



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

Αποτίμηση της αταξίας λειτουργικών δυναμικών
ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος κατά τη διάρκεια
ψυχοακουστικής διαδικασίας με τη χρήση του Διακριτού
Μετασχηματισμού Κυματιδίου

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

της

ΕΛΕΝΗΣ Σ. ΤΣΑΚΙΡΑΚΗ

Επιβλέπουσα: Κ. Σπ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

ΑΘΗΝΑ, ΙΑΝΟΥΑΡΙΟΣ 2014



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

**Αποτίμηση της αταξίας λειτουργικών δυναμικών
ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος κατά τη διάρκεια
ψυχοακουστικής διαδικασίας με τη χρήση του Διακριτού
Μετασχηματισμού Κυματιδίου**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

της

ΕΛΕΝΗΣ Σ. ΤΣΑΚΙΡΑΚΗ

Επιβλέπουσα: Κ. Σπ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή στις 16/1/2014.

.....
Κ. Σπ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....
Γ. Κ. Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Δ.-Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

ΑΘΗΝΑ, ΙΑΝΟΥΑΡΙΟΣ 2014

.....

Ελένη Σ. Τσακιδάκη

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

Copyright © Ελένη Σ. Τσακιδάκη, 2014

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.

Περίληψη

Σκοπός της διπλωματικής εργασίας είναι η εξαγωγή μαθηματικών παραμέτρων μέσω της ψηφιακής επεξεργασίας σημάτων *Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (ΗΕΓ)* που λήφθηκαν από 10 εθελοντές υπό την επίδραση συγκεκριμένου ψυχοακουστικού ερεθίσματος. Οι παράμετροι αυτές συσχετίζονται με αντίστοιχα αποτελέσματα που προέκυψαν από την ψυχοακουστική διαδικασία.

Η μεθοδολογία επεξεργασίας των δεδομένων αναπτύχθηκε στο πλαίσιο τρέχουσας ερευνητικής δραστηριότητας που διεξάγεται από κοινού από το *Εργαστήριο Βιολογικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας* του Ε.Μ.Π. και το *Εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας* του *Ερευνητικού Πανεπιστημιακού Ινστιτούτου Ψυχικής Υγιεινής-ΕΠΙΨΥ*. Ο κύριος σκοπός της δραστηριότητας αυτής είναι η διαφορική εκτίμηση πιθανών αλλαγών, που σχετίζονται με την ηλεκτρομαγνητική έκθεση, σε α) *σήματα ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος*, β) *σήματα προκλητών δυναμικών* και γ) *ψυχοακουστικών παραμέτρων* κατά τη διάρκεια ψυχοακουστικών πειραμάτων.

Στα πλαίσια του πειράματος, ο εθελοντής καλείται να συμμετάσχει σε συγκεκριμένη ψυχοακουστική διαδικασία η οποία συνοδεύεται από καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος. Η διαδικασία αυτή έγκειται στην σύγκριση ενός παλμού αναφοράς που έχει σταθερή διάρκεια 500ms με έναν δεύτερο παλμό, η διάρκεια του οποίου μεταβάλλεται από 420ms μέχρι 620ms. Ο εθελοντής καλείται να αποφανθεί αν ο δεύτερος παλμός ήταν μεγαλύτερος σε χρονική διάρκεια σε σχέση με τον πρώτο. Με χρήση των πειραματικών δεδομένων, υπολογίζονται οι μετρικοί δείκτες που βασίζονται στο *Διακριτό Μετασχηματισμό Κυματιδίου*. Οι δείκτες αυτοί περιλαμβάνουν την *Σχετική Ενέργεια κυματιδίου* και την *Εντροπία Shannon* και με βάση αυτούς επιδιώκεται κατανόηση των υποκείμενων εγκεφαλικών λειτουργιών.

Στο πλαίσιο της διπλωματικής εργασίας αναπτύχθηκε προγραμματιστικό εργαλείο, σε γλώσσα προγραμματισμού MATLAB, με σκοπό την ανάγνωση και επεξεργασία των καταγραφόμενων σημάτων ΗΕΓ, που προέκυψαν από την πειραματική διαδικασία και τον υπολογισμό των μετρικών του Διακριτού Μετασχηματισμού Κυματιδίου. Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε προσπάθεια για ερμηνεία των αποτελεσμάτων της επεξεργασίας των σημάτων ΗΕΓ στηριζόμενη στη σημασία κάθε μετρικού δείκτη για την υποκείμενη εγκεφαλική λειτουργία όπως αυτή αποτυπώνεται στην παγκόσμια βιβλιογραφία. Τέλος, έγινε προσπάθεια για συσχέτιση των προαναφερθέντων αποτελεσμάτων, με αντίστοιχα αποτελέσματα, που προέκυψαν από την ψυχοακουστική επεξεργασία των απαντήσεων του εθελοντή σε δεδομένη ερώτηση.

Σύμφωνα με την Κυματιδιακή Ανάλυση των ληφθέντων σημάτων ΗΕΓ, όταν η διάρκεια του δεύτερου παλμού είναι ίση με 560ms, εμφανίζεται μια απότομη πτώση στην *Εντροπία* η οποία οφείλεται στην επικράτηση της σχετικής ενέργειας του *ρυθμού δέλτα* και στις μεγάλες τιμές που αυτός παίρνει στο σημείο αυτό. Αξιοσημείωτη είναι η επικράτηση του ρυθμού αυτού καθ'όλη την διάρκεια του ακουστικού πειράματος (για όλους τους παλμούς). Όσον αφορά την μελέτη της τάξης του συστήματος στο επίπεδο των λοβών, οι μικρότερες τιμές εντροπίας παρατηρούνται στον *χροταφικό λοβό (temporal lobe)* και μεταξύ *μετωπιαίου και κεντρικού λοβού (frontal-central lobes)* ενώ οι μεγαλύτερες στον *νιακό (occipital)* και *βρεγματικό (parietal)* λοβό. Τέλος, εξετάζοντας τα αποτελέσματα μακροσκοπικά, παρατηρείται ότι οι μικρότερες τιμές εντροπίας ανιχνεύονται σε ηλεκτρόδια που αντιστοιχούν στο *δεξί* τμήμα του εγκεφάλου.

Τα αποτελέσματα της παραπάνω μελέτης μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την διερεύνηση των πολύπλοκων μηχανισμών του ανθρώπινου εγκεφάλου που σχετίζονται με τη λήψη και την επεξεργασία της ακουστικής πληροφορίας.

Λέξεις κλειδιά: Ηλεκτροεγκεφαλόγραμμα, Προκλητά Δυναμικά, ρυθμός, ψυχοακουστικό ερέθισμα, Ψυχοφυσική Συνάρτηση, Ελάχιστη Αντιληπτή Διαφορά, Διακριτός Μετασχηματισμός Κυματιδίου, Σχετική Ενέργεια Κυματιδίου, Εντροπία

Abstract

The aim of the diploma thesis is the computation of mathematical parameters via the digital signal analysis of *Electroencephalogram (EEG)* signals which were obtained from 10 volunteers under a given psychoacoustic stimulus. These parameters are correlated to the corresponding results that were obtained during the psychoacoustic procedure.

The data processing methodology was developed in the frame of ongoing research work being conducted by both *Biomedical Simulations and Imaging Laboratory, NTUA* and *University Mental Health Research Institute*. The main scope of the research workflow is the differential assessment of potential alternations, related to electromagnetic exposure, in a) *electroencephalogram*, b) *event related potentials recordings* and c) *psychoacoustics parameters* during peri-limen acoustic human study.

In the frame of the experiment, the volunteer has to participate in a psychoacoustic procedure which is accompanied by record of EEG. This procedure lies in the comparison of a pulse of reference with a constant duration of 500ms with a second pulse whose duration varies from 420ms to 620ms. The volunteer has to decide if the second pulse was longer in duration than the first one. The metric indexes based on the *Discrete Wavelet Transform (DWT)* are in turn estimated based on the experimental data. These indexes include the *Relative Energy* and the *Shannon Entropy* and based on them, an attempt to comprehend the brain function is realized.

In the frame of the diploma thesis, a Matlab based tool was developed in order to read and process the recorded EEG signals and calculate the DWT metrics. Following, a search in the international literature was conducted, in order to reveal the relationship between the computed metric indexes and the brain function, and then the corresponding results were interpreted. A potential correlation between these results and the results which were obtained from the psychoacoustic processing of the subjects' response to the predefined question related to the stimulus was finally described.

According to the wavelet based EEG analysis when the duration of the second pulse is 560ms, there is a sharp drop in the *Entropy* which is due to the dominance of the relative energy in *delta rhythm* and its large values at that point. The dominance of this rhythm during the whole auditory experiment is noteworthy. As far as the order of the system in the lobes' level is concerned, the lowest values of entropy are noted in *temporal lobe* and between *frontal and central* lobes while the highest ones are noted in *occipital* and *parietal* lobe. Finally, macroscopically, the lowest values of entropy are detected in electrodes which correspond to the *right* part of the brain.

These results can be quite useful to understand in depth the complex mechanisms of human brain which participate in the reception and processing of the acoustic information.

Key Words: Electroencephalogram, Evoked Response Potential, rhythm, psychoacoustic stimulus, Psychometric Function, Just Noticeable Difference, Discrete Wavelet Transform, Relative Wavelet Energy, Entropy.

Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία πραγματοποιήθηκε στο Εργαστήριο Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας (BIOSIM) του Ε.Μ.Π. την περίοδο 2012-2013. Η εκπόνηση της έγινε υπό την επίβλεψη της καθηγήτριας του Ε.Μ.Π. Κωνσταντίνας Νικήτα την οποία ευχαριστώ για την ευκαιρία που μου έδωσε για την πρώτη αυτή γνωριμία με τον χώρο της έρευνας και την ανακάλυψη καινούριων επιστημονικών ανησυχιών.

Ευχαριστώ, επίσης, θερμά τους διδάκτορες Μαρία Χριστοπούλου και Νίκο Τσιαπάρα για την καθοδήγηση τους καθ' όλη τη διάρκεια αυτής της προσπάθειας. Οι συμβουλές τους, η εμπειρία τους και οι καίριες επισημάνσεις του αποτέλεσαν καθοριστικό παράγοντα για την ολοκλήρωση της παρούσας εργασίας και την εξαγωγή ενδιαφέροντων αποτελεσμάτων.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου, τους γονείς μου, τον αδερφό μου και τους φίλους μου, τους περισσότερους από τους οποίους γνώρισα μέσα από την φοίτηση μου στο τμήμα της Σ.Η.Μ.ΜΥ του ΕΜΠ, για την στήριξη τους όλα τα χρόνια της εκπαίδευσής μου, την πίστη τους σε εμένα και την πολύπλευρη συμπαράστασή τους.

Τέλος, με βαθύ αίσθημα ευγνωμοσύνης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον συμφοιτητή, συνεργάτη και κυρίως φίλο μου Γεώργιο Φουστούκο. Εκτός από την προσφορά της πολύτιμης συνεργασίας του στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας, μου προσέφερε σε όλη την διάρκεια των προπτυχιακών σπουδών την ειλικρινή φιλία του και την βαθειά καθημερινή του στήριξη. Η συμπόρευση μαζί του, αποτελεί ένα όμορφο ταξίδι στον κόσμο των γνώσεων!

Σημειώνεται ότι η παρούσα έρευνα έχει συγχρηματοδοτηθεί από την Ευρωπαϊκή Ένωση (Ευρωπαϊκό Κοινωνικό Ταμείο - ΕΚΤ) και από εθνικούς πόρους μέσω του Επιχειρησιακού Προγράμματος «Εκπαίδευση και Δια Βίου Μάθηση» του Εθνικού Στρατηγικού Πλαισίου Αναφοράς(ΕΣΠΑ) – Ερευνητικό Χρηματοδοτούμενο Έργο: ΘΑΛΗΣ. Επένδυση στην κοινωνία της γνώσης μέσω του Ευρωπαϊκού Κοινωνικού Ταμείου.

Περιεχόμενα

1	Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και Προκλητά Δυναμικά	19
1.1	Στοιχεία Εγκεφαλικής Νευροφυσιολογίας	19
1.1.1	Δομή και λειτουργία των νευρώνων	19
1.1.2	Διαδικασία δημιουργίας του ολικού μετρήσιμου σήματος	23
1.2	Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα	25
1.2.1	Στοιχεία ανατομίας εγκεφάλου	26
1.2.2	Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος	27
1.2.3	Βασικοί ρυθμοί του σήματος ΗΕΓ	30
1.3	Προκλητά Δυναμικά	31
1.3.1	Κατηγορίες Προκλητών Δυναμικών	31
1.3.2	Βασικά συστατικά των βιωματικών δυναμικών και η σημασία τους	32
1.3.3	Καταγραφή των προκλητών Δυναμικών	35
2	Ψυχοφυσική	36
2.1	Ορισμός της ψυχοακουστικής ως κλάδου της ψυχοφυσικής	36
2.2	Ορισμός του υποκειμενικού και αντικειμενικού κατωφλίου	36
2.3	Μέθοδοι προσδιορισμού των ψυχοφυσικών παραμέτρων	37
2.3.1	Μέθοδος των ορίων (method of limits)	38
2.3.2	Μέθοδος της προσαρμογής (method of adjustment)	38
2.3.3	Μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων (method of constant stimuli)	38
2.3.4	Περιγραφή και προσδιορισμός της Ελάχιστης Αντιληπτής Διαφοράς	40
2.3.5	Μέθοδοι αναγκαστικής επιλογής	43
2.3.6	Προσαρμόσιμες τεχνικές	43
2.4	Θεωρία Ανίχνευσης Σήματος	43
3	Πειραματική μελέτη	45
3.1	Πειραματικός εξοπλισμός	45
3.1.1	Διαδικασία τοποθέτησης ηλεκτροδίων στον εθελοντή	46
3.2	Πειραματική Διαδικασία	48
3.3	Εθελοντές	50
4	Κυματιδιακή Ανάλυση	52
4.1	Εισαγωγή	52
4.1.1	Μετάβαση από τον Μετασχηματισμό Fourier μικρής χρονικής διάρκειας στον Μετασχηματισμό Κυματιδίου	53
4.2	Έννοια Κυματιδίου	54
4.2.1	Ιδιότητες Κυματιδίου	54
4.3	Διακριτά Κυματίδια	55
4.3.1	Συνάρτηση κλίμακας (scaling function)	57
4.4	Διακριτός Μετασχηματισμός κυματιδίου (Discrete Time Wavelet Transform)	58

4.4.1	Σχέση μεταξύ επιπέδων και συχνότητας	59
4.4.2	Συντελεστές Προσέγγισης και Λεπτομέρειας	61
4.5	Μετρικές σχέσεις κυματιδίου	61
4.5.1	Ενέργεια κυματιδίου	61
4.5.2	Σχετική Ενέργεια κυματιδίου	62
4.5.3	Εντροπία κυματιδίου	62
5	Αποτελέσματα και Συζήτηση	63
5.1	Συσχέτιση Μετρικών Δεικτών και Υποκείμενων Εγκεφαλικών Λειτουργιών	63
5.2	Παρουσίαση των αποτελεσμάτων-Παρατηρήσεις	64
5.3	Συζήτηση	65
5.4	Μελλοντικές Επεκτάσεις	66
	Παράρτημα Α' Αποτελέσματα επεξεργασίας σημάτων ΗΕΓ	68
	Βιβλιογραφία	77

Κατάλογος σχημάτων

1.1	Σχηματική αναπαράσταση νευρώνων	20
1.2	Σχηματική αναπαράσταση σύναψης	20
1.3	Σχηματική αναπαράσταση της κυτταρικής μεμβράνης	21
1.4	Μορφή δυναμικού δράσης νευρικού κυττάρου.	22
1.5	Μορφή μετασυναπτικού δυναμικού νευρικού κυττάρου.	23
1.6	Βασική αρχή δημιουργίας δυναμικών δράσης.	24
1.7	Σχηματική αναπαράσταση των τεσσάρων βασικών λοβών του εγκεφάλου.	27
1.8	Διάγραμμα λήψης και καταγραφής του σήματος ΗΕΓ	27
1.9	Χαρακτηριστικές καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος για διαφορετικές εγκεφαλικές δραστηριότητες:ενθουσιασμός(ρυθμός β), ηρεμία(ρυθμός α), νύστα, ύπνος(ρυθμός θ),βαθύς ύπνος(ρυθμόςδ)	31
1.10	Απεικόνιση των Πρώιμων, Μέσων και Ύστερων Δυναμικών	33
1.11	Σήμα ΗΕΓ όπου είναι διακριτά βασικά συστατικά του σήματος.	34
1.12	Η εξαγωγή του μέσου όρου των καταγραφών προκλητών δυναμικών	35
2.1	Παράδειγμα εφαρμογής της μεθόδου των ορίων σε υποθετικό πείραμα καθορισμού κατωφλίου	39
2.2	Ψυχοφυσική συνάρτηση για πείραμα διαφορικής ευαισθησίας ως προς την ένταση του ήχου	40
2.3	Χάραξη των ψυχομετρικών συναρτήσεων των 10 εθελοντών και η κατάλληλη προσαρμογή τους σε επιλεγμένες λογιστικές ψυχομετρικές συναρτήσεις	42
2.4	(α) Πίνακας ερεθίσματος-απάντησης ο οποίος απεικονίζει τις τέσσερις πιθανές εναλλακτικές για κάθε επανάληψη.(β)Οι τέσσερις εναλλακτικές της απάντησης όπως καθορίζονται από το κριτήριο που αντιστοιχεί στην κάθετη γραμμή.	44
3.1	Σχηματικό διάγραμμα του συστήματος παραγωγής του ερεθίσματος και καταγραφής του σήματος ΗΕΓ	47
3.2	Σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων 10-20	48
3.3	Ακουστική παλμοσειρά για μια επανάληψη που χρησιμοποιείται στην πειραματική διαδικασία	49
4.1	Σύγκριση STFT-M.K	54
4.2	Τοποθέτηση των διακριτών κυματιδίων στο πεδίο του χρόνου σε δυαδικό πλέγμα.	56
4.3	Απεικόνιση της αντικατάστασης ενός απείρου συνόλου κυματιδίων από μία συνάρτηση κλίμακας	57
4.4	Απεικόνιση της συνάρτησης κλίμακας και της συνάρτησης κυματιδίου για το κυματίδιο <i>rbio3.3</i>	58
4.5	Διάρθρωση το φάσματος του σήματος με μία επαναλαμβανόμενη συστοιχία φίλτρων.	59
4.6	Αλγόριθμος του αλγόριθμου υποζώνης (subband coding).	60
4.7	Σχηματική απεικόνιση της εξαγωγής των <i>συντελεστών λεπτομέρειας(cD)</i> και των <i>συντελεστών προσέγγισης (cA)</i>	61

A'.1	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Κανονικοποιημένης Εντροπίας για τα 32 ηλεκτρόδια.	69
A'.2	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Σχετικής Ενέργειας στον ρυθμό δέλτα , για τα 32 ηλεκτρόδια.	70
A'.3	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Σχετικής Ενέργειας στον ρυθμό θήτα , για τα 32 ηλεκτρόδια.	71
A'.4	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Σχετικής Ενέργειας στον ρυθμό άλφα , για τα 32 ηλεκτρόδια.	72
A'.5	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Σχετικής Ενέργειας στον ρυθμό βήτα , για τα 32 ηλεκτρόδια.	73
A'.6	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Σχετικής Ενέργειας στον ρυθμό γάμμα , για τα 32 ηλεκτρόδια.	74
A'.7	Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής εντροπίας για τα 3 υποτμήματα του εγκεφάλου . . .	75
A'.8	Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής εντροπίας για τα διάφορους λοβούς του εγκεφάλου .	76

Κατάλογος πινάκων

1.1	Βασικοί ρυθμοί σήματος ΗΕΓ.	30
2.1	Αποτελέσματα απαντήσεων του subject 7.	41
2.2	Τιμές και διακύμανση της ελαχιστης αντιληπτης διαφροάς για τις δυο τεχνικές εκτί- μησης Α και Β.	42
3.1	Ακολουθία τιμών διάρκειας του δεύτερου παλμού δοκιμής για κάθε επανάληψη . . .	50
3.2	Ακολουθία τιμών της διάρκειας του δεύτερου παλμού δοκιμής για κάθε επανάληψη ελέγχου, κατά τη διαδικασία της εξοικείωσης.	51

Πρόλογος

Τα τελευταία χρόνια, κάποιες ερευνητικές ομάδες ανά τον κόσμο ασχολούνται με τη συσχέτιση δεδομένων που προκύπτουν από την επεξεργασία απαντήσεων εθελοντών κατά την διάρκεια ψυχοακουστικών πειραμάτων και δεδομένων που προκύπτουν από την επισκόπηση ή ψηφιακή επεξεργασία των αντίστοιχων καταγραφόμενων σημάτων *Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (HEΓ)*. Ωστόσο, η τεχνική αυτή είναι αρκετά καινούρια, και τα παραδείγματα δημοσιεύσεων στα οποία γίνεται χρήση της, στην πλειοψηφία τους, περιορίζονται στην μελέτη του τρόπου λήψης και κατανόησης της ακουστικής πληροφορίας από διάφορες ομάδες εθελοντών, υγιών ή μη χωρίς να συνοδεύονται από αντίστοιχη επεξεργασία των ληφθέντων σημάτων ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος με χρήση κάποιου αυστηρού μαθηματικού εργαλείου.

Κάνοντας μια μικρή ιστορική αναδρομή των υπάρχουσων δημοσιεύσεων, οι *Bertoli, Smurzynski* και *Probst* ([1]) το 2002 μελέτησαν τις δυσκολίες που αντιμετωπίζουν στην κατανόηση του λόγου οι άνθρωποι μεγαλύτερης ηλικίας και προσπάθησαν να αποφανθούν κατά πόσο η δυσκολία αυτή οφείλεται στην μειωμένη χρονική ανάλυση (temporal resolution) του συστήματος ακοής τους. Για τον σκοπό αυτό, διεξήγαγαν τόσο ψυχοακουστική όσο και ηλεκτροφυσιολογική εκτίμηση του κατωφλίου πάνω από το οποίο ένα ηχητικό κενό, μέσα σε έναν “καθαρό” ημιτονικό τόνο, είναι αναγνωρίσιμο και συνέκριναν τα αποτελέσματα των δύο μεθόδων. Αργότερα, οι *Uther, Jansenc, Huotilainen, Ilmoniemi* και *Näätänen* ([2]) το 2003 μελέτησαν τη χρονική ανάλυση του συστήματος ακοής με χρήση ερεθίσματος που βασιζόταν στην αναγνώριση ηχητικού κενού σε ημιτονοειδής τόνους χρησιμοποιώντας τόσο το σήμα Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος όσο και το σήμα Μαγνητοεγκεφαλογραφήματος. Χρησιμοποίησαν επίσης τις απαντήσεις των εθελοντών κατά την διάρκεια του ψυχοακουστικού πειράματος για να υπολογίσουν τον χρόνο απόκρισης (reaction time) και το ποσοστό επιτυχίας (hit rate) των εθελοντών στην αναγνώριση του κενού αυτού. Την ίδια χρονιά, οι *Micheyl, Carlyon, Shtyrov, Hauk, Dodson* και *Püllvermuller* ([3]) μελέτησαν το φαινόμενο της “ψευδαίσθησης συνέχειας” που δημιουργείται σε εθελοντές όταν το κενό μεταξύ δύο διαδοχικών παλμών “γεμίζεται” με θόρυβο ίδιας συχνότητας με αυτή των παλμών. Και σε αυτή την περίπτωση οι μελετητές εξήγαγαν και συνδύασαν τόσο δεδομένα που προκύπτουν από την ψυχοακουστική αντίδραση των εθελοντών όσο και δεδομένα που προέκυψαν από την μελέτη του καταγραφόμενου σήματος Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Το 2009 οι *Mitsudo, Nakajima, Remijn, Takeichi, Goto* και *Tobimatsu* ([4]) ασχολήθηκαν με την μελέτη της αφομοίωσης της ακουστικής πληροφορίας με χρήση ψυχοακουστικού ερεθίσματος που αποτελούνταν από δύο παλμούς ο ένας εκ των οποίων ήταν σταθερής διάρκειας ενώ ο άλλος μεταβλητής. Οι ερευνητές στην μελέτη αυτή παρατήρησαν την ύπαρξη ή όχι συγκεκριμένων βασικών συστατικών Προκλητών Δυναμικών (ΠΔ) στα καταγραφόμενα σήματα HEΓ κατά την διάρκεια δύο διαφορετικών συνεδριών. Στην πρώτη από αυτές οι εθελοντές απαντούσαν ποιος από τους δύο παλμούς τους φάνηκε μεγαλύτερης διάρκειας και στην δεύτερη άκουγαν παθητικά το ερέθισμα. Τέλος, το 2013 οι *Bennemann, Freigang, Schröger, Rübsamen* και *Richter* ([5]) ασχολήθηκαν με την διαφοροποίηση στον τρόπο κατανόησης της ακουστικής πληροφορίας ανάλογα με την χωρική θέση της πηγής του ηχητικού σήματος. Για το σκοπό αυτό, δημιούργησαν ακουστικά ερεθίσματα σε διαφορετικές θέσεις γύρω από το κεφάλι του ασθενούς (υπολογισμένες σε μοίρες) και υπολόγισαν τόσο με ψυχοακουστικές μεθόδους όσο και με ηλεκτροφυσιολογικές, το κατώφλι (σε μοίρες) πάνω από το οποίο δύο ίδιοι ήχοι εκλαμβάνονται από τον εθελοντή ως διαφορετικοί λόγω της θέσης της πηγής παραγωγής τους. Στη συνέχεια συνέκριναν τα αποτελέσματα των δύο μεθόδων.

Η μελέτη των παραπάνω ερευνητών αποτέλεσε πηγή έμπνευσης για την διεξαγωγή αντίστοιχου πειράματος, το οποίο ωστόσο θα μπορούσε να συνοδευτεί από επεξεργασία των ληφθέντων σημάτων κάνοντας χρήση ενός εξελιγμένου και αυστηρού μαθηματικού εργαλείου χωρίς να περιοριστούμε στην απλή επισκόπηση των ληφθέντων σημάτων ή μόνο στη μερική επεξεργασία τους. Γι αυτό τον λόγο, αποφασίστηκε η χρήση του *Διακριτού Μετασχηματισμού Κυματιδίου*. Τα πλεονεκτήματα του

μαθηματικού αυτού εργαλείου το καθιστούν ιδανική επιλογή για την ανάδειξη σημαντικών λεπτομερειών των ληφθέντων σημάτων που σε συνδυασμό με τα αποτελέσματα από την ψυχοακουστική επεξεργασία των απαντήσεων των εθελοντών, μπορούν να οδηγήσουν σε μια βαθύτερη κατανόηση των υποκείμενων εγκεφαλικών μηχανισμών λήψης και κατανόησης της ακουστικής πληροφορίας.

Αναλυτικά, το περιεχόμενο των κεφαλαίων από τα οποία απαρτίζεται η παρούσα διπλωματική εργασία αναφέρεται ακολούθως:

Στο **Κεφάλαιο 1** πραγματοποιείται περιγραφή των βασικών αρχών καταγραφής των σημάτων Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος . Αρχικά, περιγράφεται ο τρόπος παραγωγής ηλεκτρικών δυναμικών από τα νευρικά κύτταρα και η διαδικασία άθροισης των επιμέρους ασθενών αυτών δυναμικών που οδηγεί σε τελικά δυναμικά επαρκώς ισχυρά ώστε να μπορούν να καταγραφούν από τον Ηλεκτροεγκεφαλόγραφο. Στη συνέχεια, αναφέρονται τα βασικά ανατομικά χαρακτηριστικά του εγκεφάλου, περιγράφονται αναλυτικά τα στάδια καταγραφής του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και περιγράφονται οι βασικοί ρυθμοί ενός τυπικού σήματος . Τέλος, ορίζονται τα Προκλητά Δυναμικά, κατατάσσονται σε κατηγορίες , περιγράφονται τα βασικά συστατικά τους και αναφέρονται οι βασικοί τρόποι καταγραφής τους.

Στο **Κεφάλαιο 2** γίνεται αναφορά στην Ψυχοφυσική και ορίζεται η Ψυχοακουστική ως κλάδος της. Στην συνέχεια, παρουσιάζονται οι βασικές μέθοδοι προσδιορισμού των ψυχοφυσικών παραμέτρων και τέλος γίνεται μια σύντομη αναφορά στην Θεωρία Ανίχνευσης Σήματος.

Στο **Κεφάλαιο 3** περιγράφεται η πειραματική μελέτη. Περιγράφεται ο εργαστηριακός εξοπλισμός του πειράματος και η διαδικασία τοποθέτησης ηλεκτροδίων στον εθελοντή. Επιπλέον, περιγράφεται το ακουστικό ερέθισμα και η διαδικασία στην οποία υποβάλλεται ο εθελοντής.

Στο **Κεφάλαιο 4** γίνεται περιγραφή της Κυματιδιακής Ανάλυσης και του Μετασχηματισμού Κυματιδίου, του βασικού δηλαδή μαθηματικού εργαλείου που χρησιμοποιήθηκε για την εξαγωγή πληροφορίας από τα σήματα ΗΕΓ. Αρχικά, παρατίθενται βασικές έννοιες απαραίτητες για την κατανόηση του μετασχηματισμού. Στην συνέχεια, ορίζεται ο Διακριτός Μετασχηματισμός Κυματιδίου(ΔΜΚ) και τέλος ορίζονται και επεξηγούνται οι μετρικοί δείκτες που πρόκειται να υπολογιστούν από τα πειραματικά δεδομένα χρησιμοποιώντας τον μετασχηματισμό αυτό.

Στο **Κεφάλαιο 5** πραγματοποιείται παρουσίαση του βιβλιογραφικού υπόβαθρου που χρειάζεται για την κατανόηση των αποτελεσμάτων, γίνεται μια σύντομη περιγραφή της επεξεργασίας στην οποία υποβλήθηκαν τα σήματα ΗΕΓ και παρουσιάζονται αναλυτικά οι γραφικές παραστάσεις που προκύπτουν από την βασισμένη στην Κυματιδιακή Ανάλυση επεξεργασία των σημάτων ΗΕΓ. Τέλος, γίνεται μια περιγραφή ,ερμηνεία και συζήτηση αναφορικά με τα προκύπτοντα αποτελέσματα και παρουσιάζονται οι πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις της παρούσας εργασίας

Κεφάλαιο 1

Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και Προκλητά Δυναμικά

Στο παρόν κεφάλαιο ορίζονται οι βασικές έννοιες που σχετίζονται με το *Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (HEΓ)* και τα *Προκλητά Δυναμικά (Π.Δ)*. Γίνεται αναφορά στους σκοπούς που εξυπηρετεί το HEΓ, τη μορφή που έχει, τα βασικά του συστατικά (components) και τις βασικές αρχές επεξεργασίας του. Πριν την ανάλυση του σήματος HEΓ κρίνεται αναγκαίο να προηγηθεί περιγραφή της δομής και της λειτουργίας των νευρώνων, δηλαδή των νευρικών κυττάρων του ανθρώπινου εγκεφάλου, και της διαδικασίας δημιουργίας του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

1.1 Στοιχεία Εγκεφαλικής Νευροφυσιολογίας

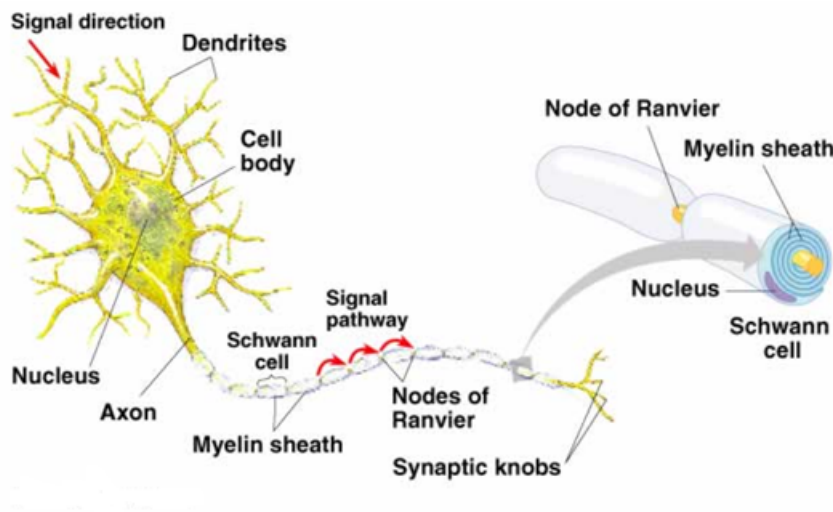
1.1.1 Δομή και λειτουργία των νευρώνων

Ένας *νευρώνας* (νευρικό κύτταρο του ανθρώπινου εγκεφάλου) είναι αυτόνομος και αποτελείται από δύο μέρη: το *κυρίως νευρικό κύτταρο* ή *σώμα* και τις αποφυάδες του που ονομάζονται *νευρίτες* και χωρίζονται σε δύο κατηγορίες[6],[7] :

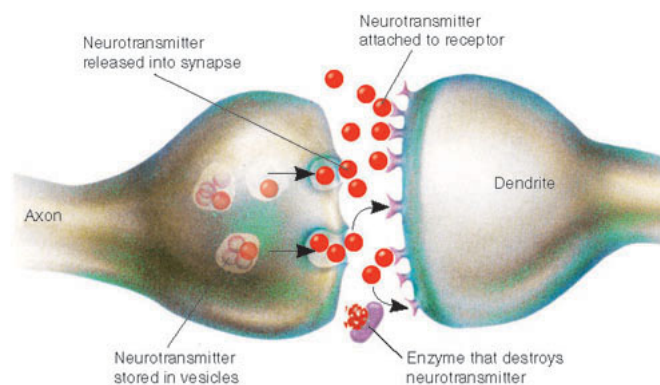
1. *Νευράξονες*: Ο *νευράξονας* είναι μια νηματοειδής προέκταση του κυρίως νευρικού κυττάρου. Οι νευρικές ώσεις που παράγονται στο κυτταρικό σώμα οδεύουν κατά μήκος του άξονα κατευθυνόμενες προς την απολήξη του. Οι άξονες αυτοί καταλήγουν στην προσυναπτική μεμβράνη που συμμετέχει στον σχηματισμό της *σύναψης*, της περιοχής δηλαδή που αυτός έρχεται σε ηλεκτροχημική επαφή με τους άλλους νευρώνες για να τους μεταδώσει τα παραγόμενα σήματα. Οι άξονες των κυττάρων του περιφερειακού νευρικού συστήματος καλύπτονται από ένα μυελώδες έλυτρο (που παίζει τον ρόλο προστατευτικού περιβλήματος), που σχηματίζεται από μια μεγάλη αλυσίδα κυττάρων Σβαν (Schwann). Αυτή η λιπώδης μεμβρανική θήκη ονομάζεται *μυελίνη*. Ο χώρος μεταξύ των κυττάρων της μυελίνης που αποτελείται από μεμβράνη του άξονα, εκτίθεται σε εξωκυττάριο υγρό και ονομάζεται *κόμβος του Ranvier*. Το σύστημα αυτό διασφαλίζει την διάδοση των ηλεκτρικών παλμών (electrical impulses) κατά μήκος του άξονα, με ταχύτητα περίπου 100 $\mu\text{m}/\text{sec}$. Ο αριθμός των spikes ανά δευτερόλεπτο ($\text{Fi}=\text{Spike}/\text{s}$) ορίζεται ως η *συχνότητα κένωσης* ή *συχνότητα κεύρωσης* του νευρώνα. Οι ηλεκτρικοί παλμοί προκαλούνται από έναν μηχανισμό πόλωσης και αποπόλωσης της μεμβράνης του νευρώνα.
2. *Δενδρίτες*: Οι *δενδρίτες* είναι διακλαδισμένες απολήξεις των νευρώνων. Αυτοί βρίσκονται σε ηλεκτροχημική επαφή μέσω συνάψεων με τις απολήξεις διαφόρων άλλων αξόνων, που

προέρχονται από γειτονικούς ή απομακρυσμένους νευρώνες. Οι δενδρίτες, μέσω των μετασυναπτικών μεμβρανών, συλλέγουν τα σήματα που εκπέμπονται από τις αξονικές απολήξεις και τα μεταδίδουν στο αντίστοιχο κυτταρικό σώμα του νευρώνα στον οποίο ανήκουν.

Η *σύναψη*, όπου όπως αναφέρθηκε διαρθρώνεται η απόληξη του νευροάξονα ενός νευρώνα με ένα δενδρίτη άλλου νευρώνα, παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον διότι εκεί πραγματοποιείται η μεταβίβαση της δράσης από την προσυναπτική στην μετασυναπτική μεμβράνη μέσω μιας πολύ λεπτής σχισμής που τις χωρίζει η οποία ονομάζεται *συναπτικό χάσμα*. Υπάρχουν οι περιπτώσεις η σύναψη αυτή να βρίσκεται πολύ κοντά ή πάνω στο σώμα του νευρώνα αλλά ακόμα και περιπτώσεις όπου στην ίδια σύναψη συμμετέχουν τρεις νευρώνες ταυτόχρονα, οπότε οι απολήξεις δύο νευρώνων οδεύουν στο ίδιο σημείο ενός δενδρίτη. Μια σχηματική αναπαράσταση νευρώνων με τους δενδρίτες και τους άξονες φαίνεται στο Σχήμα 1.1 ενώ σχηματική αναπαράσταση σύναψης απεικονίζεται στο Σχήμα 1.2.



Σχήμα 1.1: Σχηματική αναπαράσταση νευρώνων ¹



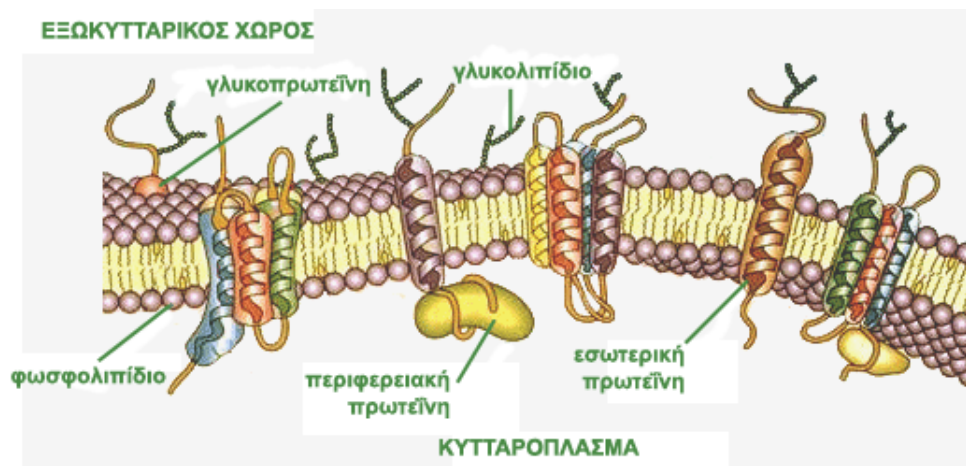
Σχήμα 1.2: Σχηματική αναπαράσταση σύναψης²

Ολόκληρος ο νευρώνας μαζί με τον άξονα και τους δενδρίτες καλύπτεται από την *κυτταρική μεμβράνη* [6]. Η κυτταρική αυτή μεμβράνη είναι ένα διπλό διμοριακό στρώμα από μόρια λιπιδίων,

¹www.docstoc.com

²<http://cargocollective.com/synapses/how-do-neurons-synapses-and-glia-work-together>

μέσα στο οποίο υπάρχουν τοποθετημένα εγχαρσίως πολλά διαφορετικά είδη πρωτεϊνικών μορίων. Τα λιπίδια του διμοριακού στρώματος είναι κυρίως φωσφολιπίδια, τα οποία αποτελούνται από μια υδρόφιλη κεφαλή, η οποία είναι συνδεδεμένη σε δύο υδρογονανθρακικές αλυσίδες που αποτελούν το υδρόφοβο τμήμα του μορίου. Όταν τα φωσφολιπίδια βρεθούν σε ένα υδατικό μέσο οργανώνονται σε διπολικό στρώμα, έτσι ώστε οι υδροφοβικές ουρές να είναι όσο το δυνατόν μακρύτερα από το υδατικό μέσο και οι υδρόφιλες κεφαλές τοποθετούνται μεταξύ του ύδατος και των υδρόφοβων ουρών. Ένα τέτοιο λιπαρό διμοριακό στρώμα είναι ουσιαστικά αδιαπέραστο από τα περισσότερα βιολογικώς ενεργά μόρια, όπως αμινοξέα και σάκχαρα καθώς επίσης και από ιόντα. Στην πραγματικότητα όμως η μεμβράνη είναι ημιπερατή, διότι οι πρωτεΐνες οι ενσωματωμένες στο διμοριακό λιπιδικό της στρώμα την κάνουν διαπερατή σε πολλές ουσίες και είναι υπεύθυνες για την λειτουργική δραστηριότητα της ζωντανής μεμβράνης. Κάποιες από τις πρωτεΐνες αυτές λειτουργούν ως δίοδοι ιόντων, προσφέροντας το κατάλληλο περιβάλλον ώστε ιόντα, μαζί με τα μόρια νερού που τα ακολουθούν να διέρχονται από μέσα τους. Αυτές οι δίοδοι μάλιστα μπορούν να χωριστούν σε διόδους ελεγχόμενες από τάση, σε χημικά ελεγχόμενες διόδους και σε μη ελεγχόμενες διόδους και παίζουν τεράστια σημασία για την λειτουργία των νευρικών κυττάρων. Σχηματική αναπαράσταση της κυτταρικής μεμβράνης παρατίθεται στο Σχήμα 1.3 .



Σχήμα 1.3: Σχηματική αναπαράσταση της κυτταρικής μεμβράνης³

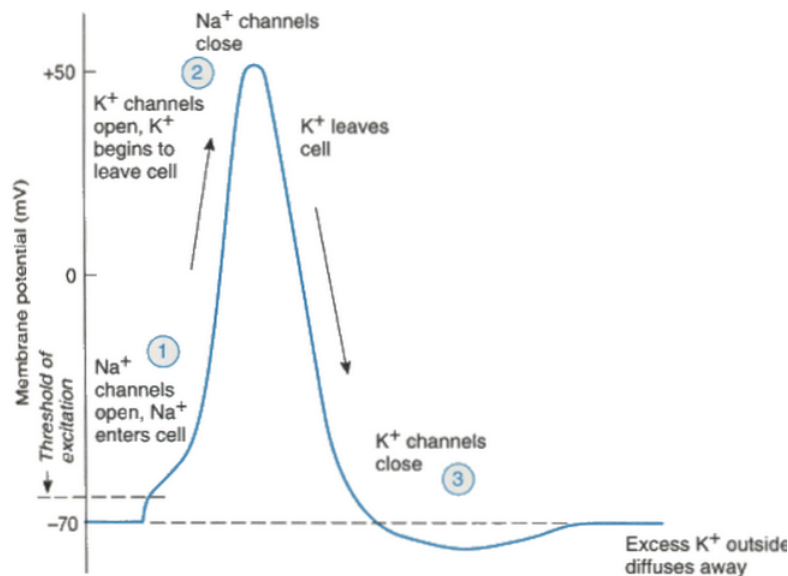
Κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης διατηρείται, σε κατάσταση ηρεμίας μια διαφορά ηλεκτρικού δυναμικού, τέτοια ώστε το εσωτερικό του κυττάρου να βρίσκεται σε αρνητικό δυναμικό ως προς τον εξωτερικό χώρο. Στην περίπτωση των νευρικών κυττάρων το δυναμικό ηρεμίας είναι της τάξης των λίγων δεκάδων mV, περίπου 70mV, και οφείλεται στην άνιση κατανομή των ιόντων στις δύο πλευρές της κυτταρικής μεμβράνης η οποία διατηρείται από την λειτουργία των ενεργών ιοντικών αντλιών. Τα δυναμικά τα οποία μετρούμε στην επιφάνεια του κεφαλιού μεταξύ δύο ηλεκτροδίων, οφείλονται ουσιαστικά σε τέτοια ρεύματα ιόντων κυτταρικών μεμβρανών νευρώνων, οι οποίοι συμμετέχουν στην εκάστοτε εγκεφαλική δραστηριότητα. Τα ρεύματα αυτά διαχέονται από την πηγή δημιουργίας τους έως την εξωτερική δερματική επιφάνεια, διότι ο εγκεφαλικός ιστός, οι μήνιγγες, το κρανίο και το δέρμα άγουν το ηλεκτρικό ρεύμα. Υπάρχουν δύο είδη δυναμικών που σχετίζονται με την μετάδοση πληροφορίας μεταξύ των νευρώνων[6]:

1. *Δυναμικό δράσης (Action potential)*: Προκαλείται όταν το διαμεμβρανικό δυναμικό στο σώμα του νευρώνα, ως συνολικό άθροισμα των ερεθισμάτων που καταφθάνουν από τους δενδρίτες, αλλάξει από την τιμή ηρεμίας και περάσει ένα ορισμένο κατώφλι (συνήθως περίπου -50mV). Τότε συμβαίνει ακαριαία ενεργοποίηση του νευρώνα, αποπόλωση της κυτταρικής μεμβράνης

³<http://psi.gr.tripod.com/choc20appneuro.html>

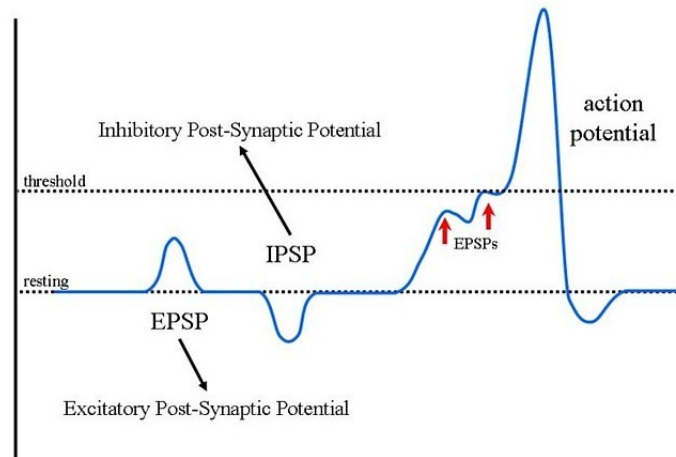
στην “ρίζα” όπου ο άξονας ξεκινά από το σώμα (αξονικό λοφίδιο[8]), και εμφάνιση μιας αιχμής δυναμικού ως τα 30mV, με επακόλουθη επιστροφή στην αρχική κατάσταση ηρεμίας αφού πρώτα συμβεί επαναπόλωση και υπερπόλωση. Αυτή η κρουστική ώση διαδίδεται ταχύτατα κατά μήκος του άξονα και είναι υπεύθυνη για την ρευματική ροή μέσα και έξω από την κυτταρική μεμβράνη. Η μορφή ενός δυναμικού δράσης φαίνεται στο Σχήμα 1.4.

2. *Μετασυναπτικό δυναμικό (Post synaptic potential-PSP)*: Το δυναμικό αυτό εμφανίζεται στην *μετασυναπτική μεμβράνη* όταν μεταδοθεί μέσω της σύναψης το ερέθισμα από την προσυναπτική μεμβράνη, το οποίο οφείλεται στην ενεργοποίηση του προσυναπτικού νευρώνα. Τα δυναμικά αυτά έχουν πιο συνεχή μορφή από τα δυναμικά δράσης και είναι πιο περιορισμένα στον χώρο καθώς επίσης και είναι μικρότερης τιμής μιας και η μετασυναπτική μεμβράνη αποπολώνεται ή υπερπολώνεται σε μικρότερο βαθμό από το σώμα του νευρώνα, όπου αθροίζονται όλα τα σήματα που προέρχονται από τους δενδρίτες. Όταν υφίσταται *αποπόλωση της μεμβράνης*, τότε το δυναμικό αυτό ονομάζεται *δυναμικό διέγερσης (excitatory PSP)*, ενώ σε αντίθετη περίπτωση *δυναμικό καταστολής (inhibitory PSP)* διότι μόλις το δυναμικό αυτό διαδοθεί προς το σώμα και αθροιζόμενο με άλλες συνεισφορές από άλλες συνάψεις δεν οδηγεί σε αποπόλωση του νευρώνα. Συνήθως κάθε σύναψη στον ανθρώπινο εγκέφαλο μπορεί να χαρακτηριστεί είτε ως σύναψη excitatory-PSP ή inhibitory-PSP ανάλογα με την λειτουργία της. Η μορφή μετασυναπτικών δυναμικών φαίνεται στο Σχήμα 1.5 .



Σχήμα 1.4: Μορφή δυναμικού δράσης νευρικού κυττάρου. ⁴

⁴<http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/biology/actpot.html>



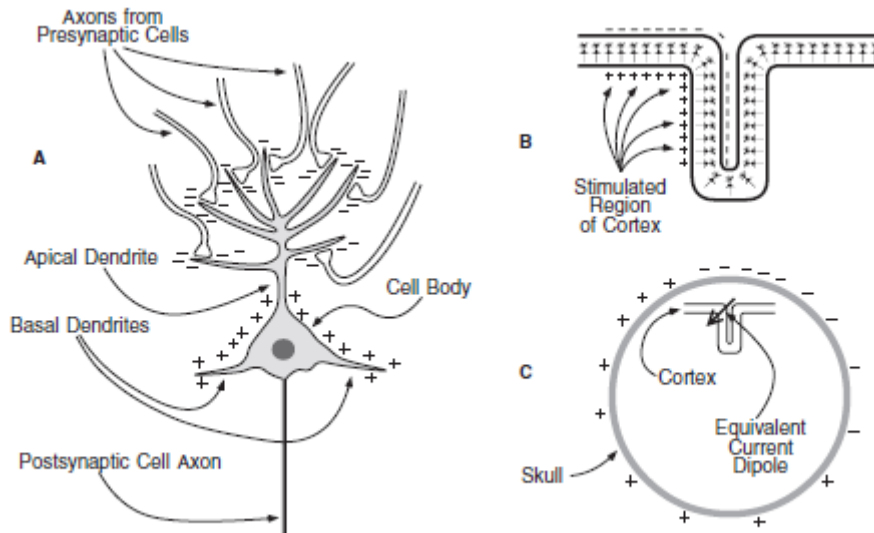
Σχήμα 1.5: Μορφή μετασυναπτικού δυναμικού νευρικού κυττάρου.⁵

1.1.2 Διαδικασία δημιουργίας του ολικού μετρήσιμου σήματος

Παρόλο που η διάρκεια του δυναμικού δράσης είναι μόνο περίπου ένα ms, τα μετασυναπτικά δυναμικά συνήθως διαρκούν 10 ή ακόμα και εκατοντάδες ms. Επιπρόσθετα, τα μετασυναπτικά δυναμικά περιορίζονται σε μεγάλο βαθμό στους δενδρίτες και στο κυρίως σώμα του κυττάρου και δεν ταξιδεύουν κατά μήκος του άξονα με ένα συγκεκριμένο ρυθμό, όπως συμβαίνει στα δυναμικά δράσης. Αυτοί οι παράγοντες επιτρέπουν την άθροιση των μετασυναπτικών δυναμικών παρά την ακυρωτική τους συμβολή. Έτσι καθίσταται δυνατή η καταγραφή τους από μεγάλη απόσταση (για παράδειγμα στο δέρμα του κεφαλιού)[9].

Αν και έχει πραγματοποιηθεί πολύ λίγη έρευνα στα βιοφυσικά φαινόμενα που οδηγούν στα δυναμικά που μετρούνται στο κρανίο, το Σχήμα 1.6 παρουσιάζει την μέχρι τώρα επικρατούσα υπόθεση. Μόλις ένας διεγερτικός νευροδιαβιβαστής απελευθερωθεί στους δενδρίτες που βρίσκονται στην κορυφή ενός πυραμιδοειδούς κυττάρου του εγκεφαλικού φλοιού, ρεύμα ιόντων ρέει από τον εξωκυττάριο χώρο στο εσωτερικό του κυττάρου, το οποίο οδηγεί στην ύπαρξη συνολικού αρνητικού δυναμικού έξω από τον κύτταρο, στον χώρο που βρίσκονται οι δενδρίτες της κορυφής. Ρεύμα ρέει επίσης προς τα έξω από του δενδρίτες της βάσης και το κυρίως σώμα του κυττάρου (κλείνοντας έτσι το ηλεκτρικό κύκλωμα που δημιουργείται), οδηγώντας σε ένα συνολικό θετικό δυναμικό στην περιοχή αυτή. Η ηλεκτραρνητικότητα των δενδριτών της βάσης και η ηλεκτροθετικότητα του κυρίως σώματος του νευρικού κυττάρου, δημιουργούν ένα μικρό ηλεκτρικό δίπολο.

⁵<http://bealbio.wikispaces.com/On+Line+and+Upload+Period3+Nervous+System>



Σχήμα 1.6: Βασική αρχή δημιουργίας δυναμικών δράσης. (Α) Σχηματικό πυραμιδοειδούς κυττάρου κατά τη διάρκεια νευροδιαβίβασης. Axon from presynaptic cells: Άξονας προσυναπτικών κυττάρων, Apical Dendrite: Δενδρίτης κορυφής, Basal Dendrites: Δενδρίτης βάσης, Cell Body: Κυρίως σώμα κυττάρου, Postsynaptic Cell Axon: Άξονας μετασυναπτικού κυττάρου. (Β) Αναδιπλωμένη επιφάνεια εγκεφαλικού φλοιού η οποία περιέχει πολλά πυραμιδοειδή κύτταρα. Stimulated region of Cortex: Ενεργοποιημένη περιοχή του εγκεφαλικού φλοιού. (C) Απεικόνιση της θέσης και του προσανατολισμού του ισοδύναμου τρέχοντος διπόλου. Cortex: Εγκεφαλικός Φλοιός, Skull: Κρανίο, Equivalent Current Dipole: Ισοδύναμο τρέχον δίπολο[9].

Το δίπολο που δημιουργεί ένας μόνο νευρώνας είναι πολύ ασθενές, γεγονός που καθιστά αδύνατη την καταγραφή του από ένα ηλεκτρόδιο που τοποθετείται στο δέρμα του κεφαλιού. Τα δίπολα, ωστόσο, πολλών νευρώνων αθροίζονται καθιστώντας δυνατή την καταγραφή της συνολικής τάσης με την χρήση εξωτερικών ηλεκτροδίων. Προκειμένου οι αθροιζόμενες τάσεις να είναι δυνατό να καταγραφούν, πρέπει αυτές να εμφανίζονται περίπου την ίδια χρονική στιγμή σε όλους τους χιλιάδες ή και εκατοντάδες νευρώνες και τα δίπολα κάθε ενός νευρώνα ξεχωριστά να είναι χωρικά ευθυγραμμισμένα. Αν οι διάφοροι νευρώνες βρίσκονται σε τυχαίους προσανατολισμούς μεταξύ τους, τότε η ηλεκτροθετικότητα του ενός μπορεί να είναι δίπλα στην ηλεκτραρνητικότητα του άλλου με αποτέλεσμα να πραγματοποιείται ακυρωτική συμβολή. Όμοια, εάν ένας νευρώνας λαμβάνει διεγερτικό νευροδιαβιβαστή και ένας άλλος έναν *ανασταλτικό νευροδιαβιβαστή* τότε τα δίπολα που δημιουργούνται από τους αντίστοιχους νευρώνες είναι αντίθετης φοράς και αλληλοακυρώνονται. Παρόλα αυτά, αν όλοι οι νευρώνες έχουν τον ίδιο προσανατολισμό και όλοι δέχονται την ίδια είσοδο, τότε τα δίπολα τους αθροίζονται και η αθροιζόμενη αυτή τάση καθίσταται μετρήσιμη από το δέρμα του κεφαλιού. Αυτό συμβαίνει κυρίως στα πυραμιδοειδή κύτταρα του εγκεφαλικού φλοιού, το οποία είναι ευθυγραμμισμένα κάθετα στην επιφάνεια του φλοιού όπως φαίνεται στο Σχήμα 1.6(B).

Στην πραγματικότητα η άθροιση των μεμονωμένων διπόλων είναι πολύ πολύπλοκη λόγω του ότι ο εγκεφαλικός φλοιός δεν είναι επίπεδος, αλλά αντίθετα εμφανίζει πολλές αναδιπλώσεις. Ωστόσο, έχει αποδειχτεί ότι το άθροισμα πολλών διαφορετικών διπόλων ισοδυναμεί με ένα δίπολο το οποίο δημιουργείται από την εξαγωγή του μέσου όρου των προσανατολισμών των μεμονωμένων διπόλων. Το δίπολο αυτό ονομάζεται *ισοδύναμο τρέχον δίπολο* (*equivalent current dipole*). Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι κάθε φορά που τα δίπολα εμφανίζουν γωνία μεταξύ τους μεγαλύτερη των 90° , ακυρώνουν το ένα το άλλο με την πλήρη ακύρωση να εμφανίζεται στις 180° . Για παράδειγμα τα

κύτταρα Purkinje στον φλοιό της παρεγκεφαλίδας είναι πλήρως ευθυγραμμισμένα το ένα με το άλλο και τοποθετημένα κάθετα στην επιφάνεια του φλοιού, αλλά η επιφάνεια εμφανίζει τόσο υψηλή αναδιπλωση έτσι ώστε δίπολα σε ένα πολύ μικρό μέρος του φλοιού της παρεγκεφαλίδας αλληλοακυρώνονται σχεδόν πλήρως από ένα γειτονικό μέρος, καθιστώντας δύσκολη έως και αδύνατη την καταγραφή της δραστηριότητας της παρεγκεφαλίδας από τα ηλεκτρόδια στο δέρμα του κεφαλιού.

Όταν ένα δίπολο βρεθεί μέσα σε ένα αγώγιμο μέσο, όπως ο εγκέφαλος, το ρεύμα ρέει μέσα από αυτό το μέσο μέχρι να φτάσει στην επιφάνεια του. Αυτό ονομάζεται *αγωγιμότητα όγκου* (*volume conduction*) και απεικονίζεται στο Σχήμα 1.6(C). Η τάση που ανιχνεύεται σε κάθε σημείο της επιφάνειας του κρανίου οφείλεται στην θέση και τον προσανατολισμό του διπόλου-πηγή καθώς επίσης και από την αντίσταση και το σχήμα των διαφόρων συνιστωσών του κεφαλιού (εγκέφαλος, κρανίο και δέρμα κεφαλής όπως επίσης και οι κοιλότητες των ματιών οι οποίες έχουν επίσης επίδραση στην μέτρηση των δυναμικών που δημιουργούνται στον προμετωπιαίο εγκεφαλικό φλοιό).

Ο ηλεκτρισμός δεν ρέει απευθείας μεταξύ των δύο πόλων του διπόλου σε ένα αγώγιμο μέσο αλλά αντίθετα εξαπλώνεται μέσα στον αγωγό. Επομένως τα παραγόμενα δυναμικά δράσης εξαπλώνονται καθώς κινούνται μέσα στον εγκέφαλο. Επίσης, επειδή ο ηλεκτρισμός τείνει να ακολουθεί το μονοπάτι της ελάχιστης αντίστασης, το δυναμικό δράσης τείνει να εξαπλώνεται πλευρικά όταν συναντά την υψηλή αντίσταση του κρανίου. Αυτοί είναι οι δύο κύριοι λόγοι που δημιουργούν ένα "θόλωμα" στην κατανομή τάσης στην επιφάνεια του κεφαλιού και εξηγούν γιατί ένα δυναμικό δράσης που παράγεται σε ένα σημείο του εγκεφάλου μπορεί να οδηγήσει σε σημαντικές μετρούμενες τάσεις σε μακρινά σημεία του δέρματος του κεφαλιού. Υπάρχουν παρόλα αυτά αλγόριθμοι οι οποίοι μειώνουν τον "θόλωμα" αυτό, είτε μέσω εκτίμησης της ροής ρεύματος είτε μέσω αφαίρεσης του "θολώματος" για να εκτιμηθεί η κατανομή τάσης στην επιφάνεια του εγκεφάλου. Αυτοί οι αλγόριθμοι μπορεί να είναι πολύ χρήσιμοι αλλά μπορούν μόνο να εξαλείψουν μια πηγή θολώματος όπως π.χ. το κρανίο.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι ο ηλεκτρισμός ρέει με ταχύτητα κοντά στην ταχύτητα του φωτός. Για τον λόγο αυτό η καταγραφόμενη τάση στο δέρμα του κεφαλιού μια συγκεκριμένη χρονική στιγμή αντικατοπτρίζει την λειτουργία του εγκεφάλου μόνο την συγκεκριμένη χρονική στιγμή.

Συνοψίζοντας, λοιπόν, όλοι οι παραπάνω μηχανισμοί άθροισης των δυναμικών που προέρχονται από κάθε μεμονωμένο νευρώνα δημιουργούν το σύνολο της πολύπλοκης και ανεξερεύνητης εγκεφαλικής δραστηριότητας.

1.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

Η εγκεφαλική δραστηριότητα, δηλαδή το σύνολο των ηλεκτροχημικών επιδράσεων του συστήματος των εγκεφαλικών κυττάρων (νευρώνων) μπορεί να μελετηθεί με τη βοήθεια του *ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος*. Αυτό διακρίνεται σε *ηλεκτροεγκεφαλογράφημα επιφανείας* και σε *ηλεκτροεγκεφαλογράφημα «εν τω βάθει»* [6]. Στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας μελετώνται μόνο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα επιφανείας.

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα επιφανείας είναι μία μη επεμβατική τεχνική κατά την οποία γίνεται καταγραφή των διαφορών δυναμικού πάνω στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου κεφαλιού, με χρήση μεταλλικών αισθητήρων και αγώγιμου υλικού [10].

Το 1924, ο Γερμανός ψυχίατρος Hans Berger (1873-1941) κατέγραψε για πρώτη φορά ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ανθρώπου, με την ελπίδα ότι η φυσιολογική καταγραφή θα παρείχε πληροφορία για τις εγκεφαλικές διεργασίες. Οι καταγραφές του απέδειξαν ότι η εγκεφαλική δραστηριότητα μεταβάλλεται με συνεπή και αναγνωρίσιμο τρόπο, όταν η γενική κατάσταση του εξεταζόμενου αλλάζει [11].

Το ΗΕΓ εξακολουθεί να κατέχει σήμερα ισχυρή θέση στην αξιολόγηση των νευρολογικών ασθενειών. Μπορεί να εφαρμοστεί κατ' επανάληψη σε ασθενείς και υγιείς, ενήλικες και παιδιά χωρίς προφανείς κινδύνους και περιορισμούς. Χρησιμοποιείται για τη διάγνωση της επιληψίας, όγκων

του εγκεφάλου, εγκεφαλικών επεισοδίων και άλλων νευρολογικών καταστάσεων. Αυτές οι καταστάσεις χαρακτηρίζονται από διακριτές, ασυνήθιστες διαφοροποιήσεις στα καταγεγραμμένα εγκεφαλικά κύματα σε σχέση με τις αντίστοιχες καταγραφές ελέγχου (control). Επιπλέον, το ΗΕΓ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διερεύνηση διαταραχών ύπνου και ψυχιατρικών διαταραχών όπως η σχιζοφρένεια [12].

1.2.1 Στοιχεία ανατομίας εγκεφάλου

Από την πλευρά της ανατομίας, ο εγκέφαλος μπορεί να διαιρεθεί σε τρία κύρια τμήματα:

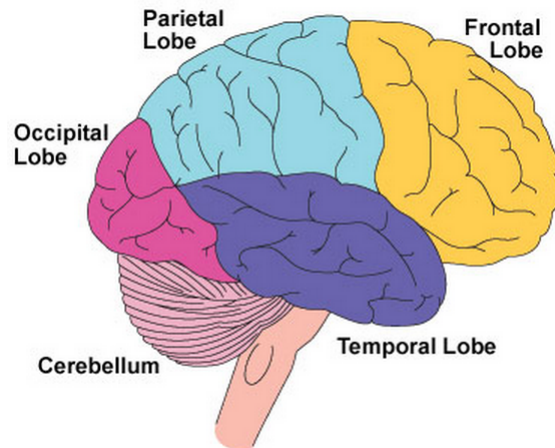
1. *εγκέφαλος (cerebrum)*: Αποτελείται από το *αριστερό* και *δεξί ημισφαίριο*, με ένα ισχυρά συσπώμενο επιφανειακό στρώμα, τον *εγκεφαλικό φλοιό (cerebral cortex)*. Ο φλοιός αποτελεί κυρίαρχο μέρος του *Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ)*. Ο εγκέφαλος κατέχει τα κέντρα της κίνησης, της συνειδητής γνώσης της αίσθησης, της πολύπλοκης ανάλυσης και έκφρασης των συναισθημάτων και της συμπεριφοράς.
2. *παρεγκεφαλίδα (cerebellum)*: Καθορίζει τις εθελοντικές κινήσεις των μυών και τη διατήρηση της ισορροπίας.
3. *εγκεφαλικό στέλεχος (brain stem)*: Το εγκεφαλικό στέλεχος ελέγχει την αναπνοή, τη ρύθμιση της καρδιάς, τους βιορυθμούς, την έκκριση ορμονών κ.α.[7].

Η μεγαλύτερη επίδραση στο ΗΕΓ προκαλείται από την ηλεκτρική δραστηριότητα του *εγκεφαλικού φλοιού*, λόγω της μικρής απόστασής του από την επιφάνεια του κεφαλιού.

Ο εγκέφαλος διαιρείται επίσης σε 4 λοβούς, καθένας από τους οποίους είναι υπεύθυνος για μια ομάδα εγκεφαλικών λειτουργιών. Οι λοβοί και οι αντίστοιχες εγκεφαλικές τους λειτουργίες είναι οι εξής[13]:

1. *Μετωπιαίος λοβός (Frontal lobe)*: Θεωρείται ότι ρυθμίζει τη σκέψη, το σχεδιασμό, τη στρατηγική, τη δημιουργικότητα, τον προγραμματισμό ατομικών αναγκών, το συναίσθημα καθώς και την εκούσια κίνηση.
2. *Βρεγματικός λοβός (Parietal lobe)*: Θεωρείται υπεύθυνος για την αίσθηση του πόνου, το άγγιγμα, τη γεύση, τη θερμοκρασία, την πίεση και την ιδιοδεκτική αίσθηση (proprioception). Σχετίζεται ακόμα με τα μαθηματικά και την λογική.
3. *Κροταφικός λοβός (Temporal lobe)*: Σχετίζεται με την ακουστική αίσθηση. Παίζει ρόλο ακόμα στη μνήμη και στην επεξεργασία των συναισθημάτων.
4. *Ινιακός λοβός (Occipital lobe)*: Σχετίζεται κυρίως με την επεξεργασία της οπτικής πληροφορίας.

Η ανατομική θέση των βασικών αυτών λοβών φαίνεται στο Σχήμα 1.7.



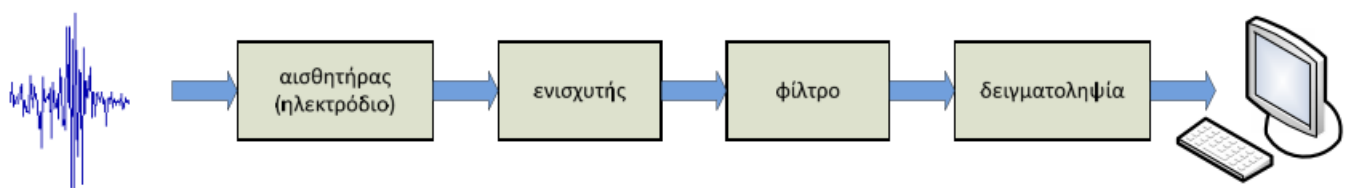
Σχήμα 1.7: Σχηματική αναπαράσταση των τεσσάρων βασικών λοβών του εγκεφάλου⁶.

1.2.2 Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Η διαδικασία καταγραφής ΗΕΓ αποτελείται από τα ακόλουθα στάδια [12]:

1. ανίχνευση του σήματος με χρήση ηλεκτροδίων
2. ενίσχυση του μετρούμενου σήματος
3. φιλτράρισμα
4. δειγματοληψία
5. αποθήκευση και επεξεργασία των δεδομένων σε Η/Υ.

Στο Σχήμα 1.8 απεικονίζεται το διάγραμμα λήψης και καταγραφής του σήματος ΗΕΓ.



Σχήμα 1.8: Διάγραμμα λήψης και καταγραφής του σήματος ΗΕΓ

Ανίχνευση του σήματος με χρήση ηλεκτροδίων

Το πρώτο στάδιο για την λήψη του σήματος ΗΕΓ πραγματοποιείται με τη χρήση ηλεκτροδίων τα οποία τοποθετούνται στην επιφάνεια του κεφαλιού του εξεταζόμενου. Τα ηλεκτρόδια αυτά αποτελούν τους αισθητήρες της διάταξης, οι οποίοι μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων στο εσωτερικό του κρανίου σε ρεύμα ηλεκτρονίων στα καλώδια τα οποία οδηγούν το ρεύμα σε επόμενα στάδια επεξεργασίας. Η επαφή τους με το δέρμα γίνεται μέσω κολλώδους ουσίας ή μέσω ενός μικρού δακτυλιδιού το οποίο από την μια πλευρά προσκολλάται στο δέρμα και από την άλλη στο κυρίως ηλεκτρόδιο.

⁶<http://www.braininjury.com>

Τα σημεία στα οποία θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια, το δέρμα θα πρέπει να καθαριστεί καλά με οινόπνευμα για να επιτευχθεί χαμηλή αντίσταση επαφής, κάτω των 5Ω. Το ηλεκτρόδιο έρχεται σε απευθείας επαφή με τον υποκείμενο ηλεκτρολύτη που χρησιμοποιείται. Έτσι είναι δυνατή η κίνηση ιόντων μέσω του "μονοπατιού" ηλεκτροδίου-ηλεκτρολύτη μέχρι να επανέλθει ισορροπία. Η ισορροπία αυτή είναι συνάρτηση της ιοντικής συγκέντρωσης που υπάρχει στις δύο πλευρές του συνόρου. Δημιουργούνται τελικά δύο φορτισμένα στρώματα στις δυο πλευρές του συνόρου, ένα στην μεταλλική επιφάνεια και ένα πάνω στις υγρές ουσίες γύρω από το ηλεκτρόδιο, εμφανίζοντας έτσι μια διαφορά δυναμικού η οποία εμποδίζει την συνέχιση της κίνησης των ιόντων, αλλά είναι και ταυτοχρόνως ευαίσθητη στις μεταβολές της συγκέντρωσης των ιόντων. Όταν μέσα στον εγκέφαλο θα υπάρξει σήμα, δηλαδή ροή ιόντων, αυτό θα προκαλέσει μεταβολή της ιοντικής συγκέντρωσης και αυτόματη μεταβολή της διαφοράς δυναμικού των στρωμάτων, άρα και ροή ηλεκτρονίων από την πλευρά του αγωγίμου ηλεκτροδίου. Είναι επιθυμητό η τάση στο "σύνоро" να επηρεάζεται μόνο από τα ιοντικά ρεύματα του ανθρώπινου κεφαλιού και όχι από θερμοκρασιακές μεταβολές ή μηχανικές κινήσεις των ηλεκτροδίων. Αυτό επιτυγχάνεται με την παροχή μεγαλύτερης ευχέρειας κινήσεων στα ιόντα της συνοριακής περιοχής. Την απαίτηση αυτή ικανοποιούν ηλεκτρόδια αποτελούμενα από τον συνδυασμό ενός μετάλλου με το αντίστοιχο άλας του. Ένα από τα συνηθέστερα ηλεκτρόδια είναι αυτό που κατασκευάζεται από *άργυρο (Ag)* και *χλωριούχο άργυρο (AgCl)* που χρησιμοποιείται με ηλεκτρολύτη που περιέχει κυρίως *ανιόντα χλωρίου (Cl^-)* [14]. Επιπλέον, η επαφή του ηλεκτροδίου με το δέρμα του κεφαλιού πρέπει να είναι πολύ σταθερή, προκειμένου να διασφαλιστεί χαμηλή αντίσταση και να μειωθούν τα σφάλματα λόγω της μηχανικής μετακίνησης ηλεκτροδίων, του περιβάλλοντος και της μεταβολής της θερμοκρασίας (*artifacts*).

Όπως θα περιγραφεί αναλυτικά στην συνέχεια, στην παρούσα πειραματική διαδικασία τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται με την ειδική κάσκα στο κεφάλι του εξεταζόμενου με βάση το Σύστημα 10-20. Σημειώνεται ότι σε πειράματα ψυχοφυσικής, όπως το παρόν, γίνονται *μονοπολικές μετρήσεις*. Δηλαδή το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά ενός ενεργού ηλεκτροδίου, δηλαδή ενός ηλεκτροδίου που βρίσκεται πάνω από μια ενεργή περιοχή του εγκεφάλου και ενός ανενεργού ηλεκτροδίου, δηλαδή ενός ηλεκτροδίου το οποίο βρίσκεται σε σημεία όπως το αυτί, ο λαιμός ή τα ενωμένα με αγωγήμο δρόμο αυτιά. Το σημείο αυτό επιλέγεται και είναι κοινό για όλες τις μετρήσεις και δεν εμφανίζει κάποια εγκεφαλική δραστηριότητα.

Ενίσχυση του μετρούμενου σήματος

Το σήμα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος το οποίο λαμβάνεται από τα ηλεκτρόδια είναι ασθενές από περίπου 1μV έως και 100μV και οδηγείται ως είσοδος στην δεύτερη βαθμίδα: *τον ενισχυτή*. Το σήμα αυτό αποτελείται από πέντε συνιστώσες: Το επιθυμητό βιοδυναμικό, τα μη επιθυμητά βιοδυναμικά, το σήμα παρεμβολής της παροχής ρεύματος 50Hz και τις αρμονικές του και τα σήματα παρεμβολής που προκαλούνται από την επαφή ιστού - ηλεκτροδίου και τον θόρυβο. Ο ενισχυτής για τη μέτρηση του σήματος του ΗΕΓ για να είναι κατάλληλος πρέπει να παρέχει επιλεκτική ενίσχυση του φυσιολογικού σήματος και απόρριψη του υπέρθετου θορύβου και των σημάτων παρεμβολής. Επιπλέον, πρέπει να εγγυάται προστασία από διαρροές τάσης και ρεύματος για τους εξεταζόμενους και τον ηλεκτρονικό εξοπλισμό. Το επιθυμητό βιοδυναμικό ορίζεται ως η διαφορά που παρουσιάζουν δύο ηλεκτρόδια μεταξύ τους κάθε στιγμή. [15] Αυτό συνιστά και την είσοδο του διαφορικού ενισχυτή.

Το *κέρδος του ενισχυτή* ορίζεται ως ο λόγος του σήματος εξόδου προς το σήμα εισόδου. Προκειμένου να παραχθεί βέλτιστη ποιότητα σήματος και επαρκές επίπεδο δυναμικού για την περαιτέρω επεξεργασία του σήματος, ο ενισχυτής πρέπει να διαθέτει κέρδος 100-100000 [15]. Επιπλέον, πρέπει να διαθέτει βέλτιστο *λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR)*, υψηλό *λόγο απόρριψης κοινού σήματος* (common-mode rejection ratio) (τουλάχιστον 100 Db) και υψηλή τιμή *αντίστασης εισόδου* (τουλάχιστον 100MΩ), ώστε να μειώνεται η επίδραση του ηλεκτρικού θορύβου περιβάλλοντος. Ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος ορίζεται ως ο λόγος του κέρδους του διαφορικού σήματος (που είναι και το επιθυμητό σήμα) προς το κέρδος του κοινού σήματος (αρχικό σήμα εισόδου μεταξύ των εισόδων και της γείωσης.)

Φιλτράρισμα Η διαδικασία λήψης του σήματος ΗΕΓ οδηγεί στην παρουσία έντονου θορύβου. Οι πιο βασικές μορφές θορύβου είναι οι εξής [19]:

- Θόρυβος λόγω της επαφής των ηλεκτροδίων.
- Θόρυβος παρεμβολής ηλεκτροφόρων καλωδίων.
- Θόρυβος λόγω της κίνησης των ματιών.
- Ηλεκτρονικός θόρυβος από τα μηχανήματα λήψης του σήματος.
- Θόρυβος λόγω της αντίστασης επαφής ηλεκτροδίου-δέρματος.
- Θόρυβος λόγω της χρήσης οθονών και άλλων συσκευών στον χώρο λήψης του σήματος.

Καθίσταται, λοιπόν, αναγκαία η λήψη μέτρων κατά την πειραματική διαδικασία για την εξάλειψη των παραπάνω μορφών θορύβου.

Καταρχάς, κατά την καταγραφή ΗΕΓ χρησιμοποιούνται ειδικά διαμορφωμένα δωμάτια που διαθέτουν ηλεκτρομαγνητική θωράκιση (*κλωβοί Faraday*) και ελαχιστοποιούν την επίδραση του ηλεκτρικού πεδίου αστικού υποβάθρου, και ειδικά του θορύβου της παροχής του εναλλασσόμενου ρεύματος 50Hz. Σε κάποιες περιπτώσεις, χρησιμοποιούνται οπτικές ίνες και μετατροπείς ηλεκτρικού/οπτικού και οπτικού/ηλεκτρικού σήματος για τη μετάδοση των δεδομένων. Επιπλέον, εφαρμόζονται ειδικοί μέθοδοι επεξεργασίας σήματος όπως:

1. *Χρήση ψηφιακών ή αναλογικών φίλτρων*: Στην κατηγορία αυτή ανήκει το φιλτράρισμα με την χρήση βαθυπερατών, υψιπερατών ή φίλτρων σχισμής που σκοπό έχει να καταπιέσει ορισμένες ανεπιθύμητες συχνότητες του λαμβανόμενου σήματος που ανήκουν σε συγκεκριμένες πηγές θορύβου.
2. *Εξαγωγή του μέσου όρου (averaging)*: Κατά την διαδικασία αυτή το προτυποποιημένο σήμα λαμβάνεται αρκετές φορές και το τελικό σήμα προκύπτει ως μέσος όρος όλων αυτών των λαμβανόμενων σημάτων. Με την παραδοχή ότι ο θόρυβος μπορεί να θεωρηθεί ασυσχέτιστη τυχαία διαδικασία εξαλείφεται κατά τον υπολογισμό του μέσου όρου.
3. *Χρήση διαφορών ειδών προσαρμοστικών φίλτρων*.

Συγκεκριμένες κατηγορίες φίλτρων μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν, εκτός από την αποθρομβοποίηση και για την εξαγωγή σημαντικών χαρακτηριστικών του σήματος, όπως για παράδειγμα εντοπισμό συγκεκριμένων κυματομορφών. Σε αυτή την κατηγορία ανήκουν π.χ. τα φίλτρα διαφύρισης.

Δειγματοληψία, αποθήκευση και επεξεργασία των δεδομένων σε Η/Υ

Το αναλογικό σήμα ΗΕΓ, προκειμένου να καταγραφεί και να αποθηκευτεί στον Η/Υ πρέπει να *ψηφιοποιηθεί*. Τα κανάλια του αναλογικού σήματος δειγματοληπτούνται συνεχώς, σε δεδομένο χρονικό διάστημα (διάστημα δειγματοληψίας) και κάθε δείγμα μετατρέπεται σε μια ψηφιακή αναπαράσταση μέσω του μετατροπέα αναλογικού/ψηφιακού σήματος. Η ανάλυση του μετατροπέα καθορίζεται από το ελάχιστο πλάτος σήματος που πρόκειται να υποβληθεί σε δειγματοληψία. Ο Α/D μετατροπέας χρησιμοποιεί συνήθως 12 bits διαχωρίζοντας 4096 επίπεδα τιμών. Προκειμένου να μην υπάρξει απώλεια πληροφορίας θα πρέπει η δειγματοληψία να υπακούει στο *θεώρημα του Shannon*[16]. Σύμφωνα με αυτό, η συχνότητα δειγματοληψίας f_s πρέπει να είναι ίση ή μεγαλύτερη με την διπλάσια της μέγιστης συχνότητας του σήματος. Δηλαδή, $f_s \geq 2 \cdot f_{max}$. Αν δεν ισχύει αυτή η συνθήκη τότε οι αρμονικές του σήματος που είναι μεγαλύτερες από $\frac{f_s}{2}$ αναδιπλώνονται και εμφανίζονται σε μικρότερες αρμονικές, παραμορφώνοντας το σήμα (φαινόμενο *aliasing*). Μετά από την διαδικασία αυτή, το σήμα χβαντοποιείται και τότε από αναλογικό έχει μετατραπεί σε ψηφιακό, οπότε είναι δυνατή η ψηφιακή επεξεργασία του μέσω Η/Υ.

1.2.3 Βασικοί ρυθμοί του σήματος ΗΕΓ

Η μελέτη του σήματος ΗΕΓ, βασίζεται στην διάκριση των συχνοτικών περιοχών στα λαμβανόμενα σήματα. Οι συχνοτικές αυτές περιοχές χαρακτηρίζονται ως *ρυθμοί*. Βασικό χαρακτηριστικό τους είναι οι συχνότητες από τις οποίες αποτελούνται, δηλαδή το φασματικό τους περιεχόμενο. Οι κυριότεροι ρυθμοί είναι οι *άλφα*, *βήτα*, *θήτα*, *δέλτα* και *γάμμα*. Οι συχνότητες και τα συνήθη πλάτη αυτών φαίνονται στον Πίνακα 1.1.

Πίνακας 1.1: Βασικοί ρυθμοί σήματος ΗΕΓ.

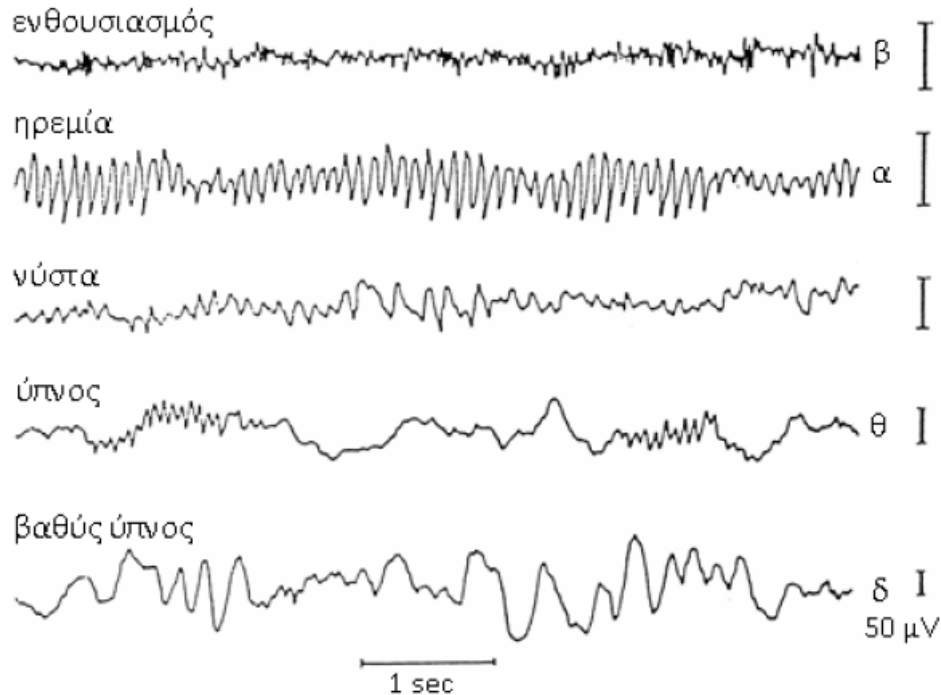
Ρυθμός	Περιοχή Συχνοτήτων(Hz)	Πλάτος (μV)
Δέλτα	0.5-3.5	έως 100-200
Θήτα	4-7.5	<30
Άλφα	8-12	30-50
Αργός Βήτα	13-19	<20
Ταχύς Βήτα	20-30	<20
Γάμμα	>30	5-10

Η εμφάνιση των ρυθμών αυτών έχει συσχετιστεί με διάφορα επίπεδα χαλάρωσης, εγρήγορσης ύπνου κ.τ.λ. Για παράδειγμα[6]:

1. *Ρυθμός α*: Ο ρυθμός αυτός εμφανίζεται στο 75% περίπου των ενηλίκων, ενώ το κλείσιμο ή το άνοιγμα των ματιών προκαλεί αντίστοιχα αύξηση ή μείωση του ρυθμού αυτού. Επίσης, η μείωση της δραστηριότητας του ρυθμού α έχει συσχετιστεί με αισθητηριακό ερεθισμό ή πνευματική δραστηριότητα.
2. *Ρυθμός β*: Ο ρυθμός αυτός είναι ο κυρίαρχος ρυθμός που επικρατεί στη φάση της εγρήγορσης ενός φυσιολογικού ατόμου.
3. *Ρυθμός γ*: Ο ρυθμός αυτός εμφανίζεται σε όλους του εγκεφαλικούς λοβούς ταυτόχρονα και σχετίζεται με την επεξεργασία πλουσίων σε πληροφορία ερεθισμάτων, με την συντονισμένη λειτουργία ολόκληρου του εγκεφάλου. Υπάρχουν ενδείξεις επίσης, ότι ο ρυθμός αυτός συνδέεται με την ισχυρή μνήμη, την αντίληψη και τον αυτοέλεγχο.⁷
4. *Ρυθμός δ*: Ο ρυθμός δέλτα συσχετίζεται με τον ύπνο στον φυσιολογικό άνθρωπο και είναι επίσης και ο κύριος ρυθμός που εντοπίζεται στα νεογέννητα μέχρι το δεύτερο έτος της ηλικίας τους.
5. *Ρυθμός θ*: Ο ρυθμός αυτός συνδέεται με μηχανισμούς καταστολής, είτε με την είσοδο στη φάση χαλάρωσης. Εμφανίζεται επίσης σε συνδυασμό με τον ρυθμό βήτα σε φάσεις αυξημένης προσοχής.

Στο Σχήμα 1.9 απεικονίζονται χαρακτηριστικές καταγραφές ΗΕΓ για διαφορετικές εγκεφαλικές δραστηριότητες, οι οποίες αντιστοιχούν σε κάποιο από τους βασικούς ρυθμούς[12].

⁷<http://www.omharmonics.com>



Σχήμα 1.9: Χαρακτηριστικές καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος για διαφορετικές εγκεφαλικές δραστηριότητες: ενθουσιασμός (ρυθμός β), ηρεμία (ρυθμός α), νύστα, ύπνος (ρυθμός θ), βαθύς ύπνος (ρυθμός δ)

1.3 Προκλητά Δυναμικά

Εκτός από την μελέτη των βασικών ρυθμών στο σήμα ΗΕΓ, ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει και η μελέτη των εγκεφαλικών διεργασιών οι οποίες προκαλούνται ως απόκριση σε συγκεκριμένα γεγονότα. Οι διαφορές δυναμικού που μετρώνται (συνήθως στην δερματική επιφάνεια του κεφαλιού) οι οποίες προκαλούνται ως προετοιμασία ή ως απόκριση σε συγκεκριμένο γεγονός το οποίο συμβαίνει είτε στον εξωτερικό φυσικό κόσμο, είτε λαμβάνει χώρα ως ψυχοφυσική διαδικασία ονομάζονται *Βιοματικά Δυναμικά* ή *ΒΔ* (*Event Related Potentials-ERP*) [17]. Τα δυναμικά αυτά διακρίνονται σε δύο κατηγορίες. Στα *Προκλητά Δυναμικά* ή *ΠΔ* (*Evoked Potentials-EP*), όταν το ερέθισμα, το γεγονός προέρχεται από τον εξωτερικό κόσμο και σε *Εκπεμπόμενα Δυναμικά* (*Emitted Potentials*) όταν αυτά σχετίζονται με μια ψυχολογική διαδικασία [6].

Εφόσον τα ΠΔ αντικατοπτρίζουν εγκεφαλική δραστηριότητα συσχετιζόμενη με ένα εξωτερικό ερέθισμα, είναι αυτά τα οποία μπορούν να μελετηθούν μέσω προδιαγεγραμμένων πειραματικών διαδικασιών στο εργαστήριο.

1.3.1 Κατηγορίες Προκλητών Δυναμικών

Ανάλογα με το είδος του εξωτερικού ερεθίσματος που τα προκαλεί τα Π.Δ διακρίνονται στις ακόλουθες κατηγορίες [6]:

1. *Οπτικά προκλητά δυναμικά* (*Visual Evoked Potentials-VEP*): Τα δυναμικά αυτά προκαλούνται από οπτικό ερέθισμα, όπως εμφάνιση μιας συγκεκριμένης εικόνας, αλλαγή χρωμάτων, λάμπεις κ.ά.

2. *Ακουστικά προκλητά δυναμικά (Auditory Evoked Potentials-AEP)* Τα δυναμικά αυτά προκαλούνται από ακουστικό ερεθισμό, π.χ. ήχους, λέξεις, τόνους διαφόρων συχνοτήτων και έντασης.
3. *Σωματοαισθητικά προκλητά δυναμικά (Somatosensory Evoked Potentials)*: Τα δυναμικά αυτά προκαλούνται όταν ένα μικρής διάρκειας και έντασης ηλεκτρικό ρεύμα ερεθίσει κάποιο συγκεκριμένο νεύρο.

Τα ΠΔ μπορούν επίσης να κατηγοριοποιηθούν με βάση τον χρόνο εμφάνισης τους μετά το ερέθισμα, ο οποίος ονομάζεται *λανθάνων χρόνος εμφάνισης* τους. Στην περίπτωση των ακουστικών προκλητών δυναμικών υπάρχει η ακόλουθη διάκριση[6]:

1. *Πρώιμα δυναμικά (early, fast)*: Τα δυναμικά αυτά αντιστοιχούν σε χρονικά διαστήματα 2 έως 12ms από την στιγμή που χορηγείται ο εξωτερικός ερεθισμός και χαρακτηρίζονται σε πλάτη της τάξης του 0.1 έως 0.5mV και συχνότητα 100 έως 1000Hz. Τα πρώιμα δυναμικά σχετίζονται με την διαβίβαση των νευρωνικών ώσεων κατά μήκος του ακουστικού ή του οπτικού νεύρου.
2. *Μέσα δυναμικά (middle)*: Τα δυναμικά αυτά σχετίζονται με χρονικά διαστήματα από 12 έως 50ms από την στιγμή που χορηγείται ο εξωτερικός ερεθισμός.
3. *Ύστερα δυναμικά (late)*: Τα δυναμικά αυτά σχετίζονται με χρονικά διαστήματα 50 έως 800ms από την στιγμή που χορηγείται ο εξωτερικός ερεθισμός και χαρακτηρίζονται από πλάτη 1 έως 20mV και συχνότητες 0.1Hz έως 5 Hz. Τα δυναμικά αυτά αντανακλούν την εγκεφαλική δραστηριότητα περιοχών του φλοιού ως αντίδραση της άφιξης της εξωτερικής πληροφορίας.

Μια τελευταία κατηγοριοποίηση των ΠΔ τα διαχωρίζει σε *ενδογενή* και *εξωγενή*. Τα εξωγενή σχετίζονται άμεσα με την φύση του εκλυτικού ερεθίσματος δηλαδή την ένταση, την συχνότητα του και την ακεραιότητα των αισθητικών οδών. Αντίθετα τα ενδογενή ΠΔ εξαρτώνται ουσιαστικά από την ψυχολογική κατάσταση του ατόμου και από τα ψυχολογικά γνωρίσματα του απλού ή σύμπλοκου ερεθίσματος δηλαδή αν το ερέθισμα είναι γνωστό ή άγνωστο, αν προκαλεί δυσφορία ή ευχαρίστηση, αν είναι σημασιολογικά ορθό ή λάθος, ενδιαφέρον ή αδιάφορο κ.τ.λ. Ο λανθάνων χρόνος εμφάνισης των ενδογενών δυναμικών βρίσκεται συνήθως ανάμεσα στα 100 με 500ms.

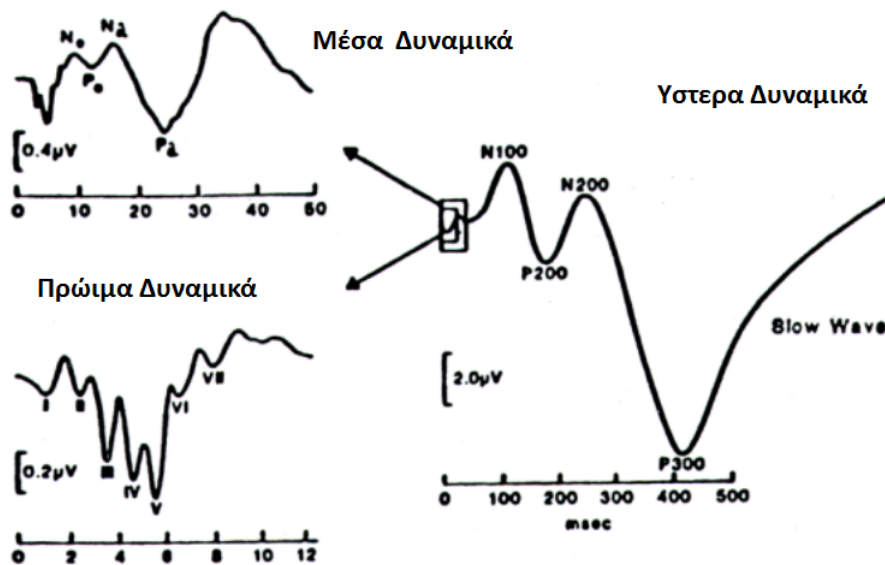
1.3.2 Βασικά συστατικά των βιωματικών δυναμικών και η σημασία τους

Η μελέτη των κυματομορφών ΒΔ διεξάγεται στηριζόμενη κυρίως στα λεγόμενα *συστατικά (components)* του βιωματικού κύματος δυναμικού. Τα συστατικά είναι μερικές κυματομορφές του βασικού σήματος, δηλαδή τμήματά του, τα οποία καθορίζονται βάση κορυφώσεων (αρνητικών ή θετικών) του πλάτους δυναμικού, της χρονικής στιγμής στην οποία κατά προσέγγιση λαμβάνει χώρα η κορύφωση και του χρονικού εύρους το οποίο καταλαμβάνει η μερική κυματομορφή που περιέχει την συγκεκριμένη κορύφωση. Το πλάτος του συστατικού μετρείται με βάση την *ισοηλεκτρική γραμμή* των 0V ή το επίπεδο δυναμικού στην έναρξη της διαδικασίας μέτρησης ή κάποια άλλη προγενέστερη κορύφωση. Οι χρόνοι, αντίστοιχα, εκφράζονται συνήθως με αρχή την χρονική στιγμή που λαμβάνει χώρα το εκλυτικό γεγονός του συνολικού ΒΔ. Επιπρόσθετα, ενδιαφέρον παρουσιάζει το εμβადόν που περιλαμβάνεται από την γραμμή αναφοράς και την μερική κυματομορφή του δυναμικού του συστατικού, ειδικά στην περίπτωση που δεν υπάρχει κάποιο σαφώς διαχωρισμένη κορύφωση, αλλά ένα μάλλον συνεχές "προφίλ" συγκεκριμένης πολικότητας με οριοθετημένα χρονικά όρια.

Στην περίπτωση των ακουστικών προκλητών δυναμικών έχουν χαρακτηριστεί οι μερικές κυματομορφές ως εξής[6]:

1. Για τα πρώιμα δυναμικά, 2-12ms μετά την στιγμή που λαμβάνει χώρα το εκλυτικό ερέθισμα, επτά διαδοχικές κορυφώσεις αριθμούμενες από το I έως το VII.
2. Για του μέσου χρόνου δυναμικά (12-50ms) υπάρχουν συστατικά N_o , P_o , N_a , P_a , N_b . Οι κορυφώσεις N_o , P_o λαμβάνουν χώρα πριν τα 20ms, οι δε N_a , P_a , N_b περίπου στα 20,30 και 40ms αντίστοιχα.
3. Για τα ύστερα δυναμικά (50ms και πέρα) αναφέρονται τα συστατικά N_{100} , P_{200} , N_{200} , P_{300} , N_{400} , όπου N ή P σημαίνει αρνητική ή θετική κορύφωση αντίστοιχα. Ο δείκτης αναφέρεται στον λανθάνοντα χρόνο, κατά προσέγγιση, του μεγίστου, σε ms.

Παραδείγματα συστατικών ακουστικών Β.Δ παρατίθενται στο Σχήμα 1.10.



Σχήμα 1.10: Απεικόνιση των Πρώιμων, Μέσων και Ύστερων Δυναμικών

Τα συστατικά που λαμβάνουν χώρα πριν από τα 100ms, συνήθως ανήκουν στα εξωγενή δυναμικά. Όπως προαναφέρθηκε, σχετίζονται με την ακεραιότητα των αισθητικών οδών και για αυτό έχουν μεγάλο ενδιαφέρον και κλινικές εφαρμογές στην Νευρολογία. Χρησιμοποιούνται στην διάγνωση νευρολογικών νόσων, π.χ. απομυελινικές ασθένειες, εγκεφαλικοί όγκοι κ.ά., ειδικότερα δε, τα ακουστικά Π.Δ σε ασθένειες σχετιζόμενες με τον οπίσθιο κρανιακό βόθρο. Επίσης, τα ακουστικά ΠΔ επιτρέπουν τη μη επεμβατική διάγνωση ελαττωμάτων ακοής σε μη συνεργάσιμα άτομα.

Τα ενδογενή ΠΔ συμπίπτουν με τα πέραν των 70ms μετρούμενα δυναμικά. Αυτά τα δυναμικά έχουν άμεση σχέση με τα διάφορα στάδια νοητικής επεξεργασίας των εξωτερικών συναισθημάτων στο *Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ)*. Μέσω της μελέτης των δυναμικών αυτών, τόσο στο φαινομενολογικό επίπεδο όσο και σε βαθύτερο αιτιακό επίπεδο, κατακτά η ιατρική έρευνα νέες γνώσεις σε σχέση με τις πολύπλοκες και "δυσπρόσιτες" γνωσιακές διαδικασίες του ανθρώπινου εγκεφάλου[6].

Τα ΠΔ, ως μετρήσιμες ποσότητες που εξάγονται κάτω από αυστηρά ελεγχόμενες πειραματικές συνθήκες προσφέρονται ως σημαντικός παράγοντας στην προώθηση της ψυχιατρικής έρευνας και κλινικής εφαρμογής, τόσο στις διαγνωστικές διαδικασίες όσο και στην ψυχοφαρμακολογία. Στη συνέχεια, αναφέρονται τα πιο σημαντικά για την ψυχιατρική έρευνα ενδογενή συστατικά των ΠΔ[6]:

1. N_{100} : Πρόκειται για την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού 70 έως 140ms μετά την παροχή του εκλυτικού ερεθίσματος. Έχει συνδεθεί με την λειτουργία της προσοχής και

της επιλογής πληροφοριών. Οι περισσότερες εργασίες τείνουν στην παραδοχή ότι η κορύφωση N_{100} παράγεται στο ειδικό θαλαμοφλοιικό σύστημα και αντικατοπτρίζει την άμεση εγρήγορση του ειδικού αισθητικού συστήματος λόγω του ερεθίσματος. Επηρεάζεται και από εξωγενείς παράγοντες του ερεθίσματος όπως η ένταση, η διάρκεια και η συχνότητα. Ενδεχομένως, εκφράζει μια πολλαπλότητα συναφών μηχανισμών, αφού στην χρονική περιοχή του φαίνεται να συνυπάρχουν από 3 έως 6 ταυτοχρόνως ενεργά συστατικά.

2. P_{300} : Περιγράφει την θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού από 240 έως 500ms μετά το ερέθισμα. Θεωρείται ότι αποτελείται από δύο υποσυστατικά το P_{300} (P_{3a}), που εκφράζει την εκούσια αντίδραση προσανατολισμού, και το P_{300b} (P_{3b}), το οποίο εμφανίζεται στο χρονικό διάστημα 300 έως 500ms και θεωρείται μέτρο των ελεγχόμενων, σκόπιμων, διαδικασιών επεξεργασίας ερεθισμάτων.

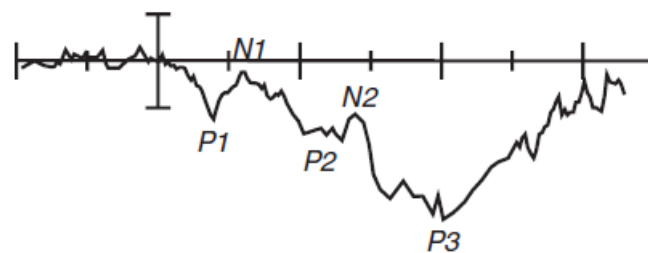
Έχει προταθεί η κατηγοριοποίηση των πολλών μεταβλητών που επηρεάζουν το P_{300} σε τρεις ομάδες παραγόντων Α, Β και Γ έτσι ώστε να ισχύει σε ποιοτικό επίπεδο η σχέση:

$$P_{300} = A \cdot (B + \Gamma) \quad (1.1)$$

όπου Α είναι η ποσότητα της πληροφορίας που περιέχει ο ερεθισμός, Β η υποκειμενική εκτίμηση της πιθανότητας εμφάνισης του συγκεκριμένου ερεθίσματος και Γ το νόημα του ερεθίσματος όσον αφορά την πολυπλοκότητα, την αξία του, και την δυσκολία της αποστολής με την οποία συνδέεται το ερέθισμα αυτό. Είναι επίσης ισχυρή η σύνδεση του συστατικού αυτού με την μνήμη.

3. N_{400} : Πρόκειται για την αρνητική κορύφωση στο διάγραμμα των ΠΔ η οποία λαμβάνει χώρα περίπου στα 400ms μετά το ερέθισμα. Παρουσιάζεται κυρίως στις κεντροβρεγματικές απαγωγές και προκύπτει όταν υπάρχει σημασιολογική απόκλιση μεταξύ των προσλαμβανόμενων ερεθισμάτων. Είναι σημαντικό για την εξέταση μηχανισμών που σχετίζονται με την γλώσσα και το εννοιολογικό της και συντακτικό περιεχόμενο.

Τέλος στην Ψυχιατρική παρουσιάζουν επίσης ενδιαφέρον τα λεγόμενα *Βραδέα Δυναμικά* (*Slow Potentials*) τα οποία ανήκουν και αυτά στα ΠΔ. Έχουν χρονική εξέλιξη της τάξης του δευτερολέπτου. Χαρακτηριστικό είναι το *CNV* (*Contingent Negative Variation*), που είναι ένα αργό αρνητικό κύμα δυναμικού, το οποίο εμφανίζεται εν αναμονή ενός επερχόμενου γεγονότος. Ένα παράδειγμα σήματος ΗΕΓ όπου διάφορα συστατικά είναι ορατά φαίνεται στο Σχήμα 1.11.

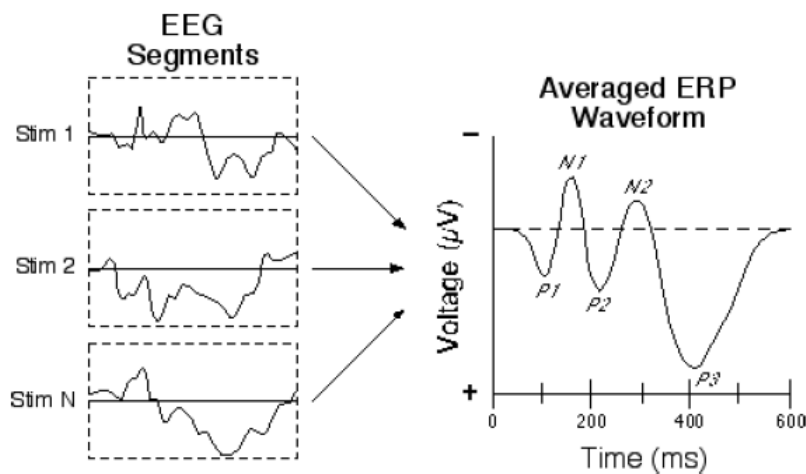


Σχήμα 1.11: Σήμα ΗΕΓ όπου είναι διακριτά βασικά συστατικά του σήματος. Όπου N_1, P_1, P_2, N_2, P_3 είναι αντίστοιχα τα συστατικά $N_{100}, P_{100}, P_{200}, N_{200}, P_{300}$. Σημειώνεται ότι τα θετικά του άξονα των y θεωρούνται προς τα κάτω και οι μονάδες των αξόνων είναι μV για τον y και ms για τον x.

1.3.3 Καταγραφή των προκλητών Δυναμικών

Τα Π.Δ καταγράφονται με την ίδια διάταξη καταγραφής του «απλού» ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Ωστόσο, κατά τη διάρκεια των μετρήσεων τον Π.Δ λειτουργούν, εκτός των εγκεφαλικών περιοχών που δέχονται και επεξεργάζονται το ερέθισμα, και όλες οι υπόλοιπες περιοχές, οι οποίες ελέγχουν τη γενικότερη λειτουργία του οργανισμού. Το επιθυμητό σήμα που αντιπροσωπεύει τα Π.Δ έχει μικρό πλάτος με αποτέλεσμα να καλύπτεται από το σήμα του «απλού» ΗΕΓ που στην συγκεκριμένη περίπτωση συνιστά θόρυβο. Για να ξεπεραστεί το συγκεκριμένο πρόβλημα χρησιμοποιούνται οι ακόλουθες τεχνικές:[18]

1. Η μέτρηση των σημάτων γίνεται σε χώρο κατά το δυνατόν προστατευμένο από εξωτερικά ηλεκτρικά πεδία, τα οποία δημιουργούν κινητήρες, γραμμές μεταφοράς ηλεκτρικής ενέργειας κ.α. Ιδανικά, οι μετρήσεις γίνονται σε κλωβό Faraday δηλαδή σε ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο δωμάτιο.
2. Επανάληψη της πειραματικής διαδικασίας και εξαγωγή του μέσου όρου για την ανάδειξη του επιθυμητού σήματος Π.Δ. Σχήμα 1.12 Η μέθοδος αυτή, ωστόσο, παρουσιάζει περιορισμούς. Ο αριθμός των επαναλήψεων N της πειραματικής διαδικασίας πρέπει να είναι συγκεκριμένος ($20 < N < 50$) για λόγους κόπωσης, προσαρμογής και εξοικείωσης του εξεταζόμενου. Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δίνεται όταν ο χρόνος μεταξύ των πειραμάτων είναι μικρός και ο θόρυβος από πείραμα σε πείραμα εμφανίζει υψηλή συσχέτιση. Σε αυτή την περίπτωση, λόγω της υψηλής συσχέτισης του θορύβου μεταξύ πειραμάτων, η διαδικασία εξαγωγής του μέσου όρου ενισχύει τον θόρυβο. Για την αποφυγή αυτού του φαινομένου χρησιμοποιείται απεριοδικός χρονισμός των αλληπάληλων πειραμάτων.



Σχήμα 1.12: Η εξαγωγή του μέσου όρου των καταγραφών προκλητών δυναμικών. Η τελική καμπύλη δεξιά προκύπτει ως μέσος όρος N καταγραφών⁹

⁹<http://erplab.uwaterloo.ca>

Κεφάλαιο 2

Ψυχοφυσική

Στο παρόν κεφάλαιο ορίζεται ο κλάδος της επιστήμης που χαρακτηρίζεται ως *ψυχοφυσική*. Κλάδος της ψυχοφυσικής είναι η *ψυχοακουστική*, στοιχεία της οποίας μελετώνται στη διπλωματική εργασία. Στην συνέχεια του κεφαλαίου, περιγράφονται οι βασικοί διαφορετικοί πειραματικοί τρόποι μέσω των οποίων μπορούν να μετρηθούν διάφορες ψυχοφυσικές παράμετροι.

2.1 Ορισμός της ψυχοακουστικής ως κλάδου της ψυχοφυσικής

Ως *ψυχοφυσική* (*psychophysics*) ορίζεται ο κλάδος της επιστήμης που ασχολείται με το πώς αντιλαμβάνεται ο ανθρώπινος οργανισμός το φυσικό ερέθισμα (*physical stimuli*) που καταφθάνει στα αισθητήρια όργανα του[20]. Ο κλάδος της ψυχοφυσικής που ασχολείται με την αντίληψη του ήχου ονομάζεται *ψυχοακουστική* (*psychoacoustics*). Προκειμένου να γίνουν ξεκάθαρες οι προαναφερθείσες έννοιες είναι αναγκαία η διάκριση μεταξύ του φυσικού ερεθίσματος (π.χ. ο ήχος που παρουσιάζεται στο αυτί του εξεταζόμενου) και της ψυχολογικής απόκρισής του σε αυτό (π.χ. αντίστοιχα, αυτό που ακούει ο εξεταζόμενος). Για παράδειγμα, ως φυσικά ερεθίσματα ορίζονται η ένταση (*intensity*) και το βάθος(*pitch*) του ήχου, τα οποία αντίστοιχα γίνονται αντιληπτά ως ηχηρότητα (*loudness*) και συχνότητα (*frequency*) του ήχου.

Αν είχε βρεθεί μία ένα-προς-ένα αντιστοίχιση μεταξύ των φυσικών παραμέτρων του ήχου και του πώς αυτοί γίνονται αντιληπτοί από τον άνθρωπο, τότε η αντίδραση σε κάθε ήχο θα μπορούσε να ποσοτικοποιηθεί με τις βασικές αρχές του ήχου. Αυτό, ωστόσο, αυτόματα θα σήμαινε ότι όλοι οι φυσικοί ήχοι θα ήταν δυνατόν να γίνουν αντιληπτοί από κάθε άτομο και ότι κάθε μικρή αλλαγή στην ένταση του ήχου θα οδηγούσε σε διαφορετική του αντίληψη. Αυτό δεν είναι όμως η πραγματικότητα με αποτέλεσμα να υπάρχει άμεση ανάγκη για μελέτη του τρόπου με τον οποίο αντιλαμβάνεται κανείς τον ήχο αλλά και των μηχανισμών του συστήματος ακοής και του εγκεφάλου με βάση τους οποίους πραγματοποιείται η αντίληψη αυτή.

2.2 Ορισμός του υποκειμενικού και αντικειμενικού κατωφλίου

Ο όρος "υποσυνείδητος" μπορεί να προσδιοριστεί αφού πρώτα οριστεί η έννοια "κατώφλι συνειδητοποίησης", δηλαδή ένα κατώτατο όριο που διαχωρίζει το συνειδητό από το ασυνείδητο. Τα

ερεθίσματα που παρουσιάζονται στους ανθρώπους και είναι κάτω από τα όρια του συνειδητού κατωφλίου μπορούν να επηρεάσουν τη σκέψη, τη συμπεριφορά ακόμα και τις αποφάσεις των ανθρώπων. Η αντίληψη αυτή δεν είναι νέα καθώς στην βιβλιογραφία[21] αναφέρεται ότι ο άνθρωπος μπορεί να αντιλαμβάνεται μικρές διαφορές στην πίεση στο δέρμα, χωρίς συνειδητή γνώση της διαφορετικής αίσθησης. Εντούτοις, το 1957, ο Vicary, ήταν ο πρώτος που ανέφερε την επίδραση των υποσυνείδητων μηνυμάτων στη συμπεριφορά των ανθρώπων, ο σχεδιασμός όμως της μελέτης αυτής αργότερα αμφισβητήθηκε έντονα[22]. Μελέτες έχουν διεξαχθεί τις τελευταίες δεκαετίες (πχ στον τομέα της κοινωνικής μελέτης) για την απόδειξη ότι η διέγερση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την επιρροή της αντίληψης του ανθρώπου, των κινήτρων, ακόμη και της συμπεριφοράς.[23] [24]

Προκειμένου να μελετηθεί η επίδραση ενός "υποσυνείδητου" ερεθίσματος στους εξεταζόμενους, ορίζονται από τους πειραματικούς ψυχολόγους το *υποκειμενικό* και *αντικειμενικό κατώφλι*, τα οποία καθορίζουν τη συνειδητή αντίληψη του ερεθίσματος. Η διάκριση στα κατώφλια είναι η ακόλουθη[25]:

- *Υποκειμενικό Κατώφλι*: καθορίζεται με όρους της αποτυχίας του εξεταζόμενου να αναφέρει συνειδητή αντίληψη της διέγερσης. Το υποκειμενικό κατώφλι δηλαδή είναι το όριο στο οποίο ο εξεταζόμενος υποστηρίζει ότι ακριβώς ή με κάποια πιθανότητα αρχίζει να αντιλαμβάνεται το ερέθισμα.
- *Αντικειμενικό Κατώφλι*: καθορίζεται με όρους της ανικανότητας του εξεταζόμενου να διακρίνει, ακόμη και κάνοντας εικασίες, την παρουσία της διέγερσης.

Είναι προφανές, ότι η μέτρηση της αντικειμενικής συνειδητοποίησης προσφέρει ένα χαμηλότερο κατώτερο όριο για τη συνειδητοποίηση από τη μέτρηση της υποκειμενικής συνειδητοποίησης. Κατά συνέπεια, εάν μπορεί να αποδειχτεί ότι το ερέθισμα παρουσιάζεται πάνω από το αντικειμενικό κατώφλι του εξεταζόμενου και ταυτόχρονα κάτω από το υποκειμενικό κατώφλι του, και επίσης εάν μπορεί να αποδειχτεί η ύπαρξη κάποιας επίδρασης στη συμπεριφορά του εξεταζόμενου, σύμφωνα με την εμφάνιση της διέγερσης που όμως δεν εμφανίζεται ελλείψει της, τότε υπάρχει ένδειξη υποσυνείδητης αντίληψης και επιρροής[26].

2.3 Μέθοδοι προσδιορισμού των ψυχοφυσικών παραμέτρων

Ο καθορισμός της σχέσης μεταξύ του φυσικού ερεθίσματος και της αντίληψης του εξεταζόμενου αποτελεί πρωταρχικό στόχο. Οι μεθοδολογίες που χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό αυτό παρουσιάζουν στον εξεταζόμενο μία σειρά από καλώς ορισμένα ερεθίσματα, γνωστά στον εξεταστή ως προς την ένταση, το βάθος ή τη διάρκεια. Ο εξεταζόμενος καλείται να απαντήσει σε σαφές ερώτημα σχετικό με το φυσικό ερέθισμα, καθορίζοντας σταδιακά το αντικειμενικό κατώφλι συνειδητοποίησης. Εναλλακτικά, με την παρουσίαση δύο ήχων, ορίζεται η *ελάχιστη αντιληπτή διαφορά* (*Just Noticeable Difference-JND*) η οποία αντιστοιχεί στη μικρότερη διαφορά που εντοπίζεται μεταξύ του ήχου αναφοράς (*reference tone*) και του ήχου δοκιμής (*test tone*). Ο ήχος δοκιμής μεταβάλλεται ως προς τον ήχο αναφοράς σε ένταση, βάθος ή διάρκεια. Με τον τρόπο αυτό, καθορίζεται το *κατώφλι διαφοράς* (*Difference Limen-DL*). Στο σημείο αυτό σημειώνεται ότι η *αισθητήρια ικανότητα* ή *ευαισθησία* (αυτό που ο εξεταζόμενος πραγματικά ακούει), η οποία κυρίως αποτελεί το αντικείμενο ενδιαφέροντος, και η *προδιάθεση στην απάντηση* (ο τρόπος που ο εξεταζόμενος απαντά), η οποία αντικατοπτρίζει την προδιάθεση/τάση (*bias*) και τα κριτήρια που επηρεάζουν την απάντησή του εξεταζόμενου συνιστούν δύο διαφορετικά στοιχεία. Συνεπώς, η επιλογή των μεθοδολογιών και τεχνικών καθορισμού του κατωφλίου πραγματοποιείται με γνώμονα την ελαχιστοποίηση της *προδιάθεσης στην απάντηση* (*response bias*).

Υπάρχουν τρεις βασικές διαφορετικές μέθοδοι για την μέτρηση των ψυχοφυσικών παραμέτρων. Αυτές είναι[20]:

- η μέθοδος των ορίων (method of limits)
- η μέθοδος της προσαρμογής (method of adjustment)
- η μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων (method of constant stimuli)

Μετά την περιγραφή των παραπάνω, ακολουθεί συνοπτική περιγραφή των μεθόδων *αναγκαστικής επιλογής* και των *προσαρμοσίμων τεχνικών*. Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιείται η μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων. Σκοπός της μεθόδου αυτής είναι προσδιορισμός της *ψυχοφυσικής συνάρτησης* (*psychometric function*) η οποία απεικονίζει την πιθανότητα (ποσοστό) της αντίδρασης σε διαφορετικά επίπεδα ερεθίσματος.

2.3.1 Μέθοδος των ορίων (method of limits)

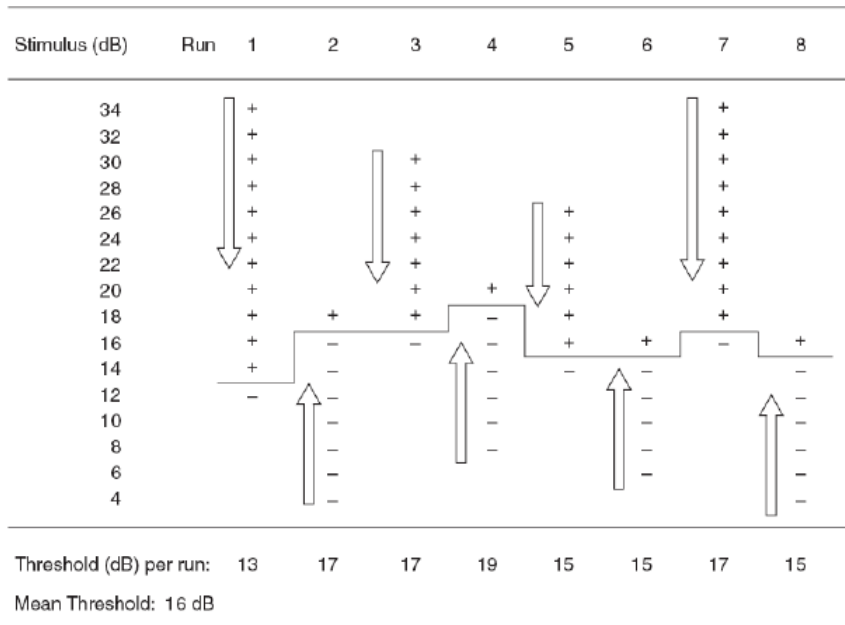
Κατά τη μέθοδο των ορίων, το ερέθισμα ελέγχεται απόλυτα από τον εξεταστή και ο εξεταζόμενος απαντά σε μία απλή ερώτηση ύστερα από κάθε επανάληψη (*trial*). Κατά την αύξουσα μέθοδο των ορίων, μια ιδιότητα του ερεθίσματος ξεκινά από ένα επίπεδο τόσο χαμηλό που το ερέθισμα δεν μπορεί να εντοπιστεί, στη συνέχεια αυτό το επίπεδο σταδιακά αυξάνεται έως ότου ο εξεταζόμενος να το εντοπίζει. Κατά την φθίνουσα μέθοδο των ορίων, η διαδικασία αντιστρέφεται. Σε κάθε περίπτωση, το κατώφλι θεωρείται ότι εντοπίζεται στο επίπεδο όπου το ερέθισμα μόλις γίνεται αντιληπτό[27]. Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων, οι αύξουσες και φθίνουσες εφαρμογές της μεθόδου χρησιμοποιούνται εναλλακτικά και υπολογίζεται ο μέσος όρος των κατωφλίων. Ένα πιθανό μειονέκτημα της μεθόδου είναι ότι ο εξεταζόμενος μπορεί να συνηθίσει να αναφέρει ότι αντιλαμβάνεται το ερέθισμα και ίσως συνεχίζει να αποκρίνεται με τον ίδιο τρόπο ακόμη και μετά το κατώφλι (*σφάλμα εξοικείωσης-habituation*). Αντιστρόφως, ο εξεταζόμενος μπορεί επίσης να αδημονεί ότι το ερέθισμα πρόκειται να γίνει αντιληπτό ή μη και ίσως να κάνει πρόωρη κρίση (*σφάλμα πρόβλεψης-expectation*). Αυτά τα σφάλματα μπορούν να ελαχιστοποιηθούν χρησιμοποιώντας ίσο αριθμό αυξουσών και φθινουσών επαναλήψεων για κάθε καθορισμό του κατωφλίου. Αυτές οι επαναλήψεις, μπορεί να παρουσιάζονται εναλλακτικά ή τυχαία. Ένας δεύτερος τρόπος για την ελαχιστοποίηση αυτών των σφαλμάτων είναι η διαφοροποίηση των επιπέδων έναρξης κάθε επανάληψης. Μία χαρακτηριστική εφαρμογή της μεθόδου στην οποία εφαρμόζονται και οι δύο τακτικές, απεικονίζεται στο Σχήμα 2.1. Το σύμβολο (-) αντιπροσωπεύει αρνητική απάντηση του εξεταζόμενου και το σύμβολο (+) θετική απάντησή του στην ερώτηση: "μπορείτε να ακούσετε τον ήχο;".

2.3.2 Μέθοδος της προσαρμογής (method of adjustment)

Η μέθοδος της προσαρμογής διαφέρει από τη μέθοδο των ορίων ως προς δύο μέρη. Καταρχάς, ο εξεταζόμενος ελέγχει το επίπεδο του μεταβλητού ερεθίσματος ξεκινώντας με μία τιμή που είναι σαφώς μεγαλύτερη ή μικρότερη από μια τιμή αναφοράς και το μεταβάλλει έως ότου να μείνει ικανοποιημένος από την ισότητα των δύο. Επιπλέον, το επίπεδο του ερεθίσματος διαφοροποιείται με συνεχή τρόπο και όχι σε διακριτά βήματα. Η διαφορά μεταξύ του μεταβλητού ερεθίσματος και του ερεθίσματος αναφοράς καταγράφεται κατόπιν κάθε προσαρμογής και το σφάλμα αποθηκεύεται για αρκετές επαναλήψεις. Στο τέλος, ο μέσος όρος υπολογίζεται παρέχοντας το μέσο σφάλμα, το οποίο μπορεί να θεωρηθεί το μέτρο της ευαισθησίας.

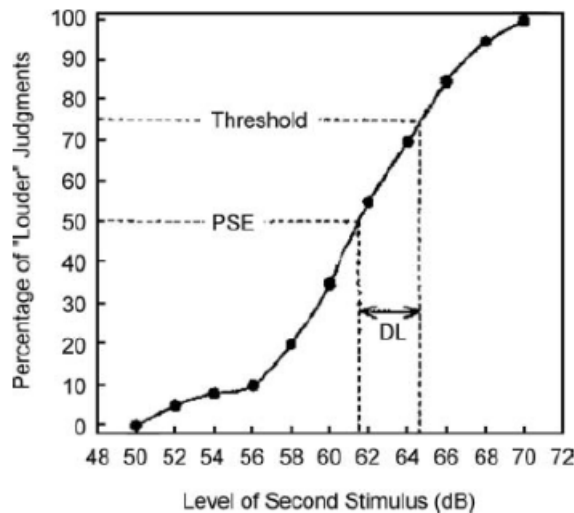
2.3.3 Μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων (method of constant stimuli)

Κατά τη μέθοδο των σταθερών ερεθισμάτων τα επίπεδα μιας ιδιότητας του ερεθίσματος δε σχετίζονται από την προηγούμενη και επόμενη επανάληψη, αλλά παρουσιάζονται στον εξεταζόμενο με



Σχήμα 2.1: Παράδειγμα εφαρμογής της μεθόδου των ορίων σε υποθετικό πείραμα καθορισμού κατωφλίου[20].

τυχαίο τρόπο[27]. Χρησιμοποιείται ένα εύρος τιμών των επιπέδων το οποίο περικλείει το κατώφλι και έχει επιλεγεί με βάση προηγούμενη εμπειρία ή πιλοτική μελέτη. Συνεπώς, ο εξεταζόμενος δεν είναι ικανός να προβλέψει το επίπεδο του ερεθίσματος της επόμενης επανάληψης, με αποτέλεσμα να μειώνονται τα σφάλματα της εξοικείωσης και της πρόβλεψης. Σε ένα πείραμα *διαφορικής ευαισθησίας* (*differential sensitivity*), ο εξεταζόμενος καλείται να συγκρίνει τις ιδιότητες δύο ερεθισμάτων και να αποταθεί για την ισότητα ή τη διαφορά τους. Η μέθοδος επιτρέπει την πλήρη δειγματοληψία της ψυχοφυσικής συνάρτησης. Η ψυχοφυσική συνάρτηση απεικονίζει τη πιθανότητα (% ποσοστό) των απαντήσεων για διαφορετικά επίπεδα ερεθίσματος. Πιο συγκεκριμένα ο εθελοντής ακούει δυο παλμούς και καλείται να απαντήσει στην ερώτηση: "Ήταν ο δεύτερος παλμός μεγαλύτερης διάρκειας" με ένα ναι ή όχι δεδομένου ότι ο πρώτος παλμός είναι σταθερής διάρκειας. Στο Σχήμα 2.2 απεικονίζεται η ψυχοφυσική συνάρτηση για ένα πείραμα διαφορικής ευαισθησίας ως προς την ένταση του ερεθίσματος. Ο ήχος δοκιμής μεταβάλλεται ως προς την αναφορά σε ένα εύρος τιμών που κυμαίνεται από 50 dB σε 70 dB, με βήμα 2 dB. Το 50% σημείο ονομάζεται *σημείο υποκειμενικής ισότητας* (*Point of Subjective Equality-PSE*) και είναι αυτό στο οποίο οι δύο ήχοι γίνονται αντιληπτοί ως ίσοι, ως προς την ένταση. Σε αυτού του τύπου πειράματα, το 75% σημείο γενικά ορίζεται ως το κατώφλι για 'μεγαλύτερης έντασης' κρίσεις ('υψηλότερο' κατώφλι). Το κατώφλι διαφοράς υπολογίζεται ως η διαφορά στις τιμές του ερεθίσματος μεταξύ του PSE και του 'υψηλότερου' κατωφλίου (για το παράδειγμα του Σχήματος 2.2: $DL = (64.8 - 61.5) \text{ dB} = 3.3 \text{ dB}$). Η ελάχιστη αντιληπτή διαφορά (*just noticeable difference*) ή JND προκύπτει ως διαφορά μεταξύ του μήκους του παλμού που αντιστοιχεί στο κατώφλι και του μήκους που αντιστοιχεί στο PSE. Ο προσδιορισμός της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς είναι μια παράμετρος ιδιαίτερης σημασίας δεδομένου ότι προσφέρει μια εικόνα της ευαισθησίας του εθελοντή. Η ευαισθησία αυτή δεν σχετίζεται με την φυσική ευαισθησία του συστήματος ακοής του ανθρώπινου οργανισμού αλλά όπως προαναφέρθηκε έχει να κάνει με την ψυχοακουστική του αντίληψη.



Σχήμα 2.2: Ψυχοφυσική συνάρτηση για πείραμα διαφορικής ευαισθησίας ως προς την ένταση του ήχου, στην οποία απεικονίζεται το σημείο υποκειμενικής ισότητας(PSE), το "υψηλότερο" κατώφλι και το κατώφλι διαφοράς(DL).Το εύρος τιμών του ήχου δοκιμής κυμαίνεται από 50 έως 70 dB[20].

Χρησιμοποιώντας επαναλήψεις ελέγχου ("catch" trial) κατά τις οποίες ο ήχος δοκιμής δε διαφέρει από τον ήχο αναφοράς, μειώνεται σημαντικά η προδιάθεση στην απάντηση, παρέχοντας εκτίμηση της εικασίας και διορθώνοντας παράλληλα την απόδοση του εξεταζόμενου κατά τις πραγματικές επαναλήψεις. Ο αποδοτικός διαχωρισμός της ευαισθησίας από την προδιάθεση στην απάντηση πραγματοποιείται με βάση τη θεωρία ανίχνευσης σήματος (*Signal Detection Theory*), η οποία παρουσιάζεται στη συνέχεια του κεφαλαίου. Σε σχέση με τη μέθοδο των ορίων και τη μέθοδο της προσαρμογής, η μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων έχει το πλεονέκτημα μεγαλύτερης ακρίβειας μέτρησης[20] και της άμεσης εκτίμησης της εικασίας στην απάντηση του εξεταζόμενου. Εντούτοις, το κύριο μειονέκτημα είναι ο μεγάλος αριθμός επαναλήψεων που απαιτείται[12], κουράζοντας τον εξεταζόμενο και μειώνοντας το κίνητρό του να ανταποκριθεί στην πειραματική διαδικασία. Στο πλαίσιο της διπλωματικής αυτής εργασίας, χρησιμοποιείται η μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων με εφαρμογή σε πείραμα διαφορικής ευαισθησίας, ως προς τη διάρκεια των υπό σύγκριση παλμών.

2.3.4 Περιγραφή και προσδιορισμός της Ελάχιστης Αντιληπτής Διαφοράς

Μετά την χάραξη της ψυχοφυσικής συνάρτησης πραγματοποιείται εντοπισμός συγκεκριμένων σημείων ενδιαφέροντος. Αρχικά, το πρώτο σημείο που εντοπίζεται είναι αυτό που αντιστοιχεί στο 50%. Επειδή στο συγκεκριμένο σημείο το 50% των απαντήσεων ήταν θετικές και το 50% των απαντήσεων ήταν αρνητικές θεωρείται ότι το μήκος αυτό του παλμού είναι το μήκος όπου οι δύο παλμοί ακούγονται από τον εθελοντή σαν να είναι ίσοι σε διάρκεια. Για το λόγο αυτό το σημείο αυτό ονομάζεται *σημείο υποκειμενικής ισότητας (point of subjective equality)* ή *PSE*[20]. Αντίστοιχα, το σημείο 75% θεωρείται ότι είναι το κατώφλι (*threshold*) πάνω από το οποίο ο δεύτερος παλμός ακούγεται μεγαλύτερος σε διάρκεια.

Η *ελάχιστη αντιληπτή διαφορά(just noticeable difference, JND)* ή *κατώφλι διαφοράς(difference lumen, DL)* προκύπτει με δύο διαφορετικές τεχνικές:

1. *Τεχνική Α:* Ως διαφορά μεταξύ του μήκους του παλμού που αντιστοιχεί στο κατώφλι και του μήκους που αντιστοιχεί στο PSE[20].Για παράδειγμα στην περίπτωση του subject 7 τα

αποτελέσματα των απαντήσεων του φαίνονται στον Πίνακα 2.1. Στον πίνακα αυτό ο αριθ-

Πίνακας 2.1: Αποτελέσματα απαντήσεων του subject 7.

Επανάληψη	620	600	580	560	540	520	500	480	460	440	420
1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0
2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0
3	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1
4	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
5	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
6	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0
7	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
8	1	1	1	1	1	1	0	1	1	0	0
9	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0
10	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0

μός 1 σημαίνει θετική απάντηση και 0 σημαίνει αρνητική απάντηση. Από την μελέτη της ψυχοφυσικής συνάρτησης όπως παρουσιάστηκε στο Σχήμα ??, υπολογίζεται ότι:

$$L_{PSE} \simeq 472ms \quad (2.1)$$

και

$$L_{75\%} \simeq 485ms \quad (2.2)$$

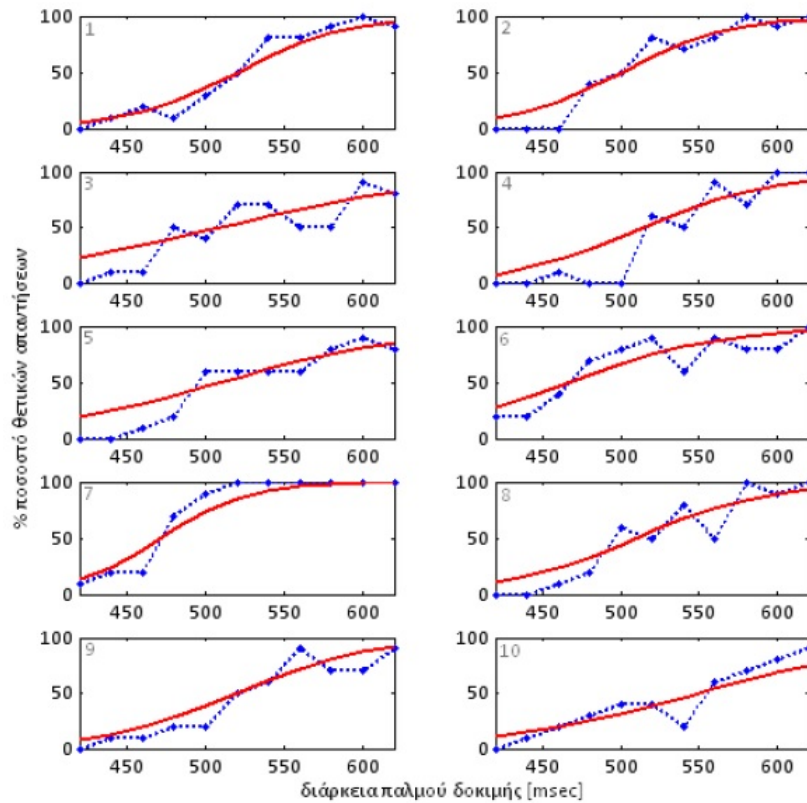
άρα

$$DL = 485 - 472 \simeq 13ms \quad (2.3)$$

2. *Τεχνική B*: Η τεχνική αυτή έχει εφαρμοστεί στην βιβλιογραφία και είναι πανομοιότυπη για όλες τις μεθόδους[12]. Περιλαμβάνει, μια λογιστική ψυχοφυσική συνάρτηση

$$\Psi(x) = \frac{1}{1 + \exp(-(x - \alpha)/\beta)} \quad (2.4)$$

η οποία χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της εκτίμησης μέγιστης πιθανοφάνειας των DL και PSE, όπου η μεταβλητή x υποδεικνύει την διάρκεια του παλμού δοκιμής. Το PSE ισούται με α και το DL ισούται σε κάθε περίπτωση με $\beta \cdot \log(\frac{0.75}{0.25})$. Για την αποτίμηση των απαντήσεων των 10 εθελοντών, οι εκτιμήσεις των DL που αντιστοιχούν στον καθένα ελέγχονται με την σχεδίαση στο ίδιο διάγραμμα των δεδομένων της αντίστοιχης ψυχοφυσικής συνάρτησης, ώστε να ελεγχθεί αν η προσαρμογή είναι επιτρεπτή. Το Σχήμα 2.3 φαίνονται οι ψυχομετρικές συναρτήσεις για τους 10 εθελοντές του πειράματος και η κατάλληλη προσαρμογή τους σε λογιστικές ψυχοφυσικές συναρτήσεις.



Σχήμα 2.3: Χάραξη των ψυχομετρικών συναρτήσεων των 10 εθελοντών και η κατάλληλη προσαρμογή τους σε ψυχοφυσικές συναρτήσεις[12].

Με την χρήση των παραπάνω δύο τεχνικών προκύπτει ο Πίνακας 2.2, ο οποίος παρουσιάζει τα αποτελέσματα της εκτίμησης της DL για κάθε έναν από τους 10 εθελοντές.

Πίνακας 2.2: Τιμές και διακύμανση της ελαχιστης αντιληπτης διαφοράς για τις δυο τεχνικές εκτίμησης A και B.

Εθελοντής	Εκτίμηση DL_A [msec]	Εκτίμηση DL_B [msec]
1	16.7	16.7
2	16.7	16.7
3	112.5	35
4	35.8	20
5	80	30
6	23.3	23.3
7	13	13
8	41.7	20
9	30	20
10	35	30
Μέση τιμή του DL[msec]	40.47	22.47
Τυπική απόκλιση του DL[msec]	31.79	7.04

2.3.5 Μέθοδοι αναγκαστικής επιλογής

Σε αντίθεση με τις περισσότερες μεθόδους οι οποίες βασίζονται στη ΝΑΙ/ΟΧΙ προσέγγιση, οι μέθοδοι αναγκαστικής επιλογής (*forced choice methods*) παρουσιάζουν στον εξεταζόμενο δύο ή περισσότερες εναλλακτικές από τις οποίες καλείται να επιλέξει. Ανάλογα με τον αριθμό N των εναλλακτικών που δίνονται στον εξεταζόμενο, οι μέθοδοι ονομάζονται *N-interval forced choice methods* (*N-IFC*) ή *N-alternative forced choice methods* (*N-AFC*).

2.3.6 Προσαρμόσιμες τεχνικές

Σύμφωνα με τις προσαρμόσιμες τεχνικές (*adaptive procedures*), το επίπεδο στο οποίο το ερέθισμα παρουσιάζεται στον εξεταζόμενο σε δεδομένη επανάληψη, εξαρτάται από την απάντησή του στην προηγούμενη επανάληψη [20]. Η προσέγγιση των προσαρμόσιμων τεχνικών μεγιστοποιεί την απόδοση της μεθόδου, διότι οι περισσότερες επαναλήψεις βρίσκονται κοντά στο κατώφλι. Επίσης, δεν απαιτείται πληροφορία σχετική με τη θέση του κατωφλίου, δεδομένου ότι οι προσαρμόσιμες τεχνικές το προσεγγίζουν, ανεξάρτητα από το σημείο έναρξης και περιλαμβάνουν μεταβλητά βήματα που είναι συχνά αρχικά μεγάλα και στη συνέχεια μειώνονται ώστε να προσεγγίσουν το κατώφλι. Με αυτό τον τρόπο, μεγιστοποιούνται απόδοση και ακρίβεια.

2.4 Θεωρία Ανίχνευσης Σήματος

Η θεωρία ανίχνευσης σήματος (*Signal Detection Theory*) [20], παρέχει τη βέλτιστη προσέγγιση για το διαχωρισμό των επιπτώσεων της ευαισθησίας από εκείνων της προδιάθεσης στην απάντηση. Σε ένα υποθετικό πειραματικό σενάριο, ζητείται από τον εξεταζόμενο να απαντήσει "ναι" όταν ακούει έναν ήχο και "όχι" όταν ο ήχος δεν ακούγεται. Χρησιμοποιείται μεγάλος αριθμός επαναλήψεων για κάθε επίπεδο έντασης του ήχου καθώς και επαναλήψεις ελέγχου (*"catch" trials*) κατά τις οποίες ο ήχος στην πραγματικότητα δεν παρουσιάζεται. Συνεπώς, υπάρχουν τέσσερις διαφορετικές εναλλακτικές για κάθε επανάληψη. Δύο από τις ακόλουθες είναι ορθές:

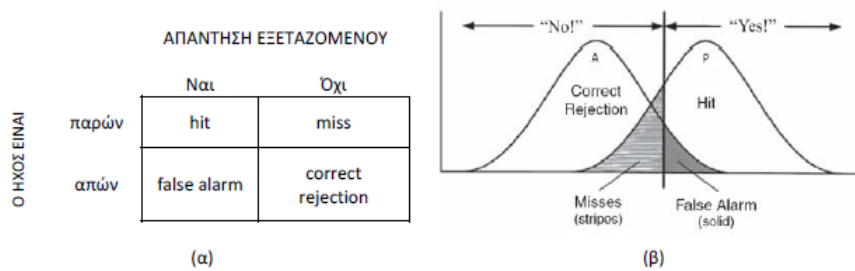
- Μία "επιτυχία" (*hit*) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι παρών (present: P) και ο εξεταζόμενος απαντά "ναι".
- Μία "ορθή απόρριψη" (*correct rejection*) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι απών (absent: A) και ο εξεταζόμενος απαντά "όχι". Οι επόμενες δύο εναλλακτικές είναι λανθασμένες.
- Μία "αποτυχία" (*miss*) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι παρών αλλά ο εξεταζόμενος απαντά "όχι".
- Μία "λανθασμένη επιβεβαίωση" (*false alarm*) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι απών αλλά ο εξεταζόμενος απαντά "ναι".

Σχηματικά, οι εναλλακτικές που προκύπτουν από την πειραματική διαδικασία απεικονίζονται στο Σχήμα 2.4(α). Το Σχήμα 2.4(β) απεικονίζονται οι κατανομές A (*Absent*) και P (*Present*) οι οποίες αντιπροσωπεύουν τις συναρτήσεις πιθανότητας του *απόντα ήχου* (A) και του *παρόντα ήχου* (P). Ο διαχωρισμός των δύο κατανομών αποτελεί μέτρο της ευαισθησίας, καθώς εξαρτάται μόνο από την ενέργεια των σημάτων και την ευαισθησία του ακουστικού συστήματος. Ο διαχωρισμός μετράται με το δείκτη d' , ο οποίος ισούται με τη διαφορά μεταξύ των μέσων ($\bar{x}$) των A και P κατανομών διαιρώντας με την τυπική απόκλιση (σ):

$$d' = \frac{\bar{x}_p - \bar{x}_a}{\sigma} \quad (2.5)$$

Το κριτήριο με το οποίο ο εξεταζόμενος απαντά στα ερωτήματα αντιπροσωπεύεται από την κάθετη γραμμή που διαπερνά και τις δύο κατανομές (Σχήμα 2.4(β)). Στη δεξιά πλευρά της κάθετης γραμμής,

ο εξεταζόμενος απαντά "ναι" και αριστερά της κάθετης γραμμής απαντά "όχι". Η επιτυχία, η ορθή απόρριψη, η αποτυχία και η λανθασμένη επιβεβαίωση ορίζονται σύμφωνα με το Σχήμα 2.4(β).



Σχήμα 2.4: (α) Πίνακας ερεθίσματος-απάντησης ο οποίος απεικονίζει τις τέσσερις πιθανές εναλλακτικές για κάθε επανάληψη. Οι ορθές απαντήσεις μπορεί να είναι hits ή correct rejections, ενώ οι λανθασμένες μπορεί να είναι misses ή false alarms. (β) Οι τέσσερις εναλλακτικές της απάντησης όπως καθορίζονται από το κριτήριο που αντιστοιχεί στην κάθετη γραμμή[20].

Κεφάλαιο 3

Πειραματική μελέτη

Στο παρόν κεφάλαιο, παρουσιάζεται η πειραματική μελέτη των εθελοντών για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς σε περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα. Περιγράφεται το ολοκληρωμένο σύστημα παραγωγής περι-ουδωτικών ακουστικών ερεθισμάτων, καθώς και καταγραφής και ενίσχυσης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

Η πειραματική διαδικασία που πραγματοποιείται για τους σκοπούς της παρούσας διπλωματικής εργασίας έχει σκοπό την συσχέτιση των αποτελεσμάτων της επεξεργασίας σημάτων ΗΕΓ με αντίστοιχα αποτελέσματα που προκύπτουν από την ψυχοφυσική ανάλυση των απαντήσεων του εθελοντή σε κάποια συγκεκριμένη ερώτηση που αφορά χαρακτηριστικά του ήχου που ακούει. Για τον σκοπό αυτό, το πείραμα αποτελείται από δύο διακριτά μέρη. Το πρώτο μέρος σχετίζεται με την λήψη του σήματος ΗΕΓ, η οποία περιλαμβάνει τόσο την καταγραφή του βασικού σήματος ΗΕΓ όσο και την καταγραφή προκλητών δυναμικών που εμφανίζονται ως αντίδραση του εγκεφάλου στο ηχητικό ερέθισμα. Το δεύτερο μέρος σχετίζεται με την καταγραφή των απαντήσεων εθελοντή στην υποβαλλόμενη ερώτηση με σκοπό την μέτρηση διάφορων ψυχομετρικών παραμέτρων.

3.1 Πειραματικός εξοπλισμός

Το σύστημα ενίσχυσης και καταγραφής του σήματος ΗΕΓ βρίσκεται εγκατεστημένο στο εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας του Ερευνητικού Πανεπιστημιακού Ινστιτούτου Ψυχικής Υγιεινής (ΕΠΨΥ). Ο εξεταζόμενος κάθεται αναπαυτικά σε έναν ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο χώρο (Κλωβός Faraday). Η πλήρης περιγραφή του ολοκληρωμένου συστήματος για την καταγραφή των σημάτων ΗΕΓ και την παραγωγή της ακουστικής παλμοσειράς φαίνεται με λεπτομέρεια στο Σχήμα 3.1[12]. Για την παρούσα πειραματική διαδικασία, η κεραία *SPA/2000/80/8/0/V* δεν ακτινοβολεί.

Πριν την έναρξη της πειραματικής συνεδρίας εφαρμόζεται στον εξεταζόμενο ή κάσκα ΗΕΓ της εταιρίας *Electro-cap*. Η προενίσχυση του σήματος πραγματοποιείται από προενισχυτή 32 καναλιών της εταιρίας *Braintronics* και συγκεκριμένα το μοντέλο *ISO-1032CE*, ο οποίος τοποθετείται στο εσωτερικό του κλωβού Faraday, ώστε να παρέχει την πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης, στα σήματα που προκύπτουν από τα ηλεκτρόδια πριν αυτά οδηγηθούν εκτός του κλωβού. Εξωτερικά της αίθουσας εξέτασης, τοποθετείται ο ενισχυτής 32 καναλιών του σήματος *DIFF/ISO 1032 Control Unit* (*Braintronics*). Εκεί βρίσκεται επίσης το σύστημα υπολογιστών για την παραγωγή του ακουστικού ερεθίσματος και την καταγραφή των σημάτων από τα 32 ηλεκτρόδια. Το σύστημα ενίσχυσης και καταγραφής της *Braintronics* ανήκει στον υπάρχοντα εξοπλισμό του ΕΠΨΥ και περιγράφεται εν συντομία στην συνέχεια με την βοήθεια του σχηματικού διαγράμματος του Σχήματος 3.1. Τα 32 σήματα που προκύπτουν από την έξοδο του ενισχυτή οδηγούνται στον διπλό συνδετήρα εισόδου-εξόδου (*I/O CB-68LP-National Instruments*) ο οποίος συνδέεται με την ψηφιακή συσκευή εισόδου

εξόδου USB (*USB 6501-National Instruments*). Η έξοδος του *I/O CB-68LP* οδηγείται σε ένα ηλεκτρονικό υπολογιστή (*H/Y Master*), ενώ η έξοδος του *USB 6501* οδηγείται σε ένα δεύτερο ηλεκτρονικό υπολογιστή (*H/Y Slave*).

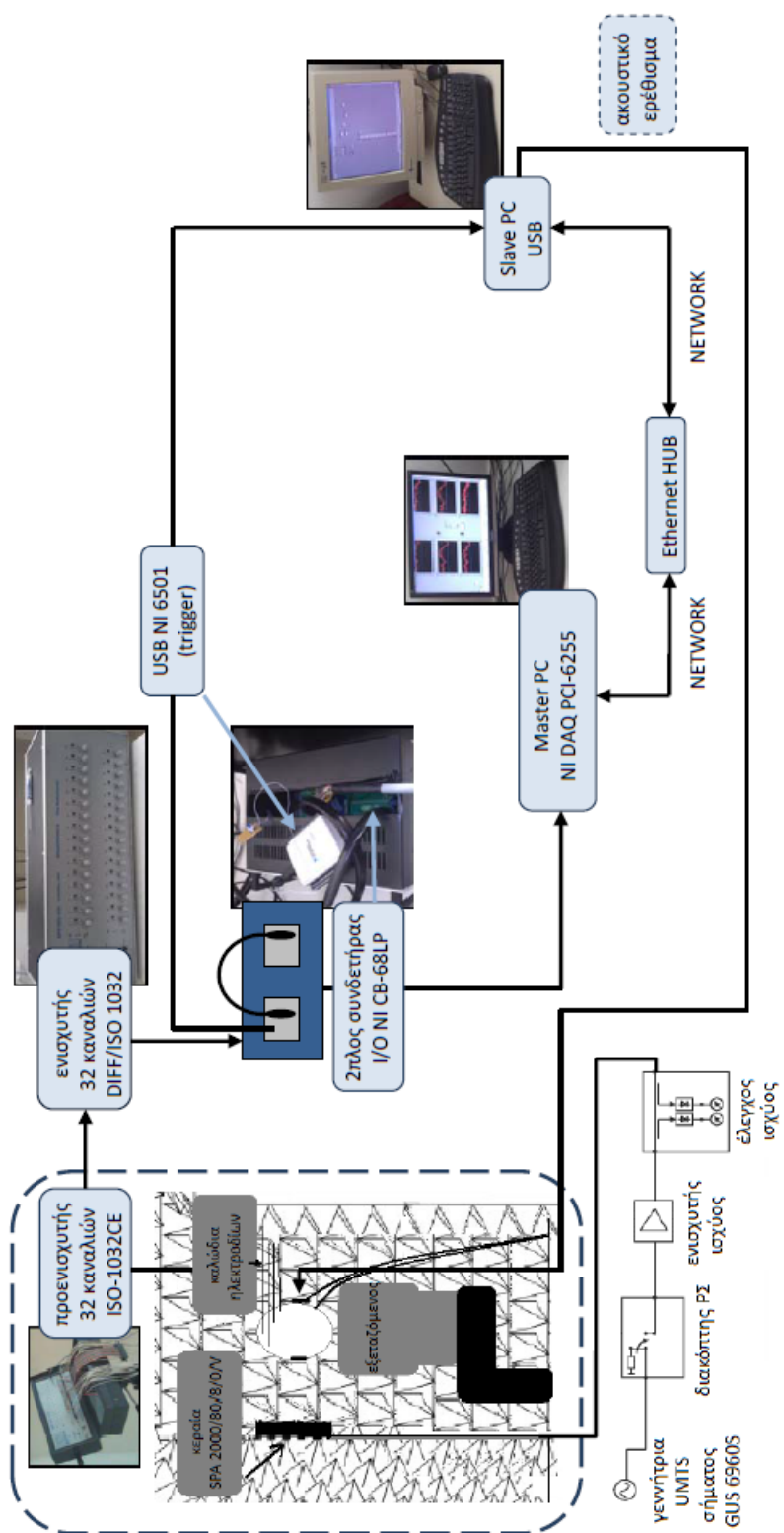
Δεδομένου ότι ο *H/Y Master* χρησιμοποιείται για την καταγραφή των ενισχυμένων σημάτων από τα 32 ηλεκτρόδια, διαθέτει μια κάρτα ανάκτησης ψηφιακών δεδομένων (*DAQ PCI-6255-National Instruments*). Η καταγραφή και αποθήκευση των σημάτων των ηλεκτροδίων γίνεται με κατάλληλο λογισμικό που έχει υλοποιηθεί στην πλατφόρμα *LABVIEW 8.5 (National Instruments)*. Μέσω της ψηφιακής συσκευής *USB 6501* και του τοπικού δικτύου (*Ethernet HUB*), οι *H/Y Master* και *Slave* επικοινωνούν, μέσω κατάλληλου σήματος σκανδαλισμού (*trigger*), για τον συγχρονισμό τους και τον καθορισμό του επιθυμητού χρόνου καταγραφής του σήματος *EEG*. Σημειώνεται ότι η συχνότητα δειγματοληψίας είναι 1000Hz[12].

Η πειραματική μελέτη εθελοντών διεξήχθη στις εγκαταστάσεις του εργαστηρίου ψυχοφυσιολογίας σύμφωνα με τα Ευρωπαϊκά Πρότυπα Ηθικής και Δεοντολογίας για την προστασία των εξεταζομένων, τα οποία ακολουθεί την τελευταία δεκαετία η συνεργαζόμενη ομάδα της Ιατρικής Σχολής, του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών και του Ερευνητικού Πανεπιστημιακού Ινστιτούτου Ψυχικής Υγιεινής.

3.1.1 Διαδικασία τοποθέτησης ηλεκτροδίων στον εθελοντή

Όπως προαναφέρθηκε, κατά την διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας λαμβάνεται σήμα *HEG* από την κάσκα που είναι τοποθετημένη στο κεφάλι του εθελοντή. Προκειμένου οι καταγραφές σήματος να είναι μονοσήμαντα μεταφράσιμες από όλα τα εργαστήρια, η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων έχει προτυποποιηθεί παγκοσμίως. Το δημοφιλέστερο σενάριο που ακολουθείται είναι το *Διεθνές Σύστημα για την Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων 10-20*[12]. Το σύστημα 10-20 βασίζεται στην σχέση μεταξύ της τοποθέτησης ενός ηλεκτροδίου και της υποκείμενης περιοχής εγκεφαλικού φλοιού. Κάθε περιοχή χαρακτηρίζεται από ένα γράμμα (για τον προσδιορισμό του λοβού) και έναν αριθμό ή ένα δεύτερο γράμμα για τον προσδιορισμό της θέσης του ημισφαιρίου. Τα χρησιμοποιούμενα γράμματα είναι[12]: "F"- Μετωπικός λοβός (Frontal lobe), "T"-Κροταφικός λοβός (Temporal lobe), "C"-Κεντρικός λοβός (Central lobe), "P"-Βρεγματικός λοβός (Parietal lobe), "O"-Ινιακός λοβός (Occipital lobe). Οι ζυγοί αριθμοί (2,4,6,8) αναφέρονται στο δεξί ημισφαίριο και οι μονοί αριθμοί (1,3,5,7) αναφέρονται στο αριστερό ημισφαίριο. Το γράμμα "Z" αναφέρεται σε ηλεκτρόδιο που τοποθετείται στην μεσαία γραμμή του κρανίου. Όσο μικρότερος είναι ο αριθμός, τόσο πιο κοντά βρίσκεται η θέση αυτή στη μεσαία γραμμή του κρανίου. Ο συνδυασμός "Fr" αντιστοιχεί στο μετωπικό πολικό ηλεκτρόδιο. Για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, καθορίζονται: το *ρίνιο* το οποίο ορίζεται ως το οροθέσιο μεταξύ του μετώπου και της μύτης και το *ινίο* το οποίο ορίζεται ως την καμπυλότητα στο όπισθεν μέρος του κρανίου. Το σύστημα 10-20 βασίζεται στις ακριβείς μετρήσεις του κρανίου, κάνοντας χρήση των δύο διακριτών οροθεσίων. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιείται το ημιπεριφεριακό τόξο του κρανίου σε τρία επίπεδα: οβελιαίο, στεφανιαίο και εγκάρσιο. Κατά το Σύστημα 10-20, το 10% και 20% αναφέρονται σε αποστάσεις μεταξύ ηλεκτροδίων, οι οποίες προκύπτουν από βασικές μετρήσεις: απόστασης ρινίου-ινίου, πρωτιαίου σημείου και περιφέρειας του κεφαλιού. Οι μονάδες μέτρησης που χρησιμοποιούνται είναι εκατοστά, Σύμφωνα με το Σύστημα 10-20, τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται ακολουθώντας τα εξής βήματα[12]:

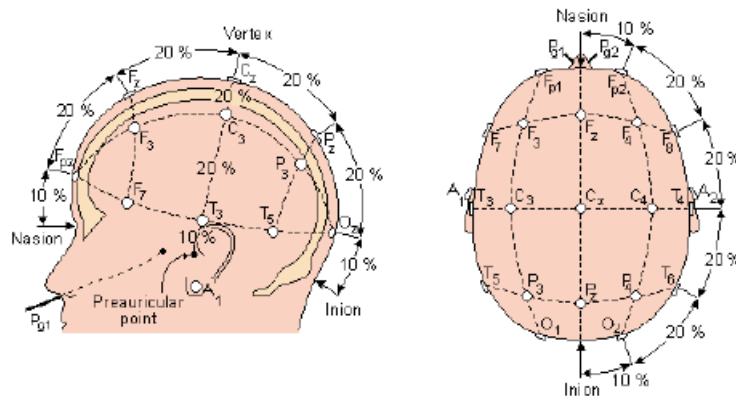
1. μέτρηση στο οβελιαίο επίπεδο της απόστασης ρινίου-ινίου. Στο 10% την απόστασης πάνω από το ρίνιο και το ινίο, τοποθετούνται τα δύο πρώτα ηλεκτρόδια. Το υπόλοιπο 80% της απόστασης διαιρείται ώστε κάθε ηλεκτρόδιο να απέχει από το επόμενο το 20% της απόστασης.
2. μέτρηση στο στεφανιαίο επίπεδο της απόστασης μεταξύ των δύο σημείων της προεξοχής του ανοίγματος των αυτιών. Στο 10% της απόστασης αυτής, πάνω από τα σημεία προεξοχής του ανοίγματος των αυτιών, τοποθετούνται τα δύο επόμενα ηλεκτρόδια. Το υπόλοιπο 80% της απόστασης διαιρείται ομοίως με το πρώτα βήμα.



Σχήμα 3.1: Σχηματικό διάγραμμα του συστήματος παραγωγής του ερεθίσματος και καταγραφής του σήματος HEG[12].

3. μέτρηση στο εγκάρσιο επίπεδο της απόστασης μεταξύ των δύο πρώτων ηλεκτροδίων του πρώτου βήματος. Στο 10% της απόστασης, τοποθετούνται τα επόμενα δύο ηλεκτρόδια. Το υπόλοιπο 80% της απόστασης διαιρείται ομοίως με το πρώτο βήμα.

Η αρχική διατύπωση του Συστήματος 10-20 περιλαμβάνει 19 ηλεκτρόδια όπως φαίνεται στο Σχήμα 3.2.



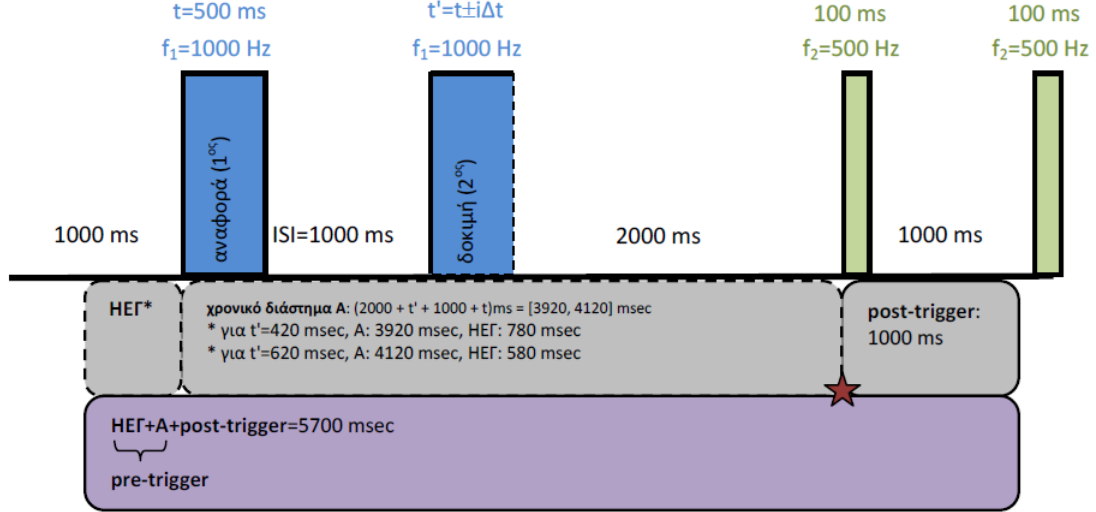
Σχήμα 3.2: Σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων 10-20[12].

Στην συνέχεια το σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων αυτό επεκτάθηκε με σκοπό να τοποθετηθούν περισσότερα ηλεκτρόδια στο κεφάλι όταν υπήρχε η ανάγκη για πυκνότερη δειγματοληψία των δυναμικών επιφανείας του κεφαλιού. Μια επέκταση αυτών αποτελεί και το σύστημα δειγματοληψίας των 32 ηλεκτροδίων που χρησιμοποιήθηκε στο παρόν πείραμα.

Από τα 32 κανάλια της κάσкас που εφαρμόστηκε στο κεφάλι του εθελοντή καταγράφονται 32 σήματα που σχετίζονται με την υποκείμενη εγκεφαλική λειτουργία κατά την πειραματική διαδικασία. Σημειώνεται ότι χάρη στο γεγονός ότι η ανάλυση που θα ακολουθήσει θα βασιστεί στον μετασχηματισμό Κυματιδίου, δεν υπάρχει άμεση ανάγκη για τον υπολογισμό του μέσου όρου (*averaging*) των μετρούμενων σημάτων ΗΕΓ με σκοπό την απόρριψη του θορύβου κατά την μέτρηση. Η διαδικασία αυτή θα ήταν ιδιαίτερα περίπλοκη στην συγκεκριμένη πειραματική διαδικασία, δεδομένου του μεταβλητού μήκους του μετρούμενου σήματος ΗΕΓ που προηγείται του παλμού αναφοράς.

3.2 Πειραματική Διαδικασία

Πριν την έναρξη της πειραματικής διαδικασίας εφαρμόζεται στον εξεταζόμενο η κάσкас ΗΕΓ η οποία διαθέτει τα σταθερά τοποθετημένα 32 ηλεκτρόδια και κατάλληλα ακουστικά για την οδήγηση της ακουστικής παλμοσειράς. Για την καταγραφή των προκλητών δυναμικών και του βασικού ΗΕΓ σχεδιάστηκε ως ερέθισμα μια ακουστική παλμοσειρά η οποία οδηγείται στα ακουστικά του εθελοντή. Η μορφή της παλμοσειράς αυτής για μια επανάληψη και οι αντίστοιχοι χρόνοι καταγραφής σήματος ΗΕΓ φαίνονται στο Σχήμα 3.3[12].



Σχήμα 3.3: Ακουστική παλμοσειρά για μια επανάληψη που χρησιμοποιείται στην πειραματική διαδικασία[12].

Αναλυτικά, κατά την έναρξη κάθε επανάληψης προηγούνται 1000ms σιωπής από τον πρώτο παλμό. Ο πρώτος αυτός παλμός είναι συχνότητας $f_1 = 1000\text{Hz}$ και σταθερής διάρκειας $t = 500\text{ms}$ και καλείται *παλμός αναφοράς*. Στην συνέχεια ακολουθεί ένα διάστημα μεταξύ αυτού και του επόμενου παλμού που καλείται *Inter-Stimuli Interval* ή *ISI* το οποίο είναι ίσο με 1000ms. Έπειτα ακούγεται ο δεύτερος παλμός που καλείται *παλμός δοκιμής* και είναι ίδιας συχνότητας με τον παλμό αναφοράς. Η διάρκεια του παλμού δοκιμής t' είναι μεταβλητή και δίδεται από τον ακόλουθο τύπο[12]:

$$t' = \begin{cases} +i\Delta t & i = \{0, 1, 2, \dots, 6\} \\ -j\Delta t & j = \{0, 1, 2, 3, 4\} \end{cases} \quad (3.1)$$

Λαμβάνει τις ακόλουθες 11 τιμές για την διάρκειά του:

$$\{420, 440, 460, 480, 500, 520, 540, 560, 580, 600, 620\} \quad (3.2)$$

Στη συνέχεια έπονται 2000ms σιωπής που ακολουθούνται από έναν τρίτο παλμό συχνότητας 500Hz και διάρκειας 100ms. Μετά το τέλος αυτού του παλμού, μεσολαβούν 1000ms σιωπής και ακολουθεί ένας τέταρτος παλμός με ίδια χαρακτηριστικά με τον τρίτο. Ο σκοπός της ακουστικής αυτής διαδικασίας είναι ο προσδιορισμός της *ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς (JND)* στην διάρκεια των δύο πρώτων παλμών. Για τον σκοπό αυτό ο εθελοντής καλείται να συγκρίνει σε διάρκεια τους δύο πρώτους παλμούς αναφοράς και δοκιμής. Μετά την παύση του τέταρτου παλμού ο εθελοντής καλείται να απαντήσει στην ερώτηση: **“Είναι ο δεύτερος παλμός μεγαλύτερης διάρκειας από τον πρώτο;”** ([12]) και να δώσει ένα ποσοστό(%) βεβαιότητας στην απάντηση που δίνει. Εδώ αξίζει να σημειωθεί ότι το εύρος των τιμών της διάρκειας του δεύτερου παλμού καθορίστηκε με βάση προκαταρκτική μελέτη περιορισμένης κλίμακας του απέδειξε ότι το μεγαλύτερο ποσοστό των εθελοντών είχε μεγαλύτερη ευκολία να διακρίνει διαφορά στην διάρκεια των παλμών όταν ο παλμός δοκιμής ήταν μικρότερης διάρκειας. Ο λόγος αυτός οδήγησε στην επιλογή του άνω ορίου διάρκειας του δεύτερου παλμού στα 620ms το οποίο βρίσκεται σε μεγαλύτερη απόσταση από την διάρκεια του παλμού αναφοράς των 500ms. Η επιλογή της διάρκειας του παλμού γίνεται σε κάθε επανάληψη με ψευδοτυχαίο τρόπο ο οποίος προκαθορίζεται μια φορά και ισχύει για όλους του εθελοντές σε όλες τις πειραματικές συνεδρίες. Κάθε μια από τις 11 διαφορετικές τιμές διάρκειας του δεύτερου παλμού, οδηγείται στον εθελοντή 10(δέκα) φορές με αποτέλεσμα ο συνολικός αριθμός επαναλήψεων ανά συνεδρία να είναι 110. Η ακολουθία των τιμών για την διάρκεια του δεύτερου παλμού φαίνεται στον Πίνακα 3.1[12].

Πίνακας 3.1: Ακολουθία τιμών της διάρκειας του δεύτερου παλμού δοκιμής για κάθε επανάληψη. Η διάρκεια του δεύτερου παλμού δίνεται σε sec.

(N, t')	(N, t')	(N, t')	(N, t')	(N, t')	(N, t')	(N, t')	(N, t')	(N, t')	(N, t')
(1,0.56)	(12,0.48)	(23,0.42)	(34,0.52)	(45,0.52)	(56,0.58)	(67,0.62)	(78,0.58)	(89,0.54)	(100,0.54)
(2,0.56)	(13,0.46)	(24,0.56)	(35,0.42)	(46,0.60)	(57,0.48)	(68,0.50)	(79,0.58)	(90,0.54)	(101,0.62)
(3,0.44)	(14,0.42)	(25,0.50)	(36,0.56)	(47,0.42)	(58,0.58)	(69,0.42)	(80,0.50)	(91,0.54)	(102,0.60)
(4,0.42)	(15,0.60)	(26,0.56)	(37,0.46)	(48,0.44)	(59,0.42)	(70,0.48)	(81,0.50)	(92,0.42)	(103,0.52)
(5,0.48)	(16,0.48)	(27,0.46)	(38,0.46)	(49,0.60)	(60,0.56)	(71,0.54)	(82,0.42)	(93,0.62)	(104,0.62)
(6,0.42)	(17,0.56)	(28,0.48)	(39,0.62)	(50,0.52)	(62,0.58)	(73,0.44)	(84,0.46)	(95,0.44)	(106,0.54)
(7,0.50)	(18,0.60)	(29,0.50)	(40,0.56)	(51,0.52)	(62,0.58)	(73,0.44)	(84,0.46)	(95,0.44)	(106,0.54)
(8,0.52)	(19,0.62)	(30,0.50)	(41,0.44)	(52,0.54)	(63,0.50)	(74,0.44)	(85,0.48)	(96,0.52)	(107,0.54)
(9,0.48)	(20,0.60)	(31,0.48)	(42,0.50)	(53,0.54)	(64,0.58)	(75,0.58)	(86,0.46)	(97,0.44)	(108,0.58)
(10,0.46)	(21,0.46)	(32,0.56)	(43,0.52)	(54,0.56)	(65,0.52)	(76,0.52)	(87,0.44)	(98,0.62)	(109,0.46)
(11,0.44)	(22,0.50)	(33,0.62)	(44,0.54)	(55,0.58)	(66,0.60)	(77,0.48)	(88,0.60)	(99,0.60)	(110,0.46)

Η διάρκεια καταγραφής των σημάτων βασικού ΗΕΓ και ΠΔ απεικονίζεται στο Σχήμα 3.3. Στην σχηματισμένη περιοχή με γκρι χρώμα, η διάρκεια καταγραφής των σημάτων χωρίζεται σε τρία βασικά διαστήματα[12]:

1. ΗΕΓ (ηλεκτροεγκεφαλογράφημα).
2. Χρονικά διάστημα που περιλαμβάνει το υπο σύγκριση ζεύγος παλμών(A).
3. Χρονικό διάστημα μετά το ερέθισμα (post-trigger).

Τα δύο πρώτα χρονικά διαστήματα είναι μεταβλητής διάρκειας σε κάθε επανάληψη, ώστε η συνολική καταγραφή του σήματος που ορίζεται ως το άθροισμα των τριών διαστημάτων ("μωβ" σχηματισμένη περιοχή) να είναι σταθερής διάρκειας ίσης με 5700ms. Αναφέρθηκε ότι η διάρκεια του παλμού δοκιμής t' μεταβάλλεται λαμβάνοντας ελάχιστη τιμή 420ms και μέγιστη τιμή 620ms. Επομένως, το χρονικό διάστημα A μεταβάλλεται μεταξύ των τιμών 3920ms και 4120ms, για τις αντίστοιχες τιμές t' . Επειδή η συνολική καταγραφή είναι σταθερής διάρκειας (5700ms), η διάρκεια του ΗΕΓ που καταγράφεται πριν τον παλμό αναφοράς είναι μεταβλητή με οριακές τιμές 780ms (για $t'=420ms$) και 580ms (για $t'=620ms$). Η διάρκεια του post-trigger διαστήματος είναι σταθερή και ανεξάρτητη της διάρκειας του παλμού δοκιμής και ίση με 1000ms. Η περίοδος δειγματοληψίας του συστήματος λήψης του σήματος είναι $T_s = 1ms$, οδηγώντας σε διακριτό σήμα μήκους $N = 5700$ δειγμάτων.

3.3 Εθελοντές

Το δείγμα της προκαταρκτικής μελέτης που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία αποτελείται από 10 υγιείς ενήλικες εθελοντές (πέντε γυναίκες και 5 άνδρες) με μέση ηλικία 31.1 έτη και τυπικά απόκλιση 4.2 έτη. Η ακουστική πειραματική διαδικασία εξηγείται στους εθελοντές πριν την έναρξη της συνεδρίας. Στην συνέχεια πραγματοποιούνται είκοσι επαναλήψεις ελέγχου με σκοπό της εξοικείωσης του εθελοντή με την πειραματική διαδικασία. Κατά τις επαναλήψεις αυτές χρησιμοποιείται παλμός αναφοράς με συχνότητα $f_1 = 2000Hz$ και διάρκεια $t_{test} = 400msec$. Το εύρος της διάρκειας του δεύτερου παλμού κυμαίνεται στο διάστημα 300 – 600ms. Η ακολουθία των τιμών για την διάρκεια του παλμού δοκιμής κατά την διαδικασία της εξοικείωσης φαίνεται στον Πίνακα 3.2[12].

Πίνακας 3.2: Ακολουθία τιμών της διάρκειας του δεύτερου παλμού δοκιμής για κάθε επανάληψη ελέγχου, κατά τη διαδικασία της εξοικείωσης. Η διάρκεια του δεύτερου παλμού δίνεται σε sec.

N', t_{test}	N', t_{test}
(1,0.60)	(11,0.40)
(2,0.44)	(12,0.48)
(3,0.30)	(13,0.32)
(4,0.50)	(14,0.38)
(5,0.46)	(15,0.56)
(6,0.36)	(16,0.42)
(7,0.34)	(17,0.58)
(8,0.52)	(18,0.40)
(9,0.54)	(19,0.44)
(10,0.6)	(20,0.38)

Κεφάλαιο 4

Κυματιδιακή Ανάλυση

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται το θεωρητικό και μαθηματικό υπόβαθρο όσον αφορά τη μέθοδο επεξεργασίας σημάτων με χρήση του μετασχηματισμού κυματιδίου (*wavelet transform*). Η διακριτή μορφή του μετασχηματισμού αυτού χρησιμοποιείται στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με τα ληφθέντα σήματα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

4.1 Εισαγωγή

Στον κλάδο της επεξεργασίας σημάτων, εφαρμόζονται μαθηματικοί μετασχηματισμοί προκειμένου να είναι δυνατή η λήψη επιπλέον πληροφορίας η οποία δεν είναι διαθέσιμη στα αρχικά μη επεξεργασμένα σήματα. Ανάμεσα στους μετασχηματισμούς που εφαρμόζονται, ο μετασχηματισμός *Fourier* (*Fourier Transform*) είναι ένας από τους πιο διαδεδομένους και δημοφιλείς. Ένα σήμα είναι μια απεικόνιση ενός μεγέθους συναρτήσει του χρόνου. Ωστόσο, συνήθως σημαντική πληροφορία βρίσκεται στο συχνοτικό περιεχόμενο του σήματος, το οποίο ονομάζεται *φάσμα* (*spectrum*) του σήματος. Το φάσμα ενός σήματος δίνει την πληροφορία για το ποιες συχνοτικές συνιστώσες υπάρχουν στο σήμα. Ο μετασχηματισμός *Fourier* εφαρμοζόμενος σε ένα σήμα παρέχει την πληροφορία για το ποιες συχνοτικές συνιστώσες υπάρχουν σε αυτό. Ωστόσο, δεν παρέχει την πληροφορία για την χρονική στιγμή στην οποία εμφανίζεται η κάθε συχνοτική συνιστώσα.

Τα σήματα διακρίνονται σε *στάσιμα* (*stationary*) και *μη στάσιμα* (*non-stationary*). Στα στάσιμα σήματα, οι ίδιες συχνοτικές συνιστώσες εμφανίζονται κάθε χρονική στιγμή, ενώ αντίθετα στα μη στάσιμα οι συχνοτικές συνιστώσες μεταβάλλονται με το χρόνο. Το σήμα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG), όπως και σχεδόν όλα τα βιολογικά σήματα, είναι ένα μη στάσιμο σήμα. Για το λόγο αυτό, πέρα από την πληροφορία που αφορά τις συχνότητες που εμφανίζονται μέσα στο σήμα, υπάρχει η ανάγκη να γνωρίζουμε και σε ποια χρονική στιγμή εμφανίζεται η κάθε συχνότητα στο πεδίο του χρόνου. Μέσα από την παραπάνω διαπίστωση είναι φανερό ότι ο μετασχηματισμός *Fourier* (στη συνέχεια θα αναφέρεται ως *F.T*) δεν είναι το κατάλληλο εργαλείο για την ανάλυση σημάτων αυτής της κατηγορίας. Η ανάγκη αυτή οδηγεί στην χρήση ενός μετασχηματισμού ο οποίος πρέπει να οδηγεί σε μια αναπαράσταση του σήματος τόσο στο πεδίο του χρόνου όσο και στο πεδίο της συχνότητας. Ένα τέτοιο είδος μετασχηματισμού είναι ο μετασχηματισμός κυματιδίου (*M.K*), η διακριτή μορφή του οποίου χρησιμοποιείται στην παρούσα εργασία.

4.1.1 Μετάβαση από τον Μετασχηματισμό Fourier μικρής χρονικής διάρκειας στον Μετασχηματισμό Κυματιδίου

Οι βασικές αρχές του Μ.Κ μπορούν να κατανοηθούν ξεκινώντας από τον μετασχηματισμό Fourier μικρής χρονικής διάρκειας (*Short Time Fourier Transform/STFT*). Εξάλλου ο μετασχηματισμός κυματιδίου αναπτύχθηκε προκειμένου να ξεπεραστούν αδυναμίες του STFT σε θέματα ανάλυσης στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας. Η επέκταση του FT για στάσιμα σε μη-στάσιμα σήματα βασίζεται στην θεώρηση ότι ένα μη-στάσιμο σήμα μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από περισσότερα στάσιμα σήματα λίγων δειγμάτων και έπειτα σε αυτά να εφαρμοστεί ο FT. Στα πλαίσια αυτής της λογικής, το αρχικό σήμα διαιρείται σε διαστήματα, με την χρήση μιας *συνάρτησης παραθύρωσης* w (*window function*). Το μέγεθος του παραθύρου εξαρτάται από τον αριθμό των τμημάτων στα οποία το αρχικό σήμα μπορεί να χωριστεί ώστε κάθε τμήμα να θεωρείται στάσιμο σήμα. Έστω ένα σήμα $x[t]$, ο STFT του σήματος αυτού ορίζεται ως [28]:

$$STFT_x(\tau, f) = \int [x(t) \cdot w^*(t - \tau)] \cdot e^{-j2\pi\omega t} dt \quad (4.1)$$

όπου το σύμβολο $*$ υποδηλώνει την συζυγή συμμετρία και $w(t)$ είναι η συνάρτηση παραθύρωσης. Υπενθυμίζεται σε αυτό το σημείο ότι ο μετασχηματισμός Fourier (FT) για ένα σήμα $x(t)$ ορίζεται ως [16]:

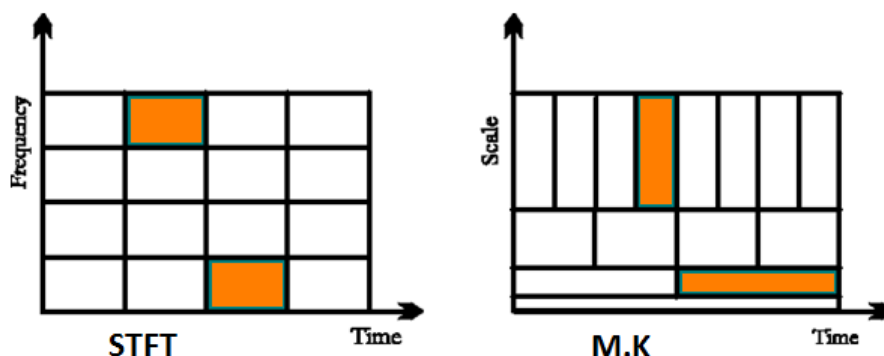
$$X(f) = \int x(t) \cdot e^{-j2\pi\omega t} dt \quad (4.2)$$

Από την παραπάνω σχέση φαίνεται ότι ο STFT δεν είναι τίποτα άλλο από τον FT του αρχικού σήματος, πολλαπλασιασμένο με την συνάρτηση παραθύρωσης. Σημειώνεται ότι το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού αυτού οδηγεί σε μια συνάρτηση 2 μεταβλητών, τόσο της συχνότητας όσο και της μετατόπισης τ της χρησιμοποιούμενης συνάρτησης παραθύρου.

Η αδυναμία του STFT που οδήγησε στην ανάπτυξη σε μετέπειτα στάδιο του Μ.Κ σχετίζεται με την *αρχή της προσδιοριστίας του Heisenberg* [29]. Σύμφωνα με αυτήν, δεν μπορεί να είναι ταυτόχρονα γνωστή με απόλυτη ακρίβεια η θέση και η ορμή ενός κινούμενου σωματιδίου. Αντίστοιχα δεν μπορεί να είναι γνωστή ποια συχνότητα εμφανίζεται σε ποια χρονική στιγμή παρά μόνο ποιες συχνότητες του σήματος εμφανίζονται σε ποια χρονικά διαστήματα. Με άλλα λόγια η *ανάλυση (resolution)* στο πεδίο του χρόνου και η ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας είναι δύο μεγέθη αντικρουόμενα αφού όσο βελτιώνεται η ανάλυση στο ένα πεδίο χειροτερεύει η ανάλυση στο άλλο. Πρακτικά, το πρόβλημα του STFT σχετίζεται με το *μέγεθος της συνάρτησης παραθύρωσης* το οποίο στην επιστημονική βιβλιογραφία αναφέρεται με τον τεχνικό όρο *εύρος (support)* του παραθύρου. Ο F.T δεν εμφανίζει κάποιο πρόβλημα με την ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας αφού οδηγεί σε ακριβή γνώση των φασματικών συνιστωσών του σήματος. Ο πυρήνας (*kernel*) είναι άπειρης διάστασης οδηγώντας σε ιδανική ανάλυση συχνότητας. Αντίστοιχα δεν υπάρχει κανένα πρόβλημα με την ανάλυση χρόνου στο πεδίο του χρόνου αφού υπάρχει ακριβής γνώση της τιμής του σήματος σε κάθε χρονική στιγμή. Ωστόσο, ο F.T δεν δίνει τη δυνατότητα για ανάλυση της συχνότητας στο πεδίο του χρόνου ή ανάλυση του χρόνου στο πεδίο της συχνότητας. Αντιθέτως, στον STFT το χρησιμοποιούμενο παράθυρο είναι πεπερασμένης διάστασης επομένως καλύπτει ένα τμήμα μόνο του αρχικού σήματος. Αυτό οδηγεί σε φτωχότερη ανάλυση συχνότητας, αφού δεν γνωρίζει κανείς πλέον την ακριβή συχνότητα αλλά ένα εύρος συχνοτήτων που υπάρχουν στο αρχικό σήμα. Χρήση παραθύρων μικρότερου εύρους οδηγούν σε καλύτερη ανάλυση χρόνου και φτωχότερη ανάλυση συχνότητας, ενώ χρήση παραθύρων μεγαλύτερου εύρους οδηγεί σε καλύτερη ανάλυση συχνότητας και φτωχότερη ανάλυση χρόνου. Όταν λοιπόν κανείς χρησιμοποιεί τον STFT σαν εργαλείο για την ανάλυση σημάτων EEG καλείται να αντιμετωπίσει το συγκεκριμένο δίλημμα (*trade off*) σε σχέση με το μέγεθος της συνάρτησης παραθύρωσης.

Ο Μ.Κ είναι ο κατάλληλος μετασχηματισμός που δίνει την λύση. Η βάση του έγκειται στην *πολυκλιμακωτή ανάλυση (multiresolution analysis)* [31]. Επεξεργασία του σήματος με χρήση αυτής της μορφής ανάλυσης ισοδυναμεί με ανάλυση του σήματος σε πολλές διαφορετικές κλίμακες ξεπερνώντας με αυτόν τον τρόπο το πρόβλημα της σταθερής σε κάθε συχνότητα ανάλυσης του STFT, όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.1.

Βέβαια, το πρόβλημα επιλύεται ως ένα βαθμό αφού η πολυκλιμακωτή ανάλυση οδηγεί σε πολύ ικανοποιητική ανάλυση χρόνου και φτωχότερη ανάλυση συχνότητας σε υψηλές συχνότητες και ικανοποιητική ανάλυση συχνότητας και φτωχότερη ανάλυση χρόνου σε χαμηλές συχνότητες. Ωστόσο, το αποτέλεσμα αυτό είναι κατάλληλο για εφαρμογή κυρίως σε σήματα τα οποία εμφανίζουν χαμηλές συχνότητες για μεγάλα χρονικά διαστήματα και υψηλές συχνότητες για σύντομο χρόνο. Το σήμα ΗΕΓ όπως και τα περισσότερα βιολογικά σήματα ανήκουν σε αυτήν την κατηγορία, αφού τα βασικά σήμα ΗΕΓ του λαμβανόμενου σήματος είναι σήμα χαμηλόσυχο και μεγάλης χρονικής διάρκειας ενώ αντίθετα τα προκλητά δυναμικά (ΠΔ) είναι σήματα υψηλόσυχα τα οποία διαρκούν κάποια μόνο ms μετά την αντίδραση του εγκεφάλου σε κάποιο ερέθισμα.



Σχήμα 4.1: Σύγκριση STFT-M.K

4.2 Έννοια Κυματιδίου

Το *κυματίδιο* είναι ένα πεπερασμένου εύρους κύμα με πλάτος που ξεκινά με μηδενική τιμή, αυξάνεται και στη συνέχεια μειώνεται πάλι πίσω στην μηδενική τιμή. Χαρακτηρίζεται ως μητρικό διότι η ίδια συνάρτηση κυματιδίου με διαφορετικό εύρος είναι αυτή που χρησιμοποιείται σε κάθε διαφορετική κλίμακα του μετασχηματισμού. Σε κάθε κλίμακα, το αρχικό μητρικό κυματίδιο είναι αυτό που κλιμακώνεται και αλλάζει το εύρος του διατηρώντας όμως σταθερό το αρχικό πρότυπο. Αυτή η κλιμάκωση είναι που αποτελεί και βασική διαφορά μεταξύ του Μ.Κ και του STFT, αφού στην πρώτη περίπτωση το χρησιμοποιούμενο παράθυρο, δηλαδή το μητρικό κυματίδιο, είναι μεταβλητού εύρους. Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, χρησιμοποιείται το κυματίδιο *rbio3.3*.

4.2.1 Ιδιότητες Κυματιδίου

Τα κυματίδια που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του Μ.Κ, έχουν κάποιες βασικές ιδιότητες οι οποίες είναι αναγκαίες για την ανάλυση και ανακατασκευή του υπολογιζόμενου σήματος. Οι ιδιότητες αυτές εξασφαλίζουν ότι δεν θα χαθεί σημαντικό μέρος της πληροφορίας που φέρει

το σήμα όταν θα υπολογιστεί ο μετασχηματισμός. Οι πιο βασικές ιδιότητες των χρησιμοποιούμενων κυματιδίων είναι η *ορθοκανονικότητα* (*orthonormality*), η *επιτρεπτότητα* (*admissibility*) και η *κανονικότητα* (*regularity*)[33]:

1. *Ορθοκανονικότητα*: Έστω δυο εκδόσεις του μητρίκού σωματιδίου $\psi(t)$ οι οποίες διαφέρουν κατά μια αθέρεια μετατόπιση και ορίζονται ως

$$\psi_n(t) = \psi(t - n) \text{ και } \psi_\kappa(t) = \psi(t - \kappa) \quad (4.3)$$

Το κυματίδιο αυτό λέγεται ότι ικανοποιεί την συνθήκη της ορθοκανονικότητας όταν ισχύει ότι:

$$\langle \psi_n(t), \psi_\kappa(t) \rangle = \delta_n^\kappa \quad (4.4)$$

όπου ο τελεστής $\langle, \rangle$ υποδηλώνει το εσωτερικό γινόμενο και η συνάρτηση δ_n^κ είναι το δέλτα του Kronecker το οποίο ορίζεται ως:

$$\delta_n^\kappa = \begin{cases} 1 & n = \kappa \\ 0 & n \neq \kappa \end{cases} \quad (4.5)$$

2. *Επιτρεπτότητα*:

$$\int \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < +\infty \quad (4.6)$$

, όπου $\Psi(\omega)$ είναι ο μετασχηματισμός Fourier του σήματος $\psi(t)$. Συναρτήσεις που ικανοποιούν αυτή τη συνθήκη μπορούν να χρησιμοποιηθούν προκειμένου να γίνει ανάλυση και ανακατασκευή ενός σήματος χωρίς απώλεια πληροφορίας. Η παραπάνω συνθήκη συνεπάγεται ότι ο μετασχηματισμός Fourier του σήματος $\psi(t)$ μηδενίζεται στη μηδενική συχνότητα. Δηλαδή,

$$|\Psi(\omega)| = 0 \text{ για } \omega = 0 \quad (4.7)$$

Αυτό σημαίνει ότι τα κυματίδια πρέπει να έχουν φάσμα πεπερασμένου εύρους. Επιπλέον, ο μηδενισμός στη μηδενική συχνότητα σημαίνει ότι η μέση τιμή του κυματιδίου στο πεδίο του χρόνου πρέπει να είναι μηδέν,

$$\int \psi(t) dt = 0 \quad (4.8)$$

, δηλαδή το κυματίδιο πρέπει να είναι συνάρτηση μεταβαλλόμενου πλάτους, όπως άλλωστε υποδηλώνει και η χρήση του όρου « κυματίδιο ».

3. *Κανονικότητα*: Όπως προαναφέρθηκε ο Μ.Κ μιας συνάρτησης μιας μεταβλητής είναι συνάρτηση δύο μεταβλητών. Το γινόμενο λοιπόν εύρους-διάρκειας του μετασχηματισμού είναι το τετράγωνο αυτού το σήματος εισόδου, μια ιδιότητα η οποία δεν είναι τις περισσότερες φορές επιθυμητή. Για τον λόγο αυτό, εφαρμόζονται πιο αυστηρές προδιαγραφές στον χρησιμοποιούμενο κυματίδιο έτσι ώστε αυτό να μειώνεται γρήγορα όσο η κλίμακα αυξάνεται. Οι προδιαγραφές αυτές ονομάζονται συνθήκες κανονικότητας και απαιτούν το κυματίδιο να έχει κάποιου είδους ομαλότητα τόσο στον χρόνο όσο και στην συχνότητα.

4.3 Διακριτά Κυματίδια

Ο συνεχής Μ.Κ έχει κάποιες ιδιότητες που τον καθιστούν δύσχρηστο. Υπολογίζεται με συνεχή μετατόπιση (*shifting*) μιας συνεχώς κλιμακούμενης συνάρτησης πάνω σε ένα σήμα και υπολογίζοντας την συσχέτιση μεταξύ των δύο. Αυτές οι κλιμακούμενες συναρτήσεις δεν εμφανίζουν πάντα κάποια ορθογωνιότητα και ως συνέπεια οι προκύπτοντες συντελεστές κυματιδίου είναι *πλεονάζοντες* (*redundant*). Η λύση έρχεται με τη χρήση των *διακριτών κυματιδίων*.

Τα διακριτά κυματίδια δεν μετατοπίζονται και δεν υφίστανται μεταβολές της κλίμακας συνεχώς αλλά σε διακριτά βήματα. Αυτό επιτυγχάνεται μεταβάλλοντας την περιγραφή των κυματιδίων από [33]

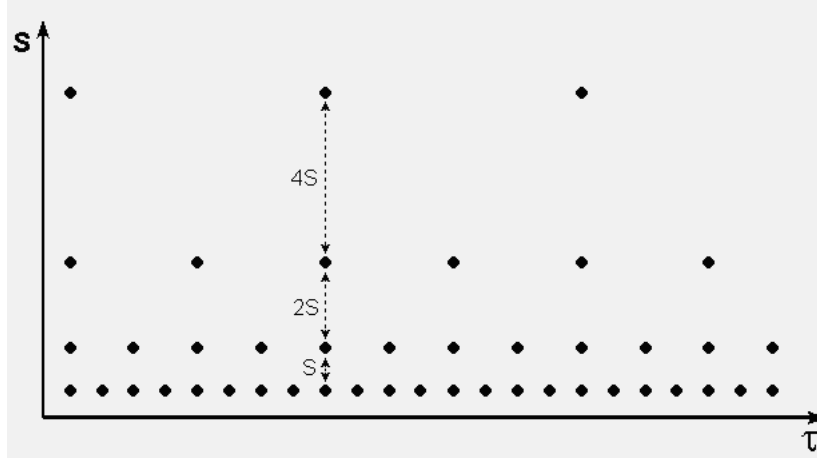
$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{(s)}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (4.9)$$

σε

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{(s_0^j)}} \psi\left(\frac{t - ks_0^j}{s_0^j}\right) \quad (4.10)$$

όπου $\psi(t)$ το μητρικό κυματίδιο και $\psi_{j,k}(t)$ τα κυματίδια που προκύπτουν μετά από μετατόπιση και μεταβολή του εύρους του μητρικού κυματιδίου.

Αυτά αν και χαρακτηρίζονται ως διακριτά κυματίδια, στην πραγματικότητα είναι τμηματικά συνεχείς συναρτήσεις. Τα j και k είναι ακέραιοι και το $s_0 > 1$ είναι ένα σταθερό βήμα μεταβολής του εύρους του κυματιδίου. Ο παράγοντας μετατόπισης t_0 εξαρτάται από αυτό το βήμα. Η διακριτοποίηση του κυματιδίου έχει σαν αποτέλεσμα ότι το πεδίο του χρόνου πλέον δειγματοληπτείται σε διακριτά διαστήματα. Συνήθως επιλέγεται $s_0 = 2$ έτσι ώστε η δειγματοληψία στον άξονα της συχνότητας να αντιστοιχεί σε δυαδική δειγματοληψία. Αυτό αποτελεί μία «φυσική» επιλογή καθώς ακολουθείται π.χ από τους ηλεκτρονικούς υπολογιστές, το ανθρώπινο αυτί και την μουσική. Ο παράγοντας μετατόπισης συνήθως επιλέγεται $t_0 = 1$ έτσι ώστε να υφίσταται δυαδική δειγματοληψία και στον άξονα του χρόνου. Αντίστοιχη απεικόνιση παρουσιάζεται στο Σχήμα 4.2[33].



Σχήμα 4.2: Τοποθέτηση των διακριτών κυματιδίων στο πεδίο του χρόνου σε δυαδικό πλέγμα.

Όταν διακριτά κυματίδια χρησιμοποιούνται προκειμένου να μετασχηματιστεί ένα συνεχές σήμα, το αποτέλεσμα θα είναι μία σειρά από συντελεστές κυματιδίου. Η διαδικασία αυτή αναφέρεται στην παγκόσμια βιβλιογραφία ως *wavelet series decomposition*. Μπορεί να γίνει ανακατασκευή ενός σήματος μετά από την αποσύνθεση σε σειρά κυματιδίων αν η ενέργεια των συντελεστών κυματιδίου είναι φραγμένη μεταξύ δύο θετικών ορίων: $A\|x\|^2 \leq \sum |\langle f, \psi_{j,k} \rangle|^2 \leq B\|x\|^2$, όπου $\|f\|^2$ είναι η ενέργεια της $f(t)$, $A > 0$, $B < \infty$ και τα A, B είναι ανεξάρτητα της $f(t)$. [33]

Τέλος, τα διακριτά κυματίδια πρέπει να καταστούν *ορθοκανονικά* τόσο όσον αφορά την μεταβολή του εύρους τους όσο και την μετατόπιση. Αυτό μπορεί να γίνει με κατάλληλη επιλογή του μητρικού κυματιδίου. Συγκεκριμένα, πρέπει:

$$\int \psi_{j,k}(t) \psi_{m,n}(t)^* dt = \begin{cases} 1 & j = m, k = n \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4.11)$$

Σημειώνεται ότι οι συντελεστές κυματιδίου γ ενός σήματος $x(t)$ προκύπτουν από την προβολή του $x(t)$ στο σύνολο των διευρυμένων και μετατοπισμένων κυματιδίων. Δηλαδή

$$\gamma_{j,k} = \int x(t) \frac{1}{\sqrt{(s_0^j)}} \psi\left(\frac{t - ks_0^j}{s_0^j}\right) dt \quad (4.12)$$

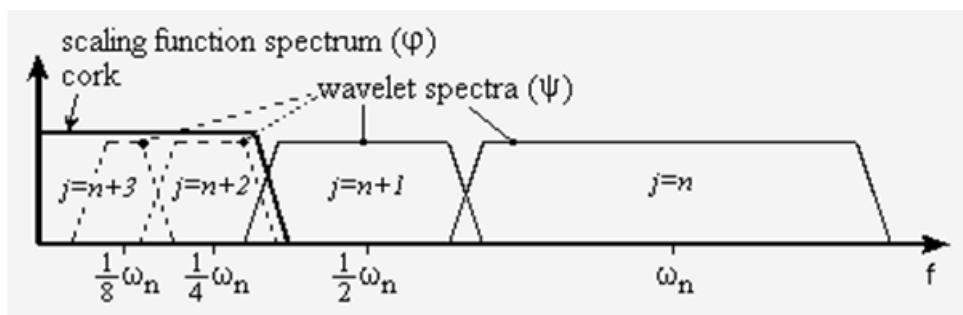
4.3.1 Συνάρτηση κλίμακας (scaling function)

Ένα πρόβλημα το οποίο τίθεται στον Μ.Κ είναι το πώς θα καλυφθεί όλο το φάσμα του αρχικού σήματος καθώς κάθε φορά που διευρύνεται το εύρος του κυματιδίου στο πεδίο του χρόνου επί 2, το φασματικό του εύρος μειώνεται στο μισό. Συνεπώς, με κάθε διεύρυνση του κυματιδίου καλύπτεται μόνο μισό από το υπολειπόμενο φάσμα του σήματος με αποτέλεσμα να καθίσταται αναγκαία η ύπαρξη άπειρου πλήθους κυματιδίων προκειμένου να ολοκληρωθεί ο μετασχηματισμός. Η κεντρική ιδέα για την επίλυση αυτού του προβλήματος έγκειται στο να μην επιδιωχθεί να καλυφθεί όλο το φάσμα του σήματος μέχρι το μηδέν με το φάσμα του κυματιδίου αλλά να χρησιμοποιηθεί ένα διαφορετικό φάσμα για να καλύψει ότι υπολείπεται όταν το κενό είναι αρκετά μικρό. Συγκεκριμένα, η λύση έρχεται με χρήση μίας συνάρτησης με χαμηλόσυχο φάσμα, η οποία ονομάζεται συνάρτηση κλίμακας και η οποία προτάθηκε από τον Mallat[34].

Αντιμετωπίζοντας την συνάρτηση κλίμακας ως ένα σήμα με χαμηλόσυχο φάσμα, αυτή μπορεί να αναλυθεί σε συνιστώσες κυματιδίου και να εκφραστεί ως :

$$\phi(t) = \sum_{j,k} \gamma(j,k) \psi_{j,k}(t) \quad (4.13)$$

, όπου $\gamma(j,k)$ οι συντελεστές κυματιδίου και $\psi_{j,k}(t)$ η συνάρτηση κυματιδίου. Η $\phi(t)$ επιλέγεται έτσι ώστε το φάσμα να χωράει ακριβώς στο χώρο που δεν καλύπτεται από τα κυματίδια, και συνεπώς η παραπάνω έκφραση χρησιμοποιεί ένα πεπερασμένο πλήθος κυματιδίων μέχρι μια συγκεκριμένη κλίμακα j . Επομένως, αν αναλυθεί ένα σήμα χρησιμοποιώντας συνδυασμό συνάρτησης κλίμακας και κυματιδίων, η συνάρτηση κλίμακας καλύπτει όλο το φάσμα μέχρι μία κλίμακα j , και το υπόλοιπο καλύπτεται από τα κυματίδια. Έτσι το πλήθος των κυματιδίων καθίσταται από άπειρο πεπερασμένο. Αυτό απεικονίζεται στο Σχήμα 4.3[33].

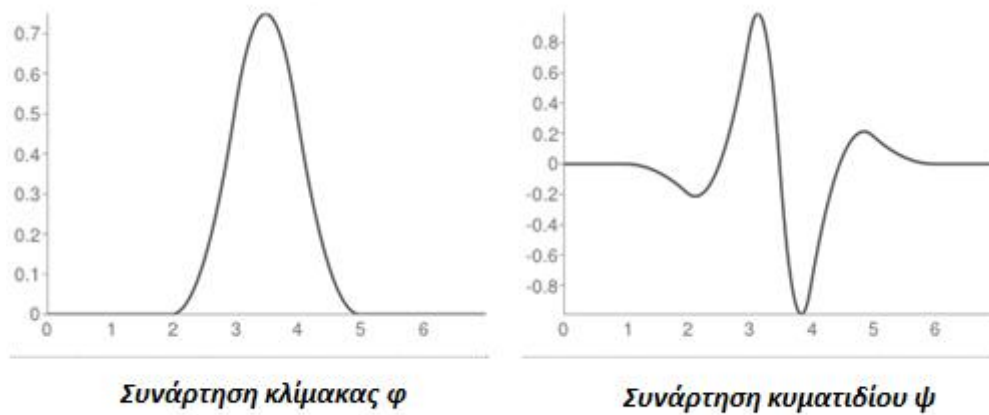


Σχήμα 4.3: Απεικόνιση της αντικατάστασης ενός απείρου συνόλου κυματιδίων από μία συνάρτηση κλίμακας

Φυσικά, όταν χρησιμοποιείται η συνάρτηση κλίμακας αντί για κυματίδια, χάνεται πληροφορία όσον αφορά την κλίμακα. Συνεπώς, το εύρος της συνάρτησης κλίμακας είναι μια σημαντική παράμετρος. Όσο μικρότερο είναι το εύρος του φάσματος της συνάρτησης κλίμακας, τόσο περισσότεροι συντελεστές κυματιδίου είναι διαθέσιμοι και κατ' επέκταση τόσο περισσότερη πληροφορία όσον αφορά την κλίμακα (άρα και την συχνότητα). Ωστόσο, πρακτικά υπάρχει ένα όριο στο πλήθος των συντελεστών κυματιδίου που είναι διαχειρίσιμοι.

Σημειώνεται ότι οι χρησιμοποιούμενες συναρτήσεις κλίμακας ικανοποιούν την συνθήκη επιτρεπτότητας: $\int \phi(t)dt = 1$ [33]

Εφόσον έχουν οριστεί οι έννοιες της *συνάρτησης κυματιδίου* και *συνάρτησης κλίμακας*, στην συνέχεια παρατίθενται οι αντίστοιχες γραφικές για το κυματίδιο *rbio3.3* το οποίο χρησιμοποιήθηκε στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, Σχήμα 4.4.¹



Σχήμα 4.4: Απεικόνιση της συνάρτησης κλίμακας και της συνάρτησης κυματιδίου για το κυματίδιο *rbio3.3*

4.4 Διακριτός Μετασχηματισμός κυματιδίου (Discrete Time Wavelet Transform)

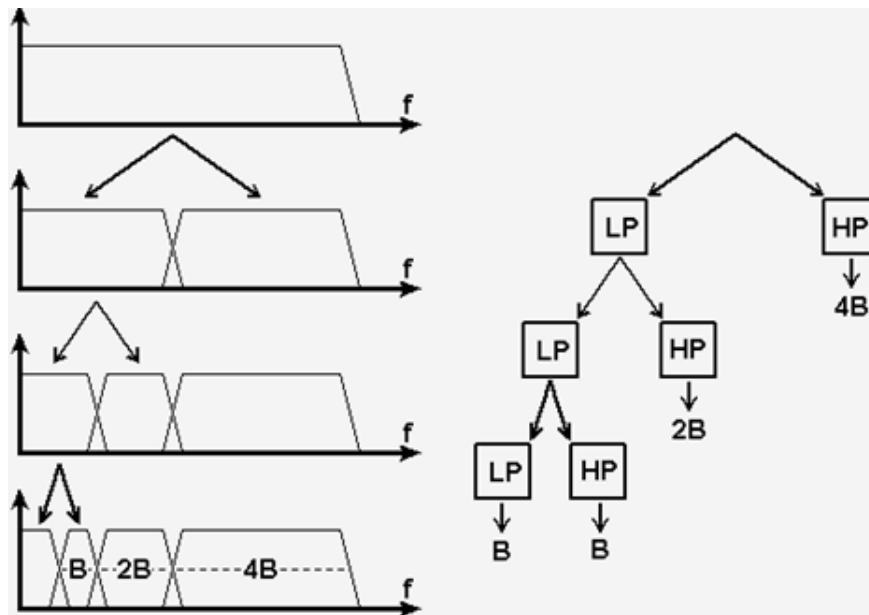
Έχοντας ορίσει την συνάρτηση κυματιδίου και την συνάρτηση κλίμακας μπορεί πλέον να οριστεί ο *διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίου* (Δ.Μ.Κ).

Στον διακριτό μετασχηματισμό κυματιδίου βρίσκει εφαρμογή ένας αλγόριθμος που είναι γνωστός ως *αλγόριθμος υποζώνης* (*subband coding*). Σύμφωνα με τον αλγόριθμο αυτό, το φάσμα του σήματος διαιρείται σε δύο ίσα τμήματα, ένα χαμηλόσυχο και ένα υψίσυχο. Το υψίσυχο τμήμα περιέχει τις μικρότερες λεπτομέρειες. Ωστόσο, το σήμα έχει πλέον διαιρεθεί σε δύο ζώνες και το χαμηλόσυχο κομμάτι μπορεί να διαιρεθεί ξανά. Κατά την πολυκλιμακωτή ανάλυση αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται συνεχώς μέχρι την επίτευξη ενός επιθυμητού αριθμού ζωνών. Δημιουργείται, δηλαδή, μία συστοιχία φίλτρων που εφαρμόζεται επαναλαμβανόμενα. Ο αριθμός των επιθυμητών ζωνών καθορίζεται από το πλήθος των διαθέσιμων δεδομένων καθώς και από την διαθέσιμη υπολογιστική δύναμη.

Παρατηρώντας το Σχήμα 4.5 [33] διαπιστώνεται πως στο τέλος της διαδικασίας, είναι διαθέσιμη μία σειρά από υψίσυχνες ζώνες με διπλασιαζόμενος εύρος και μία χαμηλόσυχη ζώνη. Τα κυματίδια παρέχουν τις υψίσυχνες ζώνες ενώ η συνάρτηση κλίμακας την χαμηλόσυχη ζώνη.

Η *ανάλυση* (*resolution*) του σήματος, που είναι ένα μέτρο της λεπτομέρειας της πληροφορίας στο σήμα (και άρα του συχνοτικού του περιεχομένου) μεταβάλλεται επιλέγοντας φίλτρα με διαφορετική *συχνότητα αποκοπής* (*cut-off frequency*).

¹<http://wavelets.pybytes.com/>



Σχήμα 4.5: Διαίρεση το φάσματος του σήματος με μία επαναλαμβανόμενη συστοιχία φίλτρων.

4.4.1 Σχέση μεταξύ επιπέδων και συχνότητας

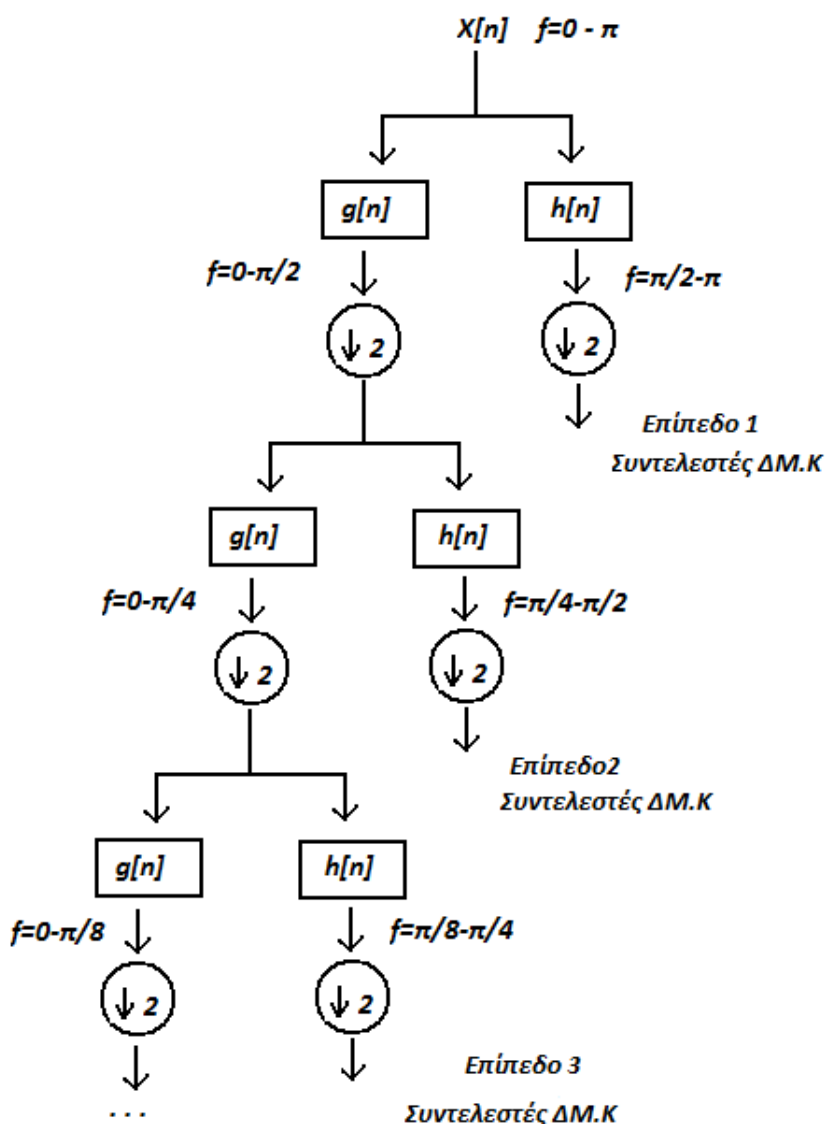
Το σήμα σε κάθε επίπεδο ανάλυσης υποβάλλεται σε ένα φιλτράρισμα των συχνοτήτων του, που μειώνει την ανάλυση στο μισό χωρίς να επηρεάζει την κλίμακα, και στη συνέχεια υποβάλλεται σε υποδειγματοληψία κατά 2, διπλασιάζοντας έτσι την κλίμακά του. Στην παραπάνω διαδικασία υπονοείται ότι ο αριθμός των δειγμάτων είναι δύναμη του 2, και μπορεί να θεωρηθεί πως σε κάθε περίπτωση ισχύει αυτή η υπόθεση χωρίς βλάβη της γενικότητας.

Έστω ένα αρχικό σήμα με μέγιστη συχνότητα π rad/sec. Κατά τον διακριτό μετασχηματισμό κυματιδίου, το αρχικό αυτό σήμα, με μέγιστη συχνότητα π και αριθμό δειγμάτων N , θα περάσει από δύο φίλτρα, ένα βαθυπερατό, και ένα υψιπερατό. Το πρώτο φίλτρο θα κρατήσει τις συχνότητες από 0 έως $\pi/2$. Συνεπώς διώχνοντας τις υψηλές συχνότητες διώχνει τις σημαντικότερες λεπτομέρειες του σήματος, πραγματοποιώντας ένα είδος εξομάλυνσης και άρα ελαττώνει την ανάλυση του σήματος στο μισό, χωρίς όμως να αλλάζει η κλίμακα, αφού ο αριθμός των δειγμάτων παραμένει ο ίδιος. Η μέγιστη συχνότητα που υπάρχει πια στο σήμα είναι η $\pi/2$, συνεπώς η συχνότητα δειγματοληψίας σύμφωνα με το θεώρημα του Shannon[16] δεν είναι ανάγκη να είναι 2π αλλά π rad/sec. Ο τρόπος που θα επιτευχθεί η μείωση του ρυθμού δειγματοληψίας είναι αφαιρώντας ορισμένα δείγματα από το σήμα, και συγκεκριμένα κάθε δεύτερο δείγμα (υποδειγματοληψία κατά 2). Με τον τρόπο αυτό αφαιρείται η πλεονάζουσα πληροφορία από το σήμα και διπλασιάζεται η κλίμακα του σήματος. Η ανάλυση προφανώς δεν επηρεάζεται, αφού στο σήμα εξακολουθεί να υπάρχει η ίδια πληροφορία.

Με αντίστοιχο τρόπο το αρχικό σήμα περνά από ένα υψιπερατό φίλτρο που κρατά το πάνω μισό του φάσματος του σήματος, τις συχνότητες δηλαδή από $\pi/2$ έως π rad/sec. Σε αυτό το νέο σήμα περιλαμβάνονται όλες οι λεπτομέρειες του αρχικού σήματος, αφού το υψιπερατό φίλτρο επιτρέπει την διέλευση των υψηλών συχνοτήτων. Η ανάλυση λοιπόν παραμένει σταθερή, σε αντίθεση με προηγουμένως. Αυτή η πληροφορία υποβάλλεται σε μια διαδικασία υποδειγματοληψίας κατά 2, και στη συνέχεια κρατώνται τα $N/2$ αυτά δείγματα ως συνιστώσες του Δ.Μ.Κ πρώτου επιπέδου.

Με τον ίδιο ακριβώς τρόπο θα προκύψουν στη συνέχεια το δεύτερο επίπεδο των συνιστωσών του Δ.Μ.Κ, που θα έχουν πλήθος $N/4$. Τελικά όλο το σήμα υποβάλλεται σε μια ακολουθία φιλτράρισματος (υποδιπλασιασμού της ανάλυσης) και υποδειγματοληψίας κατά 2 για τον διπλασιασμό της κλίμακας. Η όλη ακολουθία των πράξεων φαίνεται στο Σχήμα 4.6 Τελικά θα προκύψουν N

συνιστώσες, όσα ακριβώς δείγματα είχε και το αρχικό σήμα. Τα επίπεδα ανάλυσης που σχηματίζονται είναι $\log_2 N$ στον αριθμό. Η μέγιστη ανάλυση εντοπίζεται στο επίπεδο $\log_2 N - 1$, η αμέσως μικρότερη στο $\log_2 N - 2$, και η μικρότερη δυνατή στο επίπεδο 0.



Σχήμα 4.6: Αλγόριθμος του αλγορίθμου υποζώνης (subband coding).

Όπως φαίνεται, λοιπόν, σε όσα περισσότερα επίπεδα (levels) εξελίσσεται ο κώδικας υποζώνης, τόσο μικρότερες συχνότητες μπορούν να μελετηθούν. Συνεπώς, προκειμένου να βρεθεί σε πόσα επίπεδα θα εφαρμοστεί ο αλγόριθμος, πρέπει να βρεθούν οι χαμηλότερες συχνότητες που περιλαμβάνει το προς μελέτη σήμα. Το εύρος συχνοτήτων των σημάτων ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος που εξετάζονται στα πλαίσια της παρούσας εργασίας είναι 0,5-70 Hz. Συνεπώς, απαιτείται να εφαρμοστεί ο μετασχηματισμός κυματιδίου σε 7 επίπεδα.

4.4.2 Συντελεστές Προσέγγισης και Λεπτομέρειας

Όπως αναλύθηκε στην προηγούμενη παράγραφο, κατά την εφαρμογή του διακριτού μετασχηματισμού κυματιδίου, σε κάθε επίπεδο, το σήμα διέρχεται από ένα βαθυπερατό και από ένα υψιπερατό φίλτρο. Η έξοδος του βαθυπερατού φίλτρου δίνει τους *συντελεστές προσέγγισης* (*approximation coefficients*) ενώ η έξοδος του υψιπερατού φίλτρου δίνει τους *συντελεστές λεπτομέρειας* (*detail coefficients*). Αν η συνάρτηση κλίμακας $\phi_{j,k}(t)$ και η συνάρτηση κυματιδίου $\psi_{j,k}(t)$ είναι ορθοκανονικές συναρτήσεις, τότε οι συντελεστές προσέγγισης $CA_{j-1}(k)$ και οι συντελεστές λεπτομέρειας $CD_{j-1}(k)$ υπολογίζονται παίρνοντας τα εσωτερικά γινόμενα

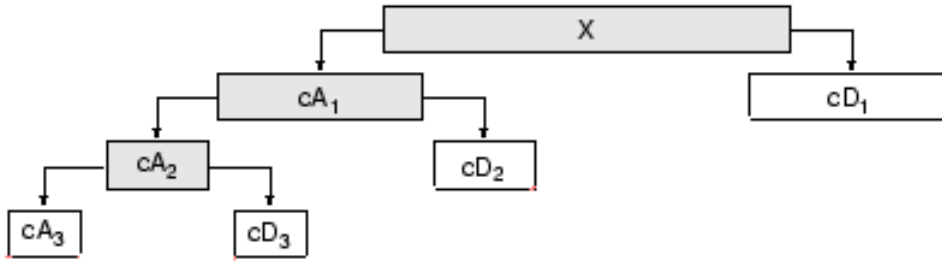
$$CA_{j-1}(k) = \langle x(t), \phi_{j,k}(t) \rangle \quad (4.14)$$

και

$$CD_{j-1}(k) = \langle x(t), \psi_{j,k}(t) \rangle \quad (4.15)$$

αντίστοιχα.

Η διαδικασία εξαγωγής των συντελεστών προσέγγισης και των συντελεστών λεπτομέρειας φαίνεται εποπτικά στο Σχήμα 4.7 για 3 επίπεδα ανάλυσης.



Σχήμα 4.7: Σχηματική απεικόνιση της εξαγωγής των *συντελεστών λεπτομέρειας* (cD) και των *συντελεστών προσέγγισης* (cA)

4.5 Μετρικές σχέσεις κυματιδίου

Στην ενότητα αυτή παρατίθενται οι μετρικές σχέσεις που υπολογίζονται μετά από επεξεργασία του σήματος με τον διακριτό μετασχηματισμό κυματιδίου. Οι μετρικές αυτές χρησιμοποιούνται στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας για την εξαγωγή των συμπερασμάτων.

4.5.1 Ενέργεια κυματιδίου

Έστω $\gamma_j(k)$ οι συντελεστές κυματιδίου σε κάθε επίπεδο j της ανάλυσης. Η ενέργεια του κυματιδίου σε κάθε επίπεδο δίνεται από την σχέση [35] :

$$E_j = \sum_k |\gamma_j(k)|^2 \quad (4.16)$$

Η συνολική ενέργεια, λοιπόν, προκύπτει ως [35]:

$$E_{total} = \sum_j \sum_k |\gamma_j(k)|^2 = \sum_j E_j \quad (4.17)$$

4.5.2 Σχετική Ενέργεια κυματιδίου

Η σχετική ενέργεια κυματιδίου σε κάθε επίπεδο j δίνεται από την σχέση [35]

$$E_{rel,j} = \frac{E_j}{E_{total}} \quad (4.18)$$

Η σχετική ενέργεια στις διάφορες κλίμακες αποδίδει την πυκνότητα πιθανότητας για την ενέργεια. Δηλαδή, αποδίδει την κατανομή της ενέργειας σε κάθε κλίμακα σε σχέση με την ολική ενέργεια. Προφανώς, ισχύει [35]

$$\sum_j E_{rel,j} = 1 \quad (4.19)$$

Αυτή η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας αποτελεί χρήσιμο εργαλείο για την ανίχνευση και τον χαρακτηρισμό φαινομένων τόσο στο πεδίο του χρόνου όσο και στο πεδίο της συχνότητας.

4.5.3 Εντροπία κυματιδίου

Η ανάλυση κατά Shannon παρέχει ένα χρήσιμο κριτήριο για την ανάλυση και σύγκριση πυκνοτήτων πιθανότητας. Παρέχει ένα μέτρο της πληροφορίας που περιέχεται σε κάθε κατανομή. Η εντροπία κυματιδίου ορίζεται ως [35]

$$S = - \sum_j E_{rel,j} \ln[E_{rel,j}] \quad (4.20)$$

Η εντροπία κυματιδίου εμφανίζεται σαν ένα μέτρο της *τάξης/αταξίας* του σήματος, παρέχοντας χρήσιμη πληροφορία για την υποκείμενες δυναμικές διαδικασίες που σχετίζονται με το σήμα. Συγκεκριμένα, μία «τακτική» διαδικασία μπορεί να αναπαρασταθεί από ένα περιοδικό σήμα μίας συχνότητας (ή σήμα με φάσμα πολύ στενού εύρους). Η απεικόνιση κυματιδίου ενός τέτοιου σήματος μπορεί να γίνει σε ένα μόνο επίπεδο ανάλυσης. Συνεπώς, όλες οι σχετικές ενέργειες κυματιδίου θα είναι σχεδόν μηδενικές εκτός από το συγκεκριμένο επίπεδο ανάλυσης, όπου η σχετική ενέργεια κυματιδίου θα είναι σχεδόν ίση με μονάδα. Σαν αποτέλεσμα, η εντροπία θα πάρει μία πολύ μικρή, σχεδόν μηδενική τιμή. Αντίθετα, ένα σήμα που προκαλείται από μία τελείως τυχαία διαδικασία μπορεί να θεωρηθεί αντιπροσωπευτικό συμπεριφοράς που χαρακτηρίζεται από μεγάλη «αταξία». Ένα σήμα τέτοιου είδους θα έχει απεικόνιση κυματιδίου με κατανομές από διάφορες ζώνες συχνοτήτων οι οποίες μπορούν να θεωρηθούν ίδιας τάξης. Συνεπώς, η σχετική ενέργεια θα είναι σχεδόν ίδια σε όλα τα επίπεδα ανάλυσης, και η εντροπία θα πάρει τη μέγιστη δυνατή τιμή της.

Κεφάλαιο 5

Αποτελέσματα και Συζήτηση

5.1 Συσχέτιση Μετρικών Δεικτών και Υποκείμενων Εγκεφαλικών Λειτουργιών

Κατά καιρούς έχουν διατυπωθεί διάφορες θεωρίες όσον αφορά τον τρόπο με τον οποίο ο τεράστιος αριθμός νευρώνων στον ανθρώπινο εγκέφαλο αλληλεπιδρά προκειμένου να επιτελεστούν οι διάφορες λειτουργίες. Ωστόσο τα τελευταία χρόνια, η δράση των νευρικών κυττάρων ως *νευρικών ταλαντωτών* και η ιδέα του *συγχρονισμού* των δυναμικών στον εγκέφαλο ως βασικό μηχανισμό της επικοινωνίας των νευρώνων θεωρείται από τους πιο πιθανούς μηχανισμούς. Η θεωρία αυτή έχει την βάση της στην εργασία των N.E Vredensky και A.A Ukhtomsky [36]. Στην αρχή του αιώνα προτάθηκε ότι ο αριθμός των κύκλων διέγερσης στην μονάδα του χρόνου, δηλαδή η *συχνότητα εκφόρτισης*, είναι μια σημαντική παράμετρος, η οποία χαρακτηρίζει την λειτουργική κατάσταση μια νευρωνικής δομής και σχετίζεται με την παράμετρο της *λειτουργικής αστάθειας*. Ο A.A. Ukhtomsky πρότεινε, επίσης, ότι η ταύτιση της λειτουργικής αστάθειας δύο δομών είναι αυτή που ευνοεί την λειτουργική τους σύνδεση. Επεκτείνοντας αυτές τις ιδέες, οι M.N. Livanov (1977)([37]) και V.S. Rusinov (1973)([36]) πρότειναν ότι οι βασικοί ρυθμοί του ΗΕΓ αντικατοπτρίζουν την παράμετρο της λειτουργικής αστάθειας. Επομένως, ο συγχρονισμός των σημάτων ΗΕΓ μπορεί να υποδείξει την λειτουργική σύνδεση μεταξύ δύο ή και περισσότερων περιοχών του εγκεφαλικού φλοιού. Στο κεντρικό νευρικό σύστημα, τα νευρικά κύτταρα βρίσκονται σε μια συνεχή ταλάντωση του δυναμικού της κυτταρικής μεμβράνης τους, γεγονός που τα καθιστά ισοδύναμα με νευρικούς ταλαντωτές. Κατά τον συγχρονισμό λοιπόν των σημάτων ΗΕΓ, σήματα από τον ένα νευρικό ταλαντωτή επαναλαμβάνόμενα φτάνουν στον άλλο ταλαντωτή σε μια και σταθερή φάση, αυτήν του κύκλου διέγερσης. Όταν η φάση αυτή είναι η κατάλληλη τότε το κατώφλι διέγερσης του δεύτερου ταλαντωτή πέφτει, υποβοηθώντας την αντίδραση του νευρώνα και το ξεκίνημα μιας συντονισμένης δραστηριότητας με τον πρώτο νευρώνα. Αντίθετα, αν η φάση δεν είναι η κατάλληλη τότε το μήνυμα δεν μπορεί να ληφθεί και η σύνδεση σταματά. Έτσι τόσο η συχνοτική ταύτιση, όσο και η κατάλληλη φασική σχέση καθορίζουν την επικοινωνία μεταξύ των νευρώνων. Με άλλα λόγια, αυτή η φασική σχέση δρα ως διακόπτης της σύνδεσης δύο νευρώνων αλλά και της κατεύθυνσης μεταφοράς τους μηνύματος καθώς και οι δύο νευρώνες βρίσκονται σε μια διαδικασία "διαλόγου" και ο καθένας από αυτούς μπορεί να είναι πομπός ή δέκτης του μηνύματος.

Υπό την επίδραση, λοιπόν, εξωτερικού ερεθίσματος που οδηγεί στην μετάβαση από το απλό ΗΕΓ στα Π.Δ οι προαναφερθείσες ταλαντώσεις συγχρονίζονται. Αυτό οδηγεί στην *μετάβαση από μία άτακτη σε μία τακτική κατάσταση*[38],[39],[40],[41]. Όπως χαρακτηριστικά αναφέρεται στην εργασία των Rosso,Blanco[42], το ΗΕΓ μπορεί να θεωρηθεί ότι αντανακλά την δραστηριότητα ενός συνόλου γεννητριών που προκαλούν διακυμάνσεις σε διάφορες συχνότητες. Μετά από εξωτερική διέγερση αυτές ξεκινούν να συνεργάζονται υπό ένα συναφή τρόπο με αποτέλεσμα να σημειώνεται

μετάβαση από μία άτακτη σε μία τακτική διαδικασία που συνοδεύεται από φαινόμενα όπως σταθεροποίηση της συχνότητας, συγχρονισμό και την καταγραφή Π.Δ στο σήμα ΗΕΓ.

Η εντροπία είναι μία θερμοδυναμική ποσότητα που περιγράφει την ποσότητα της αταξίας σε ένα σύστημα. Με άλλα λόγια είναι ένα μέτρο της αβεβαιότητας της πληροφορίας σε μια στατιστική περιγραφή ενός συστήματος[43]. Μείωση, λοιπόν, της εντροπίας συνδέεται με την απόκριση σε κάποιο ερέθισμα, γεγονός που δείχνει ότι αυτές οι αποκρίσεις αντιστοιχούν σε μια πιο τακτική κατάσταση σε σχέση με το απλό ΗΕΓ.

Στο πλαίσιο της διπλωματικής εργασίας, χρησιμοποιώντας ως εργαλείο τον *Διακριτό Μετασχηματισμό Κυματιδίου*, υπολογίζεται η *κανονικοποιημένη εντροπία (normalized entropy)* στην απόκριση κάθε εθελοντή στους διαφορετικής χρονικής διάρκειας παλμούς. Επιπλέον, υπολογίζεται η *σχετική ενέργεια (relative energy)* για τις προαναφερθείσες αποκρίσεις για τους πέντε διαφορετικούς ρυθμούς (άλφα, βήτα, γάμμα, δέλτα, θήτα).

5.2 Παρουσίαση των αποτελεσμάτων-Παρατηρήσεις

Όπως έχει περιγραφεί σε προηγούμενο κεφάλαιο, η πειραματική διαδικασία συνίσταται στην καταγραφή σήματος ΗΕΓ από τον κάθε εθελοντή, χρησιμοποιώντας κάσκα 32 ηλεκτροδίων. Το συνολικό χρονικό διάστημα της καταγραφής είναι 5700msec, το οποίο δεδομένης της συχνότητας δειγματοληψίας ίσης με 1000Hz, οδηγεί σε σήματα 5700 δειγμάτων ανά επανάληψη. Επίσης, κάθε μια από τις έντεκα προκαθορισμένες στάθμες του παλμού δοκιμής επαναλαμβάνεται δέκα φορές οδηγώντας σε 110 επαναλήψεις του πειράματος ανά συνεδρία. Το σύνολο των εθελοντών αποτελείται από 10 εθελοντές. Από τα παραπάνω, είναι φανερό ότι ο όγκος των δεδομένων είναι μεγάλος, γεγονός που απαιτεί ειδική επεξεργασία τους για την εξαγωγή πληροφορίας από το σήμα.

Η επεξεργασία των σημάτων ΗΕΓ πραγματοποιήθηκε με τη χρήση της μαθηματικής πλατφόρμας MATLAB και η διαδικασία που ακολουθήθηκε είναι η εξής:

- Επιλογή από το αρχείο των καταγεγραμμένων σημάτων της καταγραφής που αντιστοιχεί σε έναν εθελοντή.
- Υπολογισμός του Διακριτού Μετασχηματισμού Κυματιδίου με την χρήση του MATLAB.
- Υπολογισμός των μετρικών δεικτών της ενέργειας, της σχετικής ενέργειας για κάθε ρυθμό και της κανονικοποιημένης εντροπίας όπως ορίστηκαν στο κεφάλαιο 3 για κάθε ένα ηλεκτρόδιο. Έτσι για κάθε εθελοντή προκύπτει ένας πίνακας που έχει 3520 σειρές (110 trials*32ηλεκτροδία) και 6 στήλες, μία για κάθε μετρική(σχετική ενέργεια στους 5 ρυθμούς και κανονικοποιημένη εντροπία)
- Επανάληψη της διαδικασίας για το σύνολο των εθελοντών
- Λήψη του μέσου όρου για κάθε μετρικό δείκτη που αντιστοιχεί σε κάθε διαφορετικής χρονικής διάρκειας παλμό (κάθε είδος παλμού ακούγεται 10 φορές, λήψη μέσου όρου αυτών) και λήψη μέσου όρου των τιμών κάθε μετρικού δείκτη στο σύνολο των εθελοντών. Έτσι, προκύπτει ένα σύνολο γραφικών που απεικονίζουν τις 6 προαναφερθείσες μετρικές (σχετική ενέργεια στους πέντε ρυθμούς και κανονικοποιημένη εντροπία) στα 32 ηλεκτροδία.
- Χρήση των δυνατοτήτων του pivottable του excel για ομαδοποίηση των αποτελεσμάτων σε λοβούς και τμήματα του εγκεφάλου.

(Σημειώνεται, ότι παρόