόμη πολύ έρευνα.

Για τη μελέτη των εγκεφαλικών λειτουργιών χρήσιμη πηγή πληροφοριών αποτελεί το εγκεφαλογράφημα δηλαδή η καταγραφή του εγκεφαλικού σήματος. Το εγκεφαλικό σήμα εξετάζεται τόσο όταν ο εξεταζόμενος βρίσκεται εν ηρεμία όσο και όταν υποβάλλεται σε ειδικές δοκιμασίες. Γίνεται εύκολα αντιληπτό ότι η αξιόπιστη καταγραφή των σημάτων αλλά και η σωστή και προσαρμοσμένη στις εκάστοτε συνθήκες διεξαγωγή των δοκιμασιών αποτελούν αναγκαίες και ικανές συνθήκες για την περαιτέρω μελέτη των εγκεφαλικών λειτουργιών.

Η παρούσα διδακτορική διατριβή έχει ως σκοπό την ανάπτυξη μεθοδολογίας μελέτης και αξιολόγησης της επίδρασης Η/Μ ακτινοβολίας στα ηλεκτρικά σήματα του εγκεφάλου. Για το σκοπό αυτό μελετήθηκαν οι παράμετροι και υλοποιήθηκαν πειραματικές διατάξεις για την καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων παρουσία Η/Μ ακτινοβολίας. Διεξήχθησαν επίσης πειράματα, σε συνεργασία με το Αιγινήτειο νοσοκομείο, και έγινε επεξεργασία των δεδομένων, που συνελέγησαν από τις πειραματικές μετρήσεις, με διάφορες τεχνικές. Τα αποτελέσματα αυτής της επεξεργασίας αναλύθηκαν στατιστικά και προέκυψαν κάποια συμπεράσματα, με βάση τα συγκεκριμένα πειράματα, για τους παράγοντες που εμπλέκονται στην

επίδραση της ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα. Αναλυτικά η πορεία της διδακτορικής διατριβής περιγράφεται στα κεφάλαια που ακολουθούν.

Στο Κεφάλαιο 1 παρουσιάζονται ορισμένα γενικά στοιχεία νευροφυσιολογίας. Περιγράφεται η δομή των νευρικών κυττάρων με εστίαση στη δημιουργία και μετάδοση των ηλεκτρικών σημάτων. Αναπτύσσεται ο τρόπος δημιουργίας των δυναμικών στην επιφάνεια της κυτταρικής μεμβράνης, περιγράφονται τα είδη των δυναμικών και οι μηχανισμοί μετάδοσης μιας αρχικής διέγερσης διαμέσου των νευρικών κυττάρων.

Στο Κεφάλαιο 2 παρουσιάζεται αναλυτικά η λειτουργία του εγκεφαλογράφου και ο τρόπος καταγραφής του ηλεκτρικού εγκεφαλικού σήματος. Παρουσιάζεται ένα τυπικό σύστημα καταγραφής και αναλύονται οι αναλογικές και ψηφιακές τεχνικές επεξεργασίας του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος. Αναπτύσσονται τα κύρια χαρακτηριστικά του, όπως οι φασματικές συνιστώσες και βασικές κορυφώσεις των προκλητών δυναμικών σε σχέση με το χρόνο (συντελεστές εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών) και παρουσιάζεται μια επιγραμματική αναφορά στη βιολογική σημασία τους. Επίσης εξηγούνται οι τεχνικές αποθρομβοποίησης των σημάτων με σκοπό την απομόνωση των προκλητών δυναμικών από το συνοδό 'θόρυβο'..

Στο Κεφάλαιο 3 περιγράφονται όλα τα στάδια σχεδιασμού, υλοποίησης και ελέγχου λειτουργίας των πειραματικών διατάξεων που εγκαταστάθηκαν σε κλωβό Faraday στο χώρο του Αιγινήτειου νοσοκομείου για την καταγραφή των εγκεφαλικών ηλεκτρικών σημάτων χωρίς και με την παρουσία Η/Μ ακτινοβολίας. Αναπτύσσονται επίσης οι δοκιμασίες (tests) ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (Electromagnetic Compatibility, EMC) στα οποία υποβλήθηκαν οι παραπάνω διατάξεις με σκοπό την συνεπή λειτουργία τους σε διάφορα ηλεκτρομαγνητικά περιβάλλοντα..

Στο Κεφάλαιο 4 περιγράφονται οι νευροψυχολογικές δοκιμασίες που μπορούν να διεξαχθούν με βάση τις πειραματικές διατάξεις που υλοποιήθηκαν. Πιο συγκεκριμένα παρουσιάζονται τα test Wechsler και Hayling. Αναλύεται η πειραματική διαδικασία στην οποία υπεβλήθησαν κατά τη διάρκεια δύο πειραμάτων συνολικά 39 άτομα, που εξετάστηκαν στο test Wechsler. Παρουσιάζεται επίσης ο τρόπος μετασχηματισμού και αποθήκευσης των δεδομένων. Στο τέλος του κεφαλαίου και πριν αναλυθούν τα συμπεράσματα αυτής της έρευνας και οι διαδικασίες για την εξαγωγή τους γίνεται μια συνοπτική παρουσίαση μελετών που ασχολούνται με την επίδραση της ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα και οι παράμετροι διεξαγωγής τους είναι παρόμοιες με αυτές της παρούσας διατριβής. Σκοπός αυτής της

παρουσίασης είναι ο αναγνώστης να παρακολουθήσει με μια ματιά τις κατευθύνσεις της διεθνούς επιστημονικής κοινότητας πάνω στο συγκεκριμένο ζήτημα.

Στο Κεφάλαιο 5 περιγράφονται οι μέθοδοι οργάνωσης και επεξεργασίας των δεδομένων του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος που καταγράφεται εν ηρεμία. Αναλύεται η εφαρμογή του μετασχηματισμού Fourier στα εγκεφαλικά σήματα και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα αυτής της επεξεργασίας.

Στο Κεφάλαιο 6, περιγράφονται οι μέθοδοι επεξεργασίας των δεδομένων του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος στο τμήμα του που αφορά στα προκλητά δυναμικά, δηλαδή αυτό που καταγράφεται μετά από την επίδραση ενός εξωτερικού ερεθίσματος. Αρχικά αναλύονται τα αποτελέσματα της κλασικής επεξεργασίας όπου μελετώνται οι διαφοροποιήσεις των βασικών κορυφώσεων του σήματος υπό την επίδραση της ακτινοβολίας και αποκαλύπτεται η αλληλεπίδραση κι άλλων παραγόντων. Στη συνέχεια αναπτύσσεται το θεωρητικό και μαθηματικό υπόβαθρο της μεθόδου επεξεργασίας με βάση τα Wavelets και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής της συγκεκριμένης μεθόδου στα πειραματικά δεδομένα που αφορούν στο σήμα των προκλητών δυναμικών.

Τέλος στο κεφάλαιο 7 παρουσιάζονται συνοπτικά τα συμπεράσματα της παρούσας μελέτης και η συνεισφορά της στο επιστημονικό πεδίο στο οποίο εντάσσεται. Επίσης γίνεται αναφορά σε μελλοντικές πιθανές προεκτάσεις της παρούσας διατριβής.

Πρέπει να σημειωθεί ότι οι μετρήσεις έγιναν στο χώρο του Αιγινήτειου Νοσοκομείου, στο εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας παρουσία του Αν. Καθηγητή Ψυχιατρικής κ. Παπαγεωργίου και με την έγγραφη συγκατάθεση όλων των εξεταζομένων τηρουμένων κατ' αυτόν τον τρόπο των αρχών της Διακήρυξης του Helsinki αναφορικά με τις ψυχοφυσιολογικές μελέτες σε ανθρώπους.

Για την επεξεργασία αριθμητικών δεδομένων και τη δημιουργία γραφημάτων χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα επεξεργασίας λογιστικών φύλλων (spreadsheet) Microsoft® Excel 2003, ενώ η συγγραφή της διατριβής έγινε με το πρόγραμμα επεξεργασίας κειμένου Microsoft® Word 2003 ακολουθώντας τον οδηγό συγγραφής διδακτορικών διατριβών της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών (Απόφαση Συνέλευσης 11-02-03).

Αξίζει να αναφερθεί ότι σε πολλές περιπτώσεις, αποφεύχθηκε η απευθείας παράθεση υλικού (τύποι, δεδομένα) που είναι διαθέσιμο στη βιβλιογραφία και δεν είναι απαραίτητο για την κατανόηση του κειμένου. Επίσης, αν και κατά τη διάρκεια

εκπόνησης της διατριβής μελετήθηκε και συγκεντρώθηκε εκτενέστατη βιβλιογραφία, έγιναν προσπάθειες περικοπής του μεγέθους των καταλόγων αναφορών στο ελάχιστο. Για το λόγο αυτό, προτιμήθηκε η αναφορά σε κεφάλαια βιβλίων ή δημοσιεύσεις ανασκόπησης που περιλαμβάνουν σημαντικό αριθμό παραπομπών, αντί για την παράθεση του συνόλου των διαθέσιμων σχετικών δημοσιεύσεων.

Η εκπόνηση της διατριβής χρηματοδοτήθηκε από το πρόγραμμα ΠΕΝΕΔ 2003 με συμμετοχή 75% του Ευρωπαϊκού Κοινωνικού Ταμείου της Ευρωπαϊκής Κοινότητας και 25% του Υπουργείου Ανάπτυξης - Γενικής Γραμματείας Έρευνας και Τεχνολογίας σε συνδυασμό με την ιδιωτική εταιρεία CYMA Α.Ε. στα πλαίσια του μέτρου 8.3 «Επιχειρησιακό Πρόγραμμα Ανταγωνιστικότητα» του Γ' Κοινοτικού Πλαισίου Στήριξης.

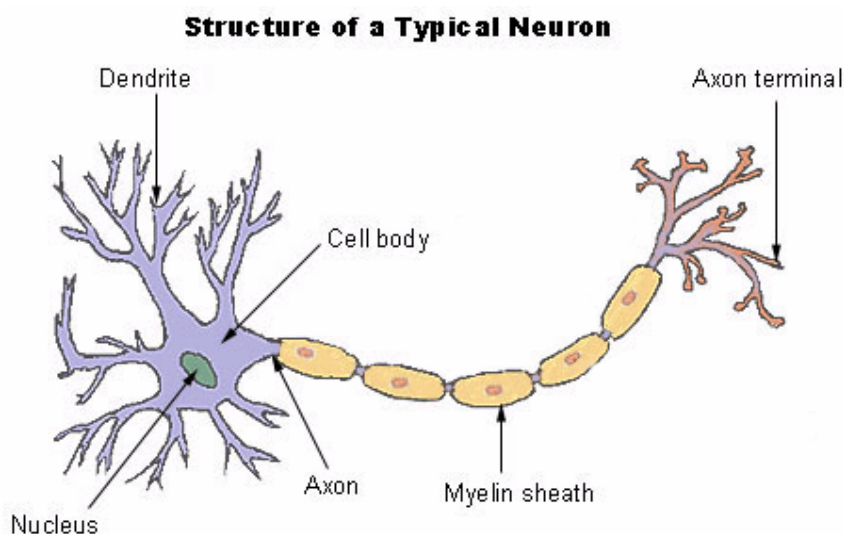
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται γενικά στοιχεία νευροφυσιολογίας. Περιγράφεται η δομή των νευρικών κυττάρων με εστίαση στη δημιουργία και μετάδοση των ηλεκτρικών σημάτων. Αναπτύσσεται ο τρόπος δημιουργίας των δυναμικών στην επιφάνεια της κυτταρικής μεμβράνης, περιγράφονται τα είδη των δυναμικών και οι μηχανισμοί μετάδοσης μιας αρχικής διέγερσης διαμέσου των νευρικών κυττάρων

1.1 Νευρικά κύτταρα

Η βασική μονάδα του νευρικού συστήματος είναι το νευρικό κύτταρο ή όπως αλλιώς λέγεται νευρώνας (Σχήμα 1). Οι νευρώνες είναι κύτταρα ευερέθιστα στον ηλεκτρισμό που λειτουργούν για να επεξεργαστούν και να διαβιβάσουν τις πληροφορίες. Στα σπονδυλωτά ζώα, οι νευρώνες είναι τα βασικά τμήματα του εγκεφάλου, του νωτιαίου μυελού και των απομακρυσμένων νEURΩΝ.[1,2]



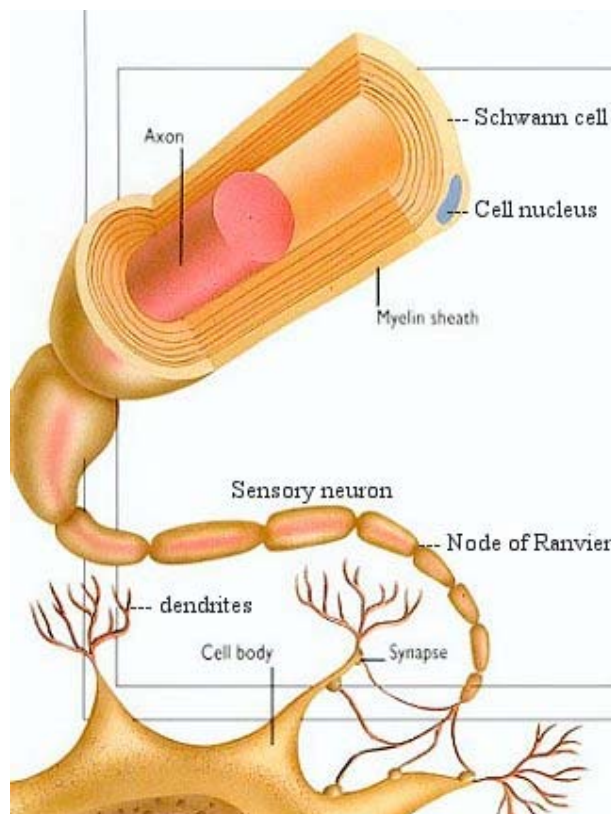
Σχήμα 1 - Τυπική δομή ενός νευρώνα

Οι νευρώνες αποτελούνται από το κυρίως σώμα (cell body), τους δενδρίτες (dendrites), τον άξονα (axon) και τις απολήξεις του άξονα (axon terminal). Η πλειοψηφία των νευρώνων στα σπονδυλωτά, λαμβάνει σήμα μέσω του σώματος και των δενδριτών και το διαβιβάζει μέσω του άξονα, ελκύοντας ταυτόχρονα βιοχημικές ουσίες (αγγελιοφόρους), για να επικοινωνούν με άλλα κύτταρα [3, 4]. Το νευρικό κύτταρο, περιέχει επίσης πυρήνα και ριβοσώματα και επομένως έχει την αναγκαία γενετική πληροφορία και τεχνολογία για να παράγει πρωτεΐνες. Διάφορα οργανίδια και ουσίες, μετακινούνται από το κυρίως σώμα, κατά μήκος του άξονα (αξονική μεταφορά) και αντιστρόφως, από τις νευρικές απολήξεις προς το σώμα, ούτως ώστε τα διάφορα χημικά σήματα να έχουν τη δυνατότητα να επηρεάζουν τη μορφολογία

και βιοχημεία του νευρώνα. Πρέπει όμως να σημειωθεί ότι υπάρχει μεγάλη ετερογένεια σε όλο το νευρικό σύστημα, καθώς επίσης και σε όλο το ζωικό βασίλειο, όσον αφορά στο μέγεθος, στη μορφή και στη λειτουργία των νευρώνων.

Ο άξονας ή νευρική ίνα, αποτελεί μια προέκταση του κυτταρικού σώματος. Το τμήμα του άξονα που βρίσκεται πλησιέστερα στο σώμα του κυττάρου, μαζί με το μέρος του κυττάρου όπου γίνεται η σύνδεση ονομάζεται αρχικό τμήμα. Μέσω αυτού άγονται ηλεκτρικά σήματα, που διαδίδονται μακριά από το κύτταρο, κατά μήκος του άξονα. Οι άξονες αποτελούν τις αρχικές γραμμές μετάδοσης του νευρικού συστήματος. Οι μεμονωμένοι άξονες είναι μικροσκοπικοί στη διάμετρο - περίπου ένα μικρόμετρο ($1\mu\text{m}$) - αλλά μπορούν να επεκταθούν σε μεγαλύτερα μήκη ($> 1\text{mm}$). Παραδείγματος χάριν οι πιο μεγάλοι άξονες στο ανθρώπινο σώμα, είναι εκείνοι του ισχιακού νεύρου, οι οποίοι ξεκινούν από τη βάση της σπονδυλικής στήλης φτάνοντας ως το μεγάλο δάκτυλο κάθε ποδιού. Αυτές οι μονοκύτταρες ίνες του ισχιακού νεύρου μπορούν να εκταθούν ως το 1 μέτρο μήκος ή ακόμα και περισσότερο [5].

Ο άξονας κατά μήκος του, μπορεί επίσης να εμφανίζει εγκάρσιες διακλαδώσεις, ενώ στις απολήξεις τόσο του άξονα, όσο και των διακλαδώσεών του υπάρχουν περαιτέρω διακλαδώσεις. Κάθε διακλάδωση τελειώνει σε μια απόληξη του άξονα. Αυτές οι απολήξεις είναι υπεύθυνες για τη μεταβίβαση χημικών σημάτων από τους νευρώνες. Οι άξονες μερικών νευρώνων καλύπτονται από μυελίνη (myelin) (Σχήμα 2), μια λιπώδη μεμβρανική θήκη, η οποία σχηματίζεται από κύτταρα στήριξης, που περιελίσσονται γύρω από τον άξονα.[4] Κατά μήκος των νευρικών ινών εμφανίζονται, σε ίσα διαστήματα, κενά στη θήκη, γνωστά ως κόμβοι του Ranvier (Node of Ranvier), τα οποία επιτρέπουν έναν ιδιαίτερα γρήγορο τρόπο ηλεκτρικής διάδοσης που ονομάζεται αναπήδηση και αναλύεται παρακάτω.



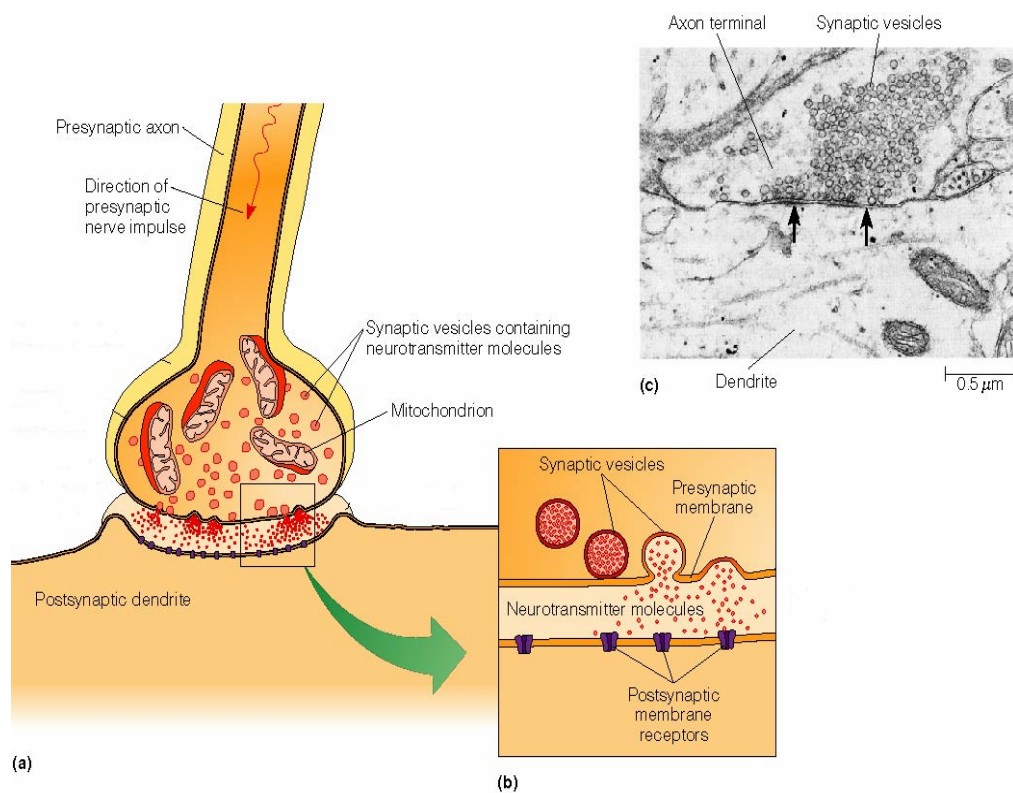
Σχήμα 2 - Μορφολογία του άξονα του νευρικού κυττάρου

Η φυσιολογία των αξόνων έχει μελετηθεί εκτενώς. Οι Hodgkin και Huxley εκτέλεσαν πρωτοποριακή εργασία με γιγαντιαίους άξονες καλαμαριών, που οδήγησαν στο μοντέλο Hodgkin-Huxley [6-9]. Οι τύποι που δείχνουν την αξονική αγωγιμότητα επεκτάθηκαν για τα σπονδυλωτά στις εξισώσεις Frankenhaeuser-Huxley [10]. Οι Erlanger και Gasser [11] ανέπτυξαν αργότερα ένα σύστημα ταξινόμησης για τις απομακρυσμένες νευρικές ίνες, βασισμένο στην ταχύτητα αγωγιμότητας, την επικάλυψη μυελίνης, το μέγεθος ινών κ.λπ. Παραδείγματος χάριν, υπάρχουν ίνες αργής-αγωγιμότητας (C) και γρήγορης αγωγιμότητας (A). Πιο σύνθετα μαθηματικά μοντέλα συνεχίζουν να υλοποιούνται. Η κατανόησή μας της βιοχημικής βάσης για τη διάδοση του δυναμικού δράσης έχει προχωρήσει, και περιλαμβάνει πολλές λεπτομέρειες για τα μεμονωμένα ιοντικά κανάλια.

Προσεγγιστικά, έχει υπολογιστεί ότι μόνον 10% των κυττάρων στο ΚΝΣ (Κεντρικό Νευρικό Σύστημα) είναι νευρώνες. Τα υπόλοιπα είναι νευρογάγγλια, όπως τα ολιγοδενδρογάγγλια που σχηματίζουν τη θήκη της μυελίνης.[12]

Οι νευρώνες επικοινωνούν μεταξύ τους και με μη- νευρικά κύτταρα με μια διαδικασία γνωστή ως συναπτική μετάδοση. Η εξειδικευμένη επαφή μεταξύ δύο

νευρώνων, όπου ο ένας επηρεάζει τη λειτουργία του άλλου, ονομάζεται σύναψη (synapse). Το σήμα διαδίδεται από τον έναν νευρώνα στον άλλο με τους νευροδιαβιβαστές (βιοχημικοί αγγελιοφόροι). Συνάψεις γενικώς δημιουργούνται μεταξύ των απολήξεων του άξονα του ενός νευρώνα και του κυτταρικού σώματος ή του δενδρίτη του δεύτερου, αλλά μπορούν να δημιουργηθούν μεταξύ των δενδριτών, μεταξύ δενδρίτη και κυτταρικού σώματος ή και μεταξύ δύο απολήξεων αξόνων. Οι συνάψεις είναι κρίσιμης σημασίας για τους βιολογικούς μηχανισμούς που κρύβονται κάτω από την αντίληψη και τη σκέψη [5]. Παρέχουν επίσης τον τρόπο μέσω του οποίου το νευρικό σύστημα συνδέεται και ελέγχει τα άλλα συστήματα του σώματος. Ο ανθρώπινος εγκέφαλος περιέχει έναν τεράστιο αριθμό χημικών συνάψεων (τα μικρά παιδιά έχουν περίπου 1016 συνάψεις ενώ οι ενήλικες από 10^{15} ως 5×10^{15}).



Copyright © 2005 Pearson Education, Inc. publishing as Benjamin Cummings

Σχήμα 3 - Δομή των συνάψεων

Οι νευρώνες διαιρούνται σε τρεις λειτουργικές κατηγορίες : τους προσαγωγούς, τους απαγωγούς και τους διανευρώνες.

Οι προσαγωγοί νευρώνες μεταφέρουν πληροφορία από τους ιστούς και τα όργανα του κυττάρου στο ΚΝΣ, οι απαγωγοί μεταφέρουν ηλεκτρικά σήματα από το

ΚΝΣ προς τους μύες ή τα κύτταρα αδένων και οι διανευρώνες συνδέουν τους απαγωγούς και προσαγωγούς νευρώνες [13]. Οι προσαγωγοί νευρώνες, βρίσκονται στη μεγαλύτερη απόσταση από το ΚΝΣ και έχουν υποδοχείς στα άκρα του κυττάρου που επάγουν τα ηλεκτρικά σήματα, αποκρινόμενοι σε διάφορες φυσικές ή χημικές μεταβολές του περιβάλλοντος.

Ένας νευρώνας που άγει σήματα προς μια σύναψη ονομάζεται προσυναπτικός, ενώ νευρώνες που άγουν σήματα μακράν από τη σύναψη ονομάζονται μετασυναπτικοί (Σχήμα 3). Η θεμελιώδης διαδικασία που αποτελεί τη βάση για τη συναπτική μετάδοση είναι το δυναμικό δράσης, ένα ηλεκτρικό σήμα διάδοσης που παράγεται χρησιμοποιώντας την ηλεκτρικά ευερέθιστη μεμβράνη του νευρώνα.

1.2 Δυναμικό μεμβράνης

Το δυναμικό μεμβράνης είναι η ηλεκτρική διαφορά δυναμικού (τάση) που εμφανίζεται μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού της κυτταρικής μεμβράνης και καθορίζεται από τις συγκεντρώσεις των ιόντων που βρίσκονται εκατέρωθεν αυτής. Στη βιοφυσική χρησιμοποιείται μερικές φορές εναλλακτικά με το δυναμικό κυττάρων. Σε κάθε κυτταρικό τμήμα ή μεμβρανώδες διαμέρισμα (όπως μια συνθετική κύστη) υπάρχει ένα «διαμεμβρανικό» δυναμικό (αν και η τιμή του μπορεί να είναι μηδέν). Το δυναμικό αυτό δεν είναι ομοιόμορφο σε όλη τη μεμβράνη. Στα νευρικά κύτταρα μια τοπική μεταβολή του δυναμικού συμβαίνει στις συνάψεις [14,15].

Σε συνθήκες ηρεμίας τα κύτταρα έχουν μία διαφορά δυναμικού, κατά μήκος των μεμβρανών. Στις περισσότερες περιπτώσεις το εσωτερικό του κυττάρου είναι αρνητικά φορτισμένο ως προς το εξωτερικό. Οι δύο καταστάσεις στις οποίες μπορεί να επισέλθει το δυναμικό της μεμβράνης, κατά τη μεταβολή του από το δυναμικό σε κατάσταση ηρεμίας, είναι η αποπόλωση και η υπερπόλωση. Ο όρος αποπόλωση σημαίνει ότι το δυναμικό είναι λιγότερο αρνητικό από το δυναμικό ηρεμίας. Κατόπιν παραδοχής, αφορά καταστάσεις όπου αντιστρέφεται η πολικότητα της μεμβράνης και το εσωτερικό του κυττάρου γίνεται θετικό. Υπερπόλωση σημαίνει ότι το δυναμικό είναι περισσότερο αρνητικό από το δυναμικό ηρεμίας. Όταν μια μεμβράνη επιστρέφει προς την τιμή ηρεμίας, από αποπόλωση ή υπερπόλωση, το φαινόμενο ονομάζεται επαναπόλωση.

1.2.1 Δυναμικό ισορροπίας

Το δυναμικό ισορροπίας είναι η τάση που έχει η κυτταρική μεμβράνη όταν βρίσκεται σε ισορροπία ένα συγκεκριμένο ιόν, η τάση δηλαδή στην οποία η ηλεκτρική δύναμη που προκύπτει από το φορτίο των ιόντων και η οποία εμποδίζει τη διάχυσή τους προς τα έξω, γίνεται ίση σε μέγεθος και αντίθετη σε πρόσημο με την τάση για εξωτερική διάχυση των ιόντων. Όταν επιτυγχάνεται δυναμικό ισορροπίας οι ροές του ιόντος προς τις δύο κατευθύνσεις (εντός ή εκτός της μεμβράνης) εξισώνονται. Κάθε ιόν έχει το δυναμικό ισορροπίας του το οποίο καθορίζεται από τη συγκέντρωση του ιόντος εντός και εκτός μεμβράνης. Για το κάλιο το δυναμικό ισορροπίας E_K είναι -80 mV (αρνητικό στο εσωτερικό του κυττάρου) ενώ για το νάτριο $E_{Na} = +60$ mV (θετικό στο εσωτερικό του κυττάρου). Ας σημειωθεί ότι τα δύο δυναμικά έχουν αντίθετα πρόσημα κι αυτό συμβαίνει γιατί τα ιόντα καλίου έχουν τάση διάχυσης προς το εξωτερικό του κυττάρου ενώ τα ιόντα νατρίου προς το εσωτερικό. Το δυναμικό ισορροπίας για ένα ιόν καθορίζεται από τη συγκέντρωσή του εντός και εκτός της μεμβράνης και από τη θερμοκρασία. Υπολογίζεται με την εξίσωση του Nernst. Για το δυναμικό του καλίου έχουμε:

$$E_{eq, K^+} = \frac{RT}{zF} \ln \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i}$$

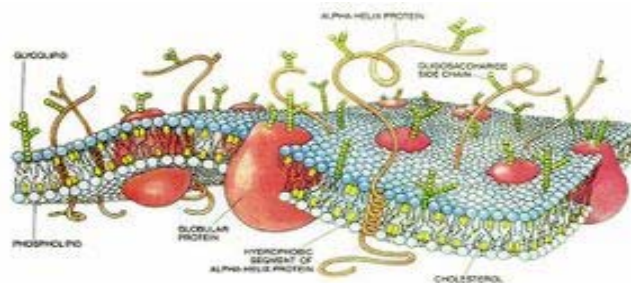
όπου

- E_{eq, K^+} το δυναμικό ισορροπίας σε Volt
- R η παγκόσμια σταθερά των αερίων $8.314 \text{ joules} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$
- T η θερμοκρασία σε βαθμούς Kelvin
- z ο αριθμός των στοιχειωδών φορτίων του ιόντος που συμμετέχουν στην αλληλεπίδραση
- F η σταθερά Faraday ($96,485 \text{ coulombs} \cdot \text{mol}^{-1}$)
- $[K^+]_o$ η συγκέντρωση σε $\text{mol} \cdot \text{m}^{-3}$ των ιόντων που βρίσκονται εκτός του
- $[K^+]_i$ η συγκέντρωση σε $\text{mol} \cdot \text{m}^{-3}$ των ιόντων που βρίσκονται εκτός του

1.2.2 Δυναμικό Ηρεμίας

Το δυναμικό ηρεμίας ενός κυττάρου είναι το δυναμικό μεμβράνης που μετράται όταν δεν υπάρχουν άλλα δυναμικά ή ενεργές μεταβολές του δυναμικού μεμβράνης. Στα περισσότερα κύτταρα το δυναμικό ηρεμίας έχει αρνητική τιμή, το οποίο σημαίνει ότι υπάρχει περισσότερο αρνητικό φορτίο στο εσωτερικό του κυττάρου σε σχέση με

το εξωτερικό. Η τιμή του είναι περίπου -70 mVolt. Το δυναμικό ηρεμίας καθορίζεται από τις συγκεντρώσεις ιόντων που βρίσκονται εκατέρωθεν της μεμβράνης και από τα ιόντα των πρωτεϊνών «μεταφοράς» που βρίσκονται επί της μεμβράνης [16].



Σχήμα 4 - Η υδροφοβική κυτταρική μεμβράνη. Εμποδίζει τα φορτισμένα μόρια να διαχέονται μέσω αυτής, επιτρέποντας το σχηματισμό διαφοράς δυναμικού κατά μήκος της μεμβράνης

Οι δύο πιο σημαντικοί τύποι των πρωτεϊνικών ιόντων είναι τα «ιοντικά κανάλια» και οι «ιοντικές αντλίες»[17,18]. Τα «κανάλια» δημιουργούν διαδρομές διαμέσου της κυτταρικής μεμβράνης μέσω των οποίων τα ιόντα μπορούν να διαχέονται χωρίς δαπάνη ενέργειας. Υπάρχει επιλεκτικότητα όσον αφορά τα ιόντα. Έτσι υπάρχουν κανάλια επιλεκτικά στα ιόντα Καλίου (K^+), στα ιόντα νατρίου (Na^+) ή στα ιόντα χλωρίου (Cl^-). Διαφορετικά κύτταρα ή διαφορετικά τμήματα του κυττάρου έχουν διαφορετικές ποσότητες ιόντων πρωτεϊνών μεταφοράς. Η ποσότητα των καναλιών K^+ είναι πολύ σημαντική για τον έλεγχο των δυναμικών ηρεμίας κι αυτό γιατί η διαπερατότητα της κυτταρικής μεμβράνης σε κάλιο είναι 75 φορές μεγαλύτερη από αυτή του νατρίου λόγω του γεγονότος ότι τα κανάλια καλίου είναι πάντοτε ανοικτά ενώ η είσοδος στα κανάλια νατρίου εξαρτάται από το δυναμικό στα άκρα τους. Η μεταφορά των ιόντων επιτυγχάνεται με τις ιοντικές αντλίες. Οι ιοντικές αντλίες είναι «ηλεκτρογενετικές» δηλαδή δημιουργούν ανισοκατανομή φορτίου διαμέσου της κυτταρικής μεμβράνης και συμβάλουν στο δυναμικό της. Κάθε αντλία μεταφέρει προς τα έξω τρία μόρια νατρίου, για κάθε δύο μόρια καλίου που εισάγει στο κύτταρο, με αποτέλεσμα να παρατηρείται πάντοτε μεταφορά περισσότερων θετικών ιόντων προς τα έξω. Η διαρκής άντληση περισσότερων φορτίων από την εσωτερική προς την εξωτερική επιφάνεια της μεμβράνης (3 ιόντων νατρίου προς 2 ιόντα καλίου που εισέρχονται στο κύτταρο), οδηγεί τελικά στη δημιουργία του αρνητικού δυναμικού μεμβράνης μεταξύ του εσωτερικού και εξωτερικού του κυττάρου.

Το δυναμικό ηρεμίας καθορίζεται από τα είδη των ιόντων, σε ένα σύστημα, που έχουν τη μέγιστη αγωγιμότητα διαμέσου της μεμβράνης. Για τα περισσότερα κύτταρα

αυτό είναι κάλιο. Όταν το κύτταρο βρίσκεται σε δυναμικό ηρεμίας η καθαρή μετακίνηση ιόντων νατρίου μέσα στο κύτταρο είναι ίση με αυτή του καλίου. Δεδομένης όμως της μεγαλύτερης διαπερατότητας της μεμβράνης στο κάλιο το δυναμικό της μεμβράνης πλησιάζει το δυναμικό ισορροπίας του καλίου ($E_K = -90 \text{ mV}$) από αυτό του νατρίου ($E_{Na} = +45 \text{ mV}$) και γι' αυτό η τιμή του είναι περί τα -70 mV όπως ειπώθηκε αρχικά.. Το δυναμικό ηρεμίας μπορεί να υπολογιστεί με την εξίσωση τάσης των Goldman Hodgkin και Katz :

$$E_m = \frac{RT}{F} \ln \left(\frac{P_{Na^+} [Na^+]_o + P_{K^+} [K^+]_o + P_{Cl^-} [Cl^-]_i}{P_{Na^+} [Na^+]_i + P_{K^+} [K^+]_i + P_{Cl^-} [Cl^-]_o} \right)$$

- E_m είναι το δυναμικό μεμβράνης που μετράται σε Volt
- R είναι η παγκόσμια σταθερά των αερίων ($8.314 \text{ joules} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$)
- T είναι η απόλυτη θερμοκρασία μετρημένη σε βαθμούς Kelvin
- F είναι η σταθερά Faraday ($96,485 \text{ coulombs} \cdot \text{mol}^{-1}$)
- P_X είναι η σχετική διαπερατότητα του ιόντος X σε αυθαίρετες μονάδες (π.χ. Siemens για την ηλεκτρική αγωγιμότητα)
- $[X^{+/-}]_o$ είναι η εξωκυττάρια συγκέντρωση του ιόντος X μετρημένη σε $\text{mol} \cdot \text{m}^{-3}$
- $[X^{+/-}]_i$ είναι η ενδοκυττάρια συγκέντρωση του ιόντος X ιόντων μετρημένη σε $\text{mol} \cdot \text{m}^{-3}$

Υπό κανονικές συνθήκες, είναι ασφαλές να υποτεθεί ότι τα ιόντα καλίου (K^+), νατρίου (Na^+) και χλωρίου (Cl^-) διαδραματίζουν το σημαντικότερο ρόλο στο δυναμικό ηρεμίας.

1.2.3 Βαθμωτά Δυναμικά

Το βαθμωτά δυναμικά είναι ένα μέτρο του δυναμικού κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης και είναι ιδιαίτερα σημαντικά στους νευρώνες που εμφανίζουν έλλειψη δράσης. Τα βαθμωτά δυναμικά που αποπολώνουν την μεμβράνη, αυξάνουν δηλαδή το δυναμικό της πάνω από το δυναμικό ηρεμίας είναι σημαντικά ως δυναμικά «σκανδαλισμού» που μπορεί να εξαπλωθούν σε όλη την επιφάνεια των νευρικών κυττάρων και να προκαλέσουν ενεργά δυναμικά ενώ αυτά που υπερπολώνουν την κυτταρική μεμβράνη μειώνοντας το δυναμικό της σε τιμές κάτω από το δυναμικό ηρεμίας, αναστέλλουν τη δημιουργία ενεργών δυναμικών. Τα βαθμωτά δυναμικά μπορούν να προκύψουν είτε σε τμήματα των κυττάρων που λειτουργούν ως

αισθητήριοι δέκτες είτε στις συνάψεις και λέγονται αντίστοιχα δυναμικά υποδοχέων και συναπτικά δυναμικά. Είναι υψηλότερα στην πηγή τους και φθίνουν όσο αυξάνεται η απόσταση από αυτή.

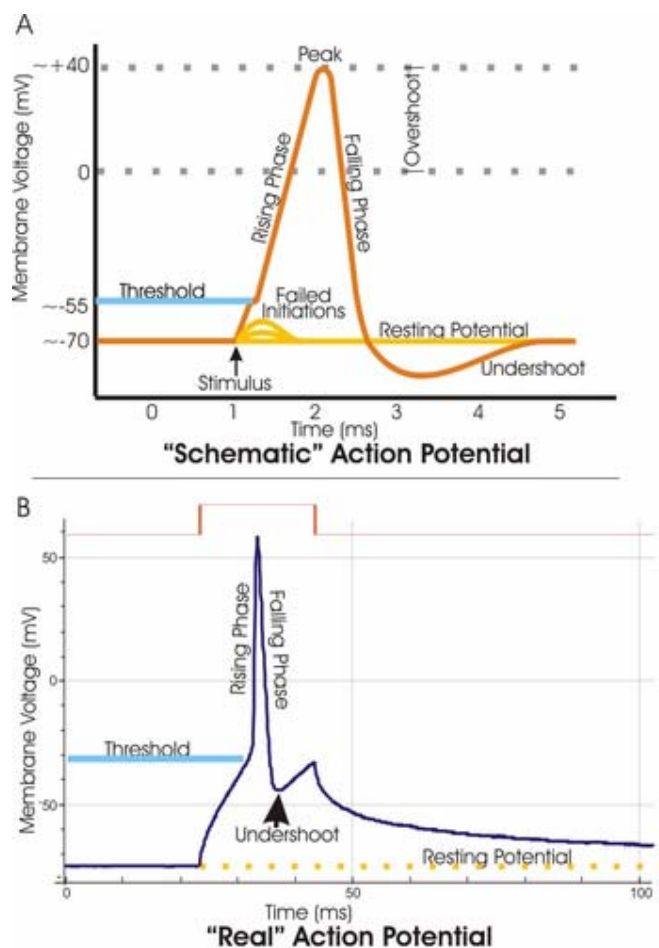
1.2.4 Ενεργά δυναμικά

Τα ενεργά δυναμικά είναι απαραίτητα για τη ζωή καθώς είναι τα δυναμικά που μεταφέρουν πληροφορία μεταξύ και ανάμεσα στους ιστούς [19]. Δημιουργούνται και σε άλλα είδη κυττάρων αλλά χρησιμοποιούνται κυρίως από το νευρικό σύστημα για την επικοινωνία μεταξύ των νευρώνων και των μυών καθώς και των αδένων με τους νευρώνες. Σε αντίθεση με τα βαθμωτά δυναμικά, τα ενεργά δυναμικά διαδίδονται σε μεγάλες αποστάσεις. Οι φάσεις από τις οποίες διέρχεται ένα ενεργό δυναμικό αναπτύσσονται παρακάτω:

- Δυναμικό ηρεμίας: Με τη διάχυση ιόντων καλίου έξω από το κύτταρο δημιουργείται μια διαφορά δυναμικού δια μέσου της κυτταρικής μεμβράνης όπου αρνητικό φορτίο βρίσκεται συσσωρευμένο στο εσωτερικό του κυττάρου.
- Διέγερση: Μια τοπική αποπόλωση των μεμβρανών που προκαλείται από ένα διεγερτικό ερέθισμα αναγκάζει μερικά κανάλια νατρίου, στα οποία η είσοδος εξαρτάται από την τάση στα άκρα τους, να ανοίξουν και κατά συνέπεια ιόντα νατρίου διαχέονται μέσω των καναλιών. Όντας θετικά φορτισμένα, αρχίζουν μια αντιστροφή στη διαφορά δυναμικού διαμέσου της μεμβράνης ώστε από το φορτίο από αρνητικό στο εσωτερικό του κυττάρου να γίνει θετικό. Η προς τα έξω μετακίνηση των ιόντων νατρίου ευνοείται επίσης από την περίσσεια αρνητικού-φορτίου στο εσωτερικό της κυτταρικής μεμβράνης.
- Ανοδική φάση: Καθώς τα ιόντα νατρίου εισέρχονται και το δυναμικό της μεμβράνης γίνεται λιγότερο αρνητικό, περισσότερα κανάλια νατρίου ανοίγουν, προκαλώντας μια ακόμα μεγαλύτερη εισροή των ιόντων νατρίου κατά συνέπεια το ρεύμα νατρίου επικρατεί του ρεύματος καλίου και το δυναμικό της κυτταρικής μεμβράνης γίνεται θετικό στο εσωτερικό της.
- Αιχμή: Όταν το δυναμικό της μεμβράνης είναι περίπου + 30 mV κλείνουν οι ευαίσθητες στην τάση είσοδοι των καναλιών νατρίου εμποδίζοντας την περαιτέρω εισροή του νατρίου. Ενώ συμβαίνει αυτό οι ευαίσθητες στην τάση είσοδοι των καναλιών καλίου ξεκινούν να ανοίγουν.
- Καθοδική φάση: Καθώς τα κανάλια καλίου ανοίγουν, ξεκινά μια μεγάλη μετακίνηση προς τα έξω των ιόντων καλίου η οποία ευνοείται από το θετικό

φορτίο που υπάρχει στο εσωτερικό. Καθώς τα ιόντα καλίου διαχέονται στο εξωτερικό του κυττάρου συμβαίνει μετακίνηση θετικού φορτίου η οποία προκαλεί αντιστροφή του δυναμικού της μεμβράνης και επαναπόλωση του νευρώνα στην κατάσταση του δυναμικού ηρεμίας.

- Undershoot: Το κλείσιμο των καναλιών καλίου εξαρτάται από την τάση που αναπτύσσεται και το χρόνο. Καθώς το κάλιο βγαίνει από το κύτταρο, η προκύπτουσα επαναπόλωση της μεμβράνης αρχίζει το κλείσιμο των καναλιών καλίου. Αυτά τα κανάλια δεν κλείνουν αμέσως αλλά έχουν μια καθυστερημένη απάντηση στην αλλαγή του δυναμικού της μεμβράνης, έτσι ώστε το κάλιο συνεχίζει να ρέει από το κύτταρο ακόμα και αφού έχει επαναπολωθεί πλήρως η μεμβράνη. Κατά συνέπεια το δυναμικό μεμβράνης βυθίζεται κάτω από την κανονική τιμή του δυναμικού ηρεμίας για ένα σύντομο χρονικό διάστημα. Αυτό το βύθισμα ονομάζεται undershoot.



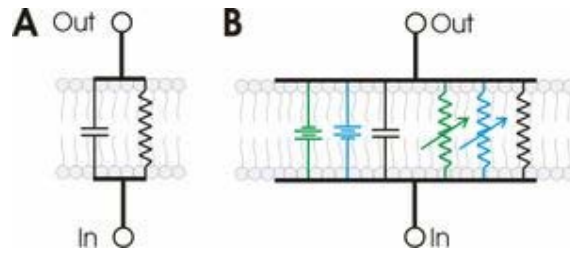
Σχήμα 5 - Ενεργό δυναμικό μεμβράνης. Καταστάσεις πόλωσης

Τα ενεργά δυναμικά προκαλούνται όταν μια αρχική αποπόλωση πλησιάζει ένα κατώφλι. Η τιμή κατώφλιου ποικίλει αλλά γενικά είναι περίπου 15 mVolts πάνω από το δυναμικό της μεμβράνης του κυττάρου και εμφανίζεται όταν το προς τα έσω ρεύμα νατρίου υπερβαίνει το προς τα έξω ρεύμα καλίου. Η καθαρή εισροή των θετικών φορτίων που φέρονται από τα ιόντα νατρίου αποπολώνει το δυναμικό της μεμβράνης και οδηγεί στο περαιτέρω άνοιγμα των καναλιών νατρίου. Αυτά τα κανάλια υποστηρίζουν την ανάπτυξη ακόμα μεγαλύτερου εσωτερικού ρεύματος προς το εσωτερικό του κυττάρου προκαλώντας την περαιτέρω αποπόλωση, που δημιουργεί έναν κύκλο θετικής «ανατροφοδότησης» που οδηγεί το δυναμικό της μεμβράνης σε πολύ αποπολωμένο επίπεδο.

Το κατώφλι για την έναρξη του ενεργού δυναμικού συχνά συγχέεται με το "κατώτατο όριο" του ανοίγματος καναλιών νατρίου. Αυτό είναι λάθος, καθώς τα κανάλια νατρίου δεν έχουν κανένα κατώτατο όριο. Αντί' αυτού, ανοίγουν κατά τρόπο στοχαστικό. Η αποπόλωση δε συμβάλλει τόσο στο άνοιγμα του καναλιού όσο αυξάνει την πιθανότητα να είναι αυτό ανοικτό. Ακόμη και σε υπερπολωμένα δυναμικά ένα κανάλι νατρίου θα ανοίξει πολύ περιστασιακά. Επιπλέον, το κατώφλι ενός ενεργού δυναμικού δεν είναι η τάση στην οποία το ρεύμα νατρίου γίνεται μεγάλο αλλά είναι το σημείο όπου υπερβαίνει το ρεύμα καλίου.

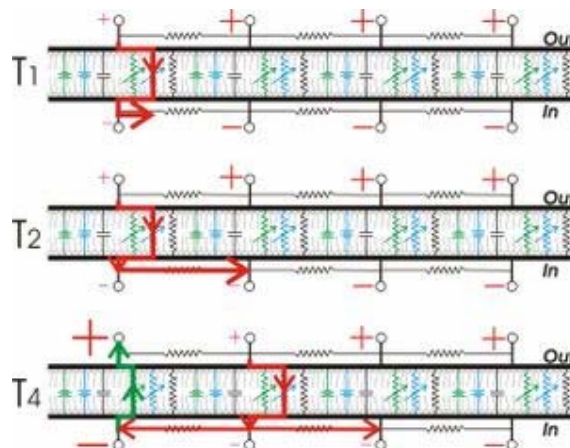
Βιολογικά στους νευρώνες, η αποπόλωση δημιουργείται μέσα στους δενδρίτες, στις συνάψεις. Σε γενικές γραμμές, εντούτοις, ένα ενεργό δυναμικό μπορεί να αρχίσει οπουδήποτε κατά μήκος μιας νευρικής ίνας.

Οι κυτταρικές μεμβράνες που περιέχουν ιοντικά κανάλια μπορούν να μοντελοποιηθούν σαν κυκλώματα RC ώστε να γίνει κατανοητή η διάδοση των ενεργών δυναμικών στις βιολογικές μεμβράνες (Σχήμα 6). Σε ένα τέτοιο κύκλωμα οι αντιστάτες αντιπροσωπεύουν τα ιοντικά κανάλια ενώ οι χωρητικότητες το μονωτικό λιπίδιο της μεμβράνης. Μεταβλητές αντιστάσεις χρησιμοποιούνται για τα ιοντικά κανάλια τα οποία ανοίγουν ή κλείνουν ανάλογα με την τάση που έχουν στα άκρα τους. Σταθερές αντιστάσεις αντιπροσωπεύουν τα κανάλια καλίου που διατηρούν το δυναμικό ηρεμίας. Οι μεταβολές δυναμικού στα κανάλια του νατρίου και του καλίου εκατέρωθεν της μεμβράνης μοντελοποιούνται ως πηγές τάσης (μπαταρίες)



Σχήμα 6 - Α. Βασικό RC κύκλωμα πάνω στην εικόνα μιας μεμβράνης. Β. Περισσότερα κυκλώματα που χρησιμοποιούνται για τη μοντελοποίηση μεμβρανών που περιέχουν ιοντικά κανάλια όπως αυτή του σχήματος που περιέχει κανάλια νατρίου (μπλε) και καλίου (πράσινο)

Στους άξονες νευρώνων που δεν επικαλύπτονται από μυελίνη, τα ενεργά δυναμικά διαδίδονται ως αλληλεπίδραση μεταξύ της παθητικά μεταδιδόμενης αποπόλωσης της μεμβράνης και των καναλιών νατρίου τα οποία ανοίγουν ανάλογα με την τάση που υπάρχει στα άκρα τους. Όταν ένα τμήμα της μεμβράνης αποπολώνεται αρκετά ώστε να ανοίξουν τα κανάλια νατρίου, τα ιόντα νατρίου εισέρχονται στο κύτταρο. Όταν εισέλθουν τα θετικά φορτισμένα ιόντα απωθούν τα ομώνυμα φορτισμένα ιόντα προς τον άξονα και έλκουν αρνητικά ιόντα. Κατά συνέπεια ένα θετικό «κύμα» μετακινείται στον άξονα χωρίς όμως τα μεμονωμένα ιόντα να μεταφέρονται πολύ μακριά. Μόλις αποπολωθεί η μεμβράνη στο νέο τμήμα της όπου έχουν συγκεντρωθεί τα ιόντα η διαδικασία επαναλαμβάνεται κατά μήκος του άξονα [20]. Τα διαδιδόμενα ενεργά δυναμικά μπορούν να μοντελοποιηθούν με τη σύνδεση πολλών κυκλωμάτων RC όπου το καθένα αντιπροσωπεύει ένα τμήμα της μεμβράνης (Σχήμα 7).



Σχήμα 7 - Μοντελοποιημένα διαδιδόμενα ενεργά δυναμικά με τη σύνδεση πολλών κυκλωμάτων RC.

Τα ενεργά δυναμικά διαδίδονται πιο γρήγορα σε άξονες μεγαλύτερης διαμέτρου. Συνήθως διαδίδονται με ταχύτητες από 10 ως 100 m/s. Ο κύριος λόγος γι' αυτό είναι ότι η αντίσταση είναι μικρότερη σε άξονες μεγαλύτερης διαμέτρου λόγω της αύξησης του λόγου της διατομής προς την επιφάνεια της μεμβράνης. Καθώς η επιφάνεια της μεμβράνης είναι ο κύριος παράγοντας παρεμπόδισης της διάδοσης των ενεργών δυναμικών σε άξονα που δεν επικαλύπτεται από μυελίνη, η αύξηση αυτού του λόγου είναι ένας ιδιαίτερα αποτελεσματικός τρόπος για την αύξηση της ταχύτητας διάδοσης.

Στο αυτόνομο νευρικό σύστημα των θηλαστικών οι μετά-γαγγλιακοί νευρώνες (στα νεύρα από τα γάγγλια προς το αποληκτικό όργανο) δεν επικαλύπτονται από μυελίνη. Η μικρή διάμετρος αυτών των αξόνων (περί τα 2μm) οδηγεί σε μια ταχύτητα διάδοσης περί το 1m/s ενώ η ίδια ταχύτητα φτάνει τα 18m/s σε νευρικές ίνες καλυμμένες με μυελίνη.

Στους άξονες που επικαλύπτονται από μυελίνη τα ενεργά δυναμικά διαδίδονται με μια διαδικασία που ονομάζεται «αλματώδης αγωγιμότητα/αναπήδηση» και κατά την οποία ένα δυναμικό εμφανίζεται σε να αναπηδά κατά μήκος του άξονα και να αναπαράγεται στα σημεία που δεν καλύπτονται από μυελίνη (κόμβοι του Ranvier). Η «αλματώδης αγωγιμότητα» αυξάνει την ταχύτητα διάδοσης των δυναμικών χωρίς να είναι αναγκαία η αυξημένη διάμετρος του άξονα. Το γεγονός αυτό έχει παίξει ουσιαστικό ρόλο στην ανάπτυξη των νευρικών συστημάτων πιο σύνθετων οργανισμών όπου γίνεται διάδοση σε μεγάλες αποστάσεις. Χωρίς αυτή τη διαδικασία θα ήταν απαραίτητοι άξονες με μεγάλη διάμετρο οπότε θα υπήρχαν οργανισμοί με πολύ μεγάλο νευρικό σύστημα για τα σώματά τους. Όταν από τη μεμβράνη έχει περάσει ένα ενεργό δυναμικό ακολουθεί μια περίοδος αδρανοποίησης.

1.3 Η αξία του ενεργού δυναμικού

Το ενεργό δυναμικό, ως μέθοδος επικοινωνίας σε μεγάλες αποστάσεις, είναι κατάλληλο για μια συγκεκριμένη βιολογική ανάγκη η οποία φαίνεται πιο έντονα αν αναλογιστούμε τη μετάδοση πληροφορίας κατά μήκος ενός νευρικού άξονα. Για τη μετακίνηση ενός σήματος από τη μία άκρη ενός άξονα στην άλλη, η φύση πρέπει να εφαρμόσει φυσικές αρχές παρόμοιες με αυτές που διέπουν την κίνηση ηλεκτρικών σημάτων κατά μήκος ενός καλωδίου [20]. Λόγω της αντίστασης και της χωρητικότητας ενός καλωδίου τα σήματα φθίνουν με την απόσταση. Αυτές οι

ιδιότητες, γνωστές ως ιδιότητες καλωδίου, θέτουν τα φυσικά όρια με βάση τα οποία διαδίδονται τα σήματα. Η σωστή λειτουργία του σώματος απαιτεί τα σήματα να μεταφέρονται κατά μήκος των αξόνων χωρίς απώλειες. Η αξία του ενεργού δυναμικού βρίσκεται όχι τόσο στη διάδοσή του κατά μήκος του άξονα αλλά στη διαρκή «αναγέννησή» του σε όλη την έκταση της μεμβράνης κατά τη διαδρομή του. Με άλλα λόγια, η κυτταρική μεμβράνη των νευρώνων αναδημιουργεί το ενεργό δυναμικό στο πλήρες πλάτος του καθώς αυτό διαδίδεται στον άξονα, υπερνικώντας τους περιορισμούς που επιβάλλονται από τη φυσική των καλωδίων.

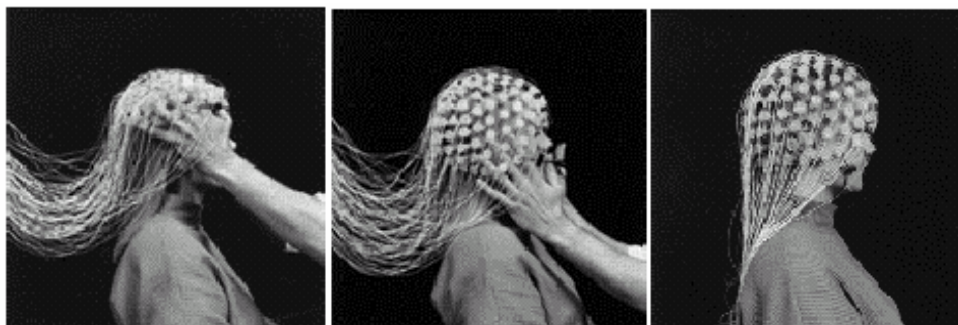
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΟΥ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΑ

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται αναλυτικά η λειτουργία του εγκεφαλογράφου και ο τρόπος καταγραφής του εγκεφαλικού σήματος. Παρουσιάζεται ένα τυπικό σύστημα καταγραφής και επεξεργασίας ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος και αναλύονται οι τεχνικές επεξεργασίας του. Αναπτύσσονται τα κύρια χαρακτηριστικά του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος όπως οι φασματικές συνιστώσες και οι βασικές κορυφώσεις σε σχέση με το χρόνο (συντελεστές) των προκλητών δυναμικών και παρουσιάζεται μια επιγραμματική αναφορά στη βιολογική σημασία τους. Επίσης εξηγούνται οι τεχνικές αποθορυβοποίησης των σημάτων με σκοπό την απομόνωση των προκλητών δυναμικών από το συνοδό 'θόρυβο'.

2.1 Λειτουργία του εγκεφαλογράφου

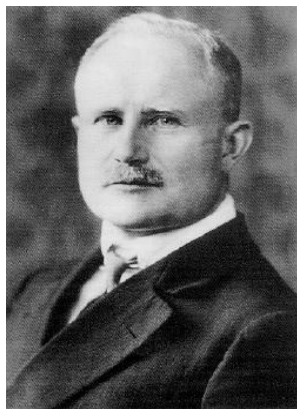
Η Ηλεκτροφυσιολογία είναι η μελέτη των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών κυττάρων και των ιστών. Περιλαμβάνει τις μετρήσεις της αλλαγής τάσης ή ρεύματος σε μια ευρεία κλίμακα που περιλαμβάνει τα ιοντικά κανάλια σε κυτταρικό επίπεδο έως ολόκληρους ιστούς όπως η καρδιά ή ο εγκέφαλος. Στη Νευρολογία, περιλαμβάνει τις μετρήσεις της ηλεκτρικής δραστηριότητας των νευρώνων, και ιδιαίτερα τα ενεργά δυναμικά. Υπάρχουν δύο σημαντικοί τομείς της ηλεκτροφυσιολογίας: η ενδοκυτταρική καταγραφή και εξωκυτταρική καταγραφή. Οι ενδοκυτταρικές καταγραφές συνήθως (αλλά όχι πάντα) γίνονται σε κύτταρα "in vitro", ενώ οι καταγραφές δραστηριότητας σε ζώντες οργανισμούς ("in vivo") είναι συνήθως εξωκυτταρικές.



Σχήμα 8 - Τοποθέτηση ηλεκτροδίων με σκοπό την καταγραφή εγκεφαλικών ηλεκτρικών σημάτων

Η Ηλεκτροεγκεφαλογραφία είναι ο τομέας της ηλεκτροφυσιολογίας που ασχολείται με την μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου με τη βοήθεια ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στο δέρμα του κρανίου ή σε εξαιρετικές περιπτώσεις υποδορίως. Το αποτέλεσμα της καταγραφής είναι γνωστό ως εγκεφαλογράφημα (EEG) και αναπαριστά ένα ηλεκτρικό σήμα που είναι το αποτέλεσμα της ηλεκτρικής δραστηριότητας ενός μεγάλου αριθμού νευρώνων. Τα σήματα αυτά συχνά αποκαλούνται «εγκεφαλικά κύματα» αν και η χρήση αυτού του ονόματος αποφεύγεται[21]. Το EEG συνδέεται έντονα με την εγκεφαλική δραστηριότητα [22]. Το μετρούμενο μέγεθος είναι τάση (διαφορές δυναμικού) μεταξύ διαφορετικών σημείων του κεφαλιού. Η μέτρηση αυτών των δυναμικών είναι δυνατή

επειδή ο εγκεφαλικός ιστός, οι μήνιγγες, το κρανίο και το δέρμα άγουν το ηλεκτρικό ρεύμα [23-24].



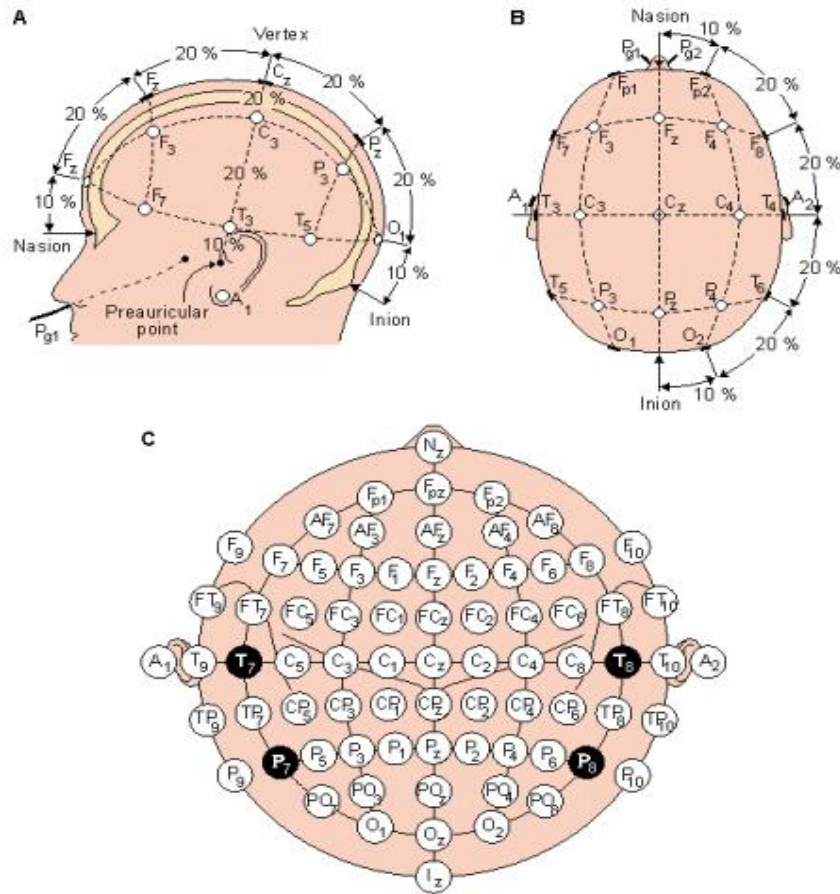
Σχήμα 9 - Hans Berger (1873 – 1941)

Για την ιστορία, από τα τέλη του 19ου αιώνα ήταν γνωστή η ύπαρξη ηλεκτρικής δραστηριότητας στον εγκέφαλο. Η πρώτη καταγραφή διαφορών δυναμικού από την περιοχή του κεφαλιού έγινε το 1927, οπότε και τοποθετείται η πραγματοποίηση του πρώτου εγκεφαλογραφήματος από τον Hans Berger (Σχήμα 9). Στις μέρες μας η χρήση του EEG είναι ευρεία, τόσο σε κλινικό όσο και σε ερευνητικό επίπεδο.

Στο συμβατικό ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, η καταγραφή επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση ηλεκτροδίων πάνω στο δέρμα της κεφαλής, αφού η περιοχή καθαριστεί από λιπαρές ουσίες και εφαρμοστεί σε αυτήν ένα αγωγίμο υλικό (gel) ώστε να μειωθεί όσο το δυνατόν η αντίσταση. Το ηλεκτρόδιο έρχεται σε απ' ευθείας επαφή με το αγωγίμο υλικό. Με αυτόν τον τρόπο διεξάγεται κίνηση ιόντων από το δέρμα στο ηλεκτρόδιο μέσω του αγωγίμου υλικού μέχρι να επέλθει ισορροπία η οποία εξαρτάται από τη συγκέντρωση των ιόντων που υπάρχει και στις δύο πλευρές. Δημιουργούνται τελικά δύο φορτισμένες επιφάνειες, μία στο ηλεκτρόδιο και μία στην περιοχή που αυτό εφάπτεται όπου ανάμεσά τους αναπτύσσεται μια διαφορά δυναμικού η οποία είναι ευαίσθητη στις μεταβολές των συγκεντρώσεων των ιόντων. Όταν αναπτύσσεται ένα εγκεφαλικό σήμα, μεταβάλλεται η ιοντική συγκέντρωση και ακολούθως η διαφορά δυναμικού μεταξύ δέρματος και ηλεκτροδίου στο σημείο επαφής. Άρα υπάρχει ροή ηλεκτρονίων στο ηλεκτρόδιο. Είναι σημαντικό η διαφορά δυναμικού να επηρεάζεται μόνο από ιοντικά ρεύματα που προκαλούνται από εγκεφαλικά σήματα και όχι από άλλους παράγοντες όπως οι θερμοκρασιακές μεταβολές ή οι μετακινήσεις των ηλεκτροδίων. Αυτό επιτυγχάνεται όταν τα ιόντα της περιοχής επαφής του ηλεκτροδίου έχουν μεγαλύτερη ευχέρεια κινήσεων πράγμα που συμβαίνει σε ηλεκτρόδια από υλικό που προέρχεται από το συνδυασμό ενός μετάλλου με το

αντίστοιχο άλας του. Συνήθως χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια που κατασκευάζονται από άργυρο (Ag) και χλωριούχο άργυρο (AgCl) ενώ το αγωγίμο υλικό που χρησιμοποιείται περιέχει κυρίως ανιόντα χλωρίου (Cl⁻) [24, 25].

Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων γίνεται αφού το κρανίο μετρηθεί και οι θέσεις των ηλεκτροδίων επιλέγονται σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα 10-20 Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας [26] και έχει υιοθετεί από την Παγκόσμια Ομοσπονδία Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας και Κλινικής Νευροφυσιολογίας.



Σχήμα 10 - Τυποποιημένες απαγωγές στην επιφάνεια του κεφαλιού σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας 10-20

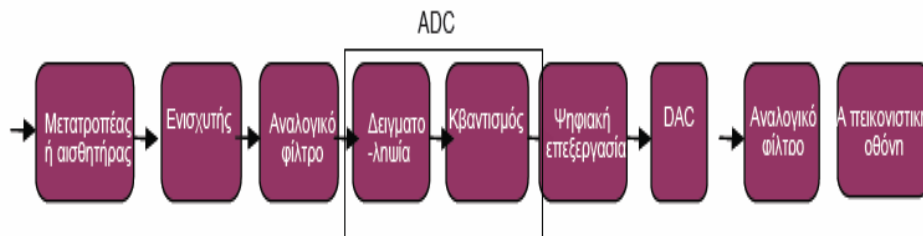
Κάθε ηλεκτρόδιο συνδέεται με την είσοδο ενός διαφορικού ενισχυτή (ένας ενισχυτής για κάθε ηλεκτρόδιο) ο οποίος ενισχύει την τάση μεταξύ δύο ηλεκτροδίων από 1000 έως 100000 φορές [27, 28]. Συνήθως υπάρχει μια πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης, οι προενισχυτές, η οποία αποτελείται από ενισχυτές χαμηλού θορύβου, της τάξεως των nV, λαμβάνοντας υπόψιν ότι τα προς ενίσχυση σήματα είναι της τάξεως των μV .

Η ενίσχυση του σήματος των ηλεκτροδίων γίνεται συνήθως με έναν εκ των ακολούθων τριών τρόπων:

- Ενίσχυση κοινής αναφοράς (Μονοπολική) : Ο τερματισμός κάθε ενισχυτή συνδέεται σε ένα κοινό για όλους ηλεκτρόδιο και τα σήματα όλων των άλλων ηλεκτροδίων μετρώνται σε σχέση με αυτό το ηλεκτρόδιο που ονομάζεται ηλεκτρόδιο αναφοράς. Συνήθως το ηλεκτρόδιο αναφοράς τοποθετείται σε κάποιο σημείο που ανήκει στη μεσαία γραμμή του κρανίου (νοητή ευθεία που χωρίζει το κρανίο συμμετρικά σε δύο μέρη) ή τοποθετείται στα λοβία των αυτιών, εκ του γεγονότος ότι τα λοβία των αυτιών έχουν μηδαμινή βιολογική δραστηριότητα και έτσι προσφέρονται ως σημεία ‘αναφοράς’.
- Ενίσχυση μέσης αναφοράς : Οι έξοδοι όλων των ενισχυτών αθροίζονται και υπολογίζεται ο μέσος όρος τους. Αυτό το σήμα αποτελεί την κοινή αναφορά για κάθε ενισχυτή.
- Διπολική ενίσχυση : Τα ηλεκτρόδια συνδέονται σειριακά σε ισάριθμους ενισχυτές. Για παράδειγμα ο ενισχυτής Νο1 ενισχύει τη διαφορά των ηλεκτροδίων Α και Β, ο ενισχυτής 2 τη διαφορά των ηλεκτροδίων Β και C κ.ο.κ.

Συνήθως χρησιμοποιούνται διαφορικοί ενισχυτές, ώστε ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος (Common Mode Rejection Ratio - CMRR) να είναι στο επίπεδο των 120 db [24].

Το προκύπτον σήμα φιλτράρεται από ένα υψιπερατό και ένα βαθυπερατό φίλτρο με χαρακτηριστικά 0.5Hz και 35-70Hz αντίστοιχα. Το υψιπερατό φίλτρο απορρίπτει χαμηλόσυχνα σήματα που προκαλεί η ηλεκτρική αγωγιμότητα του δέρματος ενώ το βαθυπερατό απορρίπτει ηλεκτρομυογραφικά σήματα. Το φιλτραρισμένο σήμα αποτυπώνεται σε χαρτί (κυρίως στα παλαιότερα συστήματα) ή παρουσιάζεται στην οθόνη ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή αφού πρώτα ψηφιοποιηθεί και ληφθεί από κάρτα δεδομένων (Data Acquisition Card – DAQ) [27].



Σχήμα 11 - Τυπικό Σύστημα Λήψης και επεξεργασίας βιοϊατρικού σήματος

Επίσης είναι αξιοσημείωτο ότι για να επιτευχθεί η σωστή λειτουργία κάθε πειραματικής διάταξης ή ιατρικού εξοπλισμού μέτρησης σημάτων, αλλά ακόμη κυρίως στις περιπτώσεις μικρών σημάτων όπως το EEG όπου τα μετρούμενα σήματα είναι της τάξεως των μV , πρέπει να υπάρχει κοινή γείωση όλων των τμημάτων του συστήματος για να αποφεύγεται η δημιουργία βρόχων μεταξύ διαφορετικών γειώσεων έχοντας ως συνέπεια την εισαγωγή σφαλμάτων.

2.2 Επεξεργασία του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος

2.2.1 Τεχνικές επεξεργασίας του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος

Η πιστή καταγραφή του EEG σήματος αποτελεί το πρώτο αλλά πολύ σημαντικό βήμα στην Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 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.

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».

Τα EEG σήματα αποτελούν τιμές μιας συνεχούς συνάρτησης του δυναμικού ως προς το χρόνο. Κατά συνέπεια κάθε μετατροπή ή μετασχηματισμός ο οποίος εφαρμόζεται στο EEG 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 EEG 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. Όπως είναι γνωστό, τα σήματα για να τύχουν επεξεργασίας από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή πρέπει προηγουμένως να υποβληθούν στη διαδικασία μετατροπής τους σε ψηφιακά. Έτσι λοιπόν το συνεχές αναλογικό ηλεκτροεγκεφαλογραφικό 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.

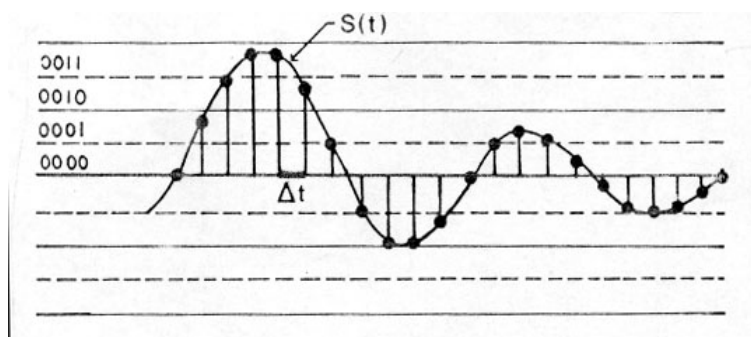
2.2.2 Μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό

Το πλάτος (amplitude) του συνεχούς, αναλογικού, δυναμικού μετρίεται ανά τακτά χρονικά διαστήματα (συνήθως από 1 μ s 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». 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 EEG (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 [29]. 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 ορισμένα 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 το EEG μια διακριτική ικανότητα 8-11 bits (που ισοδυναμεί με: +256 έως +2048 μετρήσεις σε κάθε δειγματοληπτική περίοδο) 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 12 - Τεχνική δειγματοληψίας κατά ίσα χρονικά διαστήματα και ταυτόχρονη ψηφιοποίηση του πλάτους ενός αναλογικού ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος

2.2.3 Ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα: περιορισμοί και πλεονεκτήματα

Το EEG χαρακτηρίζεται από κάποιους περιορισμούς. Τα ηλεκτρόδια δεν είναι αρκετά ευαίσθητα ώστε να εξάγουν μεμονωμένα ενεργά δυναμικά (την ηλεκτρική μονάδα σηματοδότησης του εγκεφάλου). Επίσης δεν μπορεί να γίνει αντιληπτό αν η προκύπτουσα ηλεκτρική δραστηριότητα απελευθερώνει ανασταλτικούς, διεγερτικούς ή ρυθμιστικούς νευροδιαβιβαστές (χημικές ουσίες που μεταφέρουν τα νευρικά ηλεκτρικά σήματα). Αντίθετα το EEG καταγράφει τη δραστηριότητα μεγάλων ομάδων νευρώνων οι οποίες παράγουν ισχυρότερη ηλεκτρική τάση από αυτήν ενός μεμονωμένου νευρώνα. Επιπρόσθετα το EEG έχει περιορισμένη δυνατότητα λεπτομερειακής ανατομικής απεικόνισης σε σχέση με άλλες τεχνικές όπως το fMRI (functional magnetic resonance imaging).

Εντούτοις το EEG έχει ισχυρά πλεονεκτήματα ως εργαλείο εξερεύνησης του εγκεφάλου καθώς είναι μια μη επεμβατική μέθοδος και έχει πολύ καλή χρονική ανάλυση αφού μπορεί να ανιχνεύσει μεταβολές στην ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου σε χρόνο της τάξεως των msec. Καθώς ο εγκέφαλος λειτουργεί μέσω της ηλεκτρικής του δραστηριότητας το EEG είναι η μόνη μέθοδος για άμεση μέτρηση καθώς οι άλλες μέθοδοι βασίζονται στη ροή του αίματος ή το μεταβολισμό, μεγέθη τα οποία μπορεί να είναι ασύνδετα με την εγκεφαλική ηλεκτρική δραστηριότητα.

2.3 Στοιχεία του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Τα EEG σήματα είναι συνεχή και χαρακτηρίζονται από μία ρυθμικότητα χωρίς όμως αυτό να σημαίνει ότι επαναλαμβάνονται ακριβώς από κύκλο σε κύκλο. Έχουν δηλαδή μία εξέλιξη τυχαία. Από μαθηματική άποψη αποτελούν τιμές μιας «στοχαστικής ανέλιξης», μιας συνάρτησης δηλαδή με απρόβλεπτη εξέλιξη στο χρόνο, «εξαναγκασμένης» όμως να συμπεριφέρεται με στατιστική ομαλότητα. Κατά πόσο βέβαια η EEG 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 EEG δραστηριότητα. Η διαπίστωση όμως αυτή δεν αποτελεί σοβαρό εμπόδιο στη μελέτη των EEG σημάτων διότι η EEG 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 [30].

Στον πίνακα 1, που ακολουθεί, παρουσιάζονται οι κυριότεροι «ρυθμοί» δηλαδή οι συχνοτικές περιοχές (μπάντες) που περιέχονται σε ένα EEG σήμα και αποκαλύπτονται όταν γίνει φασματική ανάλυση αυτού. Επίσης αναγράφεται ανά ρυθμό το πλάτος του σήματος δηλαδή το μέγεθος της μετρούμενης τάσης σε μV . Ακολουθεί σύντομη επεξήγηση της ιατρικής τους σημασίας [31].

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
Γάμμα	30-70	<20

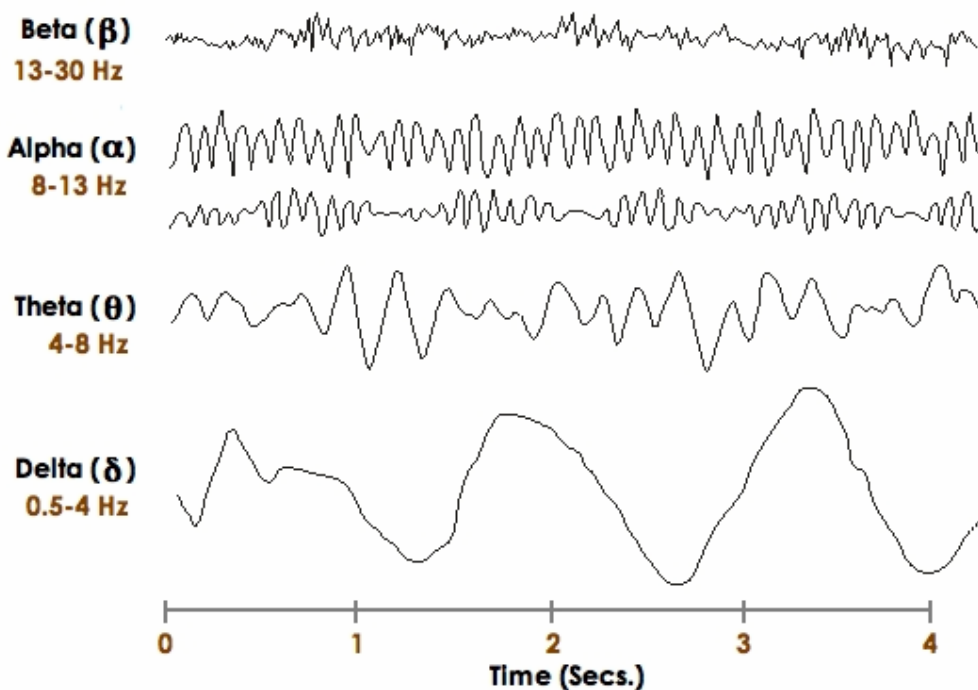
Πίνακας 1 - Οι κυριότεροι ρυθμοί του EEG

Η ποσοτικοποίηση του EEG έχει αποδειχθεί χρήσιμη και κατάλληλη μέθοδος για την μέτρηση του 'επιπέδου' και της κατανομής της φλοιϊκής δραστηριότητας του εγκεφάλου κατά την επιτέλεση νοητικών, συναισθηματικών και συμπεριφερικών αποστολών. Γενικά γίνεται δεκτό ότι ως φυσιολογικά EEG θεωρούνται εκείνα στα οποία περιέχονται ρυθμοί α και β σε ενήλικα άτομα σε κατάσταση εγρήγορσης.

Ειδικά για την συχνότητα α (8-12 Hz) υποστηρίζεται ότι αντικατοπτρίζει αυξημένα επίπεδα διεγερσιμότητας στους νευρώνες φλοιϊκών εγκεφαλικών περιοχών που συνδέονται με τη μεταφορά πληροφοριών στα θαλαμο-φλοιϊκά νευρωνικά κυκλώματα που υπηρετούν και εκφράζουν την λειτουργική μνήμη και τα εγγράμματα μνήμης μακράς διάρκειας [32].

Η συχνότητα β (13-30 Hz) έχει συσχετισθεί με την κινητοποίηση φλοιο-φλοιϊκών νευρωνικών κυκλωμάτων που οδώνουν τον συγχρονισμό των μηχανισμών της προσοχής κατά την επιτέλεση της λειτουργίας της «αίσθησης». Επειδή ο βήτα ρυθμός καταλαμβάνει μια μεγάλη περιοχή συχνοτήτων χωρίζεται σε αργό βήτα και ταχύ βήτα, οι συχνότητες των οποίων φαίνονται στον προηγούμενο πίνακα [33].

Οι ρυθμοί θ και δ θεωρούνται παθολογικοί και υποδηλώνουν συνήθως την οργανική εγκεφαλική βλάβη. Η έννοια αυτή δεν είναι πάντα καθοριστική της οργανικότητας γιατί κατά την διάρκεια του ύπνου στα παιδιά και σε ορισμένες άλλες καταστάσεις είναι φυσιολογικό εύρημα. Τα EEG εξάλλου ενός ασθενή σε κώμα μοιάζει με ενός φυσιολογικού ανθρώπου που κοιμάται. Φαίνεται λοιπόν ότι η συνολική κλινική εικόνα είναι απαραίτητη για την ορθή εκτίμηση του EEG. Σ' αυτό το πλαίσιο θα πρέπει να υπομνησθεί ότι η συχνότητα θ θεωρείται δείκτης της φλοιο-υποκάμπειας επικοινωνίας που συναρτάται με τον προσανατολισμό των συντεταγμένων απαντήσεων στις διάφορες φάσεις της εγρήγορης και «επιφυλακής» [34, 35, 36]. Η δ συχνότητα συσχετίζεται με την κινητοποίηση φλοιο-υποφλοιωδών κυκλωμάτων και συνδέσεων που υπηρετούν την ανίχνευση-αξιολόγηση του «σήματος» [35, 36, 37].



Σχήμα 13 - Οι βασικοί ρυθμοί (συχνотικές συνιστώσες) του EEG σήματος

Ο ρυθμός γάμμα σχετίζεται με την ανώτερη πνευματική λειτουργία του εγκεφάλου όπως η αντίληψη και κατανόηση θεμάτων, η επίλυση προβλημάτων, ο φόβος και η συνείδηση. Περιλαμβάνει συχνότητες από 30 έως 70 Hz. Κατά έναν ορισμό ο ρυθμός γάμμα εκδηλώνεται από τα 24 Hz και πάνω αν και οι ερευνητές δέχονται ότι διεργασίες κατανόησης υψηλού επιπέδου συμβαίνουν όταν χαμηλής

συχνότητας γάμμα ρυθμοί ξαφνικά διπλασιάζονται σε συχνότητες της περιοχής των 40 Hz [38]. Η έρευνα έχει δείξει ότι ο ρυθμός γάμμα είναι παρών κατά τη διαδικασία της αφύπνισης καθώς και κατά τη διάρκεια του ύπνου REM (rapid eye movement).

2.4 Προκλητά δυναμικά (Event Related Potentials)

2.4.1 Βασικές έννοιες και κύρια χαρακτηριστικά των εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών

Τα δυναμικά που καταγράφονται από την επιφάνεια του εγκεφάλου όταν ο οργανισμός εκτίθεται σε διακεκριμένους ερεθισμούς, ονομάζονται προκλητά δυναμικά (Evoked Potentials). Οι ερεθισμοί μπορεί να είναι ακουστικοί (μιλάμε για ακουστικά προκλητά δυναμικά), οπτικοί (μιλάμε για οπτικά προκλητά δυναμικά) ή σωματοαισθητικοί ερεθισμοί (μιλάμε για σωματοαισθητικά προκλητά δυναμικά).

Τα προκλητά δυναμικά τείνουν να είναι μικρά σε πλάτος, κυμαινόμενα από 1 μ Volt (ή και λιγότερο) έως λίγα μ Volts, έναντι των δεκάδων μ Volts του EEG. Κατά κανόνα επικαλύπτονται τα συγκεκριμένα δυναμικά από το συμβατικό Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και απαιτούνται κατάλληλες διαδικασίες καταγραφής, ώστε να αναγνωρισθούν και να αποτιμηθούν.

Το μέγεθός τους (πλάτος), η κατεύθυνσή τους- θετική ή αρνητική- και ο λανθάνων χρόνος τους ως προς το εκλυτικό ερέθισμα συναρτώνται με παραμέτρους:

- Το εκλυτικό ερέθισμα
- Την ακεραιότητα και τη λειτουργική επίδοση των «συνδέσεων» της περιφέρειας με το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα.
- Τις ψυχολογικές πτυχές του συστήματος επεξεργασίας πληροφοριών του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος.

Το πλεονέκτημα της συγκεκριμένης νευροψυχολογικής - ηλεκτροφυσιολογικής μεθόδου σε σχέση με τις άλλες μεθόδους απεικόνισης του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος στηρίζεται στο γεγονός ότι με τα προκλητά δυναμικά καταγράφουμε την επεξεργασία του συγκεκριμένου ερεθίσματος σε εύρος χρόνου που κυμαίνεται από χιλιοστά του δευτερολέπτου (ms) έως μερικά δευτερόλεπτα. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να έχουμε μια πλήρη αξιολόγηση σε πραγματικό χρόνο για τις αλλαγές στη νευρωνική δραστηριότητα που παρατηρούνται κατά τη διάρκεια των γνωστικών διεργασιών [39]. Τα Γνωστικά Προκλητά Δυναμικά αποτελούν μία αξιόπιστη μέθοδο

για την αξιολόγηση νευρολογικών, μαθησιακών και ψυχικών διαταραχών ή/και διαταραχών της προσωπικότητας [40].

Έχουν μελετηθεί σε ασθενείς με νευρολογικές διαταραχές (που εντοπίζονται συνήθως στον έλεγχο των αισθήσεων και κυρίως της όρασης και της ακοής) από τις αρχές της δεκαετίας του 1950. Στην κλινική πράξη, όμως, άρχισαν να χρησιμοποιούνται από τις αρχές της δεκαετίας του 1970 οπότε καθορίστηκε και η διαγνωστική τους χρησιμότητα. Χρησιμοποιούνται ευρέως στην κλινική πράξη γιατί παρέχουν αντικειμενικά αποτελέσματα και εκτιμήσεις για τη λειτουργία των αισθητηριακών συστημάτων και οδών. Η μεγάλη χρησιμότητα των προκλητών δυναμικών (Evoked Potentials-EPs) βασίζεται στην ικανότητά τους α) να περιγράφουν και να αποδεικνύουν τη μη φυσιολογική λειτουργία των αισθητηριακών συστημάτων όταν το ιστορικό του ατόμου ή οι νευρολογικές, νευροψυχολογικές, ακουστικές και οφθαλμολογικές εξετάσεις δεν είναι σαφείς, β) να αποκαλύπτουν τις δυσλειτουργίες στα αισθητηριακά συστήματα όταν τα πρόδρομα συμπτώματα μας οδηγούν στην υπόθεση κάποιας απομυελινωτικής νόσου και να αποκλείουν δυσλειτουργίες σε κάποια άλλη περιοχή του κεντρικού νευρικού συστήματος, γ) να διασαφηνίζουν την πορεία της νόσου σύμφωνα με τις ανατομικές βλάβες που έχει προκαλέσει και δ) να ελέγχουν με ακρίβεια και αντικειμενικότητα κάθε φορά τις αλλαγές στην κατάσταση του ασθενή. Τα προκλητά δυναμικά λειτουργούν πολλές φορές ως προέκταση μιας κλινικής εξέτασης παρέχοντας τα απαιτούμενα αριθμητικά δεδομένα του ποσοστού δυσλειτουργίας και απεικονίζοντας την πορεία της διαταραχής.

Γενικά στην κλινική πράξη για τη διάγνωση νευρολογικών παθήσεων, για την αξιολόγηση των αισθητηριακών διαταραχών καθώς και τη νευροψυχολογική αξιολόγηση ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες, δυσλεξία, και ψυχιατρικές διαταραχές χρησιμοποιούνται τα προκλητά δυναμικά με χαμηλό εύρος και βραχεία διάρκεια όπως είναι τα οπτικά προκλητά δυναμικά (VEPs) και τα ακουστικά προκλητά δυναμικά.

Τα εγκεφαλικά προκλητά δυναμικά αναγνωρίζονται πλέον σαν αξιόπιστες δοκιμασίες για την αποτίμηση επιλεγμένων φαινομένων της ηλεκτροφυσιολογικής δραστηριότητας του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ). Συμβάλλουν αποφασιστικά τόσο στην συνεπή προσέγγιση και μεταχείριση βασικών φαινομένων της λειτουργίας του ΚΝΣ, όπως: Πρόσληψη, επιλογή, αποκωδικοποίηση, αποταμίευση παραγωγή ή απόδοση «πληροφοριών», όσο και στην αντιμετώπιση

διαγνωστικών και θεραπευτικών ζητημάτων της ψυχιατρικής. Ουσιαστικές προϋποθέσεις γι' αυτό είναι:

- Κατάλληλες Υποθέσεις Εργασίας
- Κατάλληλη Μεθοδολογία
- Κατάλληλος Τεχνολογικός Εξοπλισμός
- Παραγωγική αξιοποίηση δεδομένων άλλων κλάδων
- Συνεχής και «ώριμη» μετα-ερευνητική πρακτική
- Η διαρκής «συνάντηση» όλων των προαναφερθέντων με τον ψυχικά πάσχοντα και την θεραπευτική του αντιμετώπιση.

2.4.1.1 Ηλεκτρογένεση

Τα ERP'S περιγράφουν τοπικές μεταθέσεις συγχρόνων μετασυναπτικών δυναμικών των ανωτέρων φλοιϊκών στοιβάδων, που τροποποιούνται από μη ειδικές προσαγωγές ίνες. Η συντεταγμένη μορφή του EEG και των EPRs (και πιθανώς η συντεταγμένη μορφή των υποκειμενικών βιωμάτων μας) μπορούν να αποδοθούν στο συντεταγμένο της κυτταροαρχιτεκτονικής του νεοφλοιού.

Μέσω της κατακόρυφης κατανομής των πυραμιδικών κυττάρων στο Νεοφλοιό και των εκεί ισχυουσών συνθηκών ηλεκτρικών αντιστάσεων προκύπτει μια αναστροφή φάσεων ανάμεσα σώμα και δενδρίτες. Οι κινήσεις ιόντων δημιουργούν πεδία δυναμικών που καταγράφονται από τα ηλεκτρόδιά μας.

Πέραν των «χωρικών» (αρχιτεκτονικών προϋποθέσεων) για την καταγραφή των EEG και EPR απαιτείται και ο χρονικός συγχρονισμός. Σαν Ρυθμοδότης και συγχρονίζουσα δομή αναγνωρίζεται ο θάλαμος, και τούτο γιατί αν απομονώσουμε το φλοιό από το θάλαμο δεν προκύπτει ρυθμική φλοιϊκή δραστηριότητα.

2.4.1.2 Διάκριση

Τα εγκεφαλικά προκλητά δυναμικά διακρίνονται σε εξωγενείς συντελεστές και ενδογενείς συντελεστές. Βασικά χαρακτηριστικά τους περιγράφονται παρακάτω:

ΕΞΩΓΕΝΕΙΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΕΣ	ΕΝΔΟΓΕΝΕΙΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΕΣ
1. Ακολουθούν το ερέθισμα με πολύ μικρό λανθάνοντα χρόνο.	Εμφανίζονται περίπου 100m/sec μετά το ερέθισμα.
2. Σχετίζονται άμεσα με τη φύση του εκλυτικού ερεθίσματος και την ακεραιότητα των αισθητικών οδών.	Κατά κανόνα δεν σχετίζονται με τη φύση του εκλυτικού ερεθίσματος.
3. Είναι ανεξάρτητα από την κατάσταση εγρήγορσης.	Εξαρτώνται από την κατάσταση εγρήγορσης του ατόμου και κυρίως από τη σημασία που έχει το εκλυτικό γεγονός για τον οργανισμό τη δεδομένη στιγμή .

Για τη διεξαγωγή της μελέτης των κυματομορφών των προκλητών δυναμικών βασιζόμαστε κυρίως στα συστατικά (components) των προκλητών δυναμικών. Τα συστατικά είναι τμήματα του συνολικού σήματος, που καθορίζονται με βάση τρεις παράγοντες: τις κορυφώσεις (αρνητικές ή θετικές) του πλάτους του δυναμικού (amplitude), τη χρονική στιγμή στην οποία κατά προσέγγιση λαμβάνει χώρα η κορύφωση (latency period) και το χρονικό εύρος το οποίο καταλαμβάνει η κυματομορφή που περιέχει τη συγκεκριμένη κορύφωση. Το πλάτος του συστατικού συνήθως μετράται με αναφορά την ισοηλεκτρική γραμμή (= 0 Volts) ή το επίπεδο δυναμικού στην έναρξη της διαδικασίας μέτρησης ή κάποια άλλη προγενέστερη κορύφωση [24]. Οι χρόνοι εμφάνισης των συστατικών μετρώνται έχοντας ως έναρξη τη χρονική στιγμή που λαμβάνει χώρα το ερέθισμα που προκαλεί τη συνολική κυματομορφή των δυναμικών.

2.4.2 Μέθοδοι απομόνωσης των προκλητών δυναμικών από το συνολικό EEG σήμα

Η μέτρηση των προκλητών δυναμικών γίνεται με την ίδια διάταξη που χρησιμοποιείται για το EEG. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το πλάτος του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (περί τα 50μV) που καταγράφεται όταν ο εξεταζόμενος βρίσκεται σε ηρεμία είναι μεγαλύτερο από το πλάτος των προκλητών δυναμικών (0.1 ως 20μV). Επίσης κατά τη διάρκεια μιας μέτρησης εγκεφαλικού σήματος λειτουργούν εκτός των εγκεφαλικών περιοχών που δέχονται και επεξεργάζονται το ερέθισμα, και άλλες εγκεφαλικές περιοχές οι οποίες σχετίζονται με τη γενικότερη λειτουργία του οργανισμού. Κατά συνέπεια το σήμα που σχετίζεται με την αντίδραση του εγκεφάλου στο ερέθισμα είναι κρυμμένο μέσα στο συνολικό σήμα που καταγράφεται. Το κομμάτι του σήματος που δεν αφορά στην εγκεφαλική επεξεργασία του ερεθίσματος θεωρείται θόρυβος, ο οποίος μάλιστα είναι πιο ισχυρός από το σήμα που επιθυμούμε να μελετήσουμε. Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίζεται χρησιμοποιώντας τις εξής μεθόδους:

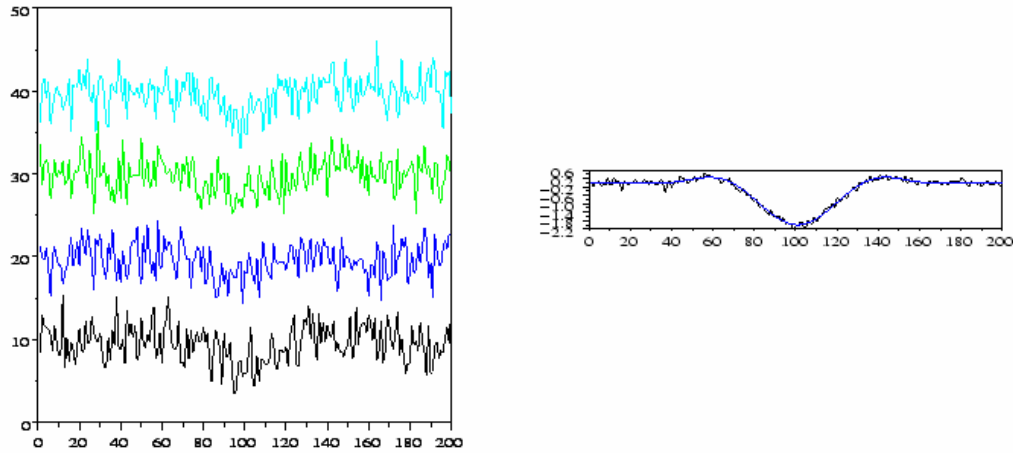
- Χρησιμοποιούνται ενισχυτές μεγάλης ευαισθησίας
- Οι χώροι μέτρησης των σημάτων είναι απομονωμένοι από εξωτερικά ηλεκτρικά πεδία, όπως αυτά που δημιουργούν ενσύρματες ή ασύρματες ηλεκτρικές συσκευές, γραμμές μεταφοράς ηλεκτρικής ενέργειας κ.ά.. Η προτιμώμενη λύση είναι η μέτρηση να γίνεται σε ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο δωμάτιο (κλωβό Faraday) ή σε ανηχοϊκό θάλαμο.
- Εύρεση μέσου όρου (signal averaging). Η λήψη εγκεφαλικού σήματος για μέτρηση ERP επαναλαμβάνεται αρκετές φορές ή το συνολικό σήμα χωρίζεται σε τμήματα μικρότερης διάρκειας (για μέτρηση EEG) [41]. Το συνολικό αυτό σήμα (SIGNAL(t)) μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από δύο τμήματα, το σήμα ERP(t) και τον θόρυβο NOISE (t).

Επομένως $SIGNAL_i(t) = ERP_i(t) + NOISE_i(t)$ όπου $i=1$ ως N (N ο αριθμός των επαναλήψεων). Ο μέσος όρος των σημάτων αυτών είναι:

$$Mean = \frac{\sum_{i=1}^N SIGNAL(t)}{N} = \frac{\sum_{i=1}^N ERP(t)}{N} + \frac{\sum_{i=1}^N NOISE(t)}{N}$$

Θεωρώντας ότι ο θόρυβος είναι λευκός η μέση τιμή του είναι μηδενική ενώ το σήμα ERP κάθε φορά έχει τα ίδια χαρακτηριστικά. Με τον υπολογισμό του μέσου

όρου λοιπόν ο θόρυβος ελαχιστοποιείται ενώ το σήμα των προκλητών δυναμικών ενισχύεται και τελικώς αποκαλύπτεται (σχήμα 14).



Σχήμα 14 - Η εξαγωγή του μέσου όρου για την εμφάνιση των Προκλητών Δυναμικών

Η μέθοδος του μέσου όρου εφαρμόζεται συχνότατα, παρουσιάζει όμως κάποια μειονεκτήματα καθώς η κόπωση, η προσαρμογή, η εξοικείωση, η μεταβολή της έντασης της προσοχής του εξεταζομένου επηρεάζουν τα προκλητά δυναμικά, ως προς το πλάτος, το εύρος και τον λανθάνοντα χρόνο. Έτσι ο αριθμός επαναλήψεων του πειράματος λαμβάνοντας υπόψιν την κατάσταση του εξεταζομένου πρέπει να ελέγχεται.

Δυσκολία στους υπολογισμούς υπάρχει επίσης όταν ο χρόνος μεταξύ των πειραμάτων είναι μικρός και υπάρχει συσχέτιση του θορύβου μεταξύ των μετρήσεων γιατί τότε με τον υπολογισμό του μέσου όρου ο θόρυβος ενισχύεται ενώ μπορεί η φασματική κατανομή του θορύβου να βρίσκεται γύρω από περιορισμένο εύρος συχνοτήτων, οι οποίες να συμπίπτουν με τις συχνότητες του προκλητού δυναμικού. Για να αντιμετωπιστεί αυτό το πρόβλημα τα σήματα των αλληπάλληλων μετρήσεων χρονίζονται απεριοδικά ώστε να μειωθεί η συσχέτιση του θορύβου.

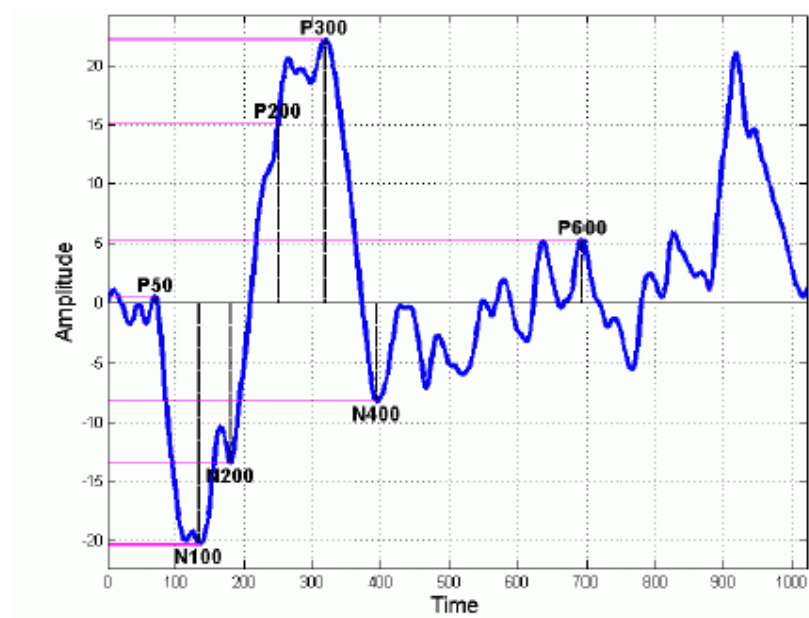
Ακόμη κι αν ο θόρυβος είναι λευκός μπορεί να μην ισχύει η πανομοιότυπη αναπαραγωγή του σήματος των προκλητών δυναμικών από μέτρηση σε μέτρηση. Τότε το σήμα που υπολογίζεται με τον μέσο όρο χάνει μεγάλο ποσοστό της πληροφορίας σχετικά με το προκλητό δυναμικό, ως προς τις κορυφώσεις κυρίως. Τότε εφαρμόζονται τεχνικές προσέγγισης του λανθάνοντος χρόνου και χρονικής μετατόπισης των κυματομορφών των προκλητών δυναμικών, ώστε το δυναμικό που

μελετάται να συμπίπτει κατά το δυνατόν σε όλες, οπότε ο μέσος όρος θα περιέχει τη μέγιστη δυνατή πληροφορία.

Για την αποφυγή αυτών των περιορισμών που εισάγει η εύρεση του μέσου όρου εφαρμόζονται κι άλλες τεχνικές αποθορυβοποίησης με σημαντικότερη την τεχνική της εφαρμογής του μετασχηματισμού wavelets στο καταγεγραμμένο εγκεφαλικό σήμα. Με το μετασχηματισμό αυτό είναι δυνατό τα προκλητά δυναμικά να αποκαλυφθούν ακόμα κι από μια μόνο κυματομορφή χωρίς να χρειάζεται η επανάληψη του πειράματος για την καταγραφή πολλαπλών σημάτων. Ανάλυση του μετασχηματισμού αυτού και των εφαρμογών του γίνεται στο Κεφάλαιο 6.

2.4.3 P50, N100, P200, N200, P300, N400, P600: χρονικά διαστήματα των προκλητών δυναμικών και η σημασία τους

Παρακάτω παρουσιάζονται εκτιμήσεις για τα χαρακτηριστικά των κορυφώσεων της χρονοσειράς των προκλητών δυναμικών, όπως εκείνα έχουν καθιερωθεί στη βιβλιογραφία. Εκτός από το χρονικό διάστημα της χρονοσειράς το οποίο αντιστοιχεί σε κάθε κορυφή παρουσιάζεται μια επιγραμματική αναφορά στην ιατρική σημασία του κάθε ενός [32, 42].



Σχήμα 15 - Καταγραφή Προκλητών Δυναμικών. Διακρίνονται οι κορυφώσεις P50, N100, N200, P200, P300, N400 και P600

P₅₀: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο από 20 ως 80 msec μετά το ερέθισμα. Θεωρείται δείκτης πρώιμων πτυχών προσοχής.

N₁₀₀: Πρόκειται για την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 90 ως 150 msec μετά την παρουσίαση του ερεθίσματος. Υποδηλώνει φαινόμενα κινητοποίησης προσοχής. Ο λανθάνων χρόνος (latency) αντικατοπτρίζει την ταχύτητα κινητοποίησης της προσοχής, ενώ το μέγιστο πλάτος (amplitude) αντικατοπτρίζει την ικανότητα ή χωρητικότητα της προσοχής.

P₂₀₀: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 140 ως 250 msec μετά το ερέθισμα. Αποτελεί ένα μέτρο για την επικέντρωση της προσοχής του ατόμου.

N₂₀₀ : Περιγράφει την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 180 ως 300msec μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τις επιδόσεις των νευρωνικών κυκλωμάτων που υπόκεινται στο φαινόμενο της αντίδρασης του προσανατολισμού σε επίπεδο Κεντρικού Νευρικού Συστήματος.

P₃₀₀: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 220 ως 500 msec μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τη νευρωνική δραστηριότητα η οποία υπόκειται των διεργασιών που συναρτώνται με τον επιμερισμό προσοχής για την κινητοποίηση των προγραμμάτων δράσης. Ο λανθάνων χρόνος εμφάνισής του φαίνεται να αντανakλά το απαραίτητο χρονικό διάστημα για να πάρει ο εξεταζόμενος μια απόφαση για το ερέθισμα [42].

N₄₀₀: Πρόκειται για την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού η οποία λαμβάνει χώρα από 280 ως 500 msec μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τη λειτουργία των νευρωνικών κυκλωμάτων που υπηρετούν και εκφράζουν την ‘συντακτική’ διάσταση της εκάστοτε απάντησης του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος. Συμβάλλει στην εξέταση μηχανισμών που σχετίζονται με τη γλώσσα και το εννοιολογικό – συντακτικό της περιεχόμενο.

P₆₀₀: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 500 ως 800 msec μετά το ερέθισμα. Έχει καθιερωθεί ως δείκτης συγχρονισμού σημαντικών και συντακτικών διαστάσεων της απάντησης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ ΚΑΙ ΕΛΕΓΧΟΙ EMC

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται όλα τα στάδια σχεδιασμού, υλοποίησης και ελέγχου λειτουργίας των πειραματικών διατάξεων που στήθηκαν σε κλωβό Faraday στο χώρο του Αιγινήτειου νοσοκομείου για την καταγραφή των εγκεφαλικών ηλεκτρικών σημάτων χωρίς και με την παρουσία Η/Μ ακτινοβολίας. Αναπτύσσονται επίσης τα τεστ ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (Electromagnetic Compatibility, EMC) στα οποία υποβλήθηκαν οι παραπάνω διατάξεις με σκοπό την σωστή λειτουργία τους σε διάφορα ηλεκτρομαγνητικά περιβάλλοντα..

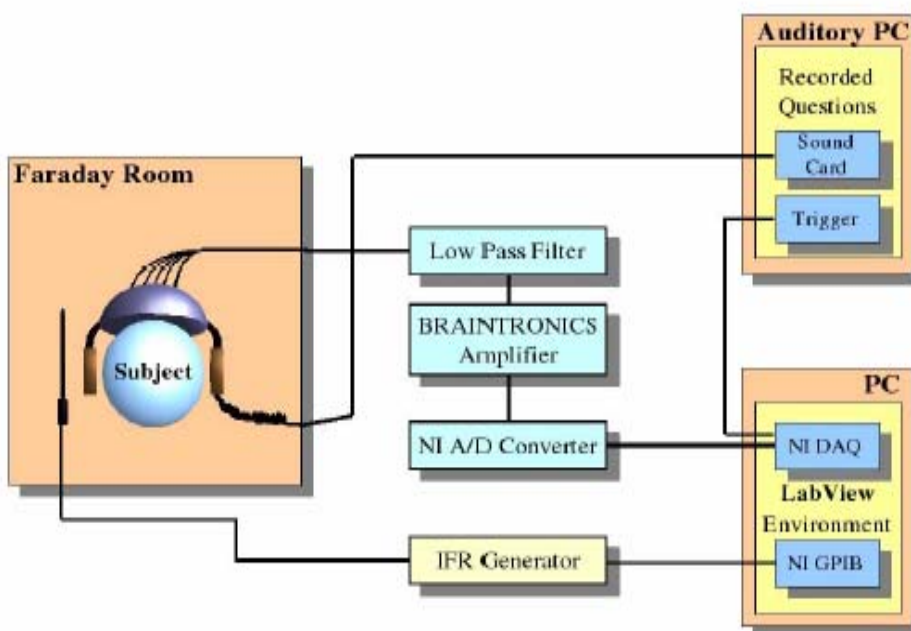
3.1 Περιγραφή των πειραματικών διατάξεων

Στο ψυχοφυσιολογικό εργαστήριο του Αιγινήτειου Νοσοκομείου υφίσταται από το 1988 σύστημα καταγραφής εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών διαμορφωθέν με την ουσιαστική συμβολή του Τμήματος Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσοβίου Πολυτεχνείου (Καθηγητής Ν. Ουζούνoglou). Αξιοσημείωτο είναι ότι ο σκοπός του εργαστηρίου είναι η μελέτη, σε ερευνητικό επίπεδο αρχικά και σε κλινικό έπειτα, ψυχοφυσιολογικών φαινομένων με την υποστήριξη και την ανάπτυξη της κατάλληλης τεχνογνωσίας. Για την υλοποίηση ενός πειράματος απαιτείται η συναρμολόγηση ή/και η κατασκευή συσκευών, η ανάπτυξη κατάλληλων τεχνικών και ειδικού λογισμικού και η γενική αξιολόγηση (testing) του ολοκληρωμένου συστήματος.

Στα πλαίσια της παρούσας διδακτορικής διατριβής α) αναβαθμίσθηκαν οι αρχικά υφιστάμενες πειραματικές δομές και β) δημιουργήθηκαν πειραματικές διατάξεις για την καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων παρουσία ή μη H/M ακτινοβολίας ενόσω ο εξεταζόμενος υποβάλλεται σε ψυχομετρικά test.

Η πρώτη διάταξη (σχήμα 16) που υλοποιήθηκε, περιλαμβάνει 16 ηλεκτρόδια τα οποία απάγουν το ηλεκτρικό σήμα του εγκεφάλου ερχόμενα σε επαφή με το κεφάλι του εξεταζόμενου και τα οποία καταλήγουν στον προενισχυτή. Δύο ηλεκτρόδια που έρχονται σε επαφή με τους λοβούς των αυτιών και είναι βραχυκυκλωμένα, αποτελούν την γείωση. Ο προενισχυτής διαθέτει led ενδεικτικά για κάθε ηλεκτρόδιο ώστε η αντίσταση μεταξύ του κάθε ηλεκτροδίου και της γείωσης να ελέγχεται αν βρίσκεται κάτω από μία τιμή. Την τιμή αυτή την επιλέγει ο χρήστης από τις έξι διαθέσιμες (1,2,5,10,20 και 50kΩ). Στην παρούσα διάταξη έχει επιλεγεί η τιμή των 5 kΩ. Το τμήμα της διάταξης που έχει περιγραφεί ως εδώ βρίσκεται μέσα σε κλωβό Faraday, με μόνωση από αλουμίνιο, με σκοπό την ελαχιστοποίηση οποιασδήποτε ηλεκτρομαγνητικής παρεμβολής που θα μπορούσε να επηρεάσει τις μετρήσεις. Στη συνέχεια και εκτός του κλωβού Faraday, τα 16 σήματα οδηγούνται στο διαφορικό ενισχυτή όπου και υποβάλλονται σε ενίσχυση. Το κέρδος του ενισχυτή έχει επιλεγεί στις 50000 ενώ κόρος εμφανίζεται αν το σήμα ξεπεράσει τα 5volt. Μετά την ενίσχυση το σήμα εισέρχεται σε ένα βαθυπερατό (low pass) φίλτρο. Το φίλτρο

«κόβει» συχνότητες άνω των 35Hz, ώστε να αποφευχθεί παρεμβολή από το δίκτυο παροχής ρεύματος που λειτουργεί στα 50 Hz. Η έξοδος του ενισχυτή οδηγεί σε ένα μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D converter) ο οποίος καταλήγει σε ηλεκτρονικό υπολογιστή που είναι εφοδιασμένος με κάρτα ανάκτησης δεδομένων (Data Acquisition (DAQ) PCI 6035) 16 εισόδων των 16-bit. Μέσω της κάρτας λαμβάνονται τα 16 εγκεφαλικά σήματα, αποθηκεύονται στη μνήμη του υπολογιστή και παράλληλα οι κυματομορφές τους παρουσιάζονται στην οθόνη του. Η συχνότητα δειγματοληψίας τέθηκε στο 1kHz

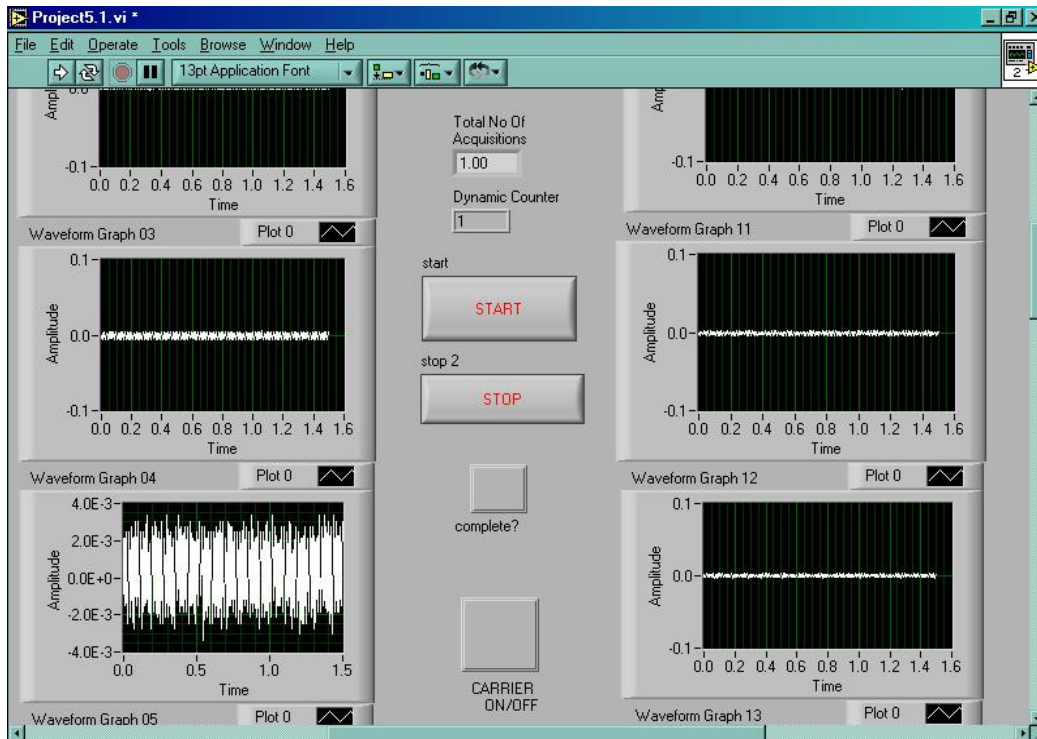


Σχήμα 16 - Η πειραματική διάταξη με 16 ηλεκτρόδια

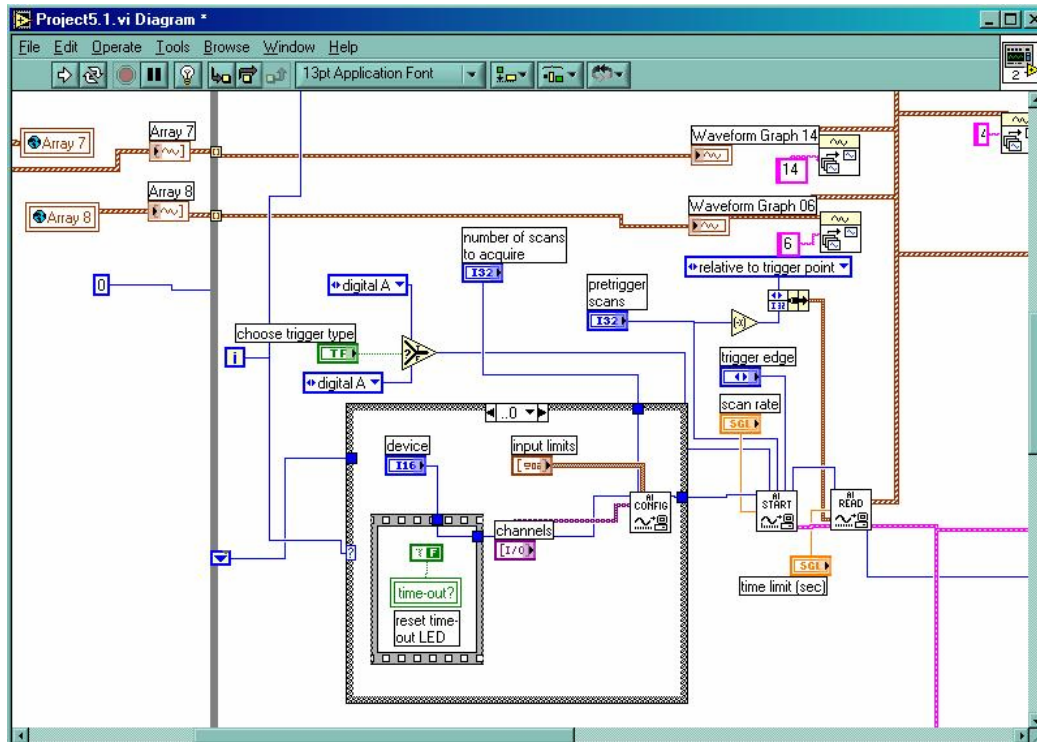
Για τη λήψη μετρήσεων υπό την επίδραση ακτινοβολίας χρησιμοποιείται επιπλέον μία γεννήτρια που παράγει σήματα ποικίλων συχνοτήτων, διαμορφώσεων και ισχύων (Avionics IFR 2031, 10 kHz – 2.7 GHz). Η γεννήτρια οδηγεί διπολική κεραία που είναι τοποθετημένη στη δεξιά πλευρά του κεφαλιού του εξεταζόμενου ατόμου σε απόσταση περίπου 20cm. Η γεννήτρια συνδέεται με τον πρώτο υπολογιστή μέσω κάρτας GPIB, ενώ δίνεται στο χρήστη η δυνατότητα να επιλέξει μέσω του interface που έχει υλοποιηθεί αν θα χρησιμοποιηθεί ακτινοβολία κατά τις μετρήσεις ή όχι. Μέσω του λογισμικού που έχει αναπτυχθεί ελέγχονται οι παράμετροι λειτουργίας της γεννήτριας.

Ο προγραμματισμός της κάρτας DAQ, η αναπαράσταση και η αποθήκευση των σημάτων γίνεται σε περιβάλλον σχεδιασμένο με το λογισμικό LabView (**L**aboratory **V**irtual **I**nstrumentation **E**ngineering **W**orkbench) έκδοσης 6.1. Το Labview είναι ένα περιβάλλον γραφικού προγραμματισμού που χρησιμοποιείται για λήψη δεδομένων και έλεγχο οργάνων. Η γλώσσα προγραμματισμού είναι ροής δεδομένων. Η εκτέλεση αποφασίζεται από τη δομή του block diagram στο οποίο ο προγραμματιστής συνδέει διάφορες συναρτήσεις-κόμβους με εικονικά «καλώδια». Τα «καλώδια» αυτά διαδίδουν τις μεταβλητές και κάθε κόμβος μπορεί να εκτελεστεί μόλις όλα τα δεδομένα εισόδου του είναι διαθέσιμα.

Στην συγκεκριμένη εφαρμογή, όλες οι συναρτήσεις περικλείονται από μια κεντρική while-loop ώστε να δίνει ο χρήστης, με το πάτημα του πλήκτρου STOP που έχει δημιουργηθεί, σήμα για τερματισμό της loop. Μέσα σε αυτήν βρίσκονται και άλλοι επαναληπτικοί βρόχοι καθώς και συναρτήσεις που ελέγχουν την κάρτα DAQ, την κάρτα GPIB για τον έλεγχο της γεννήτριας και αποθηκεύουν σε global μεταβλητές τα δεδομένα. Όπως φαίνεται και στο Σχήμα 17 ο χρήστης ξεκινά τη διαδικασία με το START, επιλέγει αν η γεννήτρια τροφοδοσίας της κεραίας θα δίνει ή όχι σήμα με το πλήκτρο CARRIER ON/OFF. Υπάρχουν μετρητές για το πλήθος των λήψεων δεδομένων (Total No of Acquisitions, Dynamic Counter) καθώς και φωτεινή ένδειξη για την ολοκλήρωση της λήψεως δεδομένων (complete?). Μετά το πέρας του πειράματος εκτελείται ξεχωριστό πρόγραμμα που λαμβάνει τις global μεταβλητές και τις αποθηκεύει σε αρχείο Excel.



Σχήμα 17 - Interface που υλοποιήθηκε για λήψη, αποθήκευση και απεικόνιση δεδομένων



Σχήμα 18 - Τμήμα του κώδικα σε γραφικό προγραμματιστικό περιβάλλον LabView

Παράλληλα λειτουργεί δεύτερος υπολογιστής σε περιβάλλον DOS ο οποίος παράγει ακουστικά ερεθίσματα και συνδέεται μέσω καλωδίου με τα ακουστικά που φορά ο εξεταζόμενος. Τη στιγμή που ξεκινά η αναπαραγωγή του ακουστικού ερεθίσματος ένα σήμα σκανδαλισμού (trigger) φεύγει απ' τον εν λόγω υπολογιστή και πυροδοτεί τον άλλο υπολογιστή να λάβει δεδομένα. Ο υπολογιστής αυτός προϋπήρχε στο εργαστήριο ψυχοφυσιολογίας, και η επικοινωνία των δύο pc (trigger) βασίζεται στο πρωτόκολλο IEEE 488.1. Το σήμα σκανδαλισμού αποτελεί ένας παλμός πλάτους 5V. Λόγω της φύσης της πειραματικής διαδικασίας ένα κρίσιμο θέμα είναι η ταυτόχρονη έναρξη του ακουστικού ερεθίσματος και της λήψης δεδομένων γιατί μόνο τότε τα προκλητά δυναμικά του εγκεφαλικού σήματος που λαμβάνουμε μπορούν να αποδοθούν πράγματι στο ακουστικό ερέθισμα και να βαθμονομηθούν κατάλληλα. Στην εν λόγω διάταξη η απαίτηση αυτή ικανοποιείται λόγω του γεγονότος ότι το σήμα του trigger ελέγχεται από το hardware και δεν παρεμβάλλονται άλλες καθυστερήσεις. Επίσης για να αποφευχθεί τυχαίος σκανδαλισμός κατασκευάστηκε κύκλωμα ώστε το σήμα σκανδαλισμού να εισέρχεται σε Schmitt trigger πριν φτάσει στον υπολογιστή αποθήκευσης δεδομένων. Το Schmitt trigger είναι ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα που ελέγχει αν η είσοδός του ξεπερνά ή είναι μικρότερη σε πλάτος από μια δεδομένη τιμή. Θέτοντας τιμή κατωφλίου 5Volt στο Schmitt trigger το σήμα σκανδαλισμού δεν μπορεί να εκκινήσει τυχαία το δεύτερο υπολογιστή.

Σε δεύτερη φάση υλοποιήθηκε πειραματική διάταξη (Σχήμα 20) με πρότυπο αυτήν που έχει ήδη περιγραφεί αλλά με αρκετά βελτιωμένα χαρακτηριστικά. Για την υλοποίησή της αντικαταστάθηκαν τα μεμονωμένα ηλεκτρόδια με ειδικούς «σκούφους» με προσαρμοσμένα ηλεκτρόδια και οι παλιοί ενισχυτές αντικαταστάθηκαν με νέους των 32 εισόδων. Επίσης χρησιμοποιήθηκε λογισμικό LabView στην έκδοση 7.1. Η διάταξη αυτή διαθέτει 32 ηλεκτρόδια (κανάλια) τα οποία οδηγούνται αφού ενισχυθούν και φιλτραριστούν όπως περιγράφηκε προηγουμένως σε πολυπλέκτη 32 διπολικών σημάτων τα οποία έπειτα εισέρχονται στην κάρτα DAQ αφού μετατραπούν σε ψηφιακή μορφή. Η χρήση του πολυπλέκτη είναι απαραίτητη αφού διατηρήθηκε η ίδια κάρτα DAQ των 16 εισόδων.

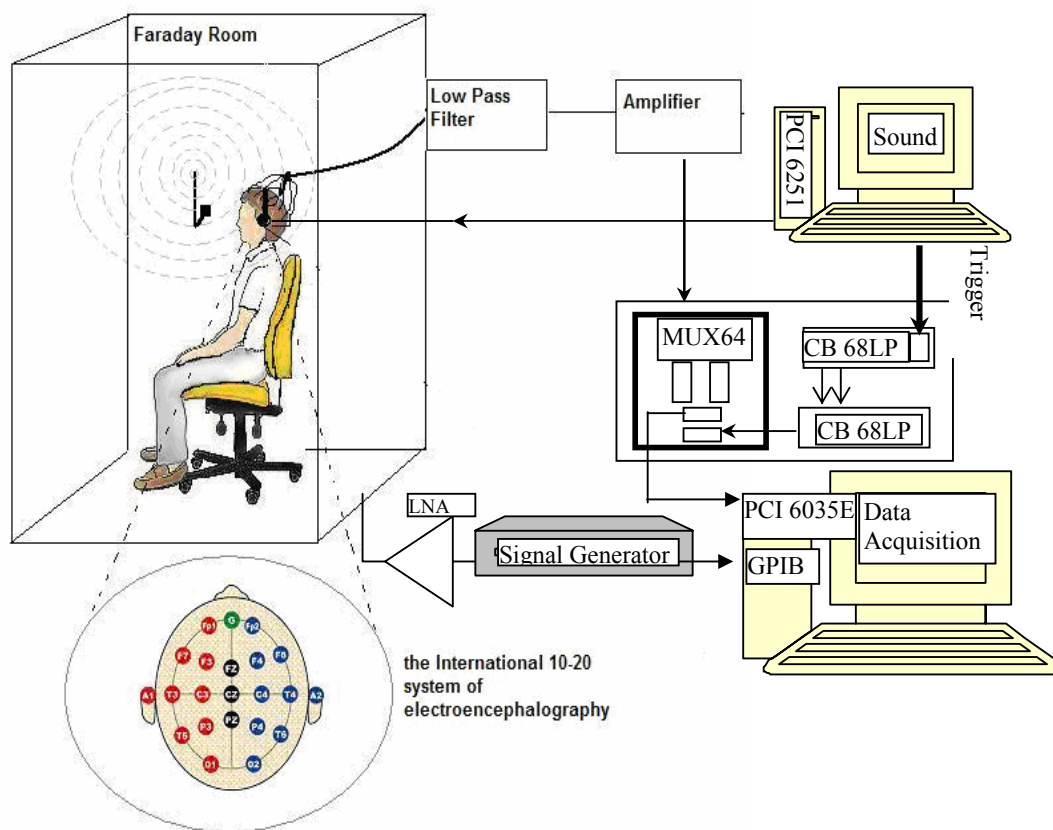


Σχήμα 19 - Δύο συνδετήρες και πολυπλέκτης με τα καλώδια για επικοινωνία μεταξύ τους και με τους υπολογιστές. Βρίσκονται σε μεταλλικό κουτί που λειτουργεί μονωτικά αλλά αποτελεί και γείωση

Η βασική καινοτομία της νέας διάταξης είναι η αντικατάσταση του παλαιού συστήματος παραγωγής ήχου με νέο το οποίο έχει τη δυνατότητα να φιλοξενήσει πολλά ηχητικά ψυχιατρικά test και όχι μόνο ένα όπως συνέβαινε έως τώρα. Μέχρις ώρας δύο test έχουν υλοποιηθεί (Wechsler, Hayling) τα οποία αναλύονται στο επόμενο κεφάλαιο. Ο νέος υπολογιστής είναι εξοπλισμένος με ειδική κάρτα (PCI 6251) η οποία ελέγχεται μέσω interface προγραμματισμένο σε LabView και όταν τα ηχητικά μηνύματα αναπαράγονται από την κάρτα ήχου στέλνει σήμα «σκανδαλισμού» στον άλλο υπολογιστή να λάβει τα δεδομένα δηλαδή τα 32 σήματα των ηλεκτροδίων τα οποία αποθηκεύονται και αναπαριστώνται στην οθόνη. Η κάρτα αυτή διαβάζει και δίνει ως είσοδο αρχεία ήχου .wav στην κάρτα ήχου ενώ ταυτόχρονα με την έναρξη αναπαραγωγής τους συγχρονίζει το σκανδαλισμό του άλλου υπολογιστή. Αυτό επιτυγχάνεται ως εξής: όταν η κάρτα διαβάσει ένα συγκεκριμένο αρχείο ήχου που περιέχει έναν παλμό πλάτους 5V στέλνει ένα ψηφιακό trigger σε ένα συνδετήρα (CB68LP- πλακέτα για σύνδεση σημάτων με κάρτες DAQ). Το trigger αυτό, μεταφέρεται αναλογικά σε άλλο συνδετήρα απ' όπου το λαμβάνει ο πολυπλέκτης και τελικά η κάρτα λήψης δεδομένων του άλλου υπολογιστή καταγράφει τα δεδομένα. Ο κώδικας που υλοποιήθηκε δίνει τη δυνατότητα στο χρήστη να επιλέξει μέσα από αποθηκευμένα αρχεία ήχου αυτά που επιθυμεί, να σταματήσει και να ξεκινήσει την αναπαραγωγή τους εύκολα με χρήση πλήκτρων

STOP και START που έχουν δημιουργηθεί γι' αυτό το σκοπό και επίσης να δει την κυματομορφή του ηχητικού σήματος στην οθόνη.

Αξίζει εδώ να σημειωθεί ότι κάποια απ' τα ηλεκτρόδια μπορούν να μην τοποθετηθούν στο κεφάλι αλλά σε μύες του προσώπου και να καταγραφεί με αυτό τον τρόπο και ηλεκτρομυογράφημα. Τα δεδομένα αποθηκεύονται αυτόματα σε txt αρχεία και δεν χρειάζεται η εκτέλεση ξεχωριστού προγράμματος όπως γινόταν στην προηγούμενη διάταξη. Κάθε λήψη δεδομένων προσαρτάται (append) στο αρχείο της ώστε στο τέλος του πειράματος κάθε ατόμου ένα αρχείο περιέχει όλες τις μετρήσεις.



Σχήμα 20 - Η πειραματική διάταξη με 32 ηλεκτρόδια

Στις δύο πειραματικές διατάξεις που περιγράφηκαν ανωτέρω, τα δεδομένα που αποθηκεύονται είναι εγκεφαλικά σήματα διάρκειας 1.5sec το καθένα και η αποθήκευση γίνεται κάθε φορά που ο χρήστης δίνει εντολή να ακούσει ο εξεταζόμενος ένα ηχητικό μήνυμα. Με βάση τη συχνότητα δειγματοληψίας (1kHz) η κάθε σειρά δεδομένων αποτελείται από 1500 τιμές εκ των οποίων οι πρώτες 500 (0.5 sec) είναι εγκεφαλικό σήμα πριν την έναρξη του ηχητικού μηνύματος και οι οποίες

βρίσκονται σε buffer πριν την τελική αποθήκευσή τους ενώ οι επόμενες 1000 καταγράφονται μετά την έναρξη του ηχητικού μηνύματος. Άρα το σήμα που αποθηκεύεται είναι αρχικά EEG (500 τιμές) και έπειτα (1000 τιμές) ακολουθούν τα προκλητά δυναμικά (ERPs).

Επίσης για τη διεξαγωγή πειραμάτων αλλά και μετρήσεων σε ασθενείς δημιουργήθηκε σε Visual Basic, φόρμα συμπλήρωσης βασικών στοιχείων για τον εξεταζόμενο τα οποία φαίνονται στο Σχήμα 21. Μετά τη συμπλήρωση των στοιχείων, με το πάτημα του πλήκτρου “Ok” τα στοιχεία καταχωρούνται σε αρχείο Excel. Έτσι είναι δυνατή η ηλεκτρονική αρχειοθέτηση των στοιχείων των εξεταζομένων ώστε να μπορεί εύκολα να δημιουργηθεί βάση δεδομένων για την καλύτερη διαχείρισή τους.

The screenshot shows a Visual Basic form titled "UserForm1". It contains the following fields and controls:

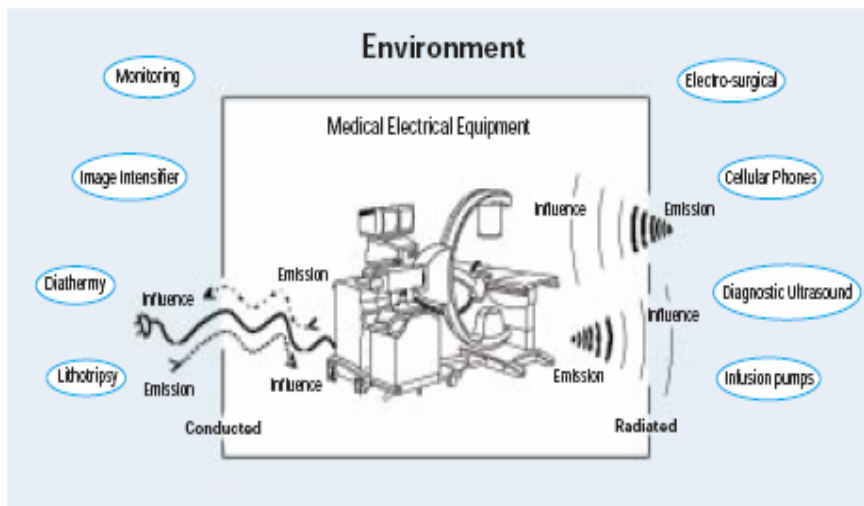
- ΕΠΩΝΥΜΟ**: A text input field.
- ΟΝΟΜΑ**: A text input field.
- ΗΜ/ΝΙΑ ΓΕΝΝΗΣΗΣ (π.χ 13/01/1980)**: A text input field.
- ΗΜ/ΝΙΑ ΕΞΕΤΑΣΗΣ**: A text input field.
- ΑΡΙΘΜΟΣ ΕΠΙΣΚΕΨΗΣ**: A text input field.
- ΦΥΛΟ**: A dropdown menu with "ΑΡΡΕΝ" selected.
- ΔΕΞΙΟΧΕΙΡΑΣ**: A dropdown menu with "ΔΕΞΙΟΧΕΙΡΑΣ" selected.
- ΠΑΘΗΣΗ**: A dropdown menu.
- ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗ**: A dropdown menu with "ΟΧΙ" selected.
- Buttons**: "Ok" and "Cancel" buttons at the bottom.

Σχήμα 21 - Φόρμα συμπλήρωσης στοιχείων του εξεταζομένου (Interface σε Visual Basic)

Μετά την υλοποίηση και των δύο διατάξεων ακολούθησαν λεπτομερείς δοκιμές τους. Λειτουργήσαν με είσοδο συγκεκριμένα σήματα (ημιτονοειδή σήματα διαφόρων συχνοτήτων και πλατών) τα οποία ελέγχθηκαν με τη βοήθεια παλμογράφου και επιβεβαιώθηκε η ακριβής αναπαράσταση και αποθήκευσή τους από τα υλοποιηθέντα συστήματα. Επαληθεύτηκε το σημείο κόρου του ενισχυτή καθώς και ο πλήρης συγχρονισμός λήψης δεδομένων και έναρξης αναπαραγωγής ηχητικού μηνύματος.

3.2 Έλεγχοι Ηλεκτρομαγνητικής Συμβατότητας (EMC) της πειραματικής διάταξης

Οι πηγές ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας τα τελευταία χρόνια πολλαπλασιάζονται με ταχείς ρυθμούς. Οι αναφορές για δυσλειτουργία ιατρικών συσκευών λόγω ηλεκτρομαγνητικής παρεμβολής αυξάνονται [43, 44, 45] και διάφοροι κανονισμοί έχουν θεσπιστεί προκειμένου να αποφευχθούν αυτά τα προβλήματα. Γενικά οι συσκευές και τα συστήματα που παράγονται για ιατρικούς σκοπούς από μηχανικούς-κατασκευαστές πρέπει να καταδεικνύουν πολύ υψηλό επίπεδο EMC. Οι ασυμβατότητες μπορούν να οδηγήσουν σε δυσλειτουργίες καθώς επίσης και σε λανθασμένες διαγνωστικές, θεραπευτικές ή ελεγκτικές διαδικασίες. Ειδικά μιλώντας για σήματα EEG των οποίων η ευαισθησία στο θόρυβο έχει ήδη αναφερθεί, αξίζει να σημειωθεί ότι ένα επιπλέον πρόβλημα προκύπτει από την αποδιαμόρφωση των παλμών των RF σημάτων από μη γραμμικά τμήματα των κυκλωμάτων των EEG ενισχυτών. Τα τελευταία χρόνια εξετάζονται προβλήματα ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (EMC) που αφορούν στα σήματα GSM καθώς και στα ασύρματα δίκτυα WiFi όπως έχουν αναφερθεί σε σχετικές μελέτες [46, 47, 48].



Σχήμα 22 - Ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα ιατρικών μηχανημάτων

Δεδομένου ότι η πειραματική διάταξη των 32 ηλεκτροδίων θα χρησιμοποιηθεί για πειράματα όπου διάφορες πηγές ακτινοβολίας (κινητά τηλέφωνα, WiFi, κ.α.) θα

βρίσκονται σε κοντινή απόσταση ήταν απαραίτητο να γίνουν EMC έλεγχοι της πειραματικής διάταξης για να διασφαλιστεί η ατρωσία της.

3.2.1 Νομοθεσία EMC και πρότυπα στην Ευρώπη

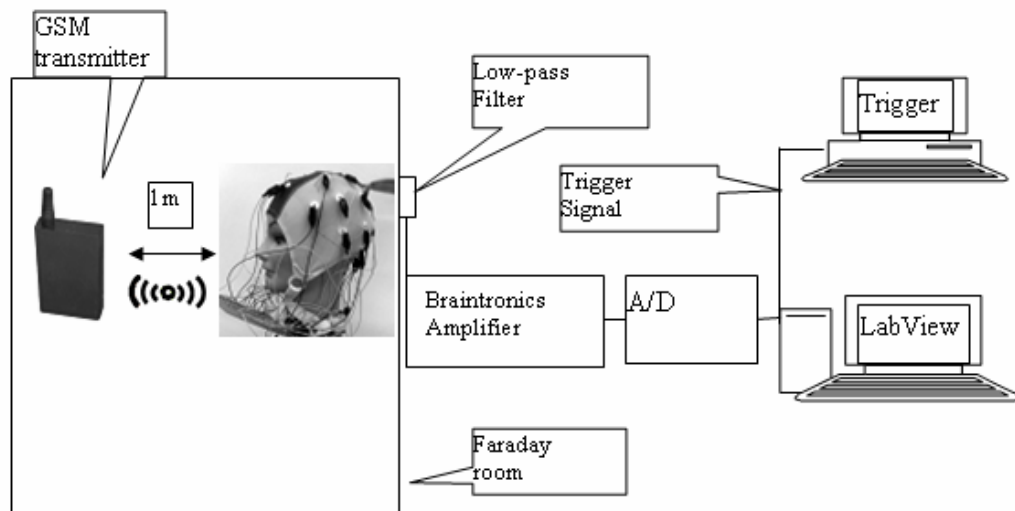
Στην Ευρωπαϊκή ένωση υπάρχουν τρεις οδηγίες EMC για ιατρικές συσκευές οι οποίες αλληλεπικαλύπτονται σε αρκετά σημεία :

- η Active Implantable Medical Device (AIMD) Directive - 90/385/EEC για τις εμφυτεύσιμες συσκευές [49]
- η In Vitro Diagnostic Device Directive (IVD) - 98/79/EC [50]
- η Medical Device Directive (MDD) - 93/42/EEC [51]

Ο περισσότερος ιατρικός εξοπλισμός συμμορφώνεται με την MDD για να μπορεί να φέρει το χαρακτηρισμό CE Marking. Σ' αυτήν την οδηγία, ενσωματώθηκε το διεθνές πρότυπο EN60601-1-2 (εκδόθηκε στο European Official Journal το Δεκέμβριο του 2002) το οποίο θέτει τα όρια των εκπομπών και τα επίπεδα ατρωσίας [52, 53]. Από το Νοέμβριο του 2004 είναι σε ισχύ το ανανεωμένο πρότυπο EN60601-1-2 ώστε να συμπεριληφθούν και συχνότητες έως 2.500 MHz. Σύμφωνα με αυτό το πρότυπο για ατρωσία από ακτινοβολία σημάτων από 80 έως 2.500 MHz η ένταση του πεδίου στο χώρο που βρίσκεται ο εξοπλισμός δεν πρέπει να ξεπερνά τα 3V/m ενώ για εξοπλισμό που είναι κρίσιμος για τη ζωή των ατόμων δεν πρέπει να ξεπερνά τα 10V/m.

3.2.2 Έλεγχος EMC της διάταξης για GSM σήματα

Για να εξεταστεί η ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα των GSM σημάτων με την πειραματική διάταξη των 32 ηλεκτροδίων, που περιγράφηκε παραπάνω, έγιναν μετρήσεις με το σύστημα που φαίνεται στο σχήμα 23 [54, 55].



Σχήμα 23 - Πειραματική διάταξη για έλεγχο EMC σήματος GSM

Πιο συγκεκριμένα, όλη η διάταξη διατηρήθηκε όπως έχει ήδη περιγραφεί. Ο σκούφος με τα ηλεκτρόδια φορέθηκε σε ομοίωμα ανθρώπινου κρανίου το οποίο τοποθετήθηκε μέσα στον κλωβό Faraday. Κατασκευάστηκαν μεταλλικές συνδέσεις στη μία άκρη των οποίων ακουμπούσαν τα ηλεκτρόδια ενώ η άλλη άκρη οδηγείτο σε πλακέτα ειδικά σχεδιασμένη. Η πλακέτα κατασκευάστηκε έτσι ώστε να φέρει αντιστάσεις των 2 kΩ και μια κοινή γείωση. Η συνδεσμολογία έγινε με τέτοιο τρόπο ώστε τα ηλεκτρόδια να τερματίζονται με αυτές τις αντιστάσεις, δηλαδή καθένα να «βλέπει» αντίσταση 2 kΩ.

Ένας πομπός GSM TEMS τοποθετήθηκε σε απόσταση 1m από το ομοίωμα. Ο συγκεκριμένος πομπός χρησιμοποιείται για indoor κάλυψη στέλνοντας σήματα διόρθωσης, (Frequency Correction Channel (FCCH)), συγχρονισμού (Synchronization Channel (SCH)) και Paging (Paging Channel (PCH)) σε GSM φέρον (900 MHz ή 1800 MHz). Πριν την έναρξη των μετρήσεων ο πομπός ρυθμίστηκε και μετά το calibration έγινε σάρωση του φάσματος ώστε να βρεθεί κανάλι κατάλληλο για μετάδοση. Τελικά επελέγη το κανάλι 550 (Absolute Radio Frequency Channel Number 550) όπου η συχνότητα είναι 1812,8 MHz. Με τη χρήση κατάλληλων εξασθενητών η ισχύς του σήματος εκπομπής ρυθμίστηκε στα 17

dBm. Το H/M πεδίο στο σημείο που βρισκόταν το ομοίωμα μετρήθηκε να είναι 1.6 V/m κάτω δηλαδή από το όριο που προτείνει το σχετικό πρότυπο (βλέπε ανωτέρω).

Η πειραματική διαδικασία πραγματοποιήθηκε δύο φορές τη μία χωρίς να εκπέμπει ο πομπός και την άλλη να είναι εν λειτουργία. Έγιναν 55 λήψεις δεδομένων κάθε φορά. Κάθε λήψη όπως έχουμε πει διαρκεί 1.5 sec και περιέχει 1500 τιμές για κάθε ηλεκτρόδιο.

Για την ελαχιστοποίηση του θορύβου υπολογίστηκε ο μέσος όρος $\bar{V}_t$ για τις 55 επαναλήψεις για κάθε ηλεκτρόδιο και κάθε χρονική στιγμή:

$$\bar{V}_t = \frac{1}{55} * \sum_{j=1}^{55} V_{jt}$$

Η τεχνική αποθρομβοποίησης όπως έχουμε αναλύσει με τη χρήση του μέσου όρου είναι διαδεδομένη στα σήματα που προέρχονται από εγκεφαλογράφο και γενικά είναι αρκετά θορυβώδη [41]. Έτσι προέκυψαν για τις δύο περιπτώσεις (με και χωρίς GSM σήμα) δύο set δεδομένων που το καθένα περιείχε 1500 τιμές που αντιπροσωπεύουν την τάση σε μV στα άκρα κάθε ηλεκτροδίου (32×1500).

Στη συνέχεια τα δεδομένα αυτά υποβλήθηκαν στις εξής επεξεργασίες:

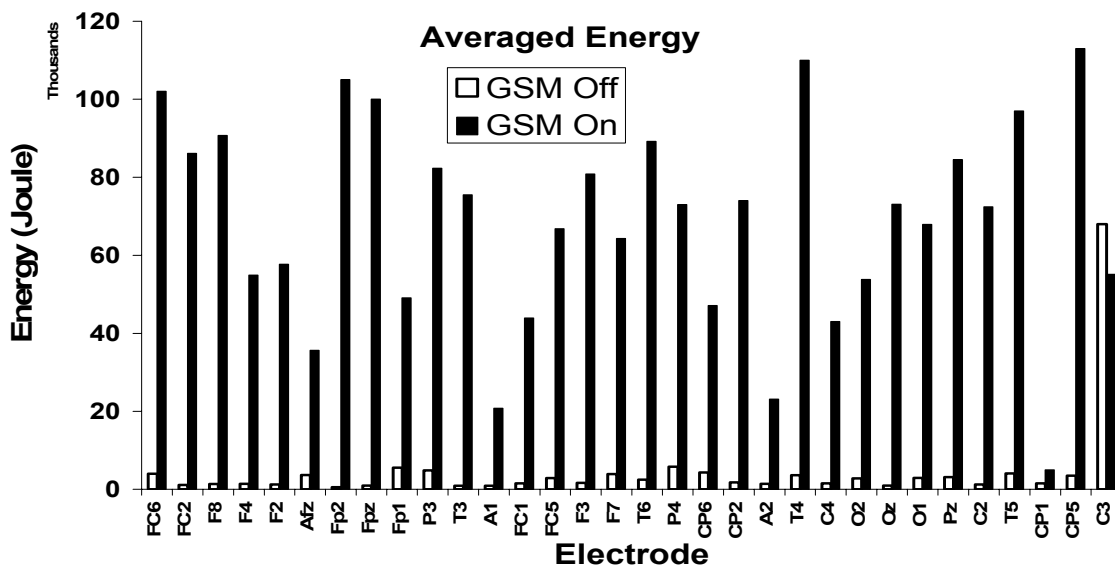
- Υπολογίστηκαν οι μέσες τιμές των δεδομένων για κάθε ηλεκτρόδιο
- Υπολογίστηκε η ενέργεια E του σήματος κάθε ηλεκτροδίου: $E = \sum_{t=1}^{t=1500} (\bar{V}_t)^2$.

Τα αποτελέσματα αυτής της επεξεργασίας υποβλήθηκαν σε στατιστική επεξεργασία. Εφαρμόστηκε t-test για τις δύο καταστάσεις παρουσία ή όχι GSM σήματος. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας τέθηκε στο 0.05.

- Με κώδικα που αναπτύχθηκε σε πακέτο λογισμικού Matlab 7.14 έγινε ο μετασχηματισμός Fourier των σημάτων και υπολογίστηκε η ενέργεια των σημάτων στο πεδίο της συχνότητας

Τα αποτελέσματα των υπολογισμών αυτών παρουσιάζονται στα διαγράμματα που ακολουθούν. Το σχήμα 24 είναι ένα ιστόγραμμα στο οποίο αναπαριστάται η ενέργεια κάθε ηλεκτροδίου, παρουσία και μη σήματος GSM. Φαίνεται ότι όταν λειτουργεί ο πομπός GSM η ενέργεια των καταγεγραμμένων σημάτων αυξάνεται με

εξαιρέση το ηλεκτρόδιο C3. Οι διαφορές των ενεργειών (με-χωρίς GSM σήμα) ήταν στατιστικά σημαντικές για όλα τα ηλεκτρόδια πλην του C3.



Σχήμα 24 - Ενέργεια κάθε ηλεκτροδίου για τις δύο περιπτώσεις απουσία GSM σήματος (λευκές μπάρες) και παρουσία GSM σήματος (μαύρες μπάρες)

Η διαφορά των σημάτων που καταγράφηκαν στις δύο περιπτώσεις φαίνεται στον πίνακα 2 ο οποίος περιέχει τις μέσες τιμές των σημάτων.

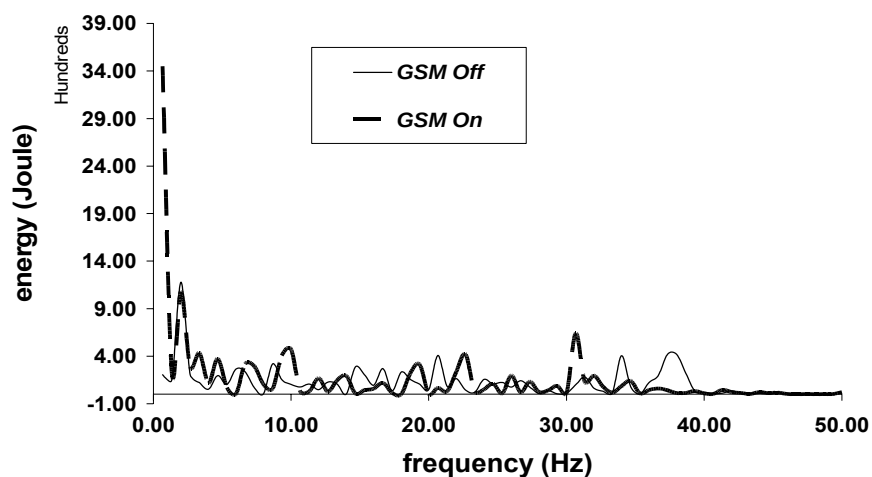
Πίνακας 2 - Μέσες τιμές των σημάτων για κάθε ηλεκτρόδιο για τις δύο καταστάσεις παρουσίας και μη GSM σήματος

Electrodes		Mean Values	
Number	Name	GSM off	GSM on
1	FC6	-1.61	8.25
2	FC2	-0.85	7.57
3	F8	-0.95	7.77
4	F4	-0.95	6.05
5	F2	-0.90	6.20
6	AFz	-1.55	4.87
7	Fp2	-0.59	8.38
8	Fpz	-0.78	8.18
9	Fp1	-1.90	5.72
10	P3	-1.78	7.41
11	T3	-0.76	7.09
12	A1	-0.77	3.72
13	FC1	-0.99	5.41
14	FC5	-1.36	6.67
15	F3	-1.03	7.34
16	F7	-1.59	6.55
17	T6	-1.27	7.71

18	P4	-1.94	6.97
19	CP6	-1.68	5.60
20	CP2	-1.07	7.02
21	A2	-0.95	3.92
22	T4	-1.54	8.57
23	C4	-0.99	5.35
24	O2	-1.35	5.99
25	Oz	-0.79	6.98
26	O1	-1.38	6.73
27	Pz	-1.42	7.50
28	C2	-0.89	6.95
29	T5	-1.63	8.04
30	CP1	-0.99	-1.73
31	CP5	-1.50	8.69
32	C3	-6.72	6.06

Ο μετασχηματισμός Fourier έδειξε ότι σε όλα τα ηλεκτρόδια δεν υπήρξε μεταβολή στο συχνοτικό περιεχόμενο των σημάτων με εξαίρεση την περιοχή των 1-3 Hz όπου κατά την παρουσία του GSM σήματος υπήρχε μια αύξηση της ενέργειας όπως φαίνεται στο σχήμα 25 όπου ενδεικτικά παρουσιάζεται η ενέργεια του σήματος του ηλεκτροδίου F8 συναρτήσει της συχνότητας.

Energy at frequency domain



Σχήμα 25 - Ενέργεια του σήματος του ηλεκτροδίου F8 στο πεδίο της συχνότητας κάθε ηλεκτροδίου για τις δύο καταστάσεις παρουσίας (παχιά διακεκομμένη γραμμή) και μη (λεπτή γραμμή) GSM σήματος

Φαίνεται λοιπόν ότι η παρουσία GSM πομπού που εκπέμπει με ισχύ 17dBm σε απόσταση ενός μέτρου από το ανθρώπινο ομοίωμα που φορά τα ηλεκτρόδια

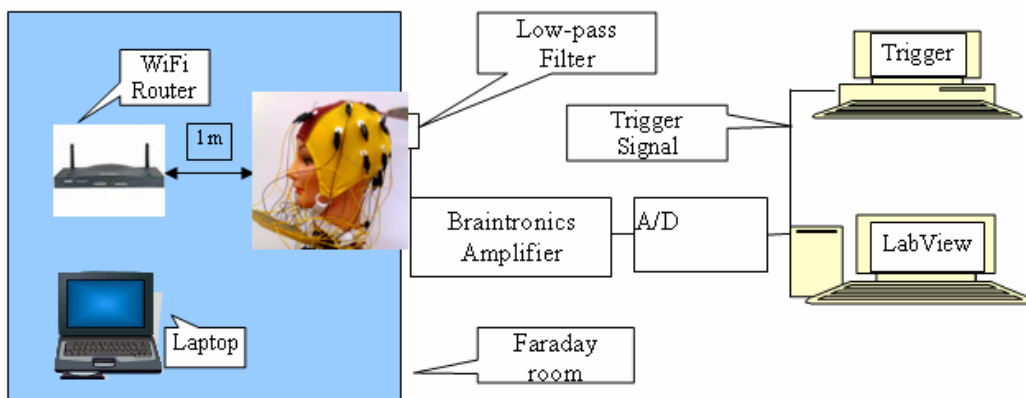
επηρεάζει τις μετρήσεις όσον αφορά στην ενέργεια των σημάτων που καταγράφονται αλλά και την κατανομή της στο πεδίο της συχνότητας στο εύρος 1-3Hz, παρότι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου δεν ξεπερνά το όριο που προβλέπει ο σχετικός κανονισμός. Το συμπέρασμα που αφορά στην ενέργεια αυτής της συχνοτικής περιοχής έρχεται σε συμφωνία με τα συμπεράσματα της έρευνα των Morrissey et al. [46] και πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή αν λάβει κανείς υπόψιν ότι η φασματική ανάλυση από την οποία προκύπτουν οι «ρυθμοί» των EEG σημάτων αξιολογείται από τους ψυχιάτρους και έλλειψη ακρίβειας μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένες διαγνώσεις.

Ευαίσθητα συστήματα εγκεφαλογραφίας έχουν παρατηρηθεί και σε άλλες έρευνες [56-58]. Όμως δεν μπορεί να γίνει πλήρης ταύτιση των αποτελεσμάτων γιατί η εκπομπή του GSM σήματος γινόταν από κινητά τηλέφωνα τα οποία βρίσκονταν σε μικρότερη απόσταση από τα ηλεκτρόδια και δεν εξέπεμπαν σταθερή ισχύ.

Είναι αξιοσημείωτο ότι το γεγονός ότι οι μετρήσεις έγιναν σε κλωβό Faraday δεν αποκλείει την περίπτωση οι μετρήσεις να επηρεάστηκαν από άλλους παράγοντες όπως το coupling μεταξύ των ηλεκτροδίων.

3.2.3 Έλεγχος EMC για WiFi σήματα

Η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε για τον έλεγχο EMC της διάταξης με σήματα WiFi [59]. Εδώ την πηγή ακτινοβολίας αποτέλεσε ένα WiFi Access Point που διέθετε διπολική κεραία εξέπεμπε ισχύ 20dBm και το σήμα ήταν διαμορφωμένο κατά QPSK. Το Access Point βρισκόταν σε link με ένα φορητό υπολογιστή. Δεν παρατηρήθηκαν αξιόλογες μεταβολές των σημάτων κατά την παρουσία του σήματος WiFi.



Σχήμα 26 - Πειραματική διάταξη για έλεγχο EMC σήματος WiFi

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΙ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΚΑΤΑΓΕΓΡΑΜΜΕΝΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται οι νευροψυχολογικές δοκιμασίες που μπορούν να διεξαχθούν με βάση τις πειραματικές διατάξεις που υλοποιήθηκαν. Πιο συγκεκριμένα παρουσιάζονται οι δοκιμασίες (tests) Wechsler και Hayling. Αναλύεται η πειραματική διαδικασία στην οποία υπεβλήθησαν κατά τη διάρκεια δύο πειραμάτων συνολικά 39 άτομα, που εξετάστηκαν στο test Wechsler. Παρουσιάζεται επίσης ο τρόπος μετασχηματισμού και αποθήκευσης των δεδομένων. Στο τέλος του κεφαλαίου και πριν αναλυθούν τα συμπεράσματα αυτής της έρευνας και οι διαδικασίες για την εξαγωγή τους γίνεται μια συνοπτική παρουσίαση μελετών που ασχολούνται με την επίδραση της ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα και οι παράμετροι διεξαγωγής τους είναι παρόμοιες με αυτές της παρούσας διατριβής. Σκοπός αυτής της παρουσίασης είναι ο αναγνώστης να παρακολουθήσει με μια ματιά τις κατευθύνσεις της διεθνούς επιστημονικής κοινότητας πάνω στο συγκεκριμένο ζήτημα.

4.1 Η δοκιμασία ακουστικής λειτουργικής μνήμης Wechsler

Η δοκιμασία ακουστικής λειτουργικής μνήμης που έχει αυτοματοποιηθεί στο εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας του Αιγινήτειου Νοσοκομείου είναι τμήμα του γενικού test νοημοσύνης (IQ) για ενήλικες του Wechsler (Wechsler Adult Intelligence Scale (WAIS)) το οποίο εκδόθηκε το 1955 [60].

Αξίζει να σημειωθεί ότι το WAIS αποτελείται από δεκατέσσερα test, επτά λεκτικά και επτά «εκτελεστικά» ενώ προτυποποιήθηκε το 1981 σε δείγμα 1880 ανθρώπων από 16 έως 74 ετών που χωρίστηκαν σε εννέα ηλικιακές ομάδες. Θεωρείται test μεγάλης αξιοπιστίας και η τελευταία έκδοσή του είναι το WAIS-III (1997) [61, 62].

Ένα εκ των επτά λεκτικών test αφορά στο «διάστημα» μνήμης (digital span) δηλαδή στο πόσα νούμερα μπορεί να συγκρατήσει ένας άνθρωπος και να τα επαναλάβει. Μπορεί να θεωρηθεί ότι αξιολογεί την λειτουργική μνήμη (working memory) παρότι η προσοχή και η κατανόηση είναι σημαντικοί παράγοντες για τη διεξαγωγή του test. [63]. Με βάση τις σύγχρονες νευροψυχολογικές μελέτες υποστηρίζεται ότι η λειτουργική μνήμη αναφέρεται στην ικανότητα του να διατηρούνται πληροφορίες στη συνείδηση και να υφίστανται χειρισμούς ανάλογους με τις απαιτήσεις δεδομένων αποστολών. Πέραν των προαναφερθέντων εκτιμάται επίσης ότι βρίσκεται στην υπηρεσία σύνθετων γνωστικών λειτουργιών όπως

1. Γλωσσικών διαδικασιών
2. Οπτικοχωρικής θεώρησης
3. Συλλογισμών και επίλυσης προβλημάτων
4. Λήψης αποφάσεων

Για τις ανάγκες του Εργαστηρίου Ψυχοφυσιολογίας το test αναπτύχθηκε όπως περιγράφεται ακολούθως:

Η «δοκιμασία» στην οποία υποβάλλονται τα εξεταζόμενα άτομα βασίζεται στην αποστολή ακουστικών ερεθισμάτων από έναν υπολογιστή. Τα ηχητικά αυτά μηνύματα οδηγούνται σε ειδικά ακουστικά που φοράει ο εξεταζόμενος, ο οποίος

μάλιστα κατά την εκτέλεση του πειράματος πρέπει να είναι απομονωμένος από κάθε λογής εξωτερικά ερεθίσματα.

Το test αποτελείται από 26 σειρές αριθμών (ερωτήσεις), κάθε μία εκ των οποίων περιλαμβάνει τη μετάδοση ενός ακουστικού τόνου αρχικά, στη συνέχεια μίας σειράς ψηφίων (από 1 έως 9), και τελειώνει με την επανάληψη του αρχικού τόνου. Σε κάθε ένα από αυτά τα ηχογραφημένα μηνύματα, μεταξύ της μετάδοσης του αρχικού τόνου και του πρώτου ψηφίου καθώς και του τελευταίου αριθμού και του τελικού τόνου, μεσολαβούν παύσεις ορισμένων δευτερολέπτων για τη διευκόλυνση του εξεταζόμενου, ο οποίος καλείται αμέσως μετά να εκφωνήσει δυνατά τους αριθμούς που άκουσε. Σε κάθε ερώτηση αντιστοιχεί ένας βαθμός ώστε να μπορεί να αποτιμηθεί η απόδοση του εξεταζόμενου.

Όσον αφορά στους τόνους υπάρχουν διαθέσιμοι σε δύο διαφορετικές συχνότητες. Ο πρώτος εκ των δύο είναι βραχύς, συχνότητας 500 Hz , ενώ ο δεύτερος είναι οξύτερος, συχνότητας 3 KHz . Τυχόν μετάδοση του υψίσυχνου τόνου σημαίνει ότι το εξεταζόμενο άτομο καλείται, μετά το τέλος της ερώτησης, να επαναλάβει τα ψηφία που ακολουθούν, με την αντίστροφη σειρά από αυτή που τα άκουσε. Αντίθετα, ο βραχύς τόνος σηματοδοτεί την απαίτηση για ευθεία απαγγελία των μεταδιδόμενων ψηφίων.

Κάθε μία από τις 26 σειρές είναι διαφορετική από την άλλη, με σταδιακή αύξηση μάλιστα των μεταδιδόμενων ψηφίων από δύο σε εννέα. Το πρωτόκολλο των ερωτήσεων δίνεται από τον ακόλουθο πίνακα. Η ηχογράφηση των ερωτήσεων και η επεξεργασία τους έγινε με το λογισμικό επεξεργασίας ήχου Cool Edit. Κατά την επεξεργασία ρυθμίστηκε το πλάτος της κυματομορφής να μην ξεπερνά τα 65 dB , τοποθετήθηκαν στην αρχή και το τέλος οι προκαθορισμένης συχνότητας τόνοι και μετρήθηκε ο χρόνος μεταξύ των ψηφίων να είναι ακριβώς 1 sec αφού έγιναν οι απαραίτητες διορθώσεις όπου αυτό δεν είχε επιτευχθεί στην αρχική ηχογράφηση. Οι τύποι αρχείων είναι .wav stereo 16bit.

4. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ & ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

ΕΡΩΤΗΣΗ	ΣΕΙΡΑ	ΨΗΦΙΑ	ΒΑΘΜΟΣ
1	2	8 - 5	2
2	2	9 - 2 - 6	3
3	1	6 - 9 - 4	3
4	2	5 - 1 - 4	3
5	2	9 - 7 - 2 - 3	4
6	1	6 - 4 - 3 - 9	4
7	2	8 - 6 - 9 - 4	4
8	1	7 - 2 - 8 - 6	4
9	1	4 - 2 - 7 - 3 - 1	5
10	1	7 - 5 - 8 - 3 - 6	5
11	2	6 - 8 - 2 - 5 - 1	5
12	1	6 - 1 - 9 - 4 - 7 - 3	6
13	2	3 - 4 - 8 - 1 - 6	5
14	2	8 - 1 - 4 - 9 - 3 - 5	6
15	1	3 - 9 - 2 - 4 - 8 - 7	6
16	1	5 - 9 - 1 - 7 - 4 - 2 - 8	7
17	2	6 - 5 - 8 - 4 - 2 - 7	6
18	1	4 - 1 - 7 - 9 - 3 - 8 - 6	7
19	1	5 - 8 - 1 - 9 - 2 - 6 - 4 - 7	8
20	2	5 - 6 - 3 - 9 - 2 - 1 - 8	7
21	1	3 - 8 - 2 - 9 - 5 - 1 - 7 - 4	8
22	2	8 - 2 - 1 - 9 - 3 - 7 - 4	7
23	1	2 - 7 - 5 - 8 - 6 - 2 - 5 - 8 - 4	9
24	2	8 - 5 - 2 - 6 - 7 - 3 - 4 - 9	8
25	1	7 - 1 - 3 - 9 - 4 - 2 - 5 - 6 - 8	9
26	2	3 - 5 - 6 - 9 - 1 - 8 - 2 - 7	8

ΕΡΩΤΗΣΗ: Αύξων αριθμός ερώτησης

**ΣΕΙΡΑ: Σειρά απομνημόνευσης 1: Ορθά
2: Ανάποδα**

ΨΗΦΙΑ: Αριθμοί που υπαγορεύονται

ΒΑΘΜΟΣ: Βαθμολογία

4.2 To test Hayling

Το test συμπλήρωσης προτάσεων Hayling (Hayling Sentence Completion Test (HSCT)) δημιουργήθηκε από τους Burgess και Shallice [64, 65]. Αποτελείται από δύο μέρη. Στο Α' μέρος ο εξεταζόμενος ακούει μια σειρά προτάσεων στις οποίες λείπει η τελευταία λέξη και καλείται να συμπληρώσει την κάθε πρόταση με μια λέξη ούτως ώστε να προκύπτει ένα λογικό νόημα. Η τελευταία λέξη που λείπει συνδέεται άμεσα με την υπόλοιπη πρόταση. Π.χ. στην πρόταση «Αυτός ταχυδρόμησε το γράμμα χωρίς...» η απάντηση «γραμματόσημο» είναι αναμενόμενη με 99% πιθανότητα σύμφωνα με τα όσα βρήκαν οι Bloom και Fishler [66]. Δύο δοκιμές γίνονται και αφού ο εξεταζόμενος δώσει ικανοποιητικές απαντήσεις ξεκινά η διαδικασία. Ο εξεταστής σημειώνει την απάντηση και τον χρόνο στον οποίο αυτή εδόθη. Αν ο εξεταζόμενος δεν απαντήσει σε 60 δευτερόλεπτα προχωρά στην επόμενη ερώτηση. Στο Β' μέρος του test ο εξεταζόμενος ακούει πάλι μια σειρά προτάσεων στις οποίες λείπει η τελευταία λέξη και καλείται να συμπληρώσει την κάθε πρόταση με μια λέξη ούτως ώστε να μην προκύπτει κανένα λογικό νόημα. Η διαδικασία είναι ίδια όπως και στο Α' μέρος.

Το test αυτό για τις ανάγκες των πειραμάτων του Εργαστηρίου Ψυχοφυσιολογίας συμπληρώθηκε με ένα Γ' μέρος. Αποτελείται από μια σειρά ολοκληρωμένων προτάσεων, όπου μετά την αναπαραγωγή της καθεμίας, ο εξεταζόμενος καλείται να επαναλάβει την τελευταία λέξη. Το πρωτόκολλο των ερωτήσεων δίνεται στο Παράρτημα Α'. Η ηχογράφηση και επεξεργασία των μηνυμάτων έγινε με το λογισμικό Cool Edit και οι τύποι αρχείων που δημιουργήθηκαν είναι 16bit stereo.

4.3 Διεξαγωγή πειραμάτων

Μετά την ολοκλήρωση της πρώτης πειραματικής διάταξης (με τα 16 ηλεκτρόδια) ακολούθησε η χρησιμοποίησή της με σκοπό τη μελέτη της επίδρασης της ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα. Συνολικά πραγματοποιήθηκαν δύο πειράματα.

Στο πρώτο εξετάστηκε η επίδραση μονοχρωματικής ακτινοβολίας στα 900MHz μέσης ισχύος 64 mW και έλαβαν μέρος 19 άτομα εκ των οποίων 9 ήταν άντρες. Οι εξεταζόμενοι είχαν ηλικία κατά μέσο όρο 16.9 ± 1.82 έτη και έτη μορφώσεως 23.3 ± 2.23 . Η γεννήτρια έδινε σήμα ισχύος -25 dBm το οποίο ενισχυόταν κατά 43 dBm Το ηλεκτρικό πεδίο στο σημείο που βρισκόταν το κεφάλι των εξεταζομένων είχε ένταση 3V/m. Στο δεύτερο πείραμα η ακτινοβολία ήταν στα 1800 MHz με μέση ισχύ 128 mW. Έλαβαν μέρος 20 άτομα (10 άνδρες και 10 γυναίκες). Σημειώνεται ότι και στα δύο πειράματα χρησιμοποιήθηκε μονοχρωματική ακτινοβολία με σκοπό την αποφυγή προβλημάτων παρεμβολών του πιθανώς να παρουσιάζονταν αν χρησιμοποιείτο διαμορφωμένο σήμα. Το φίλτρο στα 35 Hz εξασφαλίζει ότι στο καταγεγραμμένο σήμα δεν υπάρχει συνιστώσα του σήματος ακτινοβολίας.

Σε κάθε πείραμα το δείγμα ήταν ομογενές ως προς την ηλικία και το μορφωτικό επίπεδο ενώ ήταν όλοι δεξιόχειρες και δεν είχαν προβλήματα ακοής. Ο κάθε εξεταζόμενος υποβλήθηκε στο ακουστικό test Wechsler δύο φορές, τη μία με ακτινοβολία και την άλλη χωρίς. Μεταξύ των δύο επισκέψεων μεσολάβησε χρόνος δύο εβδομάδων ενώ η σειρά με την οποία εκτίθετο ο εξεταζόμενος στο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο (στην πρώτη επίσκεψη ή στη δεύτερη) ήταν τυχαία. Επίσης ο εξεταζόμενος δεν είχε γνώση της ύπαρξης ή μη της ακτινοβολίας για την αποφυγή φαινομένων αυθυποβολής (single blind experiment).

Η πειραματική διαδικασία που ακολουθείται σε κάθε επίσκεψη είναι η εξής: Ο εξεταζόμενος εισέρχεται μέσα στον κλωβό *Faraday* και αφού πάρει θέση στο ειδικό κάθισμα, ο υπεύθυνος ιατρός του εργαστηρίου τοποθετεί με προσοχή τα ηλεκτρόδια στις τυποποιημένες θέσεις (Σύστημα 10/20) του κρανίου. Αφού τελειώσει αυτή η διαδικασία, ο εξεταζόμενος φοράει τα ειδικά ακουστικά που συνδέονται με τον υπολογιστή που παράγει τα ακουστικά ερεθίσματα.

Ταυτόχρονα, στον άλλο υπολογιστή δημιουργείται ένας φάκελος με τα προσωπικά στοιχεία του εκάστοτε ατόμου και στη συνέχεια τίθεται σε λειτουργία το πρόγραμμα *LABVIEW* και ρυθμίζονται κατάλληλα οι παράμετροί του ανάλογα με το

είδος της μέτρησης. Σε περίπτωση που οι μετρήσεις γίνονται παρουσία ακτινοβολίας ενεργοποιείται μέσω του υπολογιστή η γεννήτρια.



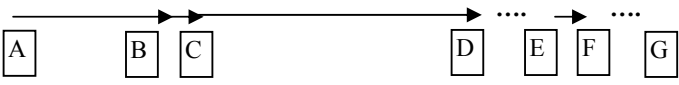
Σχήμα 27 - Στιγμιότυπο από την προετοιμασία ενός εξεταζόμενου ατόμου Έχουν τοποθετηθεί τα ηλεκτρόδια και τα ακουστικά. Αριστερά του διακρίνεται η κεραία εκπομπής σήματος. Στο βάθος, εκτός του κλωβού Faraday, φαίνεται μέρος της πειραματικής διάταξης.

Αφού ολοκληρωθεί αυτή η προπαρασκευαστική διαδικασία, δοθούν από το γιατρό οι απαραίτητες οδηγίες στον εξεταζόμενο και γίνει μία δοκιμαστική μετάδοση δύο ηχητικών μηνυμάτων, η πόρτα του θαλάμου κλείνει και ξεκινά η διαδικασία του πειράματος. Ο εξεταζόμενος παρακολουθείται σε οθόνη καθ' όλη τη διάρκεια της εξέτασης. Ο υπεύθυνος χειριστής του προγράμματος *Wechsler* ξεκινά την αναπαραγωγή ηχητικών μηνυμάτων πατώντας ένα πλήκτρο στον υπολογιστή το οποίο αντιπροσωπεύει κάθε φορά μία συγκεκριμένη σειρά ψηφίων. Κάθε τέτοιας σειράς προηγείται η μετάδοση ενός εκ των δύο τόνων, που περιγράφηκαν παραπάνω, ένα δευτερόλεπτο πριν από το πρώτο ψηφίο, ενώ έπεται ο ίδιος τόνος επίσης ένα δευτερόλεπτο μετά τον τελευταίο αριθμό, δηλώνοντας έτσι το τέλος της συγκεκριμένης ερώτησης. Με τη μετάδοση του αρχικού τόνου δίνεται και ένας παλμός *trigger* που σηματοδοτεί το ξεκίνημα της μέτρησης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, η οποία γίνεται κατά το διάστημα του ενός

δευτερολέπτου που μεσολαβεί μέχρι τη μετάδοση του πρώτου ψηφίου της εκάστοτε σειράς.

Αφού ολοκληρωθεί η αναπαραγωγή κάθε ερώτησης από τα ακουστικά, ο εξεταζόμενος καλείται να προσπαθήσει να επαναλάβει τους αριθμούς είτε με τη σειρά που τους άκουσε είτε με την αντίστροφη σειρά, ανάλογα με το είδος του παλμού που τους συνόδευαν. Το test πραγματοποιείται δύο φορές διαδοχικά αποτελούμενο τελικά από 52 ερωτήσεις (2 σετ των 26). Στον πίνακα φαίνεται συνοπτικά η πειραματική διαδικασία για κάθε επανάληψη.

Πίνακας 4 - Διαδικασία καταγραφής σημάτων

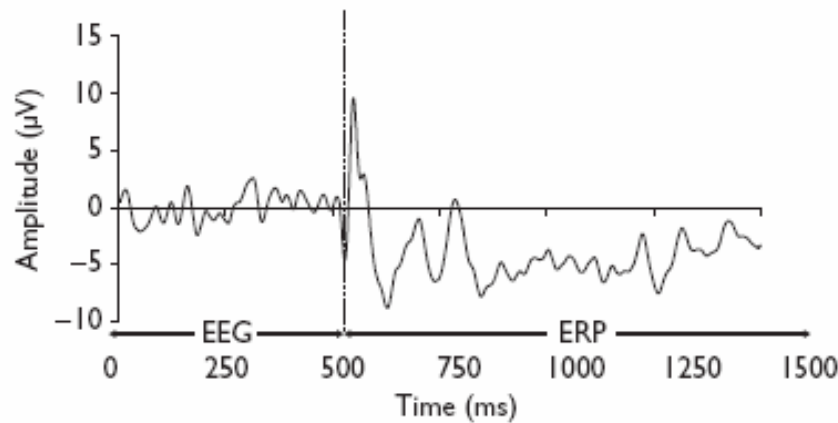
Χρόνος	
AB (500ms)	Εγγραφή σήματος EEG
BC (100ms)	Ηχητικός Τόνος (500 or 3000Hz , 65 dB)
CD (900ms)	Καταγραφή των ERPs
DE (ποικίλει)	Υπαγόρευση των σετ αριθμών του test Wechsler Η διάρκεια ποικίλει ανάλογα με το πλήθος των ψηφίων κάθε ερώτησης(από δύο ως εννιά).Η χρονική διάρκεια μεταξύ των ψηφίων είναι 1 sec.
EF (100ms)	Επανάληψη του τόνου (500 or 3000Hz , 65 dB)
FG (ποικίλει)	Καταγραφή των απαντήσεων του εξεταζόμενου.

Κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης του πειράματος, το πρόγραμμα το χειρίζεται είτε ο υπεύθυνος ιατρός, ή κάποιος εξειδικευμένος ερευνητής ενώ τηρούνται πάντα οι αρχές της Διακήρυξης ανθρωπίνων δικαιωμάτων του Helsinki [67]. Τη στιγμή που ο εξεταζόμενος δίνει τις απαντήσεις του, κάποιο άλλο άτομο είναι επιφορτισμένο με την καταγραφή αυτών, ώστε αργότερα να μπορεί να γίνει η απαραίτητη σύγκριση με τις σωστές απαντήσεις, από την οποία τελικά θα προκύψουν τα αποτελέσματα της εξέτασης. Τα βασικά συμπεράσματα που εξάγονται από τη μελέτη των αποτελεσμάτων, αφορούν στο βαθμό ανταπόκρισης στο αρχικό ερέθισμα και στις διεργασίες εγρήγορης, αναγνώρισης, σύγκρισης και επεξεργασίας που αφορούν τα λαμβανόμενα ερεθίσματα.

Για κάθε ερώτηση, λαμβάνουμε 16 διαφορετικές γραφικές παραστάσεις που προφανώς κάθε μία από αυτές αντιστοιχεί στο σήμα που διέρχεται μέσα από ένα ηλεκτρόδιο. Οι κυματομορφές αυτές έχουν διάρκεια 1500 msec, όσο δηλαδή διαρκεί η μέτρηση του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος εκ των οποίων 500 msec αφορούν σε σήμα EEG (δηλαδή τα σήματα καταγράφονται πριν το ηχητικό ερέθισμα) και 1000msec αφορούν σε σήμα ERP (δηλαδή μετά το ηχητικό ερέθισμα. Μετά την ολοκλήρωση του πειράματος για κάθε εξεταζόμενο, έχουμε 16 αρχεία *Excel*, ένα για κάθε ηλεκτρόδιο, τα οποία αποτελούνται από 1500 γραμμές που αντιστοιχούν σε 1500 χρονικές στιγμές και 52 στήλες που η καθεμία αντιστοιχεί σε ερώτηση του test Wechsler. σε όλα τα ηλεκτρόδια, συν αυτό που παίζει το ρόλο της γείωσης.

4.4 Μετασχηματισμός των δεδομένων και αποθήκευση

Όπως ειπώθηκε και ανωτέρω τα αρχικά δεδομένα (raw data) που καταγράφονται αποθηκεύονται σε αρχεία *Excel*. Για την περαιτέρω επεξεργασία τους όμως απαιτείται κάποιος μετασχηματισμός. Αρχικά γίνεται η αφαίρεση της ενίσχυσης για να έρθει το σήμα σε πραγματική κλίμακα. Εν προκειμένω γίνεται διαίρεση του σήματος με 50000. Επίσης πολλαπλασιάζονται οι τιμές με 1000000 ώστε να εμφανίζονται με μονάδα το μV και με -1 ώστε να εμφανίζονται σε μορφή με την οποία συνηθίζουν να εργάζονται οι ψυχίατροι. Έπειτα για κάθε άτομο και κάθε επίσκεψή του (για κάθε αρχείο δηλαδή) υπολογίζεται ο μέσος όρος των σημάτων EEG δηλαδή η μέση τιμή 52×500 τιμών (ερωτήσεις $\times$ τιμές) καθώς και ο μέσος όρος των 100 τελευταίων τιμών EEG για όλες τις ερωτήσεις (52×100 τιμές). Ο πρώτος μέσος όρος αφαιρείται από τις τιμές EEG και ο δεύτερος από τις τιμές ERP. Έπειτα υπολογίζεται ο μέσος όρος των 52 επαναλήψεων για κάθε άτομο και κάθε επίσκεψή του, με σκοπό να αποβληθεί ο θόρυβος [41] και να αναδυθεί το πραγματικό εγκεφαλικό σήμα όπως έχει περιγραφεί και σε άλλο κεφάλαιο. Μετά από αυτή την επεξεργασία προκύπτουν τα, όπως θα λέγονται στο εξής, δεδομένα του πειράματος τα οποία μπορούν να υποβληθούν σε περαιτέρω μετασχηματισμούς. Μια ενδεικτική κυματομορφή που λαμβάνουμε από ένα κανάλι καταγραφής των δεδομένων του πειράματος είναι αυτή που φαίνεται στο Σχήμα 28.



Σχήμα 28 - Χαρακτηριστική κυματομορφή λαμβανομένου εγκεφαλικού σήματος μετά την επεξεργασία των αρχικών δεδομένων

Για την αποθήκευση των δεδομένων και τη διαχείρισή τους δημιουργήθηκε βάση δεδομένων σε γλώσσα SQL. Η βάση περιέχει τα αρχικά δεδομένα όμως έχει σχεδιαστεί ώστε να μπορεί ο ερευνητής να κάνει τους κατάλληλους μετασχηματισμούς που αναφέρθηκαν πριν για να εξάγει τα δεδομένα του πειράματος. Ο μεγάλος όγκος δεδομένων καθιστά δύσκολη την επεξεργασία τους όπως και την ομαδοποίησή τους ανάλογα με τα κριτήρια που επιλέγει κάθε φορά ο χρήστης. Για το λόγο αυτό δημιουργήθηκαν τυποποιημένα ερωτήματα (queries) ώστε να διευκολύνεται ο χρήστης της βάσης. Οι βασικές κατηγορίες στις οποίες χωρίστηκαν τα δεδομένα προέκυψαν με γνώμονα την παρουσία ή όχι ακτινοβολίας, το φύλο, την επίσκεψη (δηλαδή αν ακτινοβολήθηκαν την πρώτη ή τη δεύτερη φορά) και το είδος του ερεθίσματος (ψηλός ή χαμηλός τόνος). Ο χρήστης μπορεί να καλέσει δεδομένα συνδυάζοντας οποιοδήποτε από αυτά τα κριτήρια ή να επιλέξει κάποιο από τα ήδη σχηματισμένα ερωτήματα. Επίσης αυτοματοποιήθηκε ο υπολογισμός των κορυφώσεων των προκλητών δυναμικών ώστε να εξάγονται σε αρχεία κατευθείαν από τη βάση δεδομένων.

4.5 Συνοπτική βιβλιογραφική παρουσίαση

Πέρα από τα αμιγή ψυχιατρικά test και τα test νοημοσύνης το επιστημονικό ενδιαφέρον έχει στραφεί ιδίως την τελευταία δεκαετία στην επίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στην εγκεφαλική δραστηριότητα. Οι μελέτες ποικίλουν τόσο όσον αφορά στις συνθήκες διεξαγωγής των πειραμάτων όσο και ως προς τα αποτελέσματα. Η κατάσταση του εξεταζομένου (σε εγρήγορση ή σε κατάσταση ύπνου), το test στο οποίο υποβάλλεται, το μέγεθος του δείγματος, τα χαρακτηριστικά του σήματος ακτινοβολίας (ισχύς, διαμόρφωση, συχνότητα κ.α.) είναι μόνο μερικές παράμετροι οι οποίες δείχνουν το βαθμό διαφοροποίησης των ερευνών. Παρακάτω αναπτύσσονται επιλεκτικά κάποιες από αυτές από όπου συμπεραίνει κανείς την ετερογένεια των συμπερασμάτων και επισυνάπτεται ο πίνακας 5 που παρουσιάζει μελέτες, αναφέροντας συνοπτικά κάποιες από τις παραμέτρους διεξαγωγής τους καθώς και τα αποτελέσματά τους.

Σε έρευνες όπου μελετάται η επίδραση της ακτινοβολίας στην κατάσταση του ύπνου οι Huber et al. μελέτησαν αν το H/M πεδίο που εκπέμπεται από τα ψηφιακά φορητά τηλέφωνα έχει επιπτώσεις στη φυσιολογία του εγκεφάλου [68]. Οι εξεταζόμενοι, οι οποίοι ήταν υγιείς νεαροί άνδρες, εκτέθηκαν σε H/M 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 EEG στη NREM (non rapid-eye movement) φάση του ύπνου είχε αυξηθεί. Η μέγιστη αύξηση συνέβη 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 EEG. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η έκθεση σε H/M ακτινοβολία σαν κι αυτή που εκπέμπεται από τα κινητά, πριν τον ύπνο, μπορεί να τροποποιήσει το EEG κατά τη διάρκεια του ύπνου.

Σε παρόμοια μελέτη που έκαναν οι Roschke και Mann [69], διερευνήθηκε η επίδραση της ακτινοβολίας των GSM κινητών τηλεφώνων στο EEG του ύπνου. Το EEG 20 νεαρών υγιών ανδρών καταγράφηκε κατά τη διάρκεια της νύχτας, οι οποίοι ακτινοβολούνταν με σήμα συχνότητας 900 MHz, συχνότητας παλμού 217 Hz και διάρκειας παλμού 577 μ s. 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 κατάσταση εγρήγορσης διεξήχθη έρευνα από τους Hietanen et al. [70] με σκοπό τη 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. Δέκα από τους εξεταζόμενους ήταν άνδρες (ηλικίας 28-48 χρονών) και εννέα ήταν γυναίκες (ηλικίας 32-57 χρονών). Οι πηγές ακτινοβολίας ήταν 5 διαφορετικά κινητά τηλέφωνα (αναλογικά και ψηφιακά), τα οποία είχαν συχνότητα λειτουργίας 900 ή 1800 MHz. Η καταγραφή του EEG 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 ακτινοβολία ήταν 20 min. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η έκθεση σε ένα από τα κινητά προκάλεσε μια στατιστικά σημαντική μεταβολή στην ισχύ της ζώνης συχνοτήτων του ρυθμού δέλτα του EEG. Παρόλα 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 εκπέμπονται από τα κινητά τηλέφωνα δεν προκαλεί κανένα ανώμαλο αποτέλεσμα στην ανθρώπινη ηλεκτροεγκεφαλική δραστηριότητα.

Ο Von Klitzing αναφέρει [71] ότι μετά τη λήψη ηλεκτροεγκεφαλικών δεδομένων από μία ομάδα εξεταζόμενων, οι οποίοι εκτέθηκαν σε υψίσυχνη παλμική Η/Μ ακτινοβολία, παρατηρήθηκαν σημαντικότερες 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.

Παρατηρούμε λοιπόν ότι τα αποτελέσματα των ερευνών διαφοροποιούνται σημαντικά ακόμα και για παρόμοιες συνθήκες διεξαγωγής των πειραμάτων φέρνοντας τους επιστήμονες συχνά σε αδιέξοδο αφού πολλές φορές ακόμη και οι ίδιοι δεν επαληθεύουν τα αποτελέσματά τους.

Παρόμοιες μελέτες όπου οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε κάποιες δοκιμασίες υπό την επίδραση και απουσία ακτινοβολίας παρουσιάζονται συνοπτικά στον πίνακα 5. Καταγράφονται οι ομάδες των ερευνητών, κάποια χαρακτηριστικά του κάθε

δείγματος, το είδος της ακτινοβολίας, το/α test που υποβλήθηκε το δείγμα και τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την ανάλυση των δεδομένων που συλλέχθηκαν. Οι έρευνες παρουσιάζονται κατά χρονολογική σειρά και είναι αντιπροσωπευτικές του επιστημονικού τομέα που μελετά την επίδραση ακτινοβολίας στην εγκεφαλική λειτουργία όπως αυτή αποτυπώνεται στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα.

Πίνακας 5 - Μελέτες της τελευταίας δεκαετίας πάνω στην επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας στην εγκεφαλική λειτουργία

Συγγραφείς	Δείγμα	Έκθεση	Πείραμα – Καταγραφή	Επίδραση ακτινοβολίας
Freude G, Ullsperger P, Eggert S, Ruppe 1998 (Berlin, Germany) [72]	16 άνδρες, υγιείς, ηλικίας 21 έως 26 ετών Τυχαία έκθεση single – blind *	916 MHz, σε επαφή με το αριστερό αυτί (SAR = 1,42 mW/G σε 1 g και 0,882 mW/g σε 10 g)	EEG κατά τη διάρκεια 2 test- κίνηση των δακτύλων και οπτικό test .	test 1 – καμία επίδραση στο EEG. test 2 – πτώση των αργών δυναμικών στη δεξιά κεντρική κροταφική περιοχή
Eulitz C, Ullsperger P, Freude G, Elbert T 1998 [73] (Berlin)	13 άνδρες, υγιείς, ηλικίας 21 έως 27 ετών Τυχαία έκθεση single - blind	Όπως ανωτέρω	EEG κατά τη διάρκεια ακουστικού τεστ διάκρισης ερεθισμάτων	Μείωση της φασματικής ενέργειας στις μπάντες 18.75-31.25 Hz . Επίδραση κυρίως στο αριστερό ημισφαίριο του εγκεφάλου
Freude G, Ullsperger P, Eggert S, Ruppe I. 2000 Berlin [74]	13 άνδρες, υγιείς, ηλικίας 21 έως 27 ετών Τυχαία έκθεση single - blind	Όπως ανωτέρω	EEG κατά τη διάρκεια δύο πειραμάτων με απόσταση 6 μηνών #1 – οπτικό test #2 το ίδιο test συν 2 άλλα - κίνηση των δακτύλων και test με δύο ερεθίσματα	Καμία διαφορά στην απόδοση στα test Τα αργά δυναμικά μειώθηκαν κατά το οπτικό test στην κεντρική, κροταφική και ινιακή περιοχή του δεξιού ημισφαιρίου Τα αποτελέσματα επιβεβαιώθηκαν στο 2° πείραμα. Στα άλλα δύο καμία επίδραση

Krause CM, Sillanmäki L, Koivisto M, Häggqvist A, et al 2000 (Helsinki, Finland) [75]	16 υγιή άτομα, 8 γυναίκες. Μέση ηλικία 23 έτη Single blind	902 MHz, με παλμό 217 Hz. Κεραία σε απόσταση 20cm από τη δεξιά κροταφική περιοχή Μέση ισχύς 0.25 W.	EEG κατά τη διάρκεια ακουστικού τεστ μνήμης	Καμία διαφορά στον αριθμό των λαθών στο test. Αύξηση της ενέργειας στη μπάντα 8-10 Hz κατά την ηρεμία Μεταβολή στο EEG κατά τη διάρκεια του test και στις 4 βασικές μπάντες
Krause CM, Sillanmaki L, Koivisto M, Haggquist A, et al. 2000 Helsinki [76]	24 υγιή άτομα, 12 γυναίκες. Μέση ηλικία 23 έτη Single blind	Όπως ανωτέρω	EEG κατά τη διάρκεια οπτικού τεστ μνήμης	Καμία διαφορά στον αριθμό των λαθών ή στο χρόνο απόκρισης στο test. Μεταβολή στο EEG κατά τη διάρκεια του test στις μπάντες 6-8 και 8-10 Hz κυρίως στο αριστερό ημισφαίριο
Jech R, Sonka K, Ruzicka E, Nebuzelsky, et al 2001 [77]	17 άτομα με ναρκοληψία Double blind **	900 MHz, με παλμό 217 Hz. Τηλέφωνο στο δεξί αυτί SAR 0.06 W/kg	EEG κατά τη διάρκεια οπτικού τεστ	Διαφορές στο EEG κυρίως στο δεξί ημισφαίριο όταν το ερέθισμα ήταν στο δεξί μέρος της οθόνης. Ο χρόνος απόκρισης μειώθηκε κατά 20 ms.
Croft R, Chandler JS, Burgess AP, Barry RJ, et al. 2002 [78]	24 άτομα (16 άνδρες) Single-blind	Τηλέφωνο στα 900 MHz σε κατάσταση αναμονής. Μέση ισχύς 3-4 mW.	EEG κατά τη διάρκεια ακουστικού τεστ και κατά την ηρεμία	Μειωμένη δραστηριότητα στα 1-4 Hz στο δεξί ημισφαίριο . Αυξημένη δραστηριότητα στα 8-12 Hz ως συνάρτηση της διάρκειας έκθεσης.
Krause CM, Haarala C, Sillanmaki L, Koivisto M, et al. 2004 [79]	24 υγιή άτομα. Double blind	902 MHz, με παλμό 217 Hz. Τηλέφωνο στο δεξί αυτί SAR 0.648 W/kg	EEG κατά τη διάρκεια ακουστικού τεστ μνήμης (όπως ανωτέρω)	Αύξηση των λαθών. Μείωση της μεταβολής της ενέργειας EEG στο συχνοτικό εύρος 4-6 Hz και στο 6-8 Hz αλλά μόνο στο αριστερό ημισφαίριο.

Hamblin D, Croft RJ, Wood AW, Stough C, et al. 2006 [80]	120 άτομα Double blind	900 MHz. SAR 0.11 W/kg	EEG κατά τη διάρκεια ακουστικών και οπτικών τεστ	Καμία διαφορά στις κορυφώσεις N100 και P300 των ERPs.
Krause CM, Bjornberg CH, Pesonen M, Hulten A, et al. 2006 [81]	15 άτομα, ηλικίας 10-14 ετών	902 MHz	EEG κατά τη διάρκεια τεστ μνήμης	Η έκθεση στην ακτινοβολία διαφοροποίησε το EEG κατά την είσοδο πληροφορίας στη μνήμη για τη μπάντα 4-8 Hz και κατά την αναγνώριση για τη μπάντα 4-8 και στα 15 Hz
Maby E, Le Bouquin Jeannes R, Faucon G. 2006 [82]	9 υγιή άτομα, 6 επιληπτικοί	900/1800 MHz	EEG κατά τη λήψη ακουστικού ερεθίσματος	Μεγαλύτερη κυματομορφή N100 στους επιληπτικούς. Αύξηση του πλάτους P200 στην μετωπική περιοχή των υγιών.

*: Η έρευνα στην οποία οι εξεταζόμενοι δεν γνωρίζουν αν εκτίθενται στην ακτινοβολία ή όχι.

** : Η έρευνα στην οποία ούτε οι εξεταζόμενοι αλλά ούτε και οι ερευνητές γνωρίζουν την ύπαρξη ακτινοβολίας ή όχι.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ *EEG* ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφονται οι μέθοδοι οργάνωσης και επεξεργασίας των δεδομένων του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος που καταγράφεται εν ηρεμία. Αναλύεται η εφαρμογή του μετασχηματισμού Fourier στα εγκεφαλικά σήματα και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα αυτής της επεξεργασίας.

5.1 Ο μετασχηματισμός Fourier

Στα μαθηματικά ο μετασχηματισμός Fourier είναι ένα γραμμικός μετασχηματισμός που αναλύει μια συνάρτηση στα συχνοτικά τμήματά της (Fourier Analysis) και ο αντίστροφος μετασχηματισμός, την ανασυνθέτει από το φάσμα των συχνοτικών τμημάτων της (Fourier Synthesis).



Joseph Fourier
(1768 – 1830)

Σχήμα 29 - Joseph Fourier

Ονομάστηκε έτσι από τον Γάλλο μαθηματικό και φυσικό Joseph Fourier ο οποίος ανακάλυψε ότι μια περιοδική και συνεχής συνάρτηση μπορεί να γραφεί σαν άθροισμα ημιτόνων και συνημιτόνων.

Πιο συγκεκριμένα, ο μετασχηματισμός Fourier είναι μία διαδικασία που συνδέει δύο συναρτήσεις $f(t)$ και $F(\omega)$, όπου ω είναι πραγματικός αριθμός, έτσι ώστε :

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (1)$$

Ως μετασχηματισμός Fourier, εκτός από τη λειτουργία πάνω στη συνάρτηση $f(t)$, νοείται συνήθως και η ίδια η συνάρτηση $F(\omega)$ [83, 84]. Οι ικανές και αναγκαίες συνθήκες για την ύπαρξη του μετασχηματισμός *Fourier* μιας συνάρτησης $f(t)$ είναι οι εξής :

α) Η $f(t)$ έχει πεπερασμένο πλήθος μεγίστων και ελαχίστων σε κάθε πεπερασμένο διάστημα (t_1, t_2) .

β) Η $f(t)$ έχει πεπερασμένο πλήθος πεπερασμένων ασυνεχειών σε κάθε πεπερασμένο διάστημα (t_1, t_2) .

γ) Η $f(t)$ είναι απολύτως ολοκληρώσιμη, δηλαδή το ολοκλήρωμα $\int_{-\infty}^{+\infty} |f(t)| dt$ έχει πεπερασμένη τιμή.

Μια συνθήκη ασθενέστερη της γ), που ανταποκρίνεται όμως καλύτερα στα ενεργειακά σήματα είναι το πεπερασμένο της τιμής του ολοκληρώματος

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |f(t)|^2 dt . \text{ Αυτό σημαίνει ότι η ενέργεια του σήματος } f(t), \text{ είναι πεπερασμένη.}$$

Εφόσον υπάρχει ο μετασχηματισμός *Fourier* μιας συνάρτησης $f(t)$, δηλαδή ισχύει η (1), θα ισχύει και η σχέση που αφορά στον αντίστροφο μετασχηματισμό *Fourier* :

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2),$$

Το ζευγάρι των συναρτήσεων $f(t)$ και $F(\omega)$ ονομάζεται *ζεύγος Fourier*.

Πέρα από την εφαρμογή του μετασχηματισμού *Fourier* σε περιοδικά και συνεχή σήματα υπάρχουν κι άλλοι μετασχηματισμοί οι οποίοι είναι ειδικές περιπτώσεις ή γενικεύσεις ο ένας του άλλου. Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενοι (για μία διάσταση) εμφανίζονται στον πίνακα 6 που ακολουθεί.

Πίνακας 6 - Μετασχηματισμοί *Fourier*

Όνομα	Πεδίο Χρόνου	Πεδίο Συχνότητας	Τύπος
Σειρές <i>Fourier</i>	Συνεχές, Περιοδικό	Διακριτό Απεριοδικό	$s(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} S_k e^{j\omega_k t}$
Συνεχής Μετασχηματισμός <i>Fourier</i>	Συνεχές, Απεριοδικό	Συνεχές, Απεριοδικό	$s(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) e^{j\omega t} d\omega$
Διακριτός στο χρόνο Μετασχηματισμός <i>Fourier</i> (DTFT)	Διακριτό Απεριοδικό	Συνεχές, Περιοδικό	$X(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] e^{-j\omega n}$

Διακριτός Μετασχηματισμός Fourier (DFT)	Διακριτό Περιοδικό	Διακριτό Περιοδικό	$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-i 2 \pi \frac{k}{N} n}$
--	-----------------------	-----------------------	---

Η μεγάλη αξία αυτού του εργαλείου αναβαθμίστηκε όταν λόγω της χρήσης των υπολογιστών και επομένως της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος, εφαρμόστηκε σε διακριτές σειρές δεδομένων οπότε και ονομάστηκε διακριτός μετασχηματισμός Fourier (Discrete Fourier Transform). Όπως φαίνεται και στον παραπάνω πίνακα

αυτός ο μετασχηματισμός δίνεται από τον τύπο
$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-i 2 \pi \frac{k}{N} n}$$

Όπου $X[k]$ είναι ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier του σήματος $x[n]$, με μήκος σήματος N και για τις δύο μορφές.

Ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier (πολυπλοκότητας $O(N^2)$) υπολογίζεται πιο αποδοτικά από το Γρήγορο Μετασχηματισμό Fourier (Fast Fourier Transform (FFT)) ο οποίος έχει πολυπλοκότητα $O(N \log N)$. Υπάρχουν πολλοί FFT αλγόριθμοι με πιο γνωστό αυτό των Cooley και Tukey [85].

5.2 Φασματική ενέργεια και Θεώρημα Parseval

Αν $x(t)$ και $X(f)$ ($\omega = 2\pi f$) είναι ένα ζεύγος Fourier, τότε αποδεικνύεται ότι :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{+\infty} |X(f)|^2 df$$

Η σχέση αυτή αποτελεί το θεώρημα *Parseval* και σημαίνει ότι η ενέργεια ενός σήματος μπορεί να υπολογισθεί, είτε υπολογίζοντας την ενέργεια στη μονάδα του χρόνου και ολοκληρώνοντας σε ολόκληρο το χρονικό διάστημα, είτε υπολογίζοντας την ενέργεια στη μονάδα της συχνότητας και ολοκληρώνοντας σε όλη την περιοχή συχνοτήτων. Η ποσότητα $|X(f)|^2$ αναφέρεται συχνά ως φάσμα πυκνότητας ενέργειας.

Για το διακριτό μετασχηματισμό Fourier το θεώρημα Parseval γράφεται ως εξής:

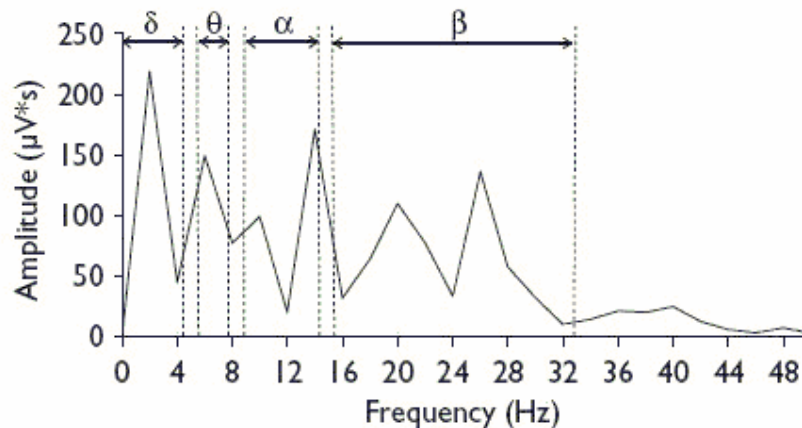
$$\sum_{n=0}^{N-1} |x[n]|^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |X[k]|^2$$

5.3 Η εφαρμογή του διακριτού μετασχηματισμού Fourier στο μετρηθέν EEG σήμα

Μετά την πρώτη επεξεργασία των raw data που κατεγράφησαν στα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν, όπως περιγράφηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο και η οποία περιελάμβανε αφαίρεση της ενίσχυσης και εύρεση μέσου όρου, ακολούθησε περαιτέρω επεξεργασία των δεδομένων του πειράματος με ακτινοβολία στα 900MHz και η εξαγωγή κάποιων αποτελεσμάτων όπου φαίνεται ότι η ακτινοβολία επηρεάζει το EEG συνδυαζόμενη όμως με τον παράγοντα φύλο.

5.3.1 Μετασχηματισμοί δεδομένων

Αρχικά έγινε μετασχηματισμός Fourier του EEG σήματος, ξεχωριστά για κάθε ηλεκτρόδιο και κάθε εξεταζόμενο [86, 87, 88]. Εφαρμόστηκε αλγόριθμος FFT μέσα από κώδικα γραμμένο σε MatLab. Η πρώτη διαπίστωση ήταν ότι οι αναμενόμενοι ρυθμοί δ, θ, α, β που χαρακτηρίζουν το EEG σήμα εμφανίστηκαν κατά την ανάλυση σε όλα τα EEG σήματα. Αντιπροσωπευτικά φαίνεται στο σχήμα 30, το διάγραμμα των μετασχηματισμένων κατά Fourier EEG τιμών του ηλεκτροδίου Fp1 για έναν εξεταζόμενο. Αποτελεί λοιπόν σημαντική παρατήρηση ότι οι συχνότητες που χαρακτηρίζουν γενικώς ένα EEG σήμα εμφανίζονται στο σήμα που καταγράφεται στο παρόν πείραμα για το χρονικό παράθυρο των 500 msec.



Σχήμα 30 - Ενδεικτικό διάγραμμα μετασχηματισμένου κατά Fourier EEG σήματος όπου φαίνονται καθαρά οι κορυφώσεις σε χαρακτηριστικές για τέτοιο σήμα συχνότητες.

Κατόπιν επιβεβαιώθηκε το θεώρημα του Parseval καθώς υπολογίστηκαν η συνολική ενέργεια του EEG σήματος στο πεδίο του χρόνου και στο πεδίο της συχνότητας και βρέθηκαν ίσες. Υπολογίστηκε επίσης η ενέργεια του σήματος για το συχνοτικό εύρος κάθε ρυθμού και βρέθηκε ότι το άθροισμα των ενεργειών των τεσσάρων ρυθμών ισούται κατά μέσο όρο με το 87.8% της συνολικής ενέργειας του EEG σήματος. Οι τιμές του μέσου όρου της συνολικής ενέργειας EEG για κάθε φύλο και πειραματική συνθήκη σε κάθε ηλεκτρόδιο φαίνονται στον πίνακα 7.

Πίνακας 7 - Μέσοι όροι της συνολικής ενέργειας EEG για κάθε φύλο και πειραματική συνθήκη (off/on) σε κάθε ηλεκτρόδιο

Ηλεκτρόδια	Μέση Ενέργεια EEG (Joule)			
	Άνδρες		Γυναίκες	
	“Off» mode	“On” mode	“Off” mode	“On” mode
Fp1	1.51±1.55	1.45±1.92	0.99±0.68	2.05±1.95
F3	3.12±3.11	1.69±1.98	1.47±0.98	2.41±2.26
C5	3.76±3.46	1.64±2.18	1.34±0.95	2.35±2.73
C3	3.01±2.66	1.58±2.19	1.49±1.00	2.59±3.13
Fp2	3.12±2.80	2.65±2.86	1.20±0.66	2.37±1.66
F4	3.73±4.03	1.71±1.75	1.23±0.63	3.10±3.08
C6	2.85±2.76	1.77±2.33	1.19±0.74	2.51±2.62
C4	3.43±3.36	1.83±2.26	1.07±0.93	2.67±2.64
O1	3.80±3.90	2.15±2.29	0.88±0.58	1.76±1.04
O2	3.45±2.83	1.69±1.09	1.34±1.39	1.95±1.59
P4	3.62±3.57	1.57±2.20	1.34±0.65	2.44±2.75
P3	2.88±2.94	1.93±2.09	1.08±0.82	2.56±2.85
Pz	2.99±2.34	1.88±2.27	1.38±0.92	2.17±2.28
Cz	3.56±3.53	1.73±2.08	1.32±0.83	2.46±2.52
Fz	3.77±3.33	1.96±2.04	1.39±0.89	2.67±1.96

5.3.2 Στατιστική Επεξεργασία

Ακολούθησε η στατιστική επεξεργασία των αποτελεσμάτων. Στον έλεγχο κανονικότητας βρέθηκε ότι οι κατανομές των ενεργειών EEG σε όλα τα ηλεκτρόδια δεν απέκλιναν από την κανονική κατανομή. Επίσης εφαρμόστηκε το Box' s M test με το οποίο επιβεβαιώθηκε η ομοιογένεια της συνδιακύμανσης όλων των εξαρτημένων μεταβλητών. Με αυτόν τον τρόπο ελέγχθηκε αν πληρούνται οι προϋποθέσεις για την χρήση Πολυμεταβλητής Ανάλυσης Διασποράς, η οποία εφεξής θα καλείται MANOVA (Multivariate Analysis of Variance). Η MANOVA χρησιμοποιήθηκε προκειμένου να διερευνηθεί αν οι ανεξάρτητες μεταβλητές πειραματική συνθήκη, ηλεκτρόδιο και φύλο επηρεάζουν την ενέργεια του EEG σήματος. Η πειραματική συνθήκη περιελάμβανε δύο επίπεδα: παρουσία και απουσία ακτινοβολίας και ήταν ο πρωτεύον εντός των ατόμων παράγοντας. Τα ηλεκτρόδια θεωρήθηκαν ως εμφωλευμένοι όροι μέσα σε κάθε πειραματική συνθήκη ενώ το φύλο περιελάμβανε δύο επίπεδα και ήταν ο μεταξύ των ατόμων παράγοντας. Εφαρμόστηκε λοιπόν μια $2(\text{πειραματική συνθήκη}) \times 15(\text{ηλεκτρόδιο}) \times 2(\text{φύλο})$ MANOVA, με επαναλαμβανόμενες μετρήσεις. Επίσης διερευνήθηκε όχι μόνο η επίδραση κάθε ανεξάρτητης μεταβλητής από αυτές που αναφέρθηκαν αλλά και η επίδραση της αλληλεπίδρασής τους και κυρίως της αλληλεπίδρασης της πειραματικής συνθήκης με το φύλο.

Αρχικά για κάθε άτομο και πειραματική συνθήκη έγινε ο υπολογισμός της συνολικής ενέργειας του EEG σήματος και των ενεργειών των τεσσάρων ρυθμών δ, θ, α, β. Έπειτα για κάθε μια από αυτές τις ενέργειες υπολογίστηκαν οι διαφορές μεταξύ των πειραματικών συνθηκών ($\text{energy difference (ed)} = \text{energy}_{\text{on}} - \text{energy}_{\text{off}}$).

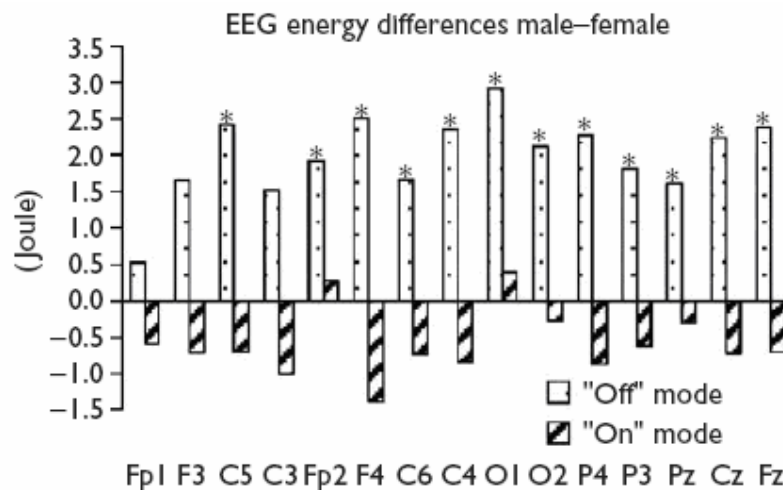
Εν συνεχεία για κάθε πειραματική συνθήκη μετρήθηκαν τα ηλεκτρόδια για τα οποία η διαφορά των ενεργειών ed μεταξύ των δύο φύλων ήταν θετική. Εννοείται ότι ο αριθμός αυτός αν αφαιρεθεί από το δεκαπέντε που είναι το σύνολο των ηλεκτροδίων μας δίνει το πλήθος των ηλεκτροδίων με αρνητικές τιμές ed. Παρομοίως, για κάθε φύλο βρέθηκε ο αριθμός των ηλεκτροδίων όπου η διαφορά ed μεταξύ των πειραματικών συνθηκών ήταν θετική. Οι κατανομές συχνοτήτων του αριθμού των θετικών και αρνητικών διαφορών υποβλήθηκαν σε διωνυμικό τεστ. Η υπό έρευνα υπόθεση ήταν εάν υπάρχει ένα συνδυαζόμενο μοτίβο της συμπεριφοράς

των ηλεκτροδίων μεταξύ των φύλων για κάθε πειραματική συνθήκη και μεταξύ των συνθηκών για κάθε φύλο.

Εν τέλει χρησιμοποιήθηκε το t test ανεξάρτητων δειγμάτων ώστε να συγκριθούν οι μέσες τιμές της απόδοσης της μνήμης των δύο φύλων για κάθε πειραματική συνθήκη ενώ το t test για εξαρτημένα δείγματα χρησιμοποιήθηκε για τη σύγκριση μεταξύ των πειραματικών συνθηκών για κάθε φύλο. Το επίπεδο σημαντικότητας τέθηκε στο 0.05.

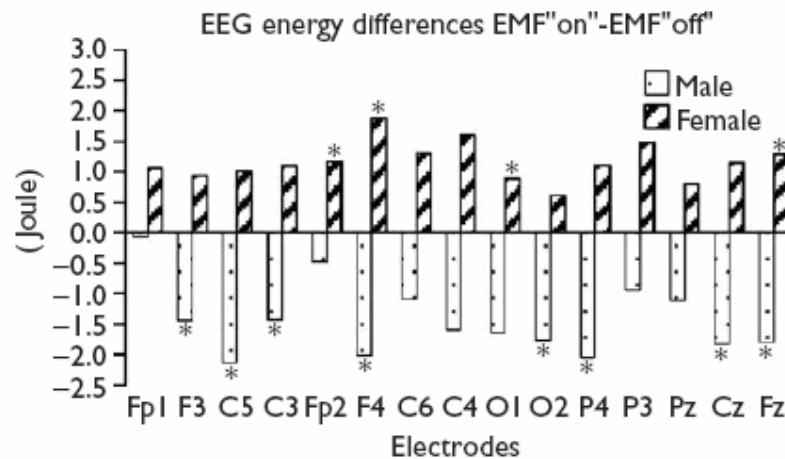
5.3.3 Αποτελέσματα

Όσον αφορά στην ενέργεια του EEG σήματος η διαδικασία MANOVA έδειξε ότι υπήρξε σημαντική αλληλεπίδραση πειραματικής συνθήκης και φύλου. Στο σχήμα 31 φαίνονται οι μέσοι όροι των διαφορών των ενεργειών μεταξύ των δύο φύλων για κάθε πειραματική συνθήκη. Οι αστερίσκοι δείχνουν τα ηλεκτρόδια όπου υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά. Απουσία ακτινοβολίας, η ενέργεια του EEG των ανδρών είναι μεγαλύτερη από αυτή των γυναικών σε όλα τα ηλεκτρόδια. Στατιστική σημαντικότητα επιτυγχάνεται σε όλα τα ηλεκτρόδια πλην των Fp1, F3 και C3. Παρουσία ακτινοβολίας, η κατάσταση αυτή αντιστρέφεται. Η ενέργεια του EEG για τους άνδρες είναι μικρότερη από αυτή των γυναικών για όλα τα ηλεκτρόδια πλην των Fp2 και O1 ενώ σ' αυτήν την περίπτωση δεν επιτυγχάνεται στατιστική σημαντικότητα.



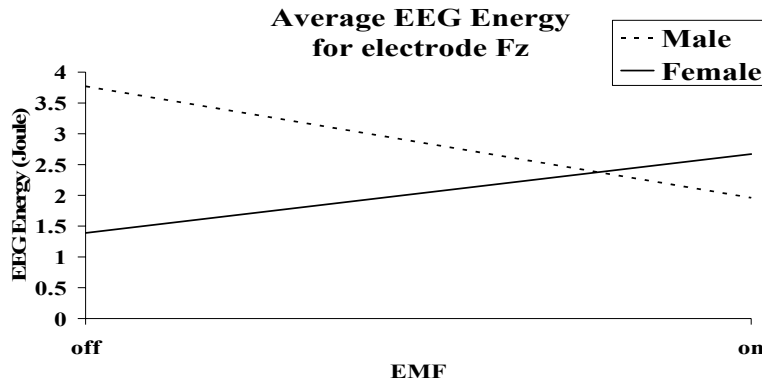
Σχήμα 31 - Ραβδόγραμμα των διαφορών της ενέργειας του EEG σήματος «άντρες-γυναίκες» για κάθε ηλεκτρόδιο και πειραματική συνθήκη (off mode(χωρίς ακτινοβολία)/on mode(με ακτινοβολία))
Με αστερίσκο σημειώνονται οι στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Το σχήμα 32 μας δίνει μια άλλη όψη της αλληλεπίδρασης φύλου και ακτινοβολίας. Δείχνει το μέσο όρο των διαφορών των ενεργειών των δύο πειραματικών συνθηκών (με – χωρίς ακτινοβολία) για κάθε φύλο σε όλα τα ηλεκτρόδια. Οι αστερίσκοι δείχνουν τα ηλεκτρόδια στα οποία επιτυγχάνεται στατιστικά σημαντική διαφορά. Είναι αξιοσημείωτο ότι οι διαφορές για τους άνδρες είναι αρνητικές σε όλα τα ηλεκτρόδια σε αντίθεση με αυτές των γυναικών που είναι θετικές. Στατιστικά σημαντικές διαφορές παρατηρήθηκαν σε οκτώ ηλεκτρόδια για τους άνδρες και σε τέσσερα για τις γυναίκες.



Σχήμα 32 - Ραβδόγραμμα των διαφορών της ενέργειας του EEG σήματος «με-χωρίς ακτινοβολία» για κάθε ηλεκτρόδιο
Με αστερίσκο σημειώνονται οι στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Αυτό σημαίνει ότι κάτω από την επίδραση της ακτινοβολίας η φασματική ενέργεια του EEG των ανδρών μειώνεται ενώ το αντίθετο συμβαίνει για τις γυναίκες. Σχηματικά αυτή η αντιστροφή φαίνεται καθαρά στο σχήμα 33.



Σχήμα 33 - Ενέργεια EEG για το ηλεκτρόδιο Fz για τα δύο φύλα και τις πειραματικές συνθήκες

Ο πίνακας 8 δείχνει τα πρόσημα των διαφορών των EEG ενεργειών μεταξύ των φύλων για κάθε πειραματική συνθήκη και μεταξύ των πειραματικών συνθηκών για κάθε φύλο. Οι παρενθέσεις περιέχουν το πλήθος των ηλεκτροδίων για τα οποία βρέθηκαν θετικές ή αρνητικές διαφορές προς το σύνολο των ηλεκτροδίων. Όπως φαίνεται τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν παραπάνω για τη συνολική ενέργεια επαναλήφθηκαν και για τις επιμέρους ενέργειες των βασικών τεσσάρων ρυθμών του EEG σήματος.

Πίνακας 8 - Αριθμός των ηλεκτροδίων με θετικές (+) ή αρνητικές (-) διαφορές ενεργειών EEG

	Ακτινοβολία		Φύλο	
	Απουσία	Παρουσία	Άνδρες	Γυναίκες
Διαφορά	Άνδρες-Γυναίκες	Άνδρες-Γυναίκες	Απουσία - Παρουσία	Απουσία – Παρουσία
Συνολικά	+ (15/15)	- (13/15)	+ (15/15)	- (15/15)
Ρυθμός δ	+ (15/15)	- (12/15)	+ (14/15)	- (15/15)
Ρυθμός θ	+ (15/15)	- (14/15)	+ (15/15)	- (15/15)
Ρυθμός α	+ (15/15)	- (11/15)	+ (10/15)	- (15/15)
Ρυθμός β	+ (15/15)	- (15/15)	+ (15/15)	- (15/15)

Η αλληλεπίδραση του φύλου με την πειραματική συνθήκη ερμηνεύεται από τη διασταυρούμενη επίδραση του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου στο φύλο. Αυτό σημαίνει ότι στην πλειοψηφία των ηλεκτροδίων απουσία ακτινοβολίας η ενέργεια του EEG

σήματος των ανδρών είναι μεγαλύτερη από αυτή των γυναικών ενώ η εικόνα αυτή αντιστρέφεται παρουσία ακτινοβολίας.

Όσον αφορά στα αποτελέσματα του test Wechsler, απουσία ακτινοβολίας η βαθμολογία των ανδρών ήταν 123.7 ± 46.67 ενώ των γυναικών 111.1 ± 41.5 . Παρουσία ακτινοβολίας η απόδοση ήταν 112.4 ± 37.9 και 115.7 ± 36.4 αντίστοιχα. Στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των πειραματικών συνθηκών δε βρέθηκαν για κανένα φύλο.

5.3.4 Συμπεράσματα

Η πηγή και οι συσχετίσεις των φασματικών συνιστωσών του EEG παραμένουν εν πολλοίς άγνωστες. Έχουν παρόλα αυτά συνδεθεί με την προσοχή (α ρυθμός), με τον προσανατολισμό των συντεταγμένων απαντήσεων στις διάφορες φάσεις της εγρήγορσης όπως και την ανίχνευση-αξιολόγηση του «σήματος» (θ και δ ρυθμός) καθώς και με την εγρήγορση (β ρυθμός) [89].

Οι διαφορές μεταξύ των δύο φύλων που διαπιστώθηκαν κατά την απουσία της ακτινοβολίας φαίνεται να συμφωνούν με τις διαφορές στη λειτουργική οργάνωση του εγκεφάλου όπως υποδεικνύουν ψυχοφυσιολογικές και νευροβιολογικές μελέτες [90]. Η επεξεργασία της πληροφορίας φαίνεται να γίνεται διαφορετικά στα δύο φύλα. Οι γυναίκες υπερτερούν των ανδρών στην ταχύτητα αντίληψης, την λεκτική ευχέρεια και τον κινητήριο συγχρονισμό ενώ οι άνδρες υπερισχύουν των γυναικών σε χωρικά θέματα (διανοητική εναλλαγή, χωρικός προσανατολισμός) και στη μαθηματική λογική [91,92]. Αυτές οι διαφορές είναι πιθανό να προκαλούνται όχι μόνο από τη διαφορετική εκπαίδευση των φύλων αλλά και από γενετικές διαφοροποιήσεις της οργάνωσης του εγκεφάλου που συνδέονται με ορμονικές διαφορές [93]. Οι λειτουργικές διαφορές εκτείνονται σε παραμέτρους τόσο συμβατικού (μη προκλητού) EEG [94] όσο και του προκλητού EEG που καταγράφεται σε πειράματα με νευροψυχολογική σημασία [95, 96].

Η επίδραση της ακτινοβολίας μπορεί να συνδεθεί τόσο με την εξαρτώμενη από το φύλο επεξεργασία της πληροφορίας όσο και με τη φύση της αλληλεπίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων με τα βιολογικά συστήματα. Μια ανασκόπηση των επιδράσεων της ακτινοβολίας στην ηλεκτροφυσιολογική λειτουργία του εγκεφάλου δίνεται από τον Cook et al.[97].

Είναι επίσης αξιοσημείωτο ότι οι νευροφυσιολογικές μελέτες υποδεικνύουν την ανάμειξη της διαπερατότητας του αιματοεγκεφαλικού φραγμού (blood-brain-barrier)

στην επίδραση της ακτινοβολίας στον εγκέφαλο [98]. Αυτή η ιδέα είναι ιδιαίτερα ενδιαφέρουσα καθώς μπορεί να συνδυαστεί με τις διαφορές του αιματοεγκεφαλικού φραγμού μεταξύ των δύο φύλων.

Όσον αφορά στα αποτελέσματα της ανακλητικής επίδοσης της μνήμης, του test Wechsler, τα ευρήματα που προέκυψαν από αυτή την επεξεργασία των δεδομένων συμφωνούν με ευρήματα που αναφέρουν ότι δεν υπήρξε επίδραση ακτινοβολίας στο χρόνο αντίδρασης και την απόδοση σε οπτική δοκιμασία λειτουργικής μνήμης [76] αλλά έρχονται σε αντίθεση με άλλες έρευνες [99, 100] όπου υπό την επίδραση ακτινοβολίας μειώθηκε ο χρόνος αντίδρασης σε διάφορες δοκιμασίες. Γίνεται λοιπόν φανερό ότι για την μελέτη αυτών των ασυμφωνιών και την εξαγωγή τελικών συμπερασμάτων απαιτούνται περαιτέρω έρευνες.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ *ERP* ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Στο έκτο κεφάλαιο, περιγράφονται οι μέθοδοι επεξεργασίας των δεδομένων του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος στο τμήμα του που αφορά στα προκλητά δυναμικά, δηλαδή αυτό που καταγράφεται μετά από την επίδραση ενός εξωτερικού ερεθίσματος. Αρχικά αναλύονται τα αποτελέσματα της κλασικής επεξεργασίας όπου μελετώνται οι διαφοροποιήσεις των βασικών κορυφώσεων του σήματος υπό την επίδραση της ακτινοβολίας και αποκαλύπτεται η αλληλεπίδραση κι άλλων παραγόντων. Στη συνέχεια αναπτύσσεται το θεωρητικό και μαθηματικό υπόβαθρο της μεθόδου επεξεργασίας με βάση τα Wavelets και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής της συγκεκριμένης μεθόδου στα πειραματικά δεδομένα που αφορούν στο σήμα των προκλητών δυναμικών.

6.1 Κλασική Επεξεργασία

Από τα δεδομένα του πειράματος στο οποίο χρησιμοποιήθηκε ακτινοβολία 900 MHz, για το ERP σήμα, δηλαδή τα 1000msec μετά το ακουστικό ερέθισμα αρχικά έγινε η κλασική επεξεργασία εύρεσης των κορυφώσεων όπως αυτές έχουν οριστεί στο Κεφάλαιο 2. Τα ευρήματα που προέκυψαν για ορισμένες από τις κορυφώσεις έδειξαν διαφοροποίηση της ενέργειας σε σχέση με το φύλο και την πειραματική συνθήκη όπως συνέβη και κατά την επεξεργασία του EEG σήματος που παρουσιάστηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Για κάποιες άλλες κορυφώσεις βρέθηκε η επίδραση ενός άλλου παράγοντα που αλληλεπιδρά με την ακτινοβολία και είναι το είδος του ερεθίσματος που χρησιμοποιείται.

6.1.1 ERPs και επίδραση ακτινοβολίας σε σχέση με το φύλο

6.1.1.1 Κυματομορφές P200 και N200

Υπολογίστηκαν οι κορυφώσεις P200 και N200 για κάθε άτομο, κάθε επίσκεψή του και κάθε ηλεκτρόδιο [101].

Στη στατιστική ανάλυση εφαρμόστηκε έλεγχος κανονικότητας Kolmogorov-Smirnov και βρέθηκε ότι τα πλάτη σε όλα τα ηλεκτρόδια δεν απέκλιναν από την κανονική κατανομή. Επίσης εφαρμόστηκε το Box' s M test με το οποίο επιβεβαιώθηκε η ομοιογένεια της συνδιακύμανσης όλων των εξαρτημένων μεταβλητών. Οι διαπιστώσεις αυτές επέτρεψαν τη χρήση πολυμεταβλητής ανάλυσης.

Για τις κορυφώσεις P200 και N200 εφαρμόστηκε MANOVA με επαναληπτικές μετρήσεις. Η MANOVA χρησιμοποιήθηκε προκειμένου να διερευνηθεί αν οι ανεξάρτητες μεταβλητές πειραματική συνθήκη, ηλεκτρόδιο και φύλο επηρεάζουν τα P200 και N200. Η πειραματική συνθήκη περιελάμβανε δύο επίπεδα: παρουσία και απουσία ακτινοβολίας και μαζί με τα ηλεκτρόδια θεωρήθηκαν ως οι εντός των ατόμων παράγοντες ενώ το φύλο περιελάμβανε δύο επίπεδα και ήταν ο μεταξύ των ατόμων παράγοντας. Επίσης υπολογίστηκαν, για κάθε ηλεκτρόδιο και πειραματική συνθήκη, οι διαφορές των κορυφώσεων μεταξύ των φύλων και για κάθε ηλεκτρόδιο και φύλο, οι διαφορές μεταξύ των πειραματικών συνθηκών.

Στους πίνακες 9 και 10 φαίνονται οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις για τις κορυφώσεις P200 και N200 αντίστοιχα, για κάθε φύλο και πειραματική συνθήκη.

Πίνακας 9 - Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις P200

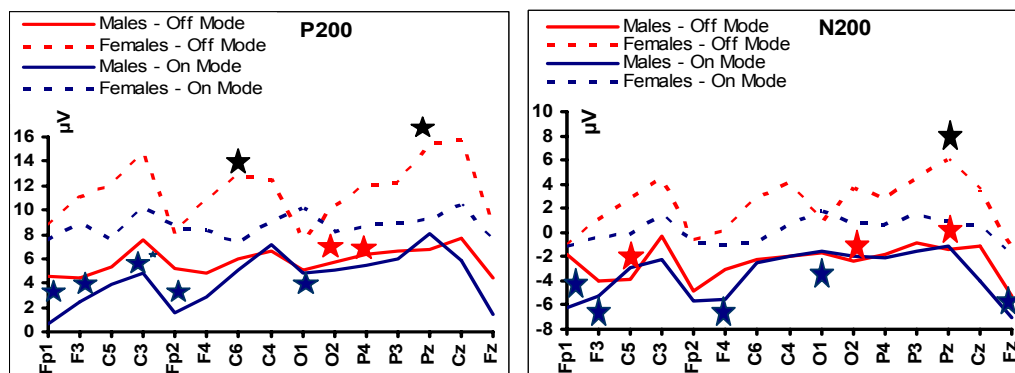
Ηλεκτρόδια	P200 (μV) $\pm$ Τυπική Απόκλιση			
	Άνδρες		Γυναίκες	
	Χωρίς ακτινοβολία	Με ακτινοβολία	Χωρίς ακτινοβολία	Με ακτινοβολία
Fp1	4.5 $\pm$ 4.0	0.6 $\pm$ 5.6	8.6 $\pm$ 11.1	7.6 $\pm$ 7.9
F3	4.4 $\pm$ 4.9	2.4 $\pm$ 5.6	11.0 $\pm$ 9.7	9.0 $\pm$ 6.0
C5	5.2 $\pm$ 4.7	3.9 $\pm$ 6.4	12.1 $\pm$ 10.7	7.5 $\pm$ 5.2
C3	7.5 $\pm$ 5.4	4.8 $\pm$ 5.0	14.7 $\pm$ 10.0	10.2 $\pm$ 4.9
Fp2	5.2 $\pm$ 5.7	1.6 $\pm$ 6.1	8.0 $\pm$ 8.9	8.6 $\pm$ 8.0
F4	4.8 $\pm$ 4.1	2.8 $\pm$ 6.3	10.8 $\pm$ 9.0	8.2 $\pm$ 6.6
C6	6.0 $\pm$ 4.5	5.0 $\pm$ 5.8	12.8 $\pm$ 9.9	7.2 $\pm$ 6.1
C4	6.6 $\pm$ 4.5	7.1 $\pm$ 5.1	12.4 $\pm$ 7.2	9.1 $\pm$ 6.4
O1	5.0 $\pm$ 4.4	4.7 $\pm$ 3.7	7.4 $\pm$ 4.3	10.1 $\pm$ 3.3
O2	5.7 $\pm$ 2.6	5.0 $\pm$ 3.9	10.2 $\pm$ 2.9	8.2 $\pm$ 4.2
P4	6.3 $\pm$ 3.9	5.4 $\pm$ 4.0	12.0 $\pm$ 5.9	8.6 $\pm$ 4.7
P3	6.6 $\pm$ 4.1	5.9 $\pm$ 5.0	12.2 $\pm$ 10.8	8.9 $\pm$ 2.7
Pz	6.7 $\pm$ 4.1	8.1 $\pm$ 5.1	15.3 $\pm$ 8.8	9.2 $\pm$ 4.6
Cz	7.6 $\pm$ 5.0	5.8 $\pm$ 6.4	15.6 $\pm$ 11.1	10.4 $\pm$ 6.3
Fz	4.4 $\pm$ 4.7	1.4 $\pm$ 7.1	8.8 $\pm$ 11.2	7.3 $\pm$ 8.2

Πίνακας 10 - Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις N200

Ηλεκτρόδια	N200 (μV) $\pm$ Τυπική Απόκλιση			
	Άνδρες		Γυναίκες	
	Χωρίς ακτινοβολία	Με ακτινοβολία	Χωρίς ακτινοβολία	Με ακτινοβολία
Fp1	1.8 $\pm$ 4.3	-6.3 $\pm$ 4.2	-1.2 $\pm$ 6.4	-1.1 $\pm$ 5.4
F3	-4.0 $\pm$ 7.3	-5.2 $\pm$ 3.4	1.1 $\pm$ 6.6	-0.3 $\pm$ 4.8
C5	-3.8 $\pm$ 5.9	-3.0 $\pm$ 3.3	2.9 $\pm$ 5.7	-0.14 $\pm$ 5.1
C3	-0.3 $\pm$ 6.9	-2.3 $\pm$ 2.4	4.5 $\pm$ 5.9	1.4 $\pm$ 6.3
Fp2	-4.9 $\pm$ 7.4	-5.7 $\pm$ 4.3	-0.6 $\pm$ 6.4	-0.9 $\pm$ 6.3
F4	-3.1 $\pm$ 6.6	-5.5 $\pm$ 4.2	0.2 $\pm$ 5.6	-1.0 $\pm$ 4.9
C6	-2.2 $\pm$ 7.3	-2.5 $\pm$ 3.5	2.9 $\pm$ 6.4	-0.8 $\pm$ 6.2
C4	-2.0 $\pm$ 7.0	-2.0 $\pm$ 3.0	4.0 $\pm$ 5.7	0.6 $\pm$ 6.9
O1	-1.7 $\pm$ 6.1	-1.6 $\pm$ 3.8	0.8 $\pm$ 4.2	1.7 $\pm$ 2.8
O2	-2.4 $\pm$ 6.4	-2.0 $\pm$ 3.4	3.7 $\pm$ 3.5	0.7 $\pm$ 5.7
P4	-1.9 $\pm$ 7.0	-2.1 $\pm$ 3.4	2.8 $\pm$ 3.6	0.6 $\pm$ 6.0
P3	-0.9 $\pm$ 6.0	-1.5 $\pm$ 2.6	4.5 $\pm$ 5.7	1.5 $\pm$ 4.1

Pz	-1.4±6.1	-1.2±2.8	6.0±4.2	0.9±5.3
Cz	-1.2±6.5	-4.0±3.0	3.6±7.5	0.5±6.2
Fz	-5.2±6.9	-7.1±5.0	-1.4±5.5	-1.9±5.3

Τα διαγράμματα 34 α και β δείχνουν τις τιμές των P200 και N200 αντίστοιχα για κάθε ηλεκτρόδιο, φύλο και πειραματική συνθήκη. Οι κόκκινες γραμμές αναφέρονται στην απουσία ακτινοβολίας (off) ενώ οι μπλε στην παρουσία ακτινοβολίας (on). Οι συνεχείς αφορούν στους άνδρες ενώ οι διακεκομμένες στις γυναίκες.



(α)

(β)

Σχήμα 34α, β - P200 (α) και N200 (β) (τιμές σε μVolt) για κάθε ηλεκτρόδιο, φύλο και πειραματική συνθήκη. Οι αστερίσκοι υποδηλώνουν τα ηλεκτρόδια στα οποία βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Είναι φανερό ότι και για τις δύο κορυφώσεις η κυματομορφή των γυναικών βρίσκεται πάνω από αυτή των ανδρών ανεξάρτητα από την πειραματική συνθήκη. Αυτό ενισχύεται από το γεγονός ότι ο παράγοντας φύλο ήταν σημαντικός από μόνος του ενώ ο παράγοντας πειραματική συνθήκη ήταν σημαντικός μόνο όσον αφορά στην αλληλεπίδρασή του με το φύλο και τα ηλεκτρόδια. Οι διαφορές μεταξύ των φύλων ενισχύονται παρουσία της ακτινοβολίας. Για την κυματομορφή P200 στατιστικά σημαντικές διαφορές παρατηρήθηκαν στα ηλεκτρόδια Fp1, F3, C3, Fp2 και O1 ενώ για τη N200 στα ηλεκτρόδια Fp1, F3, F4, O1 και Fz. Είναι προφανές ότι οι διαφορές αυτές παρατηρήθηκαν κυρίως στα μετωπικά ηλεκτρόδια. Λιγότερες διαφορές παρατηρήθηκαν κατά την απουσία της ακτινοβολίας με στατιστικά σημαντικές για το P200 στα ηλεκτρόδια O2 και P4 ενώ για το N200 στα C5, O2 και Pz. Τα ηλεκτρόδια αυτά είναι διαφορετικά από αυτά που σημειώθηκαν κατά την ύπαρξη ηλεκτρομαγνητικού πεδίου. Η ακτινοβολία φαίνεται να έχει μια μικρή επίδραση μειώνοντας τις τιμές των κορυφώσεων. Στατιστική σημαντικότητα σημειώνεται μόνο

στις γυναίκες, στο ηλεκτρόδιο Pz και για τις δύο κορυφώσεις καθώς και στο C6 για το P200. Επίσης φαίνεται ότι οι τιμές των κορυφώσεων ακολουθούν ένα κοινό πρότυπο ανεξάρτητο από το φύλο και την πειραματική συνθήκη. Έτσι τα μετωπικά ηλεκτρόδια Fp1, Fp2 και Fz εμφανίζουν ελάχιστες τιμές σε αντίθεση με τα C3, C4 και Pz που εμφανίζουν μέγιστες.

Η βιολογική σπουδαιότητα των διαπιστωθεισών διαφορών προκύπτει εφόσον ληφθούν υπόψιν οι ψυχοφυσιολογικές ιδιότητες των συγκεκριμένων κυματομορφών. Όπως αναφέρθηκε ήδη η κυματομορφή P₂₀₀ περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού από 140 ως 250 msec μετά το ερέθισμα. Και αποτελεί ένα μέτρο για την επικέντρωση της προσοχής του ατόμου. Όσον αφορά στην κυματομορφή N200 περιγράφει την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού από 180 ως 300 msec μετά το ερέθισμα, και αντικατοπτρίζει τις επιδόσεις των νευρωνικών κυκλωμάτων που υπόκεινται στο φαινόμενο της αντίδρασης του προσανατολισμού σε επίπεδο Κεντρικού Νευρικού Συστήματος

6.1.1.2 Κυματομορφή P300

Υπολογίστηκε η κυματομορφή P300 για κάθε άτομο, κάθε επίσκεψή του και κάθε ηλεκτρόδιο [102] .

Εφαρμόστηκε στα δεκαπέντε ηλεκτρόδια MANOVA 2(Φύλο) x 2(Πειραματική Συνθήκη) x 2 (Επίσκεψη) αφού πρώτα ελέγχθηκε αν πληρούνται οι προϋποθέσεις (έλεγχος κανονικότητας και ομοιογένειας συνδιακύμανσης). Ο παράγοντας επίσκεψη περιλαμβάνει δύο επίπεδα και εκφράζει τη σειρά με την οποία εκτέθηκε στην ακτινοβολία ο εξεταζόμενος (στην πρώτη ή στη δεύτερη επίσκεψη). Επίσης υπολογίστηκαν για κάθε ηλεκτρόδιο και πειραματική συνθήκη οι διαφορές του P300 μεταξύ των φύλων και για κάθε ηλεκτρόδιο και φύλο οι διαφορές μεταξύ των πειραματικών συνθηκών.

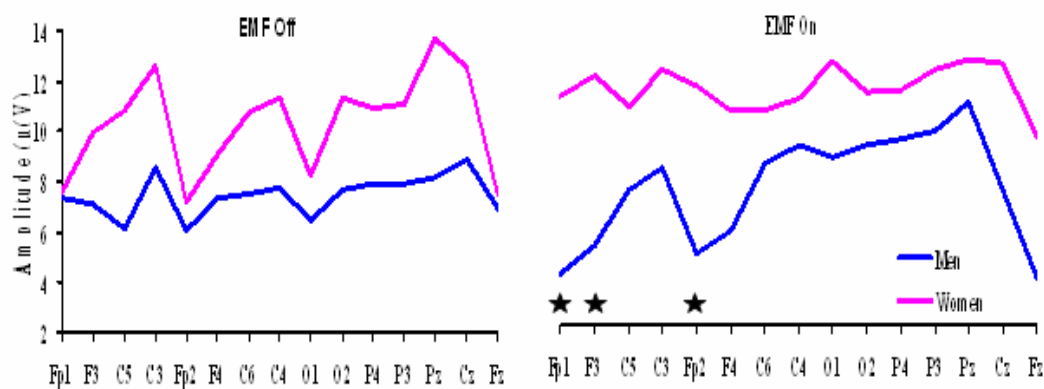
Το επίπεδο σημαντικότητας τέθηκε στο 0.05

Στον πίνακα 11 φαίνονται οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις για την κυματομορφή P300, για κάθε φύλο και πειραματική συνθήκη.

Πίνακας 11 - Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις P300

Ηλεκτρόδια	P300 (μV) $\pm$ Τυπική Απόκλιση			
	Άνδρες		Γυναίκες	
	Χωρίς ακτινοβολία	Με ακτινοβολία	Χωρίς ακτινοβολία	Με ακτινοβολία
Fp1	7.3 $\pm$ 5.7	7.6 $\pm$ 8.0	2.3 $\pm$ 6.6	10.1 $\pm$ 7.7
F3	7.1 $\pm$ 7.1	9.9 $\pm$ 6.0	3.5 $\pm$ 5.3	11.0 $\pm$ 7.7
C5	6.2 $\pm$ 5.9	10.9 $\pm$ 6.8	5.9 $\pm$ 3.8	9.6 $\pm$ 6.9
C3	8.6 $\pm$ 6.5	12.6 $\pm$ 6.4	6.9 $\pm$ 3.6	11.3 $\pm$ 7.3
Fp2	6.1 $\pm$ 6.6	7.2 $\pm$ 8.3	3.1 $\pm$ 6.4	10.6 $\pm$ 8.7
F4	7.3 $\pm$ 6.2	9.0 $\pm$ 6.6	4.1 $\pm$ 4.7	9.5 $\pm$ 6.8
C6	7.5 $\pm$ 6.1	10.8 $\pm$ 6.8	7.1 $\pm$ 4.3	9.5 $\pm$ 8.3
C4	7.8 $\pm$ 6.6	11.3 $\pm$ 5.5	8.0 $\pm$ 3.5	10.0 $\pm$ 8.1
O1	6.5 $\pm$ 4.9	8.3 $\pm$ 4.5	7.4 $\pm$ 4.9	11.6 $\pm$ 6.1
O2	7.7 $\pm$ 4.5	11.3 $\pm$ 3.2	8.0 $\pm$ 3.6	10.3 $\pm$ 7
P4	7.9 $\pm$ 5.5	10.9 $\pm$ 3.0	8.2 $\pm$ 4.0	10.3 $\pm$ 7.3
P3	7.9 $\pm$ 6.2	11.1 $\pm$ 7.0	8.6 $\pm$ 3.4	11.3 $\pm$ 6.7
Pz	8.1 $\pm$ 6.5	13.7 $\pm$ 5.7	9.9 $\pm$ 3.8	11.7 $\pm$ 7.6
Cz	8.9 $\pm$ 6.7	12.5 $\pm$ 8.4	6.0 $\pm$ 4.5	11.5 $\pm$ 7.3
Fz	6.9 $\pm$ 7.3	7.5 $\pm$ 6.6	2 $\pm$ 6.1	8.3 $\pm$ 8.8

Τα σχήματα 35 (α) και (β) δείχνουν τις τιμές του P300 για κάθε ηλεκτρόδιο και φύλο απουσία ακτινοβολίας(α) και παρουσία ακτινοβολίας (β). Οι ροζ καμπύλες αφορούν στις γυναίκες ενώ οι μπλε στους άνδρες



(α)

(β)

Σχήμα 35 - P300 μετρημένο σε μV σε κάθε ηλεκτρόδιο για κάθε φύλο : (α) απουσία ηλεκτρομαγνητικού πεδίου (EMF Off) και (β) παρουσία ηλεκτρομαγνητικού πεδίου (EMF On). Οι αστερίσκοι υποδηλώνουν τα ηλεκτρόδια στα οποία βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Τα αποτελέσματα έδειξαν μια συνολική επίδραση του φύλου που ενισχύθηκε περαιτέρω από την αλληλεπίδραση φύλου και πειραματικής συνθήκης. Όπως προηγουμένως, οι τιμές του P300 των γυναικών είναι υψηλότερες από αυτές των ανδρών και στις δύο πειραματικές συνθήκες. Χωρίς ακτινοβολία δεν υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο φύλων ενώ παρουσία ακτινοβολίας στατιστικά σημαντικές διαφορές σημειώθηκαν στα ηλεκτρόδια Fp1, Fp2 και F3. Αυτό ήταν αποτέλεσμα της αύξησης των πλατών των γυναικών και της ταυτόχρονης μείωσης των πλατών των ανδρών που σημειώθηκαν κατά την έκθεση στο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Επίσης σημειώνεται ξανά η εμφάνιση ενός κοινού προτύπου όπου τα μετωπικά ηλεκτρόδια Fp1, Fp2 και Fz εμφανίζουν ελάχιστες τιμές σε αντίθεση με τα C3, C4 και Pz που εμφανίζουν μέγιστες.

Η βιολογική σπουδαιότητα των διαπιστωθεισών διαφορών μπορεί να νοηθεί με συνέπεια εφόσον ληφθούν υπ' όψιν οι ψυχοφυσιολογικές ιδιότητες της συγκεκριμένης κυματομορφής. Ειδικότερα υποστηρίζεται ότι η κυματομορφή P₃₀₀ αντικατοπτρίζει τη νευρωνική δραστηριότητα η οποία υπόκειται των διεργασιών που συναρτώνται με τον επιμερισμό προσοχής για την κινητοποίηση των προγραμμάτων δράσης [42].

6.1.2 ERPs και επίδραση ακτινοβολίας σε σχέση με το είδος του ερεθίσματος

Όπως έχει αναφερθεί στην ανάπτυξη της πειραματικής διαδικασίας, οι εξεταζόμενοι υποβλήθηκαν στο test Wechler κατά τη διάρκεια του οποίου άκουγαν ηχητικά μηνύματα, των οποίων η έναρξη και η λήξη σηματοδοτείτο είτε από έναν υψηλόσυχο (high tone) είτε από ένα χαμηλόσυχο (low tone) τόνο. Η επίδραση της διαφοροποίησης του ηχητικού ερεθίσματος στα προκλητά δυναμικά μελετήθηκε σε σχέση με την παρουσία του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου των 900MHz [103, 104]. Πιο συγκεκριμένα μελετήθηκαν οι κορυφώσεις P50 και N100 που ανήκουν στα πρώιμα ενδογενή προκλητά δυναμικά (εξωγενείς συντελεστές), τα οποία όπως έχει αποδειχθεί εξαρτώνται από το ερέθισμα [42]. Για το λόγο αυτό η εύρεση του μέσου όρου με σκοπό την απομάκρυνση του θορύβου δεν έγινε στις 52 επαναλήψεις της κάθε επίσκεψης του ατόμου. Ο μέσος όρος υπολογίστηκε ξεχωριστά στο σετ των 26 ηχητικών μηνυμάτων με τον υψηλόσυχο τόνο και στο σετ των υπολοίπων 26 μηνυμάτων με το χαμηλόσυχο τόνο. Έτσι προέκυψαν δύο «συλλογές» δεδομένων που αντιστοιχούν στα δύο ηχητικά ερεθίσματα πάνω στις οποίες έγιναν οι περαιτέρω

υπολογισμοί. Υπολογίστηκαν λοιπόν σε κάθε ηλεκτρόδιο, σε κάθε άτομο, για κάθε πειραματική συνθήκη και κάθε συλλογή δεδομένων οι κορυφώσεις P50 και N100 στα χρονικά διαστήματα που ορίζει η βιβλιογραφία και αναφέρθηκαν στην παράγραφο 2.4.3. Επίσης υπολογίστηκε η απόδοση των εξεταζομένων στο test Wechsler ξεχωριστά για τα δύο σετ μηνυμάτων (για υψηλό ή χαμηλό τόνο). Συνολικά παρουσιάστηκαν 298 ψηφία, 149 για κάθε σετ.

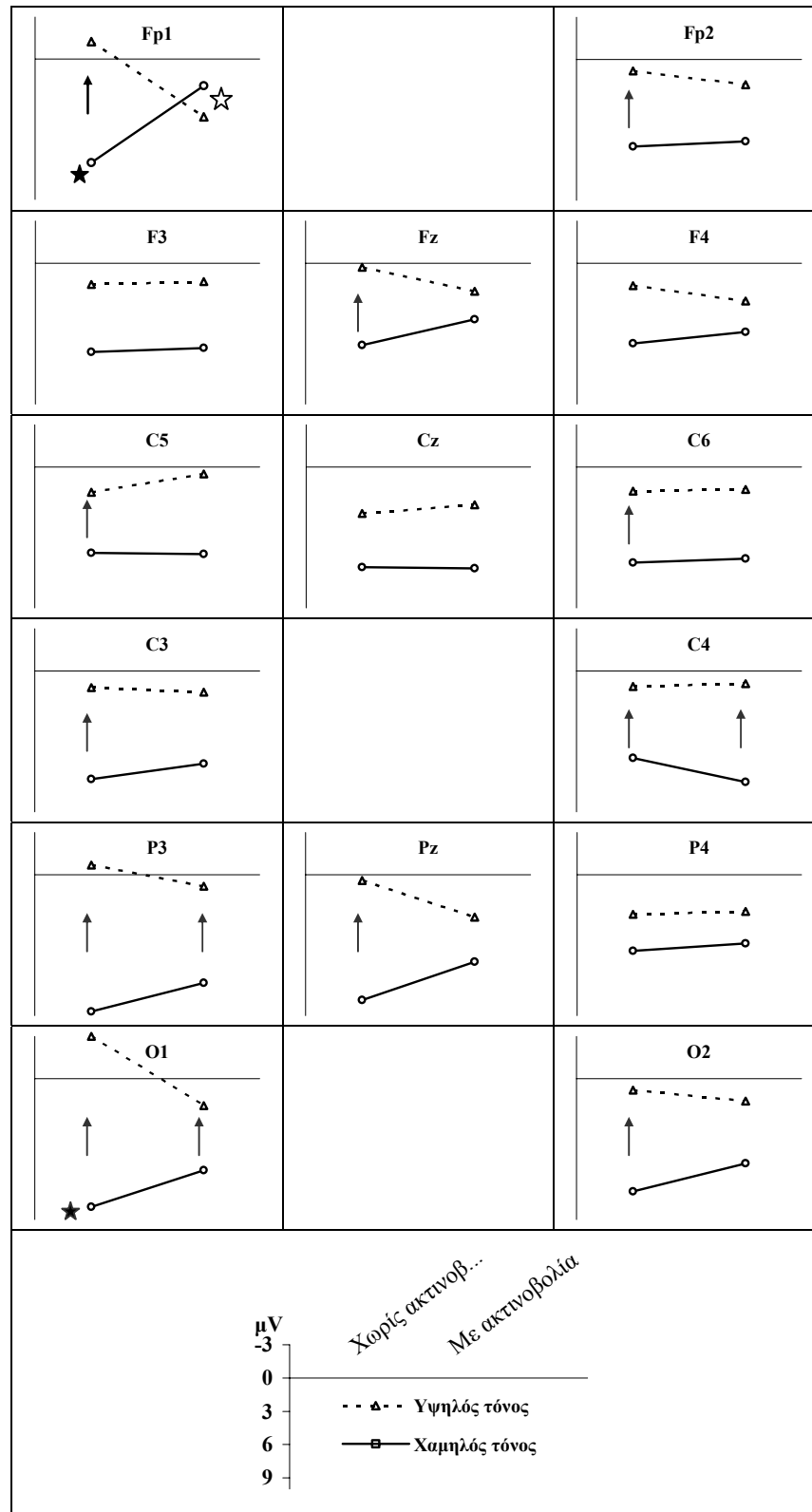
Οι τιμές των P50 και N100 υποβλήθηκαν σε MANOVA έχοντας ως μεταξύ των ατόμων παράγοντες τις δύο πειραματικές συνθήκες (με/χωρίς ακτινοβολία) και τα δύο ερεθίσματα (υψηλό/χαμηλό τόνο) αφού πρώτα ελέγχθηκε αν πληρούνται οι προϋποθέσεις για την χρησιμοποίηση αυτής της ανάλυσης. Η πειραματική συνθήκη x είδος ερεθίσματος, δηλαδή η αλληλεπίδραση των δύο αυτών παραγόντων ελήφθη υπόψιν. Κατόπιν έγιναν κατά ζεύγη συγκρίσεις μεταξύ των πλατών που καταγράφηκαν για τα δύο διαφορετικά είδη ερεθισμάτων απουσία και παρουσία ακτινοβολίας όπως επίσης και συγκρίσεις για τα πλάτη μεταξύ των δύο πειραματικών συνθηκών για υψηλό και χαμηλό τόνο. Επίσης για την κυματομορφή P50 χρησιμοποιήθηκαν μοντέλα λογιστικής παλινδρόμησης κατά βήματα για τις δύο πειραματικές συνθήκες με το είδος του ερεθίσματος ως διωνυμική ανεξάρτητη μεταβλητή και τα πλάτη P50 στα δεκαπέντε ηλεκτρόδια ως ανεξάρτητες μεταβλητές. Ο σκοπός αυτής της ανάλυσης ήταν να εξεταστεί εάν το είδος του ερεθίσματος μπορεί να συναχθεί από το αποτέλεσμα του όπως αυτό αποτυπώνεται στα πλάτη P50. Οι συσχετίσεις της απόδοσης της μνήμης των εξεταζομένων με τα πλάτη του P50 εξετάστηκαν με βάση το συντελεστή συσχέτισης Pearson. Το επίπεδο σημαντικότητας ετέθη στο 0.05.

Η πολυμεταβλητή ανάλυση της διακύμανσης αποκάλυψε για τα πλάτη P50 και N100 μια εξάρτησή τους από το είδος του ερεθίσματος ενώ παρατηρήθηκε επίσης σημαντική αλληλεπίδραση του είδους ερεθίσματος με την πειραματική συνθήκη. Η διαφοροποίηση των πλατών σε σχέση με το είδος του ερεθίσματος είναι πιο έκδηλη υπό συνθήκες απουσίας ακτινοβολίας. Όπως φαίνεται από τον πίνακα 12 και το σχήμα 36 για την κυματομορφή P50, το υψηλόσυχνο ερέθισμα προκαλεί υψηλότερες τιμές πλατών σε σχέση με το χαμηλόσυχνο σε όλα τα ηλεκτρόδια. Στατιστική σημαντικότητα επιτυγχάνεται σε έντεκα από τα δεκαπέντε. Το ίδιο συμβαίνει για την κυματομορφή N100, όπως φαίνεται από τον πίνακα 13 και το σχήμα 37. Εδώ στατιστική σημαντικότητα επιτυγχάνεται σε εννέα ηλεκτρόδια (Fp1, C3, Fp2, C6, O1, O2, P3, Pz, Fz). Η παρουσία της ακτινοβολίας φαίνεται να μειώνει αυτές τις

διαφορές. Για το P50 στατιστική σημαντικότητα επιτυγχάνεται σε τρία ηλεκτρόδια ενώ για το N100 σε κανένα. Αυτό γίνεται λόγω της ελαφράς μείωσης των τιμών των κορυφώσεων που προέρχονται από υψηλόσυχο ερέθισμα και της ταυτόχρονης αύξησης των τιμών των κορυφώσεων που προέρχονται από χαμηλόσυχο ερέθισμα. Η αύξηση αυτή είναι στατιστικά σημαντική για το ηλεκτρόδιο Fp1 και για τις δύο κορυφώσεις καθώς και για το ηλεκτρόδιο O1 για το P50. Η μείωση είναι στατιστικά σημαντική για το ηλεκτρόδιο Fp1 και για τις δύο κορυφώσεις.

Πίνακας 12- Πλάτη της κορύφωσης P50 (μέση τιμή $\pm$ τυπική απόκλιση) για υψηλόσυχο και χαμηλόσυχο ερέθισμα, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας

Ηλεκτρόδιο	Πλάτη P50 (mean $\pm$ SD)				p τιμές δυαδικών συγκρίσεων			
	Χωρίς ακτινοβολία		Με Ακτινοβολία		Μεταξύ ερεθισμάτων		Μεταξύ πειραματικών συνθηκών	
	Χαμηλός τόνος	Υψηλός Τόνος	Χαμηλός τόνος	Υψηλός Τόνος	Χωρίς ακτινοβολία	Με ακτινοβολία	Χαμηλός τόνος	Υψηλός Τόνος
Fp1	-1.2 $\pm$ 6.1	7.4 $\pm$ 7.8	4.1 $\pm$ 7.2	1.9 $\pm$ 7.5	0.001	0.362	0.018	0.034
F3	1.5 $\pm$ 8.6	6.3 $\pm$ 8.2	1.3 $\pm$ 7.5	6.0 $\pm$ 9.3	0.086	0.099	0.937	0.897
C5	1.8 $\pm$ 5.2	6.1 $\pm$ 7.5	0.5 $\pm$ 9.5	6.2 $\pm$ 9.0	0.049	0.067	0.616	0.960
C3	1.2 $\pm$ 6.3	7.7 $\pm$ 6.8	1.5 $\pm$ 8.7	6.6 $\pm$ 9.2	0.004	0.086	0.927	0.674
Fp2	0.8 $\pm$ 7.5	6.2 $\pm$ 7.3	1.8 $\pm$ 7.6	5.8 $\pm$ 7.9	0.030	0.120	0.703	0.851
F4	1.6 $\pm$ 6.2	5.7 $\pm$ 7.5	2.7 $\pm$ 8.3	4.9 $\pm$ 9.4	0.072	0.461	0.633	0.760
C6	1.7 $\pm$ 6.0	6.8 $\pm$ 7.2	1.6 $\pm$ 8.7	6.5 $\pm$ 7.9	0.023	0.078	0.960	0.897
C4	1.1 $\pm$ 6.8	6.2 $\pm$ 7.5	0.9 $\pm$ 6.8	7.9 $\pm$ 8.7	0.036	0.009	0.906	0.524
O1	-3.0 $\pm$ 8.0	9.1 $\pm$ 9.3	1.9 $\pm$ 6.0	6.5 $\pm$ 7.7	0.001	0.044	0.043	0.354
O2	0.8 $\pm$ 7.2	8.0 $\pm$ 7.8	1.6 $\pm$ 7.3	6.0 $\pm$ 7.0	0.006	0.068	0.739	0.408
P4	2.8 $\pm$ 8.4	5.4 $\pm$ 9.8	2.6 $\pm$ 7.7	4.9 $\pm$ 7.5	0.369	0.374	0.962	0.835
P3	-0.7 $\pm$ 6.9	9.7 $\pm$ 7.2	0.8 $\pm$ 8.8	7.7 $\pm$ 7.6	0.001	0.014	0.562	0.417
Pz	0.4 $\pm$ 7.0	8.9 $\pm$ 8.4	3.0 $\pm$ 8.3	6.2 $\pm$ 6.7	0.002	0.188	0.316	0.284
Cz	3.3 $\pm$ 8.0	7.1 $\pm$ 8.7	2.7 $\pm$ 7.6	7.2 $\pm$ 7.7	0.168	0.080	0.827	0.963
Fz	0.3 $\pm$ 6.3	5.8 $\pm$ 8.3	2.0 $\pm$ 8.6	4.0 $\pm$ 8.5	0.028	0.466	0.500	0.527

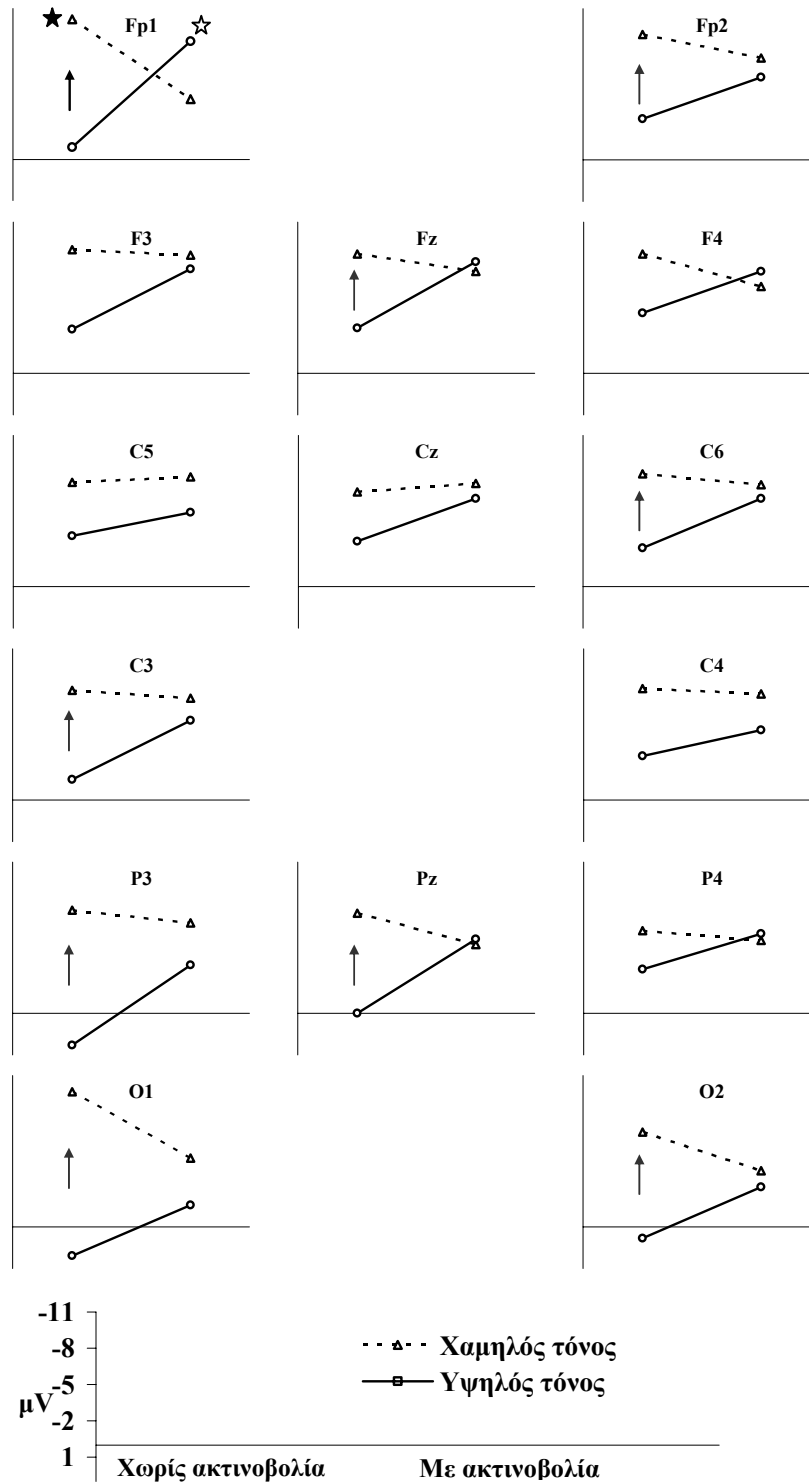


Σχήμα 36 - Συγκρίσεις των κορυφώσεων P50 μεταξύ υψηλόσυχνου και χαμηλόσυχνου τόνου, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας όπως και μεταξύ των πειραματικών συνθηκών ακτινοβολίας για υψηλό και χαμηλό τόνο.

Το βέλος σημαίνει (↑) σημαντικά ανυψωμένα πλάτη P50 κατά τον υψηλό τόνο, που βρέθηκαν σε 11 ηλεκτρόδια απουσία ακτινοβολίας και σε 3 παρουσία ακτινοβολίας. Οι αστερίσκοι δηλώνουν τις στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των πειραματικών συνθηκών. Το μαύρο αστέρι δηλώνει σημαντικά υψηλότερες τιμές P50 απουσία ακτινοβολίας (βρέθηκε σε δύο ηλεκτρόδια, Fp1, O1) ενώ το λευκό σημαίνει σημαντικά υψηλότερες τιμές P50 παρουσία ακτινοβολίας (βρέθηκε στο ηλεκτρόδιο Fp1)

Πίνακας 13 - Πλάτη της κορύφωσης N100 (μέση τιμή ± τυπική απόκλιση) για υψηλόσυχο και χαμηλόσυχο ερέθισμα, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας. Οι p τιμές των δυαδικών συγκρίσεων που φαίνονται με έντονα γράμματα δηλώνουν τις στατιστικά σημαντικές διαφορές

Ηλεκτρόδιο	Πλάτη N100 (mean ± SD)				P τιμές δυαδικών συγκρίσεων			
	Χωρίς ακτινοβολία		Με Ακτινοβολία		Μεταξύ ερεθισμάτων		Μεταξύ πειραματικών συνθηκών	
	Χαμηλός τόνος	Υψηλός Τόνος	Χαμηλός τόνος	Υψηλός Τόνος	Χαμηλός τόνος	Υψηλός Τόνος	Χαμηλός τόνος	Υψηλός Τόνος
Fp1	-10.2±7.8	-0.9±7.7	-4.4±8.7	-8.6±8.9	0.001	0.159	0.039	0.007
F3	-9.0±10.2	-3.2±8.1	-8.6±8.0	-7.6±11.9	0.059	0.748	0.897	0.197
C5	-7.6±8.1	-3.7±8.7	-8.0±9.3	-5.4±11.5	0.159	0.450	0.910	0.620
C3	-8.0±9.1	-1.5±8.3	-7.4±9.5	-5.8±11.6	0.026	0.646	0.827	0.195
Fp2	-9.1±8.7	-3.0±5.9	-7.4±8.1	-6.0±10.3	0.015	0.644	0.524	0.282
F4	-8.7±8.6	-4.4±6.0	-6.3±9.1	-7.4±12.6	0.086	0.750	0.409	0.357
C6	-8.2±7.8	-2.8±8.0	-7.4±9.3	-6.4±11.0	0.040	0.773	0.761	0.250
C4	-8.1±9.7	-3.2±6.7	-7.7±8.6	-5.1±11.9	0.074	0.448	0.878	0.542
O1	-9.8±8.8	2.1±9.8	-5.0±7.5	-1.6±9.0	0.000	0.202	0.081	0.231
O2	-6.9±7.9	0.8±7.1	-4.1±8.3	-2.9±7.7	0.003	0.643	0.290	0.137
P4	-6.0±9.2	-3.2±8.2	-5.3±7.2	-5.8±9.5	0.328	0.860	0.790	0.378
P3	-7.5±9.1	2.3±7.5	-6.6±9.7	-3.5±10.6	0.001	0.347	0.765	0.063
Pz	-7.3±9.7	0.0±8.8	-5.0±9.8	-5.4±9.5	0.021	0.897	0.480	0.076
Cz	-6.9±11.6	-3.3±10.0	-7.5±9.9	-6.4±11.6	0.306	0.775	0.883	0.372
Fz	-8.7±7.9	-3.3±7.5	-7.4±8.9	-8.1±10.5	0.039	0.825	0.643	0.114



Σχήμα 37 - Συγκρίσεις των κορυφώσεων N100 μεταξύ υψηλόσυχνου και χαμηλόσυχνου τόνου, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας και συγκρίσεις μεταξύ των πειραματικών συνθηκών ακτινοβολίας για υψηλό και χαμηλό τόνο.

Τα βέλη δηλώνουν τις στατιστικά σημαντικές διαφορές στα πλάτη μεταξύ των δύο ειδών ερεθίσματος, Το βέλος σημαίνει (↑) σημαντικά ανυψωμένα πλάτη N100 κατά τον

υψηλό τόνο, που βρέθηκαν σε 9 ηλεκτρόδια απουσία ακτινοβολίας και σε κανένα παρουσία ακτινοβολίας. Οι αστερίσκοι δηλώνουν τις στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των πειραματικών συνθηκών. Το μαύρο αστέρι δηλώνει σημαντικά υψηλότερες τιμές N100 απουσία ακτινοβολίας (βρέθηκε στο ηλεκτρόδιο Fp1 για χαμηλό τόνο) ενώ το λευκό σημαίνει σημαντικά υψηλότερες τιμές N100 παρουσία ακτινοβολίας (βρέθηκε στο ηλεκτρόδιο Fp1 για υψηλό τόνο)

Παρατηρούμε λοιπόν ότι το ηλεκτρόδιο Fp1 είναι το μόνο όπου τόσο οι τιμές του P50 όσο και του N100 (σχήμα 38) όταν προέρχονται από υψηλό τόνο είναι υψηλότερες από αυτές που προέρχονται από χαμηλό τόνο απουσία ακτινοβολίας ενώ η κατάσταση αντιστρέφεται όταν υπάρχει ηλεκτρομαγνητικό πεδίο.

Το μοντέλο βαθμωτής λογιστικής παλινδρόμησης για την κατάσταση απουσίας ακτινοβολίας αποκάλυψε ότι από τα πλάτη του P50 στα ηλεκτρόδια P3, Pz και Cz μπορούμε να συμπεράνουμε σωστά το είδος του ερεθίσματος στο 92.1% των περιπτώσεων. Στην κατάσταση παρουσίας ακτινοβολίας το ποσοστό είναι 71.1% και περιλαμβάνονται τα ηλεκτρόδια C4 και Fp1.

Η απόδοση μνήμης δε διαφέρει μεταξύ των δύο ερεθισμάτων (58.4 ± 26.5 για χαμηλό τόνο και 54.9 ± 24.6 για υψηλό τόνο, τιμή $p=0.552$). Επίσης δεν εξαρτάται από την ακτινοβολία και το φύλο.

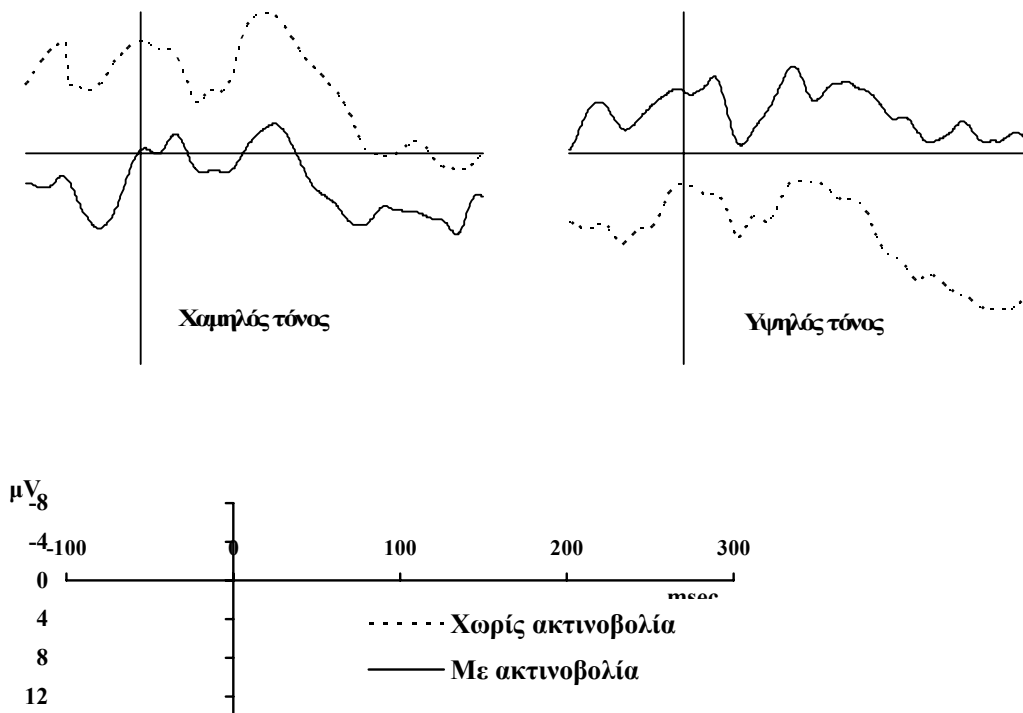
Οι κυματομορφές P50 και N100 συνδέονται με μηχανισμούς που ελέγχουν τις εγκεφαλικές λειτουργίες που προηγούνται της προσοχής (P50) και σχετίζονται με την προσοχή (N100). Οι διαφορές που παρατηρήθηκαν στα πλάτη των P50 και N100 απουσία ακτινοβολίας μπορούν να εξηγηθούν αν αναλογιστούμε ότι τα συστατικά αυτά ανήκουν στους εξωγενείς συντελεστές των ERP τα οποία εξαρτώνται από το ερέθισμα.[42]. Σαν συνέπεια αυτής της παραδοχής θα πρέπει να θεωρείται αυτονόητη η διάκριση στις κορυφώσεις που προκλήθηκαν από υψηλόσυχο ερέθισμα και σ' αυτές που προκλήθηκαν από χαμηλόσυχο ερέθισμα.

Όσον αφορά στα ευρήματα για την επίδραση της ακτινοβολίας στο πλάτος του στο P50 δεν μπορεί να γίνει σύγκριση με αποτελέσματα άλλων ερευνών μιας και όσο μπορούμε να γνωρίζουμε δεν υπάρχουν στη βιβλιογραφία μελέτες που να εστιάζουν στην επίδραση της ακτινοβολίας σ' αυτήν την κυματομορφή. Εξαίρεση αποτελεί η μελέτη των Arai et al. [105] η οποία αναφέρει ότι δε σημειώθηκαν επιδράσεις ακτινοβολίας σήματος 800MHz σε προκλητά δυναμικά 15 εξεταζομένων. Όμως κι εδώ η σύγκριση είναι δύσκολη μιας και υπάρχουν πολλές διαφορές στη μεθοδολογία των πειραμάτων. Στην παρούσα εργασία τα προκλητά δυναμικά μετρήθηκαν με και χωρίς την παρουσία H/M πεδίου ενώ στην μελέτη των Arai et al. μετρήθηκαν πριν

και μετά την διάρκειας 30 λεπτών έκθεση στην ακτινοβολία. Επίσης για το P50 που προκλήθηκε από τον υψηλόσυχο ερεθισμό δεν μπορούμε να συμπεράνουμε ότι οι μεταβολές που παρατηρήθηκαν ήταν εξαιτίας θερμικών επιδράσεων του H/M πεδίου μιας και υπάρχουν ευρήματα που αναφέρουν μείωση των δυναμικών λόγω θερμότητας [106]. Σ' αυτό το πλαίσιο θα πρέπει να ληφθεί υπ' όψιν μια μελέτη [107] που ανέφερε ότι η ταχύτητα των νεύρων δεν αλλάζει αλλά τα πλάτη των εγκεφαλικών δυναμικών μειώνονται παρουσία παλμικού σήματος συχνότητας 915MHz.

Αναφερόμενοι στις μεταβολές του N100 που προκλήθηκε από χαμηλόσυχο ερεθισμό τα ευρήματα μοιάζουν να συμφωνούν με αυτά των Maby et al. και Hamblin et al. [108, 109]. Όσον αφορά στα αποτελέσματα για το N100 που προκλήθηκε από υψηλόσυχο ερεθισμό συμφωνούν με αυτά των Koivisto et al.[100] που ανέφεραν ότι η έκθεση στην ακτινοβολία διευκολύνει τη διαδικασία που σχετίζεται με την προσοχή κατά την επεξεργασία πληροφορίας από τη λειτουργική μνήμη ιδίως στην αριστερή μετωπική περιοχή. Η μεταβολή της κυματομορφής του N100 επηρεάζεται με διαφορετικό τρόπο από την έκθεση στην ακτινοβολία και αυτό μπορεί να εξηγηθεί αν σκεφτεί κανείς ότι το N100 προκύπτει από πολλαπλές πηγές [110, 111]. Μια εναλλακτική εξήγηση ανακύπτει υπό το πρίσμα των απαιτήσεων προσοχής. Οι Eulitz et al. [73] ανέφεραν ότι 30-λεπτη έκθεση σε H/M πεδίο μετέβαλλε το ρυθμό β της εγκεφαλικής απόκρισης σε ακουστικό ερέθισμα. Η ίδια ομάδα ερευνητών [72] παρατήρησε, υπό την επίδραση ακτινοβολίας, μείωση των βραδέων δυναμικών κατά τη διάρκεια μιας απαιτητικής δοκιμασίας ενώ δε σημειώθηκε καμία μεταβολή κατά τη διεξαγωγή μιας μη απαιτητικής δοκιμασίας. Έτσι μια πιθανή εξήγηση των ευρημάτων σχετικά με την κυματομορφή N100 από το υψηλόσυχο ερέθισμα είναι ότι υπό αυτό το ερέθισμα οι εξεταζόμενοι έπρεπε να θυμηθούν τα υπαγορευμένα ψηφία με την αντίθετη σειρά, δοκιμασία αρκετά απαιτητική. Ένα ακόμη σημείο προς συζήτηση είναι η περιοχή όπου σημειώθηκαν οι μεταβολές του N100. Εντοπίστηκαν στην αριστερή μετωπιαία περιοχή (Fp1) η οποία παίζει σημαντικό ρόλο στη λειτουργική μνήμη. Παρόμοια αποτελέσματα αναφέρθηκαν και σε άλλες μελέτες. Ειδικότερα οι Huber et al.[68] χρησιμοποίησαν τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίου σε 12 υγιείς άνδρες και έδειξαν ότι η έκθεση σε H/M πεδίο που δημιουργεί κινητό τηλέφωνο διαφοροποιεί την εγκεφαλική αιματική ροή στην αριστερή εγκεφαλική περιοχή. Είναι αξιοσημείωτο ότι οι μελέτες απεικόνισης του εγκεφάλου δείχνουν ότι η προσοχή και γενικά η λειτουργική μνήμη ενεργοποιούν την αριστερή μετωπιαία περιοχή του εγκεφάλου [112,113].

Εν κατακλείδι τα ευρήματα αυτής της επεξεργασίας υποστηρίζουν ότι κατά την εκτέλεση μιας δοκιμασίας λειτουργικής μνήμης η παρουσία ακτινοβολίας επηρεάζει τη λειτουργία που προηγείται της προσοχής όπως και τις λειτουργίες της προσοχής οι οποίες συνδέονται τα νευρωνικά κυκλώματα της αριστερής μετωπιαίας εγκεφαλικής περιοχής. Παρόλα αυτά για να εξάγουμε τελικά συμπεράσματα χρειάζεται να ακολουθήσουν πολλές μελέτες για τη μελέτη όχι μόνο των χρονικά σύντομων επιδράσεων της ακτινοβολίας αλλά και των μακροχρόνιων.



Σχήμα 38 - Μέσος όρος των κυματομορφών ERP των εξεταζομένων, στο ηλεκτρόδιο Fp1 κατά την απουσία (διακεκομμένη γραμμή) και κατά την παρουσία (συνεχής γραμμή) ακτινοβολίας για τα δύο είδη ερεθίσματος (υψηλό/χαμηλό τόνο)

6.2 Επεξεργασία ERPs με βάση το μετασχηματισμό wavelets

Οι μετασχηματισμοί των δεδομένων του πειράματος που έχουν αναφερθεί έως τώρα έχουν το χαρακτηριστικό ότι εφαρμόζονται είτε στο πεδίο του χρόνου είτε στο πεδίο της συχνότητας. Δεν αποκομίσαμε καμία πληροφορία για το χρόνο στον οποίο εμφανίζεται το συχνοτικό περιεχόμενο των σημάτων. Τη δυνατότητα αυτή μας την προσφέρει ο μετασχηματισμός wavelets.

6.2.1 Βασικά στοιχεία και πλεονεκτήματα του μετασχηματισμού wavelets

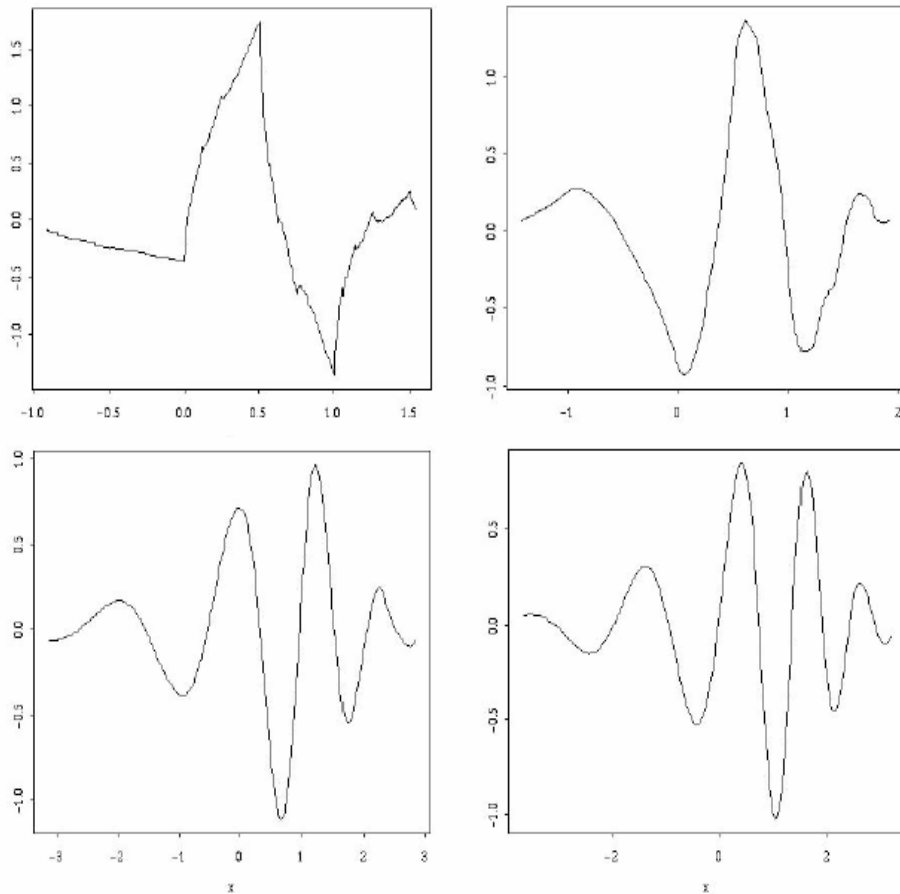
Ο μετασχηματισμός wavelets αναφέρεται στην αναπαράσταση ενός σήματος με τη βοήθεια κάποιων συναρτήσεων που ικανοποιούν ορισμένες απαιτήσεις. Το όνομα wavelets προέρχεται από την προϋπόθεση ότι οι συναρτήσεις αυτές πρέπει να είναι ορισμένου μήκους ή να φθίνουν γρήγορα στο μηδέν, «κυματίζοντας» πάνω και κάτω από το x -άξονα. Οι συναρτήσεις αυτές επίσης θα πρέπει να είναι καλά ορισμένες.

Υπάρχουν πολλών ειδών wavelets. Το πιο απλό είναι το Haar wavelet. Παραδείγματα διαφόρων wavelets (από την οικογένεια των Daubechies wavelets) δίνονται στο σχήμα 39. Όπως τα ημίτονα και τα 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 $\{\psi(\frac{x-b}{a}), (a,b) \in R^+ \times R\}$. Είναι χρήσιμο να δοθούν ειδικές τιμές στα a και b 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 [114-118].

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



Σχήμα 39 - Wavelets από την οικογένεια Daubechies

Μεγάλα και θορυβώδη 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. Για τον μετασχηματισμό FFT (Fast Fourier Transform), η πολυπλοκότητα υπολογισμού είναι $O(n \cdot \log_2(n))$, ενώ για τον FWT (Fast Wavelet Transform) είναι μόνο $O(n)$.

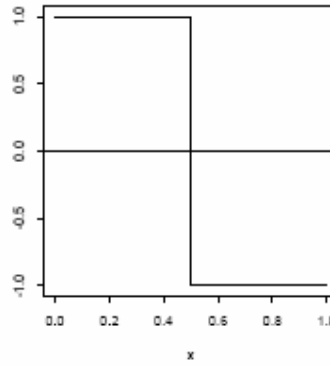
Έτσι, πολλά είδη επεξεργασίας δεδομένων μπορούν να γίνουν από τους αντίστοιχους συντελεστές wavelet. Για παράδειγμα, μπορεί να κάποιος να κάνει λείανση (smoothing) των δεδομένων, χρησιμοποιώντας την τεχνική κατωφλίωσης (thresholding) των συντελεστών wavelet και στη συνέχεια να ξαναδουλέψει τον επεξεργασμένο κώδικα γυρίζοντας στο πεδίο του χρόνου.



Σχήμα 40 - Ανάλυση δεδομένων με χρήση wavelet

6.2.2 Πως λειτουργούν τα wavelets

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 41.

**Σχήμα 41 - Το Haar wavelet**

Το Haar wavelet είναι γνωστό εδώ και 80 χρόνια και έχει χρησιμοποιηθεί σε διάφορα πεδία των μαθηματικών [119]. Γνωρίζουμε ότι κάθε συνεχής συνάρτηση μπορεί να προσεγγιστεί ομοιόμορφα με τις συναρτήσεις Haar. Οι διαστολές και οι παράλληλες μετατοπίσεις της συνάρτησης ψ ,

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

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

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

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

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 νόρμας² στον L^2 έχουμε :

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

Οι συναρτήσεις $\psi_{11}, \psi_{20}, \psi_{21}, \psi_{22}, \psi_{23}$ απεικονίζονται στο σχήμα 42. Το σύνολο $\{\psi_{jk}, j \in \mathbb{Z}, k \in \mathbb{Z}\}$, ορίζει μια ορθοκανονική βάση για τον L^2 . Εναλλακτικά, μπορούμε

να θεωρήσουμε ορθοκανονικές βάσεις της μορφής $\{\phi_{j0,k}, \psi_{jk}, j \geq j_0, k \in Z\}$, 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 $\{\psi_{jk}, j < j_0, k \in Z\}$. Για τη βάση του Haar wavelet η κλιμακωτή συνάρτηση είναι πολύ απλή. Είναι η μονάδα στο διάστημα $[0,1)$, δηλαδή

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

Έστω ότι $\tilde{y} = (y_0, y_1, \dots, y_{2^n-1})$ 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,

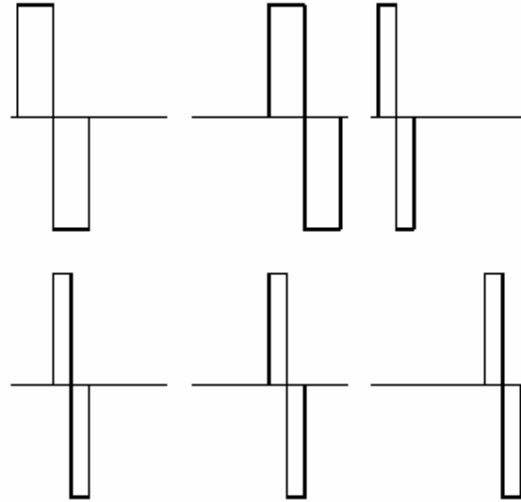
$$f(x) = \sum_{k=0}^{2^n-1} y_k \cdot 1(k2^{-n} \leq x < (k+1)2^{-n})$$

Η συνάρτηση f ορίζεται στο χώρο $L^2[0,1)$, και η wavelet ανάλυσή (wavelet decomposition) της έχει τη μορφή

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

Αναλύεται δηλαδή στην κλιμακωτή συνάρτηση, προσέγγιση (coarse approximation) όπως είθισται να ονομάζεται και στη βασική που δίνει τις λεπτομέρειες (details) της πληροφορίας.

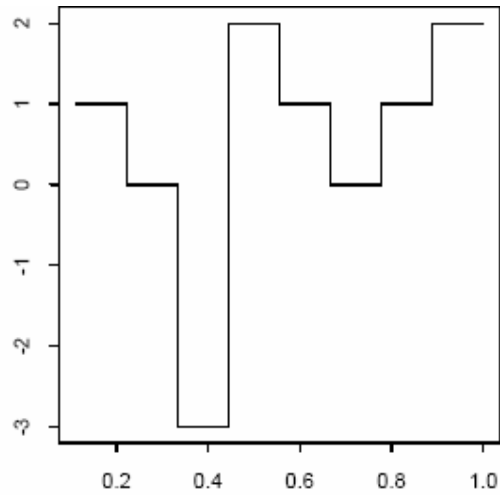
Το άθροισμα που ξεκινά από j είναι πεπερασμένο επειδή η f είναι μια βηματική συνάρτηση, και οτιδήποτε μπορεί να περιγραφεί με αναλύσεις μέχρι $(n-1)$ -ου επιπέδου. Για κάθε επίπεδο το άθροισμα που ξεκινά από k είναι επίσης πεπερασμένο γιατί το πεδίο της f είναι πεπερασμένο.



Σχήμα 42 - Διαστολή και παράλληλες μετατοπίσεις του Haar wavelet στο διάστημα $[0,1]$

Καθορίζουμε το διάνυσμα δεδομένων και βρίσκουμε με ακρίβεια τη (2). Έστω π.χ. $y = (1, 0, -3, 2, 1, 0, 1, 2)$. Η αντίστοιχη συνάρτηση f δίνεται στο σχήμα 43. 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 43 - Συνάρτηση δεδομένων στο $[0,1)$

Η λύση της εξίσωσης είναι

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

Έτσι,

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

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

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

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. 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 $\{V_j\}_{j \in \mathbb{Z}}$, οι οποίοι προσεγγίζουν τον $L^2(\mathbb{R})$.

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, επιλέγεται έτσι ώστε να ικανοποιεί ένα είδος συνέχειας, ομαλότητας και οριακών συνθηκών. Αλλά, πιο σημαντικό είναι, ότι η οικογένεια $\{\phi(x-k), k \in \mathbb{Z}\}$ δημιουργεί μια ορθοκανονική βάση για το χώρο αναφοράς V_0 . Οι επόμενες σχέσεις περιγράφουν την ανάλυση.

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

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

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

Οι χώροι V_j και V_{j+1} είναι «παρόμοιοι». Αν ο χώρος V_j συνδέεται με την $\phi_{jk}(x), k \in \mathbb{Z}$ τότε ο χώρος V_{j+1} συνδέεται με την $\phi_{j+1,k}(x), k \in \mathbb{Z}$. 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 συνδυασμός των βασικών συναρτήσεων $\sqrt{2}\phi(2x-k)$ του V_1 . Πιο συγκεκριμένα :

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

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

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

Μπορεί να δειχθεί ότι η $\{\sqrt{2}\psi(2x-k), k \in \mathbb{Z}\}$ 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 $\bigcup_{j \in \mathbb{Z}} V_j = \bigcup_{j \in \mathbb{Z}} W_j$ βρίσκεται στον $L^2(\mathbb{R})$, η οικογένεια $\{\psi_{jk}(x) = 2^{j/2} \psi(2^j x - k), j \in \mathbb{Z}, k \in \mathbb{Z}\}$ είναι μια βάση για τον $L^2(\mathbb{R})$.

Για μια δοσμένη συνάρτηση $f \in L^2(\mathbb{R})$ 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

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

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 $f_0 = 0$.

Από την ανάλυση που ήδη έγινε έχουμε ότι

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

και

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

Οι ακολουθίες $l^2 \{h(k), k \in \mathbb{Z}\}$ και $\{g(k), k \in \mathbb{Z}\}$ 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 $h(n), g(n)$ μπορούν να αποδειχθούν με τη χρήση των μετασχηματισμών Fourier και την ορθογωνιότητα: $\sum h(k) = \sqrt{2}$, $\sum g(k) = 0$.

Ο πιο εύστοχος τρόπος με τον οποίον μπορεί κανείς να περιγράψει την MRA καθώς και να δώσει αποτελεσματικές διαδικασίες που να καθορίζουν τους

συντελεστές 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 συμπεριλαμβάνουν 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 προσεγγίζοντας 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 $\tilde{c}^{(j)}$):

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

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

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

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

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

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

Επαναλαμβανόμενη εφαρμογή οδηγεί στην :

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

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

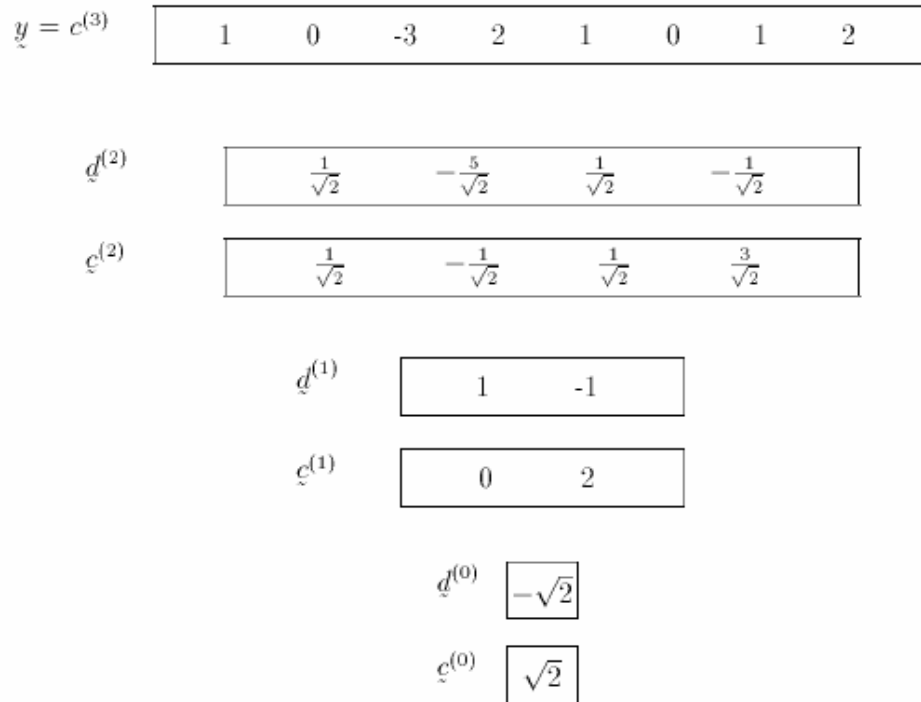
$$\phi(x) = \phi(2x) + \phi(2x-1) = \frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{2}\phi(2x) + \frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{2}\phi(2x-1), (10)$$

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

Οι συντελεστές του φίλτρου στην (10) είναι :

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

Το σχήμα 44 δείχνει το αλγόριθμο της wavelet ανάλυσης που εφαρμόστηκε για το σύνολο των δεδομένων μας.



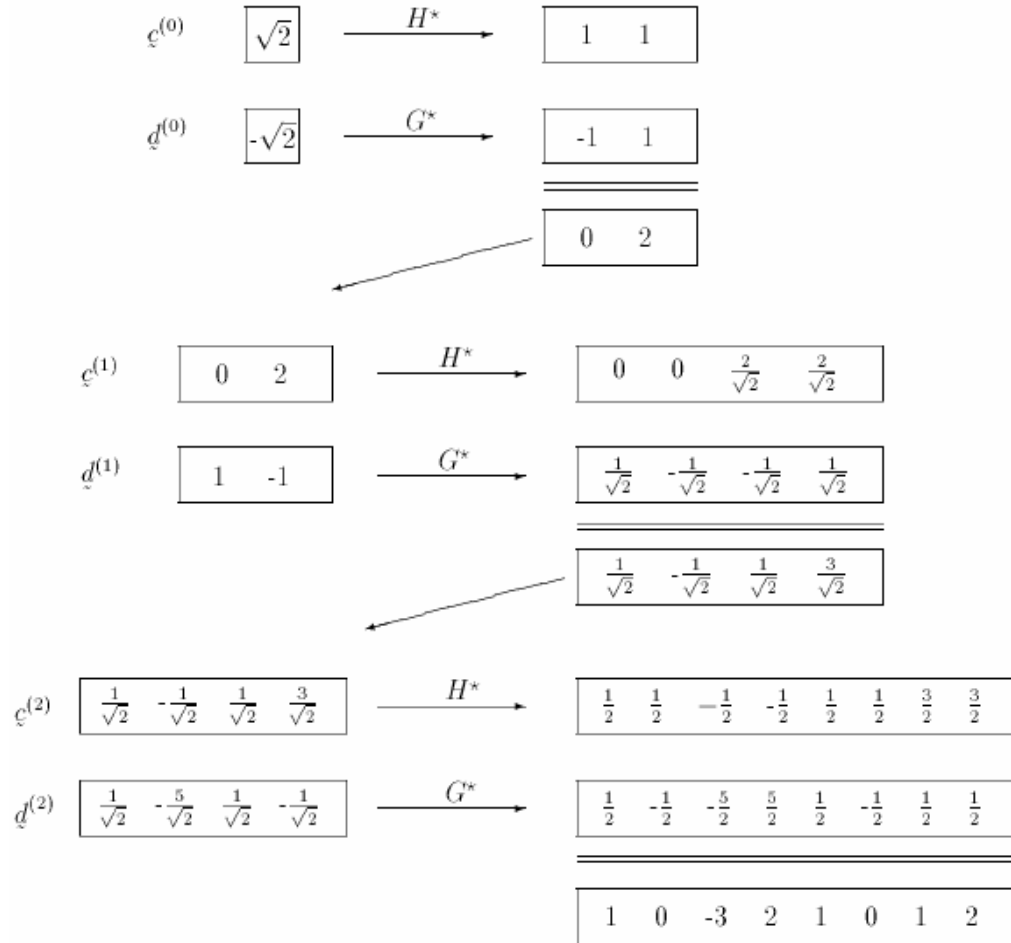
Σχήμα 44 - Αλγόριθμος της ανάλυσης wavelet

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

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

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 .

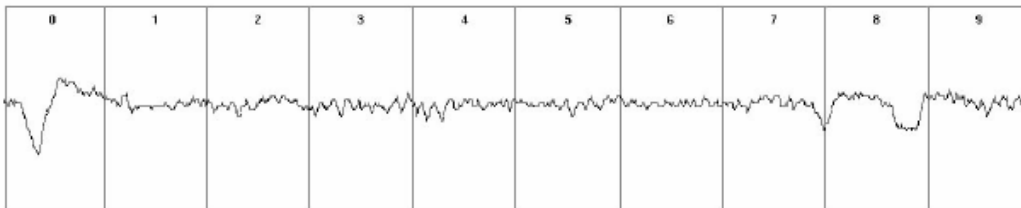
Το σχήμα 45 δείχνει το αλγόριθμο ανακατασκευής του παραδείγματος μας.



Σχήμα 45 - Αλγόριθμος ανακατασκευής

6.2.3 Χρήση των wavelets για ανάλυση του εγκεφαλικού σήματος

Για τη διάγνωση του EEG, είναι απαραίτητη η ανίχνευση ορισμένων μοτίβων στο σήμα, τα οποία υποδεικνύουν την ύπαρξη κάποιου ιατρικού φαινομένου. Εφόσον τα δεδομένα του EEG είναι αριθμητικά, είναι αναγκαία η εφαρμογή μιας μεθόδου προεπεξεργασίας η οποία θα μπορεί να αποσπά τα σχετικά αυτά μοτίβα πριν τη πραγματοποίηση τη διάγνωσης. Σημαντικά μοτίβα όπως έχουμε επαναλάβει θεωρούνται οι βασικοί ρυθμοί δ, θ, α, β, οι 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 46 απεικονίζει ένα στιγμιότυπο του σήματος EEG 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. Έτσι είναι απαραίτητη η χρήση μιας μεθόδου για την ανάλυση των δεδομένων η οποία θα είναι ανεκτική στα σφάλματα.



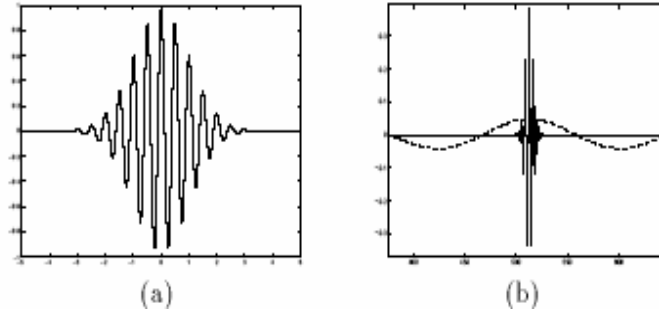
Σχήμα 46 - Στιγμιότυπο σήματος EEG

Η ανάλυση wavelet μπορεί να ανιχνεύσει απότομες μεταβάσεις. Αυτή η ιδιότητα έχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον στην ανάλυση του EEG, αφού οι επιληπτικές αιχμές (epileptic spikes) είναι μικρές κυματομορφές οι οποίες είναι σχεδόν αδύνατο να ανιχνευθούν με την ανάλυση Fourier [120-122].

Ένα gauss wavelet είναι ένα σύνθετο κύμα το οποίο υπολογίζεται σύμφωνα με τη σχέση :

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

Το αποτέλεσμα αυτής της εξίσωσης είναι μια κυματομορφή σαν αυτή που απεικονίζεται στο σχήμα 47 (α), όπου παρουσιάζεται μόνο το πραγματικό μέρος του σύνθετου κύματος.

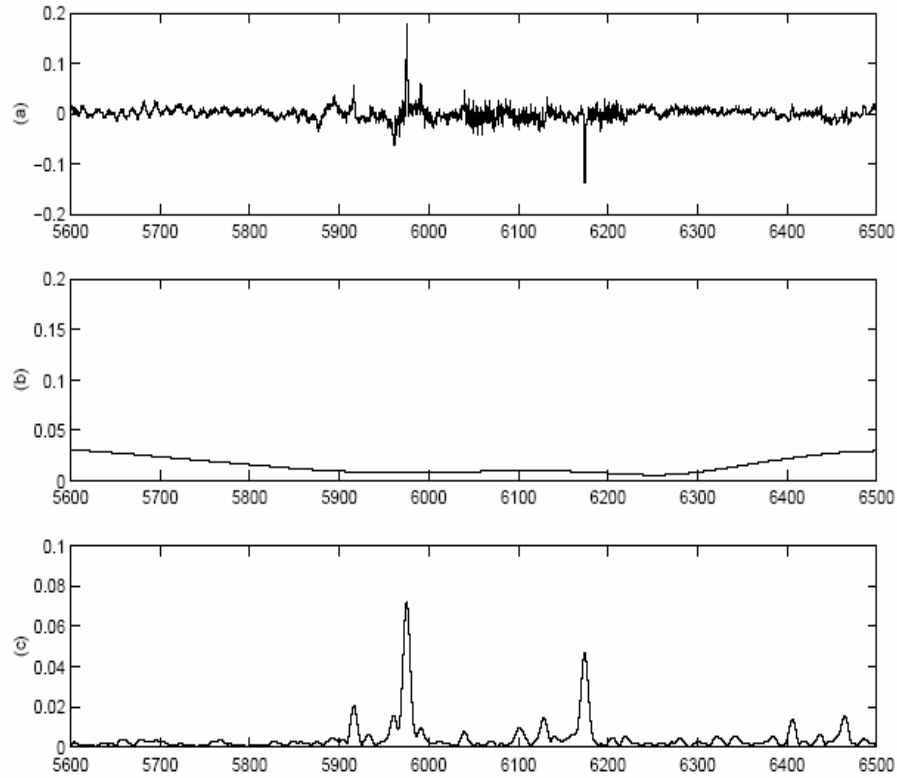


Σχήμα 47 - (α) Το πραγματικό μέρος ενός βασικού Gauss-wavelet, (β) Δύο wavelets που έχουν υποστεί διαστολή

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

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

όπου ο παράγοντας g^* συμβολίζει το συζυγή του σύνθετου wavelet. Το σχήμα 48 περιγράφει την ανάλυση wavelet ενός EEG σήματος με αιχμές σε δύο συνελικτικά σήματα, παρουσιάζοντας τις συνιστώσες των χαμηλών και υψηλών συχνοτήτων.



Σχήμα 48 - (a) Ένα ΗΕΓ σήμα με αιχμές, (b), (c) τα αποτελέσματα της wavelet ανάλυσης είναι δύο σήματα, με το να αναπαριστά τις συνιστώσες χαμηλών συχνοτήτων στο (b) και με το να αναπαριστά τις μεταβολές των υψηλών συχνοτήτων στο (c)

Στο σχήμα 47 (c) οι κορυφές στο σήμα s_{10} υποδηλώνουν την εμφάνιση απότομων μεταβολών στο EEG, ενώ το χαμηλό σήμα s_6 υποδηλώνει ότι το EEG σήμα δεν περιλαμβάνει χαμηλές συχνότητες.

6.3 Η εφαρμογή της μεθόδου wavelet στην ανάλυση των προκλητών δυναμικών που προέκυψαν από τα δεδομένα του πειράματος

Ο μετασχηματισμός των wavelets εφαρμόστηκε στα δεδομένα του πειράματος που διεξήχθη απουσία και παρουσία ακτινοβολίας συχνότητας 900MHz [123,124]. Πιο συγκεκριμένα μελετήθηκαν τα πρώιμα ERPs, για τα οποία υπήρχε και προηγούμενη χρονική ανάλυση, σε σχέση με το είδος του ερεθίσματος που τα προκαλεί και την επίδραση ή όχι της ακτινοβολίας σε αυτά.

Λόγω της φύσης των πρώιμων δυναμικών, τα οποία εξαρτώνται από το ερέθισμα, η εύρεση του μέσου όρου με σκοπό την απομάκρυνση του θορύβου έγινε ξεχωριστά στο σετ των 26 ηχητικών μηνυμάτων με τον υψηλόσυχο τόνο και στο σετ των υπολοίπων 26 μηνυμάτων με το χαμηλόσυχο τόνο.

Ο διακριτός μετασχηματισμός wavelets (Discrete Wavelet Transform (DWT)) εφαρμόστηκε στο σήμα των προκλητών δυναμικών. Το σήμα διαχωρίστηκε σε διάφορες συχνοτικές ζώνες με διαφορετικές αναλύσεις αφού πρώτα αναλύθηκε σε δύο μέρη, την προσέγγιση και την λεπτομερειακή πληροφορία. Το διαδοχικό φιλτράρισμα του σήματος από υπερυπερατά (συνδέονται με τις συναρτήσεις wavelet) και βαθυπερατά (συνδέονται με τις κλιμακωτές συναρτήσεις) φίλτρα έκανε το διαχωρισμό σε πολλές συχνοτικές ζώνες. Κάθε φιλτράρισμα αντιστοιχεί σε ένα επίπεδο ανάλυσης. Η μητρική συνάρτηση wavelet που χρησιμοποιήθηκε ήταν η Daubechies 1 και τα επίπεδα ανάλυσης ήταν επτά.

Σε κάθε επίπεδο η χρονική ανάλυση υποδιπλασιάζεται αφού απομένουν τα μισά δείγματα στο σήμα. Όμως έτσι διπλασιάζεται η συχνοτική ανάλυση αφού η συχνοτική ζώνη του σήματος τώρα εκτείνεται στο μισό της προηγούμενης. Τα δεδομένα των προκλητών δυναμικών που καταγράφηκαν αποτελούνται από 1000 τιμές σε κάθε ηλεκτρόδιο για κάθε άτομο. Για να έχουμε αρκετή ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας ώστε να επιτύχουμε τιμές για τη δ μπάντα (1-4Hz) έγινε μείωση των τιμών του δείγματος ώστε να μείνουν 125 τιμές. Αυτό έγινε ως εξής: Χωρίστηκε το αρχικό σήμα σε παράθυρα των οκτώ τιμών και υπολογίστηκε ο μέσος όρος για κάθε παράθυρο. Οι διαδοχικοί αυτοί μέσοι όροι αποτέλεσαν το σήμα πάνω στο οποίο εφαρμόστηκε ο μετασχηματισμός wavelets.

Μετά την ανάλυση ακολούθησε η ανακατασκευή του σήματος όπως και η ανακατασκευή των λεπτομερειών του σήματος. Η συνάρτηση που δίνει τους συντελεστές για τη συνάρτηση των λεπτομερειών είναι:

$$D_j(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} C_{j,k} \psi_{j,k}(t)$$

Όπου $\psi_{j,k}(t)$ είναι η μητρική wavelet συνάρτηση και $C_{j,k}$ είναι οι συντελεστές που υπολογίστηκαν στην προηγούμενη φάση. Οι συντελεστές αυτοί μπορούν να ερμηνευθούν ως το υπόλοιπο λάθος μεταξύ των διαδοχικών εκτιμήσεων του σήματος μεταξύ των βαθμίδων $j-1$ και j . Οι τιμές $D_j(t)$ είναι το υπολειπόμενο σήμα στη βαθμίδα j . Περιέχει την πληροφορία του σήματος στις συχνότητες $2^{1-j}f_s \leq |f| \leq 2^j f_s$, όπου f_s η συχνότητα δειγματοληψίας (εδώ 125Hz).

Έπειτα υπολογίστηκε η ενέργεια σε κάθε επίπεδο ανάλυσης ($j=1, \dots, 7$) σε κάθε χρονική στιγμή. Αυτή είναι η ενέργεια του ανακατασκευασμένου σήματος:

$$E_j(t) = |D_j(t)|^2$$

Οι ενέργειες των τριών τελευταίων επιπέδων ($E_5(t)$, $E_6(t)$, $E_7(t)$) αθροίστηκαν ώστε υπολογιστεί η ενέργεια της μπάντας δ . Κάθε ένα από τα υπόλοιπα τέσσερα επίπεδα με φθίνουσα σειρά αντιστοιχεί στην ενέργεια των συχνοτικών ζωνών θ , α , β και γ αντίστοιχα. Η συνολική ενέργεια για κάθε χρονική στιγμή υπολογίστηκε από τον τύπο.

$$E_{tot}(t) = \sum_{j=1}^7 E_j(t)$$

Η ακρίβεια των υπολογισμών επιβεβαιώθηκε μετά τη σύγκριση των αποτελεσμάτων για τις ενέργειες με αποτελέσματα που προέκυψαν από μετασχηματισμό Fourier.

Τελικά έγινε μια εκτίμηση των ενεργειών σε χρονική βάση. Για κάθε συχνοτική ζώνη (δ , θ , α , β , γ) υπολογίστηκαν οι μέσοι όροι των ενεργειών σε χρονικά διαστήματα πριν και μετά την κορύφωση P50. Έγιναν συγκρίσεις μεταξύ αυτών των ενεργειών (πριν – μετά το P50).

Η στατιστική ανάλυση έγινε ανεξάρτητα για τα δεδομένα που προέκυψαν από κάθε είδος ερεθίσματος (χαμηλός/ψηλός τόνος) και για κάθε συχνοτική ζώνη. Οι ενέργειες των δεκαπέντε ηλεκτροδίων υποβλήθηκαν σε MANOVA με τρεις ανεξάρτητους παράγοντες: την πειραματική συνθήκη (απουσία – παρουσία ακτινοβολίας), το φύλο (άνδρες - γυναίκες) και το χρονικό διάστημα (πριν – μετά το P50). Όπου η MANOVA αποκάλυψε στατιστική σημαντικότητα οι ενέργειες πριν και μετά την κορύφωση P50 υποβλήθηκαν σε δυαδικές συγκρίσεις για κάθε ηλεκτρόδιο,

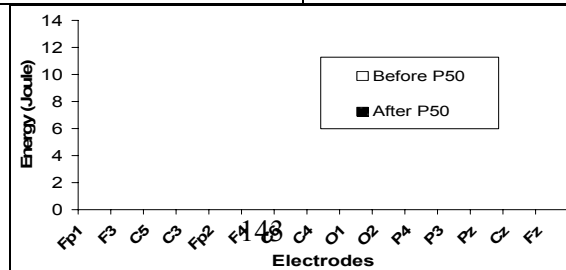
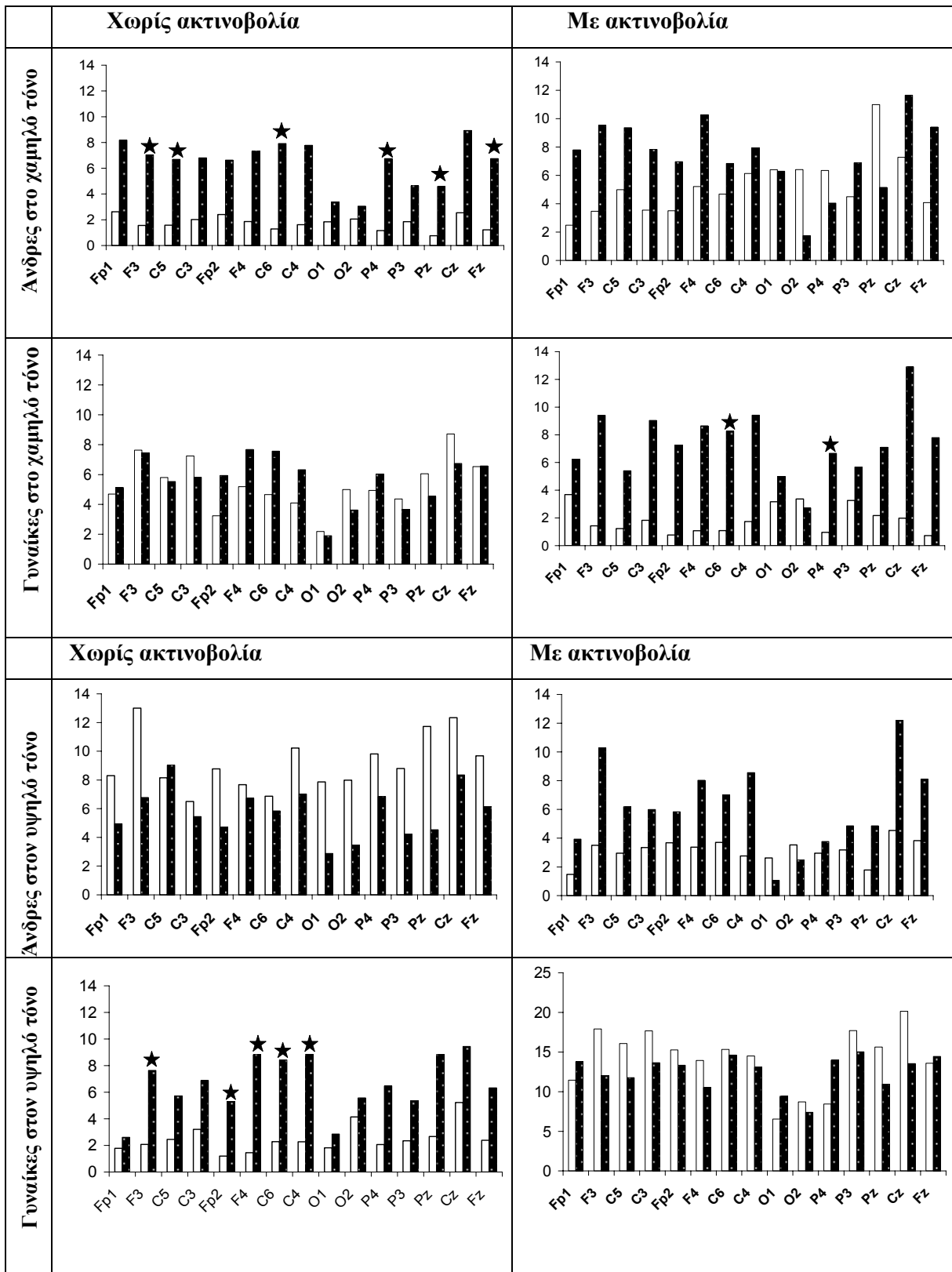
φύλο και πειραματική συνθήκη ανεξάρτητα. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ετέθη στο 0.05.

Τα αποτελέσματα αυτής της ανάλυσης έδειξαν ότι στατιστικά σημαντικές διαφορές σημειώθηκαν μόνο στον α ρυθμό. Το σχήμα 48 δείχνει τα διαγράμματα για τις ενέργειες πριν και μετά την κορύφωση P50 και οι πίνακες 14 και 15 δίνουν τις τιμές των ενεργειών για κάθε ηλεκτρόδιο, φύλο, πειραματική συνθήκη και είδος ερεθίσματος. Στο σχήμα 49 οι αστερίσκοι υποδηλώνουν τα ηλεκτρόδια όπου βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Φαίνεται ότι αυτές οι χρονικές διαφορές είναι κυρίως θετικές και εξαρτώνται από την αλληλεπίδραση του φύλου, του ερεθίσματος και της πειραματικής συνθήκης. Κατά την απουσία ακτινοβολίας η ενέργεια στους άνδρες για το χαμηλόσυχο ερέθισμα σημείωσε σημαντική αύξηση στα ηλεκτρόδια F3, C5, C6, P3, Pz και Fz ενώ οι γυναίκες είχαν σημαντική αύξηση για το υψηλόσυχο ερέθισμα στα ηλεκτρόδια F3, Fp2, F4, C6 και C4. Η παρουσία της ακτινοβολίας φαίνεται να καταπιέζει αυτή την αύξηση με εξαίρεση τις γυναίκες στο χαμηλόσυχο ερέθισμα στα ηλεκτρόδια C6 και P4.

Το γεγονός ότι οι στατιστικά σημαντικές διαφορές σημειώθηκαν στον α ρυθμό μπορεί να εξηγηθεί λαμβάνοντας υπόψιν ότι κατά τη λήψη ενός ερεθίσματος από έναν εξεταζόμενο, η ροή της πληροφορίας συνοδεύεται από ενίσχυση του συγκεκριμένου ρυθμού και συνδέεται με τις δομές των ακουστικών οδών [37]. Επίσης, αν λάβει κανείς υπόψιν τη μελέτη που αναφέρει ότι η δραστηριοποίηση του α ρυθμού συνδέεται με τη σχετική αναστολή συγκεκριμένων φλοιωδών εγκεφαλικών περιοχών [125], θα μπορούσε να υποθέσει ότι τα εγκεφαλικά δίκτυα που συνδέονται με τους μηχανισμούς που προηγούνται της προσοχής χρειάζονται να αδρανοποιηθούν όταν ξεκινά η διαδικασία της προσοχής. Η επίδραση της ακτινοβολίας όπως αυτή αποτυπώνεται από την αύξηση της ενέργειας πριν και μετά το P50 υποδεικνύει αυξημένη φλοιϊκή δραστηριότητα. Το γεγονός αυτό μπορεί να συμβαίνει είτε λόγω ψυχοφυσικών επιδράσεων της ακτινοβολίας στον εγκεφαλικό ιστό είτε σε νευροφυσιολογικές συνέπειες όπως θερμικά αποτελέσματα ή/και εξ αιτίας της επίδρασης της ακτινοβολίας στον αιματοεγκεφαλικό φραγμό (blood brain barrier) [98].

Συνοψίζοντας, από τις χρονικές συγκρίσεις μεταξύ των ενεργειών που υπολογίστηκαν σε χρονικά διαστήματα πριν και μετά την κορύφωση P50 για τους βασικούς ρυθμούς, βρέθηκε ότι μόνο στον α ρυθμό υπήρξαν κυρίως αυξήσεις που σχετίζονται με την απουσία/ παρουσία της ακτινοβολίας, το είδος του ερεθίσματος και το φύλο.

6. ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ERP ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ



Σχήμα 49 - Ενέργεια του α- ρυθμού πριν και μετά την κορύφωση P50 για τις δύο πειραματικές συνθήκες, τα δύο φύλα και τα δύο είδη ερεθίσματος

Πίνακας 14 - Ενέργεια του α- ρυθμού ($\pm$ Τυπική Απόκλιση) πριν και μετά την κορύφωση P50 για τις δύο πειραματικές συνθήκες, τα δύο φύλα και για το χαμηλόσυχο ερέθισμα

Ηλεκτρόδια	Ενέργεια (Joule) $\pm$ Τυπική Απόκλιση πριν το P50 για χαμηλό τόνο				Ενέργεια (Joule) $\pm$ Τυπική Απόκλιση μετά το P50 για χαμηλό τόνο			
	Ανδρες		Γυναίκες		Ανδρες		Γυναίκες	
	Χωρίς ακτ/λία	Με ακτ/λία	Χωρίς ακτ/λία	Με ακτ/λία	Χωρίς ακτ/λία	Με ακτ/λία	Χωρίς ακτ/λία	Με ακτ/λία
Fp1	2,6 $\pm$ 5,3	2,5 $\pm$ 3,4	4,7 $\pm$ 8,6	3,7 $\pm$ 7,5	8,2 $\pm$ 10,5	7,8 $\pm$ 7,1	5,1 $\pm$ 6,4	6,2 $\pm$ 9,0
F3	1,6 $\pm$ 2,4	3,5 $\pm$ 4,9	7,6 $\pm$ 10,7	1,4 $\pm$ 1,7	7,0 $\pm$ 7,2	9,5 $\pm$ 8,1	7,5 $\pm$ 7,6	9,4 $\pm$ 14,4
C5	1,6 $\pm$ 2,1	5,0 $\pm$ 7,7	5,8 $\pm$ 6,9	1,2 $\pm$ 1,5	6,7 $\pm$ 5,6	9,4 $\pm$ 6,4	5,5 $\pm$ 5,3	5,4 $\pm$ 7,0
C3	2,0 $\pm$ 2,5	3,5 $\pm$ 6,3	7,2 $\pm$ 8,1	1,8 $\pm$ 3,3	6,8 $\pm$ 7,4	7,8 $\pm$ 8,6	5,8 $\pm$ 5,5	9,0 $\pm$ 10,9
Fp2	2,4 $\pm$ 3,6	3,5 $\pm$ 5,6	3,2 $\pm$ 3,7	0,8 $\pm$ 1,0	6,6 $\pm$ 6,4	7,0 $\pm$ 5,9	5,9 $\pm$ 6,4	7,3 $\pm$ 10,6
F4	1,9 $\pm$ 3,9	5,2 $\pm$ 9,1	5,2 $\pm$ 8,3	1,1 $\pm$ 1,4	7,3 $\pm$ 7,9	10,3 $\pm$ 8,4	7,7 $\pm$ 7,0	8,6 $\pm$ 11,4
C6	1,3 $\pm$ 2,2	4,7 $\pm$ 6,6	4,7 $\pm$ 5,4	1,1 $\pm$ 1,2	7,9 $\pm$ 8,6	6,8 $\pm$ 5,1	7,6 $\pm$ 5,6	8,3 $\pm$ 9,4
C4	1,6 $\pm$ 2,5	6,1 $\pm$ 8,7	4,1 $\pm$ 4,6	1,7 $\pm$ 2,1	7,8 $\pm$ 9,3	7,9 $\pm$ 7,5	6,3 $\pm$ 5,0	9,4 $\pm$ 13,1
O1	1,8 $\pm$ 2,4	6,4 $\pm$ 13,8	2,2 $\pm$ 3,0	3,2 $\pm$ 3,0	3,4 $\pm$ 4,2	6,3 $\pm$ 14,5	1,9 $\pm$ 2,6	5,0 $\pm$ 7,3
O2	2,1 $\pm$ 2,5	6,4 $\pm$ 6,7	5,0 $\pm$ 6,5	3,4 $\pm$ 6,7	3,1 $\pm$ 3,7	1,7 $\pm$ 1,6	3,6 $\pm$ 5,6	2,7 $\pm$ 3,1
P4	1,2 $\pm$ 1,4	6,3 $\pm$ 9,8	4,9 $\pm$ 7,6	1,0 $\pm$ 2,4	6,8 $\pm$ 6,8	4,0 $\pm$ 4,0	6,0 $\pm$ 5,9	6,7 $\pm$ 8,1
P3	1,8 $\pm$ 2,1	4,5 $\pm$ 6,8	4,4 $\pm$ 5,4	3,3 $\pm$ 3,5	4,6 $\pm$ 6,1	6,9 $\pm$ 10,2	3,7 $\pm$ 3,9	5,7 $\pm$ 6,9
Pz	0,8 $\pm$ 0,8	11,0 $\pm$ 16,0	6,1 $\pm$ 6,3	2,2 $\pm$ 2,3	4,6 $\pm$ 4,2	5,1 $\pm$ 6,4	4,5 $\pm$ 4,0	7,1 $\pm$ 8,4
Cz	2,5 $\pm$ 3,2	7,3 $\pm$ 10,2	8,7 $\pm$ 11,2	2,0 $\pm$ 2,7	8,9 $\pm$ 9,8	11,7 $\pm$ 9,1	6,7 $\pm$ 6,7	12,9 $\pm$ 17,4
Fz	1,2 $\pm$ 1,9	4,1 $\pm$ 6,2	6,5 $\pm$ 11,0	0,7 $\pm$ 0,6	6,8 $\pm$ 6,6	9,4 $\pm$ 8,2	6,6 $\pm$ 7,5	7,8 $\pm$ 11,9

Πίνακας 15 - Ενέργεια του α- ρυθμού ($\pm$ Τυπική Απόκλιση) πριν και μετά την κορύφωση P50 για τις δύο πειραματικές συνθήκες, τα δύο φύλα και για το υψηλόσυγχο ερέθισμα

Electrodes	Ενέργεια (Joule) $\pm$ Τυπική Απόκλιση πριν το P50 για υψηλό τόνο				Ενέργεια (Joule) $\pm$ Τυπική Απόκλιση μετά το P50 για υψηλό τόνο			
	Male		Female		Male		Female	
	EMF Off	EMF On	EMF Off	EMF On	EMF Off	EMF On	EMF Off	EMF On
Fp1	8,3 $\pm$ 15,6	1,5 $\pm$ 1,8	1,8 $\pm$ 2,6	11,4 $\pm$ 24,9	4,9 $\pm$ 6,0	3,9 $\pm$ 5,0	2,6 $\pm$ 3,1	13,8 $\pm$ 24,4
F3	13,0 $\pm$ 25,0	3,5 $\pm$ 5,8	2,1 $\pm$ 2,3	17,9 $\pm$ 26,7	6,8 $\pm$ 6,5	10,3 $\pm$ 11,3	7,6 $\pm$ 7,7	12,0 $\pm$ 23,4
C5	8,2 $\pm$ 14,8	3,0 $\pm$ 4,2	2,4 $\pm$ 2,6	16,1 $\pm$ 25,4	9,0 $\pm$ 8,4	6,2 $\pm$ 6,9	5,7 $\pm$ 7,2	11,8 $\pm$ 27,3
C3	6,5 $\pm$ 8,3	3,4 $\pm$ 4,4	3,2 $\pm$ 2,9	17,7 $\pm$ 26,4	5,4 $\pm$ 6,1	6,0 $\pm$ 7,4	6,9 $\pm$ 7,2	13,7 $\pm$ 28,7
Fp2	8,8 $\pm$ 13,4	3,7 $\pm$ 4,6	1,2 $\pm$ 1,6	15,3 $\pm$ 28,1	4,7 $\pm$ 4,8	5,8 $\pm$ 6,9	5,3 $\pm$ 5,2	13,3 $\pm$ 27,1
F4	7,7 $\pm$ 13,0	3,4 $\pm$ 5,5	1,5 $\pm$ 1,6	13,9 $\pm$ 18,0	6,7 $\pm$ 6,3	8,0 $\pm$ 8,4	8,8 $\pm$ 7,6	10,5 $\pm$ 16,7
C6	6,9 $\pm$ 10,0	3,7 $\pm$ 3,1	2,3 $\pm$ 2,5	15,3 $\pm$ 25,4	5,8 $\pm$ 5,3	7,0 $\pm$ 7,1	8,4 $\pm$ 8,3	14,6 $\pm$ 30,4
C4	10,2 $\pm$ 19,4	2,8 $\pm$ 2,5	2,3 $\pm$ 2,9	14,5 $\pm$ 27,9	7,0 $\pm$ 7,9	8,6 $\pm$ 9,2	8,9 $\pm$ 9,0	13,1 $\pm$ 25,8
O1	7,9 $\pm$ 11,6	2,6 $\pm$ 3,0	1,8 $\pm$ 2,1	6,5 $\pm$ 9,2	2,9 $\pm$ 4,2	1,1 $\pm$ 1,4	2,9 $\pm$ 3,6	9,4 $\pm$ 17,8
O2	8,0 $\pm$ 13,6	3,5 $\pm$ 3,0	4,1 $\pm$ 4,9	8,7 $\pm$ 18,1	3,5 $\pm$ 3,9	2,5 $\pm$ 1,6	5,6 $\pm$ 11,4	7,4 $\pm$ 10,2
P4	9,8 $\pm$ 15,4	3,0 $\pm$ 3,4	2,1 $\pm$ 1,8	8,4 $\pm$ 16,3	6,9 $\pm$ 6,6	3,8 $\pm$ 3,4	6,5 $\pm$ 8,4	14,0 $\pm$ 30,2
P3	8,8 $\pm$ 14,5	3,2 $\pm$ 4,2	2,3 $\pm$ 3,5	17,7 $\pm$ 29,6	4,2 $\pm$ 5,7	4,9 $\pm$ 5,6	5,4 $\pm$ 8,9	15,0 $\pm$ 40,6
Pz	11,7 $\pm$ 18,7	1,8 $\pm$ 1,3	2,7 $\pm$ 2,9	15,6 $\pm$ 27,6	4,5 $\pm$ 6,0	4,9 $\pm$ 4,5	8,8 $\pm$ 16,1	11,0 $\pm$ 23,4
Cz	12,3 $\pm$ 22,9	4,5 $\pm$ 4,7	5,2 $\pm$ 8,0	20,1 $\pm$ 28,7	8,4 $\pm$ 8,4	12,2 $\pm$ 11,9	9,4 $\pm$ 7,7	13,5 $\pm$ 25,4
Fz	9,7 $\pm$ 18,4	3,8 $\pm$ 7,2	2,4 $\pm$ 3,2	13,6 $\pm$ 23,2	6,1 $\pm$ 6,0	8,1 $\pm$ 7,9	6,3 $\pm$ 6,2	14,4 $\pm$ 32,0

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Στο τελευταίο κεφάλαιο παρουσιάζονται συνοπτικά τα συμπεράσματα της παρούσας μελέτης και η συνεισφορά της στο επιστημονικό πεδίο στο οποίο εντάσσεται. Επίσης γίνεται αναφορά σε μελλοντικές πιθανές προεκτάσεις της παρούσας διατριβής.

7.1 Συμπεράσματα και συμβολή της διατριβής

Ο σκοπός της παρούσας διατριβής ήταν η ανάπτυξη της μεθοδολογίας μελέτης επίδρασης της Η/Μ ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα. Για το σκοπό αυτό μελετήθηκε η σχετική βιβλιογραφία, σχεδιάστηκαν, υλοποιήθηκαν και ελέγχθηκαν ως προς τη σωστή λειτουργία δύο πειραματικές διατάξεις και διεξήχθησαν δύο πειράματα με συνολικό δείγμα 39 υγιή άτομα. Ακολούθησε πολύπλευρη και με διάφορες τεχνικές επεξεργασία των συλλεχθέντων δεδομένων ενώ η στατιστική επεξεργασία των υπολογισμών κατέληξε σε κάποια συμπεράσματα τα οποία περιγράφησαν στα προηγούμενα κεφάλαια. Η συνεισφορά της διατριβής στον συγκεκριμένο επιστημονικό τομέα που μελετά επιδράσεις ακτινοβολίας στον εγκέφαλο υπήρξε πολυεπίπεδη.

Οι πειραματικές διατάξεις που σχεδιάστηκαν, με αρκετά ευρηματικό τρόπο, δίνουν τη δυνατότητα ορθών μετρήσεων μεγάλης ακρίβειας. Επίσης τα αποτελέσματα των EMC ελέγχων στους οποίους υποβλήθηκαν καθοδηγούν τους ερευνητές ώστε να προβούν σε χρήση των διατάξεων σε ηλεκτρομαγνητικό περιβάλλον χωρίς παρεμβολές. Φυσικά οι έλεγχοι αυτοί μπορούν να επαναληφθούν ή τα συμπεράσματά τους να χρησιμοποιηθούν μέσω των σχετικών δημοσιεύσεων από άλλους επιστήμονες που ασχολούνται με τέτοια θέματα. Η οργανωμένη και φιλική προς το χρήστη βάση δεδομένων βοηθά στην εύκολη πρόσβαση και επεξεργασία τους. Η παρούσα διατριβή λοιπόν συνεισέφερε σε θέματα σχεδιασμού, υλοποίησης και ελέγχου υποδομής.

Επίσης η διεξαγωγή των πειραμάτων εμπλούτισε την τράπεζα δεδομένων ενώ η πολλαπλή επεξεργασία τους οδήγησε σε πρωτότυπα συμπεράσματα. Μια διαπίστωση εξαιρετικά ενδιαφέρουσα είναι το γεγονός ότι τα κάποια χαρακτηριστικά του EEG σήματος, όπως οι συχνотικές συνιστώσες, εμφανίστηκαν στο τόσο μικρό χρονικό παράθυρο των 500msec όπως ακριβώς υπολογίζονται σε συνήθως πιο μεγάλης διάρκειας μετρήσεις. Ακόμα ένα απ' τα ευρήματα που κίνησε το ενδιαφέρον της επιστημονικής κοινότητας ήταν η διαφοροποίηση της επίδρασης της ακτινοβολίας στην ενέργεια του EEG σήματος καθώς και σε ορισμένους συντελεστές των εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών (P200, N200 και P300) σε σχέση με το φύλο. Το

θέμα της διαφοροποίησης της εγκεφαλικής λειτουργίας μεταξύ των δύο φύλων έχει ερευνηθεί εκτενώς από τη διεθνή βιβλιογραφία όμως ο συνδυασμός του φύλου με την επίδραση της ακτινοβολίας δεν έχει μελετηθεί αναλυτικά παρεκτός από κάποιες μελέτες στην μία εκ των οποίων βρέθηκε διαφοροποίηση της επίδοσης σε δοκιμασίες μνήμης στους άνδρες (λιγότερα λάθη παρουσία ακτινοβολίας) ενώ οι γυναίκες δεν έδειξαν να επηρεάζονται [126]. Γι' αυτό το λόγο θεωρήθηκε σκόπιμο, να μελετηθεί η αλληλεπίδραση φύλου και ακτινοβολίας και μέσω της ανάλυσης με τα wavelets ώστε να αποκομίσουμε τις παραπάνω πληροφορίες που μας προσφέρει αυτό το εργαλείο. Όντως για τα πρώιμα προκλητά δυναμικά διαπιστώθηκε για ένα συχνοτικό εύρος (α ρυθμός) αλληλεπίδραση τριών παραγόντων, της ακτινοβολίας, του φύλου και του είδους ερεθίσματος που τα προξένησε. Η ιδέα να μελετηθεί η διαφοροποίηση ως προς το είδος ερεθίσματος ήρθε ως συνέχεια ενός προηγούμενου ευρήματος όπου διαπιστώθηκε για τα δυναμικά P50 και N100 αλληλεπίδραση ακτινοβολίας με είδος ερεθίσματος. Υπήρξε λοιπόν συνεισφορά αυτής της προσπάθειας στην «εξιχνίαση» των επιδράσεων της ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα.

Από την πλευρά της η επιστήμη του Ηλεκτρολόγου Μηχανικού παραδίδει τη σκυτάλη στην ιατρική επιστήμη η οποία αξιοποιεί τα συμπεράσματα αυτά ώστε να τα συνδέσει με την εγκεφαλική λειτουργία και καλείται να απαντήσει στο πώς η τελευταία επηρεάζεται από την παρουσία Η/Μ πεδίου. Είναι βέβαιο ότι ένα τόσο σημαντικό ερώτημα δεν μπορεί να απαντηθεί στα πλαίσια μιας διδακτορικής διατριβής. Χρειάζονται πολυετείς έρευνες με μεγάλα δείγματα και διάφορες τεχνικές επεξεργασίας ώστε να προσεγγίσει κανείς κάποιες απαντήσεις σχετικά με την επίδραση της ακτινοβολίας στον ούτως ή άλλως μεγάλο άγνωστο που ονομάζεται ανθρώπινος εγκέφαλος. Απ' την άλλη πλευρά ο μεγάλος δρόμος που θα οδηγήσει σ' αυτές τις απαντήσεις χτίζεται από όλες τις μικρότερες έρευνες των απανταχού επιστημόνων που συνεισφέρουν ο καθένας με τη δική του δουλειά.

7.2 Προοπτικές για μελλοντική έρευνα

Όπως ειπώθηκε παραπάνω, από τα δεδομένα ενός πειράματος και την επεξεργασία τους δεν μπορεί κανείς να εξαγάγει τελικά συμπεράσματα για το πώς η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία επηρεάζει την εγκεφαλική λειτουργία. Στα πειράματα όπου υπεισέρχονται ασταθείς παράγοντες, όπως ο ανθρώπινος οργανισμός στην περίπτωση μας, δεν μπορεί κανείς να καταλήξει σε ασφαλή συμπεράσματα. Δεν είναι λίγες οι περιπτώσεις που επιστήμονες προσπαθώντας να επαληθεύσουν τα αποτελέσματα των εργασιών τους διεξάγουν επαναληπτικές μετρήσεις με ακριβώς ίδιες παραμέτρους με τις προηγούμενες και δεν καταλήγουν στα ίδια αποτελέσματα. Εξάλλου όταν κανείς ολοκληρώνει μια μελέτη συνήθως τότε γεννιούνται νέα ερωτήματα ή ανακαλύπτει κάποιες πτυχές στην έρευνά του που ως τότε δεν είχε σκεφτεί και που μπορούν να αποτελέσουν το έναυσμα για μελλοντικές μελέτες.

Ειδικότερα όσον αφορά στην προέκταση της παρούσας διατριβής και των συγκεκριμένων πειραμάτων που διεξήχθησαν, θα είχε ιδιαίτερη αξία ο εμπλουτισμός της βάσης δεδομένων μέσω της συνέχισης των πειραμάτων με περισσότερους εξεταζόμενους. Η επαλήθευση των αποτελεσμάτων με νέο δείγμα θα εδραιώσει τις υπάρχουσες θέσεις και θα κατευθύνει τις υποθέσεις των ερευνητών. Επίσης κατά τη στατιστική επεξεργασία των δεδομένων μπορούν ληφθούν υπόψη και άλλοι παράγοντες που πιθανώς επηρεάζουν τα εγκεφαλικά σήματα σε σχέση με την Η/Μ ακτινοβολία. Η εξοικείωση με το εργαστηριακό περιβάλλον αλλά και με τη δοκιμασία την οποία καλούνται να φέρουν εις πέρας κατά τη διάρκεια της εξέτασής τους είναι ένας παράγοντας προς μελέτη. Επίσης η διαφοροποίηση που σημειώθηκε με βάση το φύλο είναι χρήσιμο να διερευνηθεί εις βάθος λαμβάνοντας υπόψη την ορμονική κατάσταση των εξεταζομένων ιδίως των γυναικών η οποία είναι ιδιαιτέρως ευμετάβλητη. Όσον αφορά στις μεθόδους επεξεργασίας των δεδομένων μπορούν να εφαρμοστούν τεχνικές με βάση την ανάλυση χρονοσειρών για να μελετηθεί το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Οι προεκτάσεις που μπορεί να έχει μια τέτοια ανάλυση δεν μπορούν να προβλεφθούν. Ως μια πρώτη προσέγγιση θα μπορούσε να μελετηθεί η εποχικότητα ή η προβλεψιμότητα του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

Αν σκεφτούμε δε τη διεξαγωγή πειραμάτων με την ίδια υποδομή αλλά με νέες παραμέτρους τότε το ερευνητικό φάσμα γίνεται εξαιρετικά ευρύ. Η τροποποίηση των χαρακτηριστικών του σήματος που εκπέμπεται είναι μια πρώτη προσέγγιση. Η

χρησιμοποίηση σημάτων διαφορετικών συχνοτήτων, ισχύων ή διαμορφώσεων και η σύγκριση των αποτελεσμάτων όχι μόνο με τις μετρήσεις που διεξάγονται χωρίς ακτινοβολία αλλά και μεταξύ των διαφορετικών πειραματικών συνθηκών ανοίγει πολλούς ερευνητικούς δρόμους. Επίσης η μεταβολή της απόστασης της κεραίας από το κεφάλι του εξεταζομένου αλλά και της θέσης της ως προς αυτό είναι παράγοντες που χρήζουν μελέτης. Ήδη όσον αφορά στη διαφοροποίηση με βάση τη συχνότητα υπάρχουν ήδη τα δεδομένα του πειράματος που διεξήχθη στα πλαίσια της παρούσας διατριβής με συχνότητα 1800MHz. Τα δεδομένα αυτά έχουν μελετηθεί προς το παρόν προκαταρκτικά και είναι χρήσιμο να υποβληθούν στις ίδιες επεξεργασίες με αυτές που αναλύθηκαν για να γίνουν συγκρίσεις αλλά και σε νέες .

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Bear M, Connors BW, Paradiso MA (2001) **Neuroscience: Exploring the Brain** Lippincott Williams & Wilkins Baltimore USA
2. Brown AG (2001) **Nerve Cells and Nervous Systems: An Introduction to Neuroscience** Springer; 2nd edition
3. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM (2000) **Principles of Neural Science**, McGraw-Hill, New York; 4th edition
4. Shepherd GM (1994) **Neurobiology**, Oxford University Press, USA; 3rd edition
5. Martin RA, Wallace BG, Fuchs PA, Nicholls JG (2001) **From Neuron to Brain: A Cellular and Molecular Approach to the Function of the Nervous System** Sinauer Associates; 4th edition
6. Hodgkin AL and Huxley AF (1952) **A Quantitative Description of Membrane Current and its Application to Conduction and Excitation in Nerve** Journal of Physiology 117: 500-544
7. Hodgkin AL (1951) **The Ionic Basis of Electrical Activity in Nerve and Muscle** Cambridge Philosophical Society: Biological Reviews 26: 339-401.
8. Hodgkin AL and Huxley AF (1952) **Ions through the Membrane of the Giant Axon of Loligo** Journal of Physiology 116: 473-496.
9. Hodgkin AL and Huxley AF (1952) **Currents carried by Sodium and Potassium** Journal of Physiology 116: 449-472.
10. Frankenhaeuser B. and Huxley AF (1964) **The action potential in the myelinated nerve fibre of *Xenopus laevis* as computed on the basis of voltage clamp data** J. Physiol. (Lond.) 171: 302—315
11. Erlanger J and Gasser HS (1968) **Electrical Signs of Nervous Activity** Univ. of Pennsylvania Press.
12. Γιόβα Δ, Θεοδοσίου Θ, Αλεξανδράτου Ε, Ατλαμαζόγλου Β, Πολτόπουλος Κ (2000) **Εισαγωγή στην κυτταρική μηχανική και εφαρμοσμένη βιοφυσική** Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου
13. Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Katz LC, LaMantia AS, McNamara JO, Williams SM (2001) **Neuroscience, Ion Channels Underlying Action Potentials**, Sunderland (MA): Sinauer Associates Inc; 2nd edition.
14. Matthews GG (2001) **Neurobiology: Molecules, Cells and Systems**, Blackwell Publishing, Incorporated; 2nd edition
15. Siegel GJ, Albers RW, Brady S, Price DL, American Society for Neurochemistry (2005) **Basic Neurochemistry: Molecular, Cellular and Medical Aspects** (Periodicals), Academic Press; 7th edition

16. Wright, SH (2004) **Generation of resting membrane potential** Advances in Physiology Education 28(1-4): 139-142
17. Hille B (2001) **Ion channels of excitable membranes** Sunderland (MA): Sinauer Associates Inc; 3rd ed
18. Wild GC, Benzyl EC (1994) **Essentials of Neurochemistry**, Jones & Bartlett Publishers; 1st edition
19. Thompson RF (1985) **The Brain: An Introduction to Neuroscience**, Freeman.
20. Taylor DJ, Green NPO Stout GW (2003) **Biological Sciences**, Cambridge University Press, United Kingdom; 3rd edition
21. Cobb WA (1983) **Recommendations for the practice of clinical neurophysiology** Amsterdam: Elsevier.
22. Ebersole JS (2002) **Current Practice of Clinical Electroencephalography** Lippincott Williams & Wilkins.
23. Zani A, Proverbio A (2002) **The Cognitive Electrophysiology of Mind and Brain** Academic Press
24. Κουτσούρης Δ (2000) **Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων** Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου
25. Bronzino JD (2006) **Biomedical Engineering Fundamentals** in “The Electrical Engineering Handbook” CRC Press 3rd edition
26. Jasper H (1958) **The ten-twenty electrode system of the international federation** Electroencephalogr Clin Neurophysiol.10: 371–375.
27. Moore J and Zouridakis G (2003) **Biomedical Technology and Devices Handbook** CRC Press
28. Domach M.M (2003) **Introduction to Biomedical Engineering** Pearson Prentice Hall
29. Bin He (2005) **Neural Engineering** in “Bioelectric Engineering” Springer 1st edition
30. Epstein CM (1983) **Introduction to EEG and evoked potentials** JB Lippincot Co.
31. Lindsay D, Wicke J (1974) **The electroencephalogram: Autonomous electrical activity in man and animals** in “Bioelectric Recording Techniques” R. Thomson and M.Patterson, Eds. Academic Press, New York
32. Neuper C, Pfurtscheller G (2001) **Evidence for distinct beta resonance frequencies in human EEG related to specific sensorimotor cortical areas** Clinical Neurophysiology 112: 2084-2097
33. Wrobel A (2000) **Beta activity: a carrier for visual attention** Acta Neurobiol.Exp. 60: 247–260

34. Klimesch W (1999) **EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis** Brain Res Brain Res Rev 29: 169-95
35. Markand ON (2003) **Lennox-Gastaut syndrome (childhood epileptic encephalopathy)** J Clin Neurophysiol 20: 426-41
36. Huges JR, Fino J, Hart LA (2004), **The EEG profile of patients with uncontrolled vs. controlled seizures** Clin EEG Neurosci. 35(2): 69-77
37. Basar, E., et al., Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes. Int J Psychophysiol, 2001. 39: p. 241-8.
38. Coull JT (1998) **Neural correlates of attention and arousal: Insights from electrophysiology, functional neuroimaging and psychopharmacology** in Progress in Neurobiology 55: 343-361
39. Rugg MD and Coles MGH (1996) **Electrophysiology of Mind: Event-Related Brain Potentials and Cognition** (Oxford Psychology Series), Oxford University Press, USA New Edition
40. Βαλλιανάτου ΝΓ (2002) **“Ηλεκτροφυσιολογικές προσεγγίσεις στην κλινική νευροψυχολογία: Τα προκλητά δυναμικά”** Ψυχολογία: Το Περιοδικό της Ελληνικής Ψυχολογικής Εταιρείας 316-335
41. Roth, WT, Ford, JM, Pfefferbaum, A and Elbert, TR (1995) **Methodological issues in event-related potential and magnetic field studies** Chapter 78 in “Psychopharmacology: The Fourth Generation of Progress” FE Bloom and DJ Kupfer (Eds), New York, NY: Raven Press 895-910
42. Fabiani M, Gratton G, Coles M (2000) **Event-related potentials: Methods, theory, and applications** in “Handbook of psychophysiology” Cacioppo JT, Tassinari Lg, Bernston G (Eds), New York: Cambridge University Press, 2nd edition 53-84
43. Silberberg JL (1993) **Performance degradation of electronic medical devices due to electromagnetic interference** Compliance Eng 10(5):25-39
44. Joyner K, Anderson V, Wood M (1994) **Interference and energy deposition rates from digital mobile phones** in “Abstracts Annual Meeting of the Bioelectromagnetics Society” 16:67-68
45. Silberberg JL (1994) **Medical device electromagnetic interference issues, problem reports, standards, and recommendations** in: “Proc Health Canada Medical Devices Bureau Round-Table Discussion on Electromagnetic Compatibility in Health Care” Ottawa, Canada 11-20
46. Morrissey JJ, Swicord M, Balzano Q (2002) **Characterization Of Electromagnetic Interference Of Medical Devices In The Hospital Due To Cell Phones** Health Physics 82(1): 45-51 2002
47. Jeffrey LT, Severson RP, Firl AR, Hayes DL, Abenstein JP (2005) **Cellular telephone interference with medical equipment** mayo clinic proceedings 80(10):1286-1290
48. Rice WP (2000) **2.4 GHz RF WLAN EMI in medical devices** J. Clin. Engineering 2000: 260-264

49. **The EC Active Implantable Medical Directive 90/385/EEC** – Official Journal L189-1990.
50. **The In Vitro Diagnostic Medical Devices Directive 98/79/EC** – Official Journal L331-1998.
51. **Directive of the Council of June 14, 1993 concerning medical devices (93/42/EEC) (MDD)**
52. International Electrotechnical Commission **IEC 60601-1-2, Medical Electrical Equipment Part 1: General Requirements for Safety, Amendment No. 2. Collateral Standard: Electromagnetic Compatibility— Requirements and Tests** 1st ed., Geneva, 1993.
53. **EN60601-1-2:2001, Medical Equipment Part1-2: General requirements for safety, Collateral Standard: Electromagnetic Compatibility.** Requirements and tests.
54. Nanou E, Tsiafakis V., Kapareliotis E., Sotiriou A., Capsalis C (2005) **Electromagnetic Compatibility Between GSM Base Station and EEG Signal** IEEE International Symposium on Microwave, Antenna, Propagation and EMC Technologies for Wireless Communications Proceedings, Beijing, 535-538
55. Pragiatis L, Sotiriou A., Nanou E., Kapareliotis E., Tsiafakis V., Papageorgiou C., Capsalis C (2006) **Electromagnetic Compatibility Between Simulated GSM Base Station at 1800 MHz and EEG Signals** 4th International Workshop, Biological Effects of Electromagnetic Fields Proceedings, Crete, Greece, 1137-1143
56. Sibakov V, Appelqvist M (1998) **Immunity of medical electronic devices to electromagnetic field of cellular mobile phones** Helsinki, Finland: VTT Technical Research Center; VTT Tiedotteit Research Bulletin
57. Barbaro V, Bartolini P, Benassi M, Di Nallo AM, Reali L, Valsecchi S (2000) **Electromagnetic interference by GSM cellular phones and UHF radios with intensive care and operating room ventilators** Biomedical Instrum. Tech. 34:361–369
58. Hietanen M, Sibakov V, Hallfors S, von Nandelstadh P (2000) **Safe use of mobile phones in hospitals** Health Phys. 79(Suppl. 2): S77–S84
59. Kapareliotis ES, Nanou ED, Tsiafakis VG, Sotiriou A, Pragiatis LS, Capsalis CN (2006) **Electromagnetic Compatibility between WiFi Access Point and EEG Signals** 4th International Workshop, Biological Effects of Electromagnetic Fields, Crete, Greece, 545-551
60. Wechsler D (1955) **Manual for the Wechsler adult intelligence scale** New York: Psychological Corporation
61. Wechsler, D. (1945/1997) **Wechsler Memory Scale®--Third edition-** (WMS---III). San Antonio, TX: Harcourt Assessment
62. Wechsler, D. (1997). **Wechsler Adult Intelligence Scale—3rd Edition (WAIS-3®)** San Antonio, TX: Harcourt Assessment
63. Epstein O, Perkin D, Cookson J, de Bono DP (2003) **Clinical Examination.** London: Mosby, 294. ISBN 0-7234-3229-5.
64. Burgess PW, Shallice T (1996) **Response suppression, initiation and strategy use following frontal lobe lesions** Neuropsychologia 34: 263-273

65. Burgess PW, Shallice T (1997) **Hayling Sentence Completion Test** Suffolk, England: Thames Valley Test Co. Ltd
66. Bloom PA, Fishler I (1980) **Completion norms for 329 sentence contexts** Memory and Cognition 3: 631-642
67. **Declaration of Helsinki of the World Medical Association on Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects**, adopted in 1964 and amended in 1975, 1983, 1989, 1996 and 2000
68. Huber R, Graf T, Cote KA, Wittmann L, Gallmann E, Matter D, Schuderer J, Kuster N, Borbely AA, Achermann P (2000) **Exposure to pulsed high-frequency electromagnetic field during waking affects human sleep EEG** Neuroreport 11:3321-3325
69. Wagner P, Roschke J, Mann K (1998) **Human sleep under the influence of pulsed radiofrequency electromagnetic fields: a polysomnographic study using standardized conditions** Bioelectromagnetics 19(3):199-202
70. Hietanen M, Kovala T, Hamalainen AM (2000) **Human brain activity during exposure to radiofrequency fields emitted by cellular phones** Work Environ Health 26(2):87-92
71. Von Klitzing L (1995) **Low-frequency pulsed electromagnetic fields influence EEG of man** Phys. Medica 11: 77-80
72. Freude G, Ullsperger P, Eggert S, Ruppe I (1998) **Effects of microwaves emitted by cellular phones on human slow brain potentials** Bioelectromagnetics 19:384 – 387
73. Eulitz C, Ullsperger P, Freude G, Elbert T (1998) **Mobile phones modulate response patterns of human brain activity** NeuroReport 9: 3229 - 3232
74. Freude G, Ullsperger P, Eggert S, Ruppe I (2000) **Microwaves emitted by cellular telephones affect human slow brain potentials** Journal of European of Applied Physiology 81:18 – 27
75. Krause CM, Sillanmäki L, Koivisto M, Häggqvist A et al (2000) **Effects of electromagnetic field emitted by cellular phones on the EEG during a memory task** NeuroReport 11:761-764
76. Krause CM, Sillanmaki L, Koivisto M, Haggquist A, et al. (2000) **Effects of electromagnetic fields emitted by cellular phones on the electroencephalogram during a visual working memory task** International Journal of Radiation Biology 76: 1659-1667
77. Jech R, Sonka K, Ruzicka E, Nebuzelsky, et al. (2001) **Electromagnetic field of mobile phone affects visual event related potential in patients with narcolepsy** Bioelectromagnetics 22: 519-528
78. Croft R, Chandler JS, Burgess AP, Barry RJ, et al. (2002) **Acute mobile phone operation affects neural function in humans** Clinical Neurophysiology 113:1623-1629
79. Krause CM, Haarala C, Sillanmaki L, Koivisto M, et al. (2004) **Effects of electromagnetic field emitted by cellular phones on the EEG during an auditory memory task: A double blind replication study** Bioelectromagnetics 25:33-40

80. Hamblin D, Croft RJ, Wood AW, Stough C, et al. (2006) **The sensitivity of human event-related potentials and reaction time to mobile phone emitted electromagnetic fields** Bioelectromagnetics 27:265-273
81. Krause CM, Bjornberg CH, Pesonen M, Hulten A, et al (2006) **Mobile phone effects on children's event-related oscillatory EEG during an auditory memory task** Int J Radiat Biol 82: 443-450
82. Maby E, Le Bouquin JR, Faucon G (2006) **Scalp localization of human auditory cortical activity modified by GSM electromagnetic fields** Int J Radiat Biol 82: 465-472.
83. Bracewell RN (1999) **The Fourier Transform & Its Applications** McGraw-Hill Science/Engineering/Math; 3rd edition
84. Hardy GH, Rogosinski WW (1999) **Fourier Series** Dover Publications, New Ed edition
85. Cooley, JW, Tukey JW (1965) **An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series, Mathematics of Computation** 19(90): 297-301
86. Nanou ED, Tsiafakis V, Kapareliotis E, Fakis E, Papageorgiou CC, Rabavilas A, Capsalis CN (2004) **The impact of a 900MHz simulated mobile phone signal on the EEG Energy is gender dependent** Biological Effects of EMFs, 3rd International Workshop, Kos, Greece, Proceedings 334-341
87. Papageorgiou CC, Nanou ED, Tsiafakis VSG, Capsalis CN, Rabavilas A (2004) **Gender related differences on the EEG during a simulated mobile phone signal** Neuroreport 15(16): 2557-2560
88. Nanou ED, Tsiafakis VG, Kapareliotis ES, Papageorgiou CC, Rabavilas A, Capsalis, CN (2005) **Influence of the interaction of a 900MHz signal with gender on EEG Energy: Experimental study on the influence of 900MHz Radiation on EEG** The Environmentalist 25: 173-180
89. Chang PF, Arendt-Nielsen L, Chen AC (2002) **Dynamic changes and spatial correlation of EEG activities during cold pressor test in man** Brain Res Bull 57: 667–675
90. Skrandies W, Reik P, Kunze C (1999) **Topography of evoked brain activity during mental arithmetic and language tasks: sex differences** Neuropsychologia 37:421–430
91. Kimura D, Harshman RA (1984) **Sex differences in brain organization for verbal and non-verbal functions** Prog Brain Res 1984; 61:423–441.17.
92. Kimura D, Seal BN (2003) **Sex differences in recall of real or nonsense words** Psychol Report 93: 26-43
93. Kimura D (2002) **Review sex hormones influence human cognitive pattern** Neuroendocrinol Lett 23(Suppl. 4): 67–77
94. Briere ME, Forest G, Chouinard S, Godbout R (2003) **Evening and morning EEG differences between young men and women adults** Brain Cogn 53: 145–148

95. Dimpfel W, Wedekind W, Keplinger I (2003) **Gender difference in electrical brain activity during presentation of various film excerpts with different emotional content** Eur J Med Res 8:192–198
96. Rescher B, Rappelsberger P (1999) **Gender dependent EEG-changes during a mental rotation task** Int J Psychophysiol 33: 209–222
97. Cook CM, Thomas AW, Prato FS (2002) **Human electrophysiological and cognitive effects of exposure to ELF magnetic and ELF modulated RF and microwave fields: a review of recent studies** Bioelectromagnetics 23:144–157
98. Hossmann KA, Hermann DM (2003) **Effects of electromagnetic radiation of mobile phones on the central nervous system** Bioelectromagnetics 24:49–62
99. Koivisto M, Revonsuo A, Krause C, Haarala C, Sillanmaki L, Laine M, Hamalainen H. (2000) **Effects of 902MHz electromagnetic field emitted by cellular telephones on response times in humans** Neuroreport 11: 413–415
100. Koivisto M, Krause CM, Revonsuo A, Laine M, Hamalainen H (2000) **The effects of electromagnetic field emitted by GSM phones on working memory** Neuroreport 11:1641–1643
101. Nanou ED, Tsiafakis VSG, Kitsonas E, Papageorgiou CC, Rabavilas A, Capsalis CN (2004) **Experimental measurement and validation of the impact of mobile telephony on ERPs: a preliminary report** 17th International Wroclaw Symposium And Exhibition On Electromagnetic Compatibility, Wroclaw, Poland, Proceedings 61-66
102. Nanou ED, Fakis A, Tsiafakis VG, Kapareliotis E, Papageorgiou CC, Rabavilas A, Capsalis CN (2004) **Evidence of gender related differences on the amplitudes of the P300 ERP component during exposure to a 900MHz simulated mobile phone signal** Biological Effects of EMFs, 3rd International Workshop, Kos, Greece, Proceedings 999-1006
103. Papageorgiou CC, Nanou ED, Tsiafakis VG, Kapareliotis E, Kontoangelos KA, Capsalis CN, Rabavilas AD, Soldatos CR (2006) **Acute mobile phone effects on pre-attentive operation** Neuroscience Letters 397 (1-2):99-103
104. Tsiafakis V, Nanou E., Kapareliotis E, Pragiatis L., Papageorgiou C., Soldatos K., Rabavilas A., Capsalis C (2006) **The effect of EMF on the early components of ERPs is dependent on the kind of stimulus used** 4th International Workshop, Biological Effects of Electromagnetic Fields, Crete, Greece, Proceedings 1125-1233
105. Arai N, Enomoto H, Okabe S, Yuasa K, Kamimura Y, Ugawa Y (2003) **Thirty minutes mobile phone use has no short-term adverse effects on central auditory pathways** Clin. Neurophysiol. 114: 1390-1394
106. Morgan JM, Van Hees J, Gybels J (1984) **ERPs associated with decisions based on slowly increasing warm and painful stimuli** Electroencephalogr. Clin Neurophysiol. 58 : 343-350
107. Pakhomov A, Dubovic B, Kolupayev V, Degtyariv I, Pronkevich A (1992) **Search for microwave-sensitive structures and functions in the nervous system**, Proceedings of the 14th Annual IEEE/EMBS Conference, Paris, IEEE/EMBS, Piscataway 297

108. Maby E, Le Bouquin JR, Liegeois-Chauvel C, Gourevitch B, Faucon G (2004) **Analysis of auditory evoked potential parameters in the presence of radiofrequency fields using a support vector machines method.** Medical and Biological Engineering and Computing. 42(4): 562-568
109. Hamblin DL, Wood AW, Croft RJ, Stough C (2004) **Examining the effects of electromagnetic fields emitted by GSM mobile phones on human event-related potentials and performance during an auditory task** Clinical Neurophysiology. 115(1): 171-178
110. Godey B, Schwartz D, de Graaf JB, Chauvel P, Liegeois-Chauvel C (2001) **Neuromagnetic source localization of auditory evoked fields and intracerebral evoked potentials: a comparison of data in the same patients** Clinical Neurophysiology 112(10):1850-1859
111. Yvert B, Fischer C, Bertrand O, Pernier J (2005) **Localization of human supratemporal auditory areas from intracerebral auditory evoked potentials using distributed source models** Neuroimage 28(1):140-53
112. Naghavi HR, Nyberg L (2005) **Common fronto-parietal activity in attention, memory, and consciousness: shared demands on integration?** Consciousness and Cognition 14(2):390-425
113. Postle BR, Brush LN (2004) **The neural bases of the effects of item-nonspecific proactive interference in working memory** Cognitive, Affective and Behavioral Neuroscience 4(3):379-92
114. Halgamuge S, Herrmann C, Jain L (2002) **Analysis of EEG signals with wavelets and knowledge engineering techniques.** In S. Amari, L. Xu, L. W. Chan, I. King and K.S.Leung(Hrsg.) Progress in Neural Information Processing, volume 2, S. 1381-1386 Springer
115. Przybylski, A. W. & Grüsser, O.-J. (1991) **Wavelet method as the new approach to analysis of evoked potentials in the electroencephalogram.** In Society for Neuroscience Annual Meeting 17(2) :1211, Washington, D. C.: Society for Neuroscience
116. Karjalainen PA, Laipio JP, Koistinen AS, Vuhkonen M (1999) **Subspace regularization method for the single-trial estimation of evoked potentials** IEEE Trans. Biomed. Eng 40: 849-860
117. Ercelebi E (2004) **Noise suppression using lifting-based wavelet transform and level-dependent threshold estimator** Proceedings of the IEEE 12th Signal Processing and Communications Applications Conference 452 - 463
118. Cichocki A, Gharieb RR, Hoya T (2001) **Efficient extraction of evoked potentials by combination of Wiener filtering and subspace methods,** IEEE Int. Conf. Acoust., Speech, Signal Processing, Utah, USA, Proceedings Vol. 5: 3117-3120
119. Daubedhies I, Sweldens W (1998) **Factoring Wavelet Transforms into Lifting Steps** J. Fourier Anal. Appl 4(3)
120. Bostanov V, (2004) **Feature Extraction From Event-Related Brain Potentials with the Continuous Wavelet transform and the t-Value Scalogram**”. IEEE Trans.on Biomed. Eng. 51 (6)

121. Trejo LJ, Shensa MJ (1999) **Feature extraction of event-related potentials using wavelets: An application to human performance monitoring** Brain and Language 66: 89-107
122. Trejo LJ, Mullane MM (1995) **Event-related potentials and signal detection performance: Classification functions based on discrete wavelet transforms** Psychophysiology 32: 77.
123. Nanou E., Papageorgiou C., Hountala C., Maganioti A., Tsiafakis V., Kapareliotis E., Soldatos K., Rabavilas A., Capsalis C (2006) **Wavelet Analysis of the effect of a 900MHz electromagnetic field on event related potentials of EEG signals** 4th International Workshop, Biological Effects of Electromagnetic Fields, Crete, Greece, Proceedings 516-525
124. Nanou ED, Papageorgiou CC, Hountala CD, Maganioti AE, Tsiafakis VG, Rabavilas AD, Capsalis CN **Wavelet analysis of the effect of a 900 MHz electromagnetic field on preattentive event related potentials** European Journal of Applied Physiology, under review since April 2007
125. Laufs H, Kleinschmidt A, Beyerle A, Eger E, Salek-Haddadi A, Preibisch C, Krakow K (2003) **EEG correlated fMRI of human alpha activity** Neuroimage 19:1463-1476
126. Smythe JW, Costall B (2003) **Mobile phone use facilitates memory in male, but not in female subjects** Neuroreport 14:243-246

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α

Hayling test

Μέρος Α

1. Αυτός ταχυδρόμησε το γράμμα χωρίς ΓΡΑΜΜΑΤΟΣΗΜΟ.
2. Ο Καπετάν-Νικόλας ήθελε να παραμείνει στο(/η) βυθιζόμενο(/η) ΠΛΟΙΟ (/ΣΧΕΔΙΑ).
3. Οι περισσότερες από τις γάτες βλέπουν πολύ καλά τη ΝΥΧΤΑ /στο ΣΚΑΡΦΑΛΩΜΑ.
4. Είναι δύσκολο να το παραδεχτεί κάποιος ότι έχει κάνει ΛΑΘΟΣ.
5. Η δουλειά της ήταν εύκολη στο μεγαλύτερο διάστημα της ΩΡΑΣ / ΗΜΕΡΑΣ.
6. Όταν πας για ύπνο κλείσε το ΦΩΣ / ΡΑΔΙΟΦΩΝΟ ΣΤΕΡΕΟΦΩΝΙΚΟ.
7. Οι περισσότερες επιθέσεις καρχαριών γίνονται πολύ κοντά στην(στο) ΑΚΤΗ / ΣΤΕΡΙΑ / ΝΕΡΟ.
8. Το παιχνίδι διεκόπη όταν άρχισε να ΒΡΕΧΕΙ / ΧΙΟΝΙΖΕΙ / ΑΣΤΡΑΦΤΕΙ.
9. Τρεις άνθρωποι σκοτώθηκαν σε ένα (μια) μεγάλο(/η) αυτοκινητιστικό(/ή) ΑΤΥΧΗΜΑ / ΣΥΓΚΡΟΥΣΗ / ΔΥΣΤΥΧΗΜΑ.
10. Το εύπορο παιδί πήγαινε σε ένα (μια) ιδιωτικό(/ή) ΣΧΟΛΕΙΟ / ΠΑΡΤΙ / ΣΧΟΛΗ / ΙΝΣΤΙΤΟΥΤΟ.
11. Το ποσοστό εγκληματικότητας μειώθηκε αυτό το ΧΡΟΝΟ / ΜΗΝΑ / (σε αυτή την) ΠΟΛΗ / (την) ΕΒΔΟΜΑΔΑ / ΚΑΛΟΚΑΙΡΙ.
12. Ψεκάσαμε την αυλή για να απομακρύνουμε τα ΖΩΥΦΙΑ / ENTOMA / ΣΚΥΛΙΑ / ΜΥΡΜΗΓΚΙΑ / ΨΥΛΛΟΥΣ / ΚΟΥΝΟΥΠΙΑ.
13. Ο δικηγόρος φοβόταν ότι ο πελάτης του ήταν ΕΝΟΧΟΣ / ΨΕΥΤΗΣ / ΤΡΕΛΟΣ / ΑΡΡΩΣΤΟΣ.
14. Η φυγή από το σπίτι εξέπληξε όλους τους ΦΙΛΟΥΣ / (την) ΟΙΚΟΓΕΝΕΙΑ / ΣΥΓΓΕΝΕΙΣ.
15. Τελικά η ώρα της δράσης είχε ΕΡΘΕΙ / ΦΤΑΣΕΙ / ΞΕΚΙΝΗΣΕΙ.
16. Ο χειρουργός προσπαθούσε μάταια να σώσει τον/την ΑΣΘΕΝΗ / ΖΩΗ / ΓΙΟ του.
17. Χωρίς τροφή ένας άνθρωπος θα μπορούσε να πεθάνει σε μερικές/ους ΜΕΡΕΣ / ΕΒΔΟΜΑΔΕΣ / ΜΗΝΕΣ.
18. Ο Παύλος πάντοτε ήθελε να γίνει ΓΙΑΤΡΟΣ / ΔΙΚΗΓΟΡΟΣ ...
19. Οι περισσότεροι σπουδαστές προτιμούν να δουλεύουν κατά τη διάρκεια της ΗΜΕΡΑΣ / ΝΥΧΤΑΣ...
20. Ο Ντίνος ανακάλυψε ότι δεν είχε εφεδρικό ΛΑΣΤΙΧΟ / ΚΛΕΙΔΙ...
21. Το ψωμί φαγώθηκε εκτός από ένα μικρό ΚΟΜΜΑΤΙ / ΜΕΡΟΣ.
22. Ελάχιστα κράτη κυβερνώνται τώρα από ΒΑΣΙΛΙΑ / ΔΙΚΤΑΤΟΡΑ.
23. Στη θεία μου άρεσε να διαβάζει τις καθημερινές ΕΦΗΜΕΡΙΔΕΣ (τα καθημερινά) ΠΕΡΙΟΔΙΚΑ.
24. Η γη έχει το σχήμα ΣΦΑΙΡΑΣ / ΜΠΑΛΛΑΣ / ΑΒΓΟΥ.
25. Ο Μάριος έψαξε στην τσέπη του για να βρει τα ΛΕΦΤΑ / ΚΛΕΙΔΙΑ / ΡΕΣΤΑ.

Μέρος Β

1. Για να κρατάει τους σκύλους έξω από το κτήμα τοποθέτησε
2. Ο Βασίλης πήδηξε στη λίμνη και έκανε μια μεγάλη
3. Το νερό και ο ήλιος βοηθούν τα φυτά να
4. Ο πατέρας τεμάχισε τη γαλοπούλα με
5. Στον αγενή σερβιτόρο δεν δόθηκε
6. Η Κατερίνα στέγνωσε τις κούπες με
7. Κάθισαν μαζί χωρίς να ανταλλάσσουν
8. Ο Γρηγόρης συνειδητοποίησε ότι το σπίτι ήταν έτοιμο προς
.....
9. Απορούσε που η καταιγίδα είχε κάνει τόσο μεγάλη
.....
10. Ο Μιχάλης έκανε πρόταση γάμου, αλλά εκείνη
.....
11. Η Ιωάννα τάισε το μωρό της με ζεστό
12. Τη νύχτα η γυναίκα κλείδωσε
13. Το βενζινάδικο βρισκόταν περίπου δύο χιλιόμετρα απόσταση
από.....
14. Αυτός χαλάρωσε τη γραβάτα γύρω από
.....
15. Η δουλειά του ήταν να διατηρεί το πεζοδρόμιο
16. Η διάλεξη έπρεπε να διαρκέσει περίπου 1
17. Τα παιδιά τάισαν τις πάπιες με λίγο μπαγιάτικο
18. Το ακαδημαϊκό έτος ξεκίνησε
19. Άφησαν τα βρώμικα πιάτα στ
20. Εκείνος ξάπλωσε για να
21. Ο Γιάννης ήταν στεναχωρημένος , αλλά δεν ήταν δικό του
22. Ο δάσκαλος έγραψε το πρόβλημα στον
23. Τα γουρούνια κυλιούνταν στη
24. Ο Θανάσης έπεσε και γρατσούνισε τοτου
25. Η Εύη δεν είχε ρούχα να

Μέρος Γ

1. Το τελικό αποτέλεσμα του παιχνιδιού ήταν ΙΣΟΠΑΛΙΑ / ΕΚΠΛΗΚΤΙΚΟ / ΑΠΟΓΟΗΤΕΥΤΙΚΟ.
2. Ο άνθρωπος που έπιασε τον κλέφτη είναι άξιος ΣΥΓΧΑΡΗΤΗΡΙΩΝ / ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΩΝ.
3. Χτύπησε το καρφί στο ΞΥΛΟ / ΤΟΙΧΟ.
4. Ο Χρήστος έχτισε το καινούργιο του σπίτι σε μια ήσυχη / έναν ήσυχο ΔΡΟΜΟ / ΛΙΜΝΗ.
5. Η αδελφή μου έφερε εισιτήρια για το ΠΑΙΧΝΙΔΙ / ΚΟΝΤΣΕΡΤΟ.
6. Το φορτηγό που οδηγούσε ο Βασίλης σφηνώθηκε σε ένα ΔΕΝΤΡΟ.
7. Η καταιγίδα έκανε τον αέρα ΚΡΥΟ / ΨΥΧΡΟ.
8. Ηρέμησε από την απαλή ΜΟΥΣΙΚΗ / ΑΓΓΙΓΜΑ / ΦΩΝΗ.
9. Ο δικαστής προειδοποίησε για τους κινδύνους ΤΩΝ ΝΑΡΚΩΤΙΚΩΝ / ΤΗΣ ΚΛΟΠΗΣ.
10. Λίγοι είχαν την τόλμη να πάρουν τις απαραίτητες ΠΡΟΦΥΛΑΞΕΙΣ / ΧΡΗΜΑΤΑ / ΜΕΤΡΑ.
11. Ανακάτεψε τα χαρτιά πριν παίξει τράπουλα
12. Η Κατερίνα ξύπνησε μετά από ένα(ν) άσχημο όνειρο.
13. Όταν κόπηκε το ρεύμα έγινε σκοτάδι.
14. Η επιτυχία είναι συνήθως αποτέλεσμα σωστής, σκληρής δουλειάς .
15. Μην πιστεύεις όλα όσαλέγονται
16. Το πλοίο εξαφανίστηκε μέσα στην πυκνή ομίχλη.
17. Η Άννα έπλενε τα δόντια της μετά από κάθε γεύμα
18. Αυτός φώναζε με όλη του τη δύναμη.
19. Κόπηκε το ρεύμα και όλο το φαγητό χάλασε
20. Δεν μπορείς να ανοίξεις την πόρτα με λάθος κλειδί.
21. Το τρένο ήταν ακόμα στην αφετηρία του.
22. Ο σκύλος έχει ανεπτυγμένη την αίσθηση της όσφρησης
23. Ο Χάρης της έγραψε ένα ερωτικό
24. Τηλεφώνησε στο σύζυγό της στο γραφείο του
25. Τρόμαξαν από τον ξαφνικό θόρυβο.....

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β

Στο παρόν Παράρτημα αναλύονται συνοπτικά οι στατιστικοί έλεγχοι που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν από τις διάφορες τεχνικές επεξεργασίας των δεδομένων στη διατριβή. Σκοπός του Παραρτήματος είναι η υπενθύμιση των βασικών εννοιών και δεν είναι η πλήρης ανάλυση των στατιστικών μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν.

Παραμετρικές αναλύσεις και οι υποθέσεις τους

Στη στατιστική, παραμετρικές ονομάζονται οι αναλύσεις όπου γίνεται η υπόθεση ότι οι κατανομές των μεταβλητών ανήκουν σε παραμετροποιημένες οικογένειες κατανομών πιθανότητας. Διαχειρίζονται ποσοτικά δεδομένα (συνεχείς μεταβλητές) και πριν την εφαρμογή τους εξετάζονται οι εξής βασικές στατιστικές παραδοχές :

- Παραδοχή της κανονικής κατανομής των μεταβλητών. Οι μεταβλητές θεωρούνται ότι ανήκουν σε πληθυσμιακές κατανομές με κανονική μορφή.
- Παραδοχή της ομοιογένειας των διασπορών. Οι μεταβλητές θεωρούνται ότι ανήκουν σε πληθυσμιακές κατανομές με ίσες διασπορές ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$). Όταν αυτή η παραδοχή δεν ικανοποιείται τότε το λιγότερο πρέπει να είναι γνωστός ο λόγος των δύο διασπορών (σ_1^2/σ_2^2). Σε αντίθετη περίπτωση η ανάλυση πρέπει να γίνει με κάποια απαραμετρική ή άλλη ειδική παραμετρική μέθοδο. Συνήθη τεστ που χρησιμοποιούνται είναι το F test ή τα λιγότερο ευαίσθητα Levene's test, Bartlett's test, Brown and Forsythe test ή O'Brien test.
- Παραδοχή της τυχαίας δειγματοληψίας. Οι μεταβλητές θεωρούνται ότι προήλθαν από δειγματοληψία στην οποία κάθε μέλος του αντίστοιχου πληθυσμού είχε ισότιμη πιθανότητα συμπερίληψης στο δείγμα.

Όταν οι παραπάνω παραδοχές ικανοποιούνται σε επαρκή βαθμό, τότε μεγιστοποιείται η ισχύς των παραμετρικών μεθόδων ανάλυσης, δηλαδή των αντίστοιχων ελέγχων (κριτηρίων) στατιστικής σημαντικότητας.

Έλεγχοι κανονικότητας Kolmogorov – Smirnov

Οι στατιστικοί έλεγχοι Kolmogorov – Smirnov χρησιμοποιούνται συνήθως αντί του χ^2 – ελέγχου στην περίπτωση που το μέγεθος του δείγματος N είναι μικρό και όταν οι απόλυτες συχνότητες της θεωρητικής κατανομής είναι μικρές. Είναι δύο ξεχωριστοί έλεγχοι που στηρίζονται στο ίδιο μαθηματικό υπόβαθρο. Αναφέρονται σαν έλεγχος «ενός δείγματος» ο οποίος αναπτύχθηκε από τον Kolmogorov και έχει σαν σκοπό τον έλεγχο καλής προσαρμογής ενός θεωρητικού νόμου σε μια εμπειρική κατανομή αθροιστικών συχνοτήτων και σαν έλεγχος «δύο δειγμάτων» (προτάθηκε από τον Smirnov) που αναφέρεται στη σύγκριση δύο αθροιστικών κατανομών συχνοτήτων. Ο τελικός σκοπός και στις δύο περιπτώσεις είναι να διαπιστωθεί αν τα δύο δείγματα προέρχονται ή όχι από τον ίδιο πληθυσμό.

Ο έλεγχος Kolmogorov συγκρίνει τις αθροιστικές εμπειρικές με τις αντίστοιχες αθροιστικές θεωρητικές συχνότητες, δηλαδή πρόκειται για έναν παραμετρικό έλεγχο. Για την εφαρμογή του ακολουθούνται τα εξής στάδια:

Ταξινομούνται τα δεδομένα του δείγματος κατ' αύξουσα τάξη

Υπολογίζεται η αθροιστική εμπειρική συχνότητα cf_i από τη σχέση $cf_i = i/N$ όπου $i = 1, 2, \dots, N$ με N το μέγεθος του δείγματος

Υπολογίζονται οι αθροιστικές θεωρητικές συχνότητες (cF_i) με βάση τη θεωρητική κατανομή που επιλέχθηκε

Υπολογίζονται οι αποκλίσεις από τη θεωρητική κατανομή ανάλογα με το δείγμα και τον θεωρητικό νόμο. Για την περίπτωση των διακριτών μεταβλητών που εφαρμόζεται στην περίπτωσή μας υπολογίζονται οι απόλυτες αποκλίσεις μεταξύ αθροιστικών θεωρητικών συχνοτήτων (cF_i) και των αντίστοιχων εμπειρικών θεωρητικών συχνοτήτων (cf_i) και λαμβάνεται η μέγιστη απόλυτη διαφορά: $D = \max |cF_i - cf_i|$. Έπειτα εφαρμόζεται δίπλευρος έλεγχος όπου τίθεται μηδενική υπόθεση $H_0 : cF_i = cf_i$ έναντι της εναλλακτικής υπόθεση $H_1 : cF_i \neq cf_i$. Στη συνέχεια ελέγχεται η μηδενική υπόθεση H_0 στη στάθμη σημαντικότητας α για N βαθμούς ελευθερίας. Ο έλεγχος γίνεται συγκρίνοντας την τιμή D με τις κρίσιμες τιμές του πίνακα των Kolmogorov – Smirnov για ένα δείγμα. Αν $D > D_\alpha$ τότε απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση δηλαδή δεν υπάρχει καλή προσαρμογή του θεωρητικού νόμου στην κατανομή συχνοτήτων των τιμών της μεταβλητής του δείγματος. Αν $D < D_\alpha$ τότε γίνεται αποδεκτή η μηδενική υπόθεση.

Ο έλεγχος δύο δειγμάτων (Smirnov) είναι ένας έλεγχος υπόθεσης που έχει σαν σκοπό να διαπιστωθεί αν δύο ανεξάρτητα δείγματα προέρχονται ή όχι από τον ίδιο πληθυσμό. Τα βήματα εργασίας έχουν ως εξής:

Ελέγχεται το σύνολο των στοιχείων των δύο υπό εξέταση δειγμάτων με μεγέθη N_1 και N_2 .

Διατηρώντας τα δύο δείγματα σε χωριστές στήλες ταξινομούνται όλα μαζί κατ' αύξουσα τάξη μεγέθους (σαν να ήταν ένα δείγμα).

Υπολογίζονται σ' αυτήν τη διάταξη για κάθε δείγμα οι αθροιστικές συχνότητες $cf_i = i / N_1$ όπου $i = 1, 2, \dots, N_1$ και $cf_j = j / N_2$ όπου $j = 1, 2, \dots, N_2$

Υπολογίζονται οι διαφορές $D = cf_{1,k} - cf_{2,k}$ με $k = 1, 2, \dots, (N_1 + N_2)$ για το σύνολο $N_1 + N_2$ των τιμών της παραμέτρου που εξετάζεται στα δύο δείγματα

Τίθεται η μηδενική υπόθεση H_0 : τα δύο δείγματα προέρχονται από τον ίδιο πληθυσμό έναντι της εναλλακτικής υπόθεσης H_1 : τα δύο δείγματα προέρχονται από διαφορετικούς πληθυσμούς.

Υπολογίζεται η μέγιστη απόλυτη διαφορά $D = \max |cf_{1,k} - cf_{2,k}|$ για $k = 1, 2, \dots, (N_1 + N_2)$ και συγκρίνεται στη στάθμη σημαντικότητας για N_1 και N_2 βαθμούς ελευθερίας. Αν $D > D_a$ τότε απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση δηλαδή τα δύο δείγματα προέρχονται από διαφορετικούς πληθυσμούς. Αν $D < D_a$ τότε γίνεται αποδεκτή η μηδενική υπόθεση.

Έλεγχος ομοιογένειας συνδιακύμανσης (Box' s M test)

Μια σειρά μετρήσεων στο χώρο μιας μεταβλητής X λέγεται ομοιογενής αν αποτελεί δείγμα προερχόμενο από τον αντίστοιχο πληθυσμό, δηλαδή οι στατιστικές παράμετροι αυτής θα πρέπει να βρίσκονται μέσα στα όρια εμπιστοσύνης των αντίστοιχων παραμέτρων του πληθυσμού. Η προϋπόθεση αυτή πρέπει να πληρείται για την εφαρμογή της πολυμεταβλητής ανάλυσης διακύμανσης που αναλύεται παρακάτω. Ένας έλεγχος ομοιογένειας συνδιακύμανσης που χρησιμοποιείται συχνά είναι ο έλεγχος Box's M.

Βασικοί παραμετρικοί έλεγχοι

t test

Μια μεγάλη κατηγορία παραμετρικών στατιστικών αναλύσεων αφορά στις συγκρίσεις μέσων. Στη βασική τους μορφή οι συγκρίσεις αυτές περιλαμβάνουν δύο μέσους. Το t-test ελέγχει την ισότητα δύο μέσων. Στην ουσία ελέγχει κατά πόσο μια κατηγορική μεταβλητή (αυτή που υποδεικνύει την ομάδα) και μια ποσοτική, συσχετίζονται ή επηρεάζει η μία την άλλη. Χρησιμοποιείται όταν οι πληθυσμιακές παράμετροι της μέσης τιμής μ και της τυπικής απόκλισης σ δύο συγκρίσιμων μεταβλητών (π.χ. X_1 και X_2) είναι άγνωστες. Στις περιπτώσεις αυτές κάνουμε εκτιμήσεις των παραμέτρων μ και σ με τα αντίστοιχα δειγματικά στατιστικά και το t test γίνεται με βάση τον μετασχηματισμό:

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{SE_d} \text{ όπου } SE_d \text{ το τυπικό σφάλμα της διαφοράς των δύο μέσων.}$$

θεωρώντας ως μηδενική υπόθεση $H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$ και ως εναλλακτική $H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$

Για τον υπολογισμό του SE_d χρειάζεται να διαχωρίσουμε δύο περιπτώσεις, αν έχουμε εξαρτημένα δείγματα δηλαδή δείγματα που προέρχονται από πληθυσμιακά σύνολα που συσχετίζονται μεταξύ τους σε κάποιο βαθμό (r) όπως συμβαίνει σε μετρήσεις της ίδιας μεταβλητής πάνω στην ίδια ομάδα ατόμων αλλά κάτω από δύο διαφορετικές συνθήκες ή αν έχουμε ανεξάρτητα δείγματα δηλαδή δείγματα που προέρχονται από πληθυσμιακά σύνολα τα οποία δε συσχετίζονται μεταξύ τους όπως συμβαίνει σε μετρήσεις της ίδιας μεταβλητής πάνω σε διαφορετικές ομάδες ατόμων. Οι δύο βασικοί τύποι εκτίμησης του τυπικού σφάλματος της διαφοράς των δύο μέσων είναι:

$$\text{Για εξαρτημένα δείγματα } SE_d = \sqrt{(SE_1)^2 + (SE_2)^2 - 2r(SE_1)(SE_2)}$$

$$\text{Για ανεξάρτητα δείγματα } SE_d = \sqrt{(SE_1)^2 + (SE_2)^2} = \sqrt{\frac{s_1^2}{N_1} + \frac{s_2^2}{N_2}}$$

Όπου SE_1 , SE_2 τα τυπικά σφάλματα των μέσων των δειγμάτων X_1 και X_2 και s_1 , s_2 οι αμερόληπτες τυπικές αποκλίσεις τους, αντίστοιχα.

$$(SE_i = \frac{s_i}{\sqrt{N}}, s_i = \sqrt{\frac{N \sum X_i^2 - (\sum X_i)^2}{N(N-1)}})$$

Όσον αφορά στο συντελεστή συσχέτισης r πρόκειται για την εφαρμογή του τύπου του Pearson για δύο δείγματα. Ο συντελεστής συσχέτισης r του Pearson είναι ανεξάρτητος από τις μονάδες μέτρησης των μεταβλητών όπως και από τις διακυμάνσεις τους. Επίσης μετράει μόνο γραμμική συσχέτιση ανάμεσα στις μεταβλητές και επομένως δεν μπορεί να μας δώσει πληροφορία για άλλης μορφής συσχέτιση. Ο υπολογισμός του συντελεστή r γίνεται από τον τύπο

$$r = \frac{N \sum X_1 X_2 - (\sum X_1)(\sum X_2)}{\sqrt{[N \sum X_1^2 - (\sum X_1)^2][N \sum X_2^2 - (\sum X_2)^2]}}$$

Αφού υπολογιστεί η τιμή t ($t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{SE_d}$) εντοπίζεται από τους σχετικούς πίνακες

της κατανομής Student η κρίσιμη τιμή t_{crit} με βάση το επίπεδο σημαντικότητας α (συνήθως $\alpha=0.05$) και τους βαθμούς ελευθερίας που είναι $df=N-1$ όπου N το πλήθος του δείγματος αν πρόκειται για μία ομάδα ή για δύο ισοπληθείς και $df=N_1+N_2-2$ για δύο ανισοπληθείς ομάδες.

Αν $t > t_{crit}$ απορρίπτουμε την H_0 αλλιώς την αποδεχόμαστε.

Ανάλυση Διακύμανσης (ANOVA)

Η Ανάλυση Διακύμανσης (ANOVA) ελέγχει τη σχέση μιας κατηγορικής και μιας συνεχούς μεταβλητής, μόνο που η κατηγορική έχει παραπάνω από δύο ομάδες ή αλλιώς επίπεδα. Η Ανάλυση Διακύμανσης αποτελεί γενίκευση του t-test. Ουσιαστικά είναι μια συλλογή στατιστικών μοντέλων και των σχετικών διαδικασιών τους όπου η μεταβλητότητα που παρατηρείται διαχωρίζεται σε τμήματα εξαιτίας διαφορετικών μεταβλητών. Υπάρχουν διάφορα είδη μοντέλων ανάλογα με τον αριθμό των συνθηκών και πώς εφαρμόζονται στα εξεταζόμενα άτομα, τα βασικότερα εκ των οποίων είναι:

- One-way ANOVA χρησιμοποιείται για τον έλεγχο των διαφορών μεταξύ τριών ή περισσότερων ανεξάρτητων μεταβλητών.
- One-way ANOVA για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις χρησιμοποιείται όταν τα άτομα υποβάλλονται σε επαναλαμβανόμενες μετρήσεις
- Παραγοντική ANOVA χρησιμοποιείται όταν πρόκειται να μελετηθούν τα αποτελέσματα δύο ή περισσότερων μεταβλητών.

Πριν προχωρήσουμε στην ανάλυση θα αναφερθούν βασικοί τύποι που χρησιμοποιούνται στους υπολογισμούς. Αν έχουμε p ομάδες με $X_{1j}, X_{2j}, \dots, X_{nj}$ να είναι οι καταγεγραμμένες παρατηρήσεις της j ομάδας τότε έχουμε:

$$T_j = \sum_{i=1}^{n_j} X_{ij}, \text{ το άθροισμα των παρατηρήσεων μιας ομάδας}$$

$$\bar{X}_j = \frac{T_j}{n_j}, \text{ η μέση τιμή των παρατηρήσεων μιας ομάδας}$$

$$T = \sum_{j=1}^p T_j, \text{ το άθροισμα όλων των παρατηρήσεων}$$

$$N = \sum_{j=1}^p n_j, \text{ το πλήθος όλων των παρατηρήσεων}$$

$$\bar{X} = \frac{T}{N}, \text{ ο γενικός μέσος όρος}$$

Ο γενικός τύπος της διακύμανσης είναι:

$$s^2 = V = MS = \frac{SS}{df} = \frac{\sum (X - \bar{X})^2}{N - 1}$$

Δηλαδή η διακύμανση είναι η μέση τιμή των τετραγώνων των διασπορών (MS) ή αλλιώς ο λόγος του αθροίσματος των τετραγώνων των διασπορών προς τους βαθμούς ελευθερίας.

Η βασική ιδέα που υπάρχει στην ANOVA είναι ότι από τα δεδομένα μιας μελέτης μπορούν να εξαχθούν δύο ανεξάρτητες εκτιμήσεις της διακύμανσης όπου η μία είναι ευαίσθητη στις επιδράσεις των πειραματικών συνθηκών και αναφέρεται στη σχέση μεταξύ των ομάδων και η άλλη είναι ευαίσθητη σε διαφορές που σημειώνονται λόγω λάθους εντός των ομάδων. Υπολογίζεται ο λόγος των δύο εκτιμήσεων. Η μηδενική υπόθεση του ελέγχου υποστηρίζει ότι οι διακυμάνσεις των ομάδων είναι ίσες ($H_0: \mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_j$) οπότε δεν υπάρχει επίδραση κάποιας πειραματικής συνθήκης. Αποδεικνύεται ότι ο λόγος των εκτιμήσεων ακολουθεί την F κατανομή όταν η μηδενική υπόθεση είναι αληθής.

Όπως είπαμε, η τεχνική που εφαρμόζεται εδώ είναι ο διαχωρισμός του συνολικού αθροίσματος των τετραγώνων των διασπορών στη συνιστώσα λάθους ή εντός των ομάδων όπως λέγεται, και στη συνιστώσα πειραματικής συνθήκης ή μεταξύ των ομάδων.

$$SS_{tot} = SS_{error} + SS_{treatment} \quad \text{ή}$$

$$SS_{tot} = SS_{within} + SS_{between}$$

Ο λόγος των δύο εκτιμήσεων ($F = MS_{between}/MS_{within}$) υποβάλλεται σε F- test με βαθμούς ελευθερίας που δίνονται από τους παρακάτω τύπους για τις περιπτώσεις μεταξύ των ομάδων, εντός των ομάδων και συνολικά, αντίστοιχα:

$$Df_B = p - 1$$

$$Df_W = p (n - 1) = N - p$$

$$Df_T = N - 1$$

Εξάγεται η κριτική τιμή F_{crit} από τους σχετικούς πίνακες και συγκρίνεται με την τιμή F που έχει ήδη υπολογιστεί. Αν $F > F_{crit}$ τότε απορρίπτεται μηδενική υπόθεση.

Πολυμεταβλητή Ανάλυση Διακύμανσης (MANOVA)

Στην πράξη δεν έχουμε μόνο δυάδες μεταβλητών. Συνήθως, όταν διεξάγουμε μελέτες, έχουμε δεκάδες μεταβλητές. Τι κάνουμε σ' αυτές τις περιπτώσεις; Εδώ έρχεται να δώσει λύση η Πολυμεταβλητή Στατιστική (MANOVA). Η MANOVA ελέγχει τις διαφορές ομάδων μέσα από πολλαπλές ποσοτικές εξαρτημένες μεταβλητές βασιζόμενη σε κατηγορικές μεταβλητές που παίζουν το ρόλο των ανεξάρτητων μεταβλητών. Υπάρχουν τρεις βασικές κατηγορίες ANOVA:

- Hotelling's T: Πρόκειται για το αντίστοιχο t-test της MANOVA δηλαδή μία ανεξάρτητη μεταβλητή δύο επιπέδων και πολλές εξαρτημένες
- One – way MANOVA: Πρόκειται για το αντίστοιχο F-test της one-way ANOVA, δηλαδή μια πολυεπίπεδη ανεξάρτητη κατηγορική μεταβλητή και πολλές εξαρτημένες
- Παραγοντική MANOVA: Πρόκειται για το αντίστοιχο της παραγοντικής ANOVA με πολλές ανεξάρτητες μεταβλητές και πολλές εξαρτημένες.

Στην ουσία η MANOVA είναι ένας έλεγχος σημαντικότητας μιας ομάδας διαφορών σε χώρο μ- διαστάσεων όπου κάθε διάσταση ορίζεται από τους γραμμικούς συνδυασμούς των εξαρτημένων μεταβλητών.

Στόχοι της Πολυμεταβλητής Ανάλυσης:

Μείωση των δεδομένων/ μεταβλητών υπό διερεύνηση. Αυτό επιτυγχάνεται με την κατασκευή περιληπτικών μεταβλητών και την ερμηνεία κρυμμένων χαρακτηριστικών της πραγματικότητας

- **Δημιουργία ομάδων.** Με διάφορες προσεγγίσεις μπορούμε να κατατάξουμε τα υπό μελέτη αντικείμενα σε ομοειδείς ομάδες για τον καλύτερο χειρισμό των δεδομένων.
- **Μελέτη των σχέσεων των μεταβλητών.** Εξετάζουμε τις σχέσεις μεταξύ μεταβλητών
- **Πρόβλεψη.** Δημιουργία κατάλληλων μοντέλων που λαμβάνουν υπόψη τους την πολυπλοκότητα της πραγματικότητας και προβλέπουν τη μελλοντική συμπεριφορά ενός συστήματος.

- **Έλεγχος πολυμεταβλητών υποθέσεων και πολύπλοκων επιστημονικών σεναρίων(υποθέσεων).** Μέσω σύνθετων μαθηματικών υποδειγμάτων μπορούμε να επεκτείνουμε τους ελέγχους υποθέσεων σε πολυμεταβλητά δεδομένα με σκοπό τον έλεγχο πιο ρεαλιστικών υποθέσεων.

Ουσιαστικά η MANOVA είναι μια ANOVA με πολλές εξαρτημένες μεταβλητές. Τα μεγέθη που υπολογίζουμε είναι αντίστοιχα αυτών της ANOVA μόνο που εδώ είναι οργανωμένα σε πίνακες των οποίων οι κύριες διαγώνιοι αφορούν σε κάθε μια μεταβλητή ενώ τα υπόλοιπα στοιχεία στις μεταξύ τους σχέσεις. Αντί για μία τιμή F υπολογίζουμε μια πολλάπλή F τιμή (Wilks' lambda) βασισμένη στη σύγκριση του πίνακα μεταβλητότητας/συμμεταβλητότητας για το λάθος και του πίνακα μεταβλητότητας/συμμεταβλητότητας για την πειραματική συνθήκη. Εκτός από το κριτήριο Wilks' lambda μπορούν να χρησιμοποιηθούν κι άλλα όπως το Hotelling's trace ή το κριτήριο Pillai's. Η συμμεταβλητότητα χρησιμοποιείται εδώ γιατί μπορεί δύο μεταβλητές να συσχετίζονται και αυτή η συσχέτιση πρέπει να ληφθεί υπόψιν στον έλεγχο σημαντικότητας.

Post- hoc συγκρίσεις

Μετά την ανάλυση MANOVA και στις περιπτώσεις που έχει βρεθεί στατιστική σημαντικότητα εφαρμόζουμε συνήθως post- hoc συγκρίσεις. Εστιάζουμε στη μεγαλύτερη διαφορά μεταξύ των επιπέδων της ανεξάρτητης μεταβλητής αλλά παράλληλα «κοσκινίζουμε» τα δεδομένα ελπίζοντας να βρούμε κάτι σημαντικό. Κάνοντας αυτές τις συγκρίσεις δεν επιλέγουμε κάποιες συγκεκριμένες διαφορές αλλά τις υπολογίζουμε όλες, ψάχνοντας για μεγαλύτερες διαφορές μεταξύ των μέσων ώστε να τις αποκαλέσουμε σημαντικές. Υπάρχουν δύο είδη post- hoc συγκρίσεων : οι κατά ζεύγη (pairwise) και «οι κατά ζεύγη και με άλλους» (pairwise and otherwise). Στην πρώτη κατηγορία την οποία αναλύουμε και παρακάτω γίνονται συγκρίσεις δύο μέσων κάθε φορά ενώ στη δεύτερη κάθε σύγκριση περιλαμβάνει το ελάχιστο δύο συνθήκες (π.χ η ομάδα 1 και 2 vs 3) . Για a επίπεδα μιας ανεξάρτητης μεταβλητής γίνονται $a(a-1)/2$ συγκρίσεις κατά ζεύγη και $1+[(3^{a-1})/2]-2a$ συγκρίσεις pairwise and otherwise.

Η μεθοδολογία γενικά για την πραγματοποίηση post – hoc συγκρίσεων κατά ζεύγη είναι η εξής:

Στις περιπτώσεις που το F της MANOVA έχει βρεθεί σημαντικό φτιάχνουμε έναν πίνακα των διαφορών των μέσων τιμών. Στον πίνακα οι ομάδες ταξινομούνται

από την χαμηλότερη στην υψηλότερη, βάσει της μέσης τιμής τους. Κάθε στοιχείο του πίνακα εκφράζει την απόλυτη διαφορά μέσων τιμών μεταξύ κάθε ζεύγους ομάδων. Π.χ ένας πίνακας με τέσσερις ομάδες θα μπορούσε να είναι:

	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>
1	-	4	10	30
2		-	6	26
3			-	20
4				-

Έπειτα υπολογίζουμε την κρίσιμη διαφορά (critical difference (CD) η οποία είναι η τιμή που πρέπει να ξεπερνούν οι τιμές του παραπάνω πίνακα για να θεωρηθούν στατιστικά σημαντικές. Η κρίσιμη διαφορά μπορεί να υπολογιστεί από διάφορους τύπους που φαίνονται στον παρακάτω πίνακα. Στους ακόλουθους υπολογισμούς η είναι ο αριθμός ατόμων σε μια ομάδα.

$$CD_{LSD} = t_{crit} \sqrt{2 \left(\frac{MS_{within}}{n} \right)}$$

$$CD_{Newman-Keuls} = q_r \sqrt{\left(\frac{MS_{within}}{n} \right)}$$

$$CD_{TukeyA} = q \sqrt{2 \left(\frac{MS_{within}}{n} \right)}$$

$$CD_{TukeyB} = \text{Μέση τιμή των } q \text{ και } q_r$$

$$CD_{Scheffe'} = q \sqrt{\left(\frac{MS_{within}}{n} \right)}$$

Οι παραπάνω τύποι μπορούν να ταξινομηθούν με σειρά ισχύος και αυστηρότητας από τη μικτότερη στη μεγαλύτερη ως εξής:

Fisher LSD -> Newmann-Keuls -> Tukey B -> Tukey A -> Scheffé

Οι τιμές του πίνακα συγκρίνονται με τις κρίσιμες διαφορές και αν οι πρώτες είναι μεγαλύτερες ή ίσες με τις δεύτερες τότε οι δύο ομάδες είναι στατιστικά διαφορετικές

Μοντέλα λογιστικής παλινδρόμησης

Η λογιστική παλινδρόμηση είναι μια μορφή γραμμικής παλινδρόμησης που χρησιμοποιείται όταν υπάρχει μία εξαρτημένη μεταβλητή που δεν είναι συνεχής και παίρνει δύο τιμές ενώ οι εξαρτημένες μπορεί να είναι οποιουδήποτε τύπου. Σκοπός είναι να προβλεφθεί η εξαρτημένη μεταβλητή με βάση τις ανεξάρτητες, να οριστεί το ποσοστό της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής που εξηγείται από τις ανεξάρτητες, να ταξινομηθεί η σχετική σπουδαιότητα των ανεξάρτητων και να αποτιμηθούν τα αποτελέσματα αλληλεπίδρασης.

Για την εφαρμογή της λογιστικής παλινδρόμηση δεν είναι απαραίτητο να πληρούνται οι προϋποθέσεις της κανονικότητας ή της ισότητας των διακυμάνσεων.. Η σχέση μεταξύ της εκτιμήτριας (ανεξάρτητης) και της εξαρτημένης μεταβλητής δεν είναι γραμμική συνάρτηση αλλά υποτίθεται χρησιμοποιείται ότι υπάρχει γραμμική σχέση μεταξύ των ανεξάρτητων μεταβλητών και των μετασχηματισμών logit της εξαρτημένης.

$$\text{Logit}(\theta(x)) = \log \frac{\theta(x)}{1 - \theta(x)} = \alpha + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_i x_i$$

Η λογιστική παλινδρόμηση εφαρμόζει την εκτιμητική μέθοδο της μέγιστης πιθανοφάνειας. Υπάρχουν διάφορες τεχνικές για τη δημιουργία ενός μοντέλου. Οι μεταβλητές μπορούν να εισέλθουν στο μοντέλο με τη σειρά που επιθυμεί ο ερευνητής ή σε κάθε βήμα να εισέρχεται ή να αφαιρείται μία μεταβλητή και να γίνεται έλεγχος προσαρμογής του μοντέλου πριν προστεθεί ή αφαιρεθεί άλλη μεταβλητή. Η τελευταία τεχνική λέγεται λογιστική παλινδρόμηση κατά βήματα.

Η διαδικασία με την οποία οι μεταβλητές ελέγχονται για τη σημαντικότητά τους ώστε να περιληφθούν ή όχι στο μοντέλο περιλαμβάνει διάφορες τεχνικές δύο εκ των οποίων παρουσιάζονται παρακάτω.

Wald Test: Ελέγχει τη στατιστική σημαντικότητα κάθε συντελεστή β στο

μοντέλο. Υπολογίζει το μέγεθος $z = \frac{\hat{\beta}}{\text{Standard Error}}$ το οποίο τετραγωνίζεται ώστε να ακολουθεί κατανομή χ^2 .

Αν το test δεν οδηγήσει σε στατιστική σημαντικότητα η αντίστοιχη μεταβλητή απορρίπτεται από το μοντέλο.

Likelihood-Ratio Test: Χρησιμοποιεί το λόγο της μέγιστης τιμής πιθανοφάνειας για ολόκληρο το μοντέλο (L_1) προς τη μέγιστη τιμή πιθανοφάνειας για το πιο απλό μοντέλο (L_0). Υπολογίζεται το μέγεθος $-2 \log\left(\frac{L_0}{L_1}\right)$ που ακολουθεί κατανομή χ^2 .

Από τη λογιστική παλινδρόμηση παίρνουμε τελικά τον πίνακα ταξινόμησης που είναι ένας πίνακας 2x2 με στήλες τις τιμές της εξαρτημένης μεταβλητής που προβλέφθηκαν με βάση το μοντέλο και με γραμμές τις τιμές της εξαρτημένης μεταβλητής που καταγράφηκαν. Π.χ

Πειραματικές Παρατηρήσεις	Πρόβλεψη για το είδος ακουστικού ερεθίσματος		Ποσοστά
	Υψηλός τόνος	Χαμηλός τόνος	
Υψηλός Τόνος	24	2	92.3%
Χαμηλός τόνος	3	23	88.5%
	Γενικό Ποσοστό		90%

Για ένα τέλειο μοντέλο ο πίνακας έπρεπε να έχει τιμές στην κύρια διαγώνιο και το ποσοστό επιτυχίας να είναι 100%. Στην πραγματικότητα όμως θέτουμε λιγότερο αυστηρά κριτήρια ανάλογα με την εφαρμογή την οποία αναλύουμε.

Για τη συγγραφή του παραρτήματος αυτού χρησιμοποιήθηκε η ακόλουθη βιβλιογραφία

- LG Grimm, PR Yarnold (1997) **Reading and Understanding Multivariate Statistics**. American Psychological Association.
- JH Bray, SE Maxwell (1985) **Multivariate Analysis of Variance**. Sage Publications
- BG Tabachnick, LS Fidell (2007) **Using Multivariate Statistics**. Pearson.
- JP Stevens (2002) **Applied Multivariate Statistics for the Social Sciences**. Lawrence Erlbaum Associates.
- A Field (2006) **Discovering Statistics Using SPSS**. Sage Publications.
- A. Agresti (1996) **An Introduction to Categorical Data Analysis** John Wiley and Sons, Inc.
- H David, S Lemeshow (1989) **Applied Logistic Regression** John Wiley and Sons, Inc.
- Menard Scott (1995) **Applied Logistic Regression Analysis**. Sage Publications. Series: Quantitative Applications in the Social Sciences, No. 106.
- Tabachnick B, and Fidell L (1996) **Using Multivariate Statistics**, Third edition. Harper Collins.
- Βαγενάς Γ.Κ. (2002) **Στατιστικές Εφαρμογές στην Αθλητική Επιστήμη** 4^η Έκδοση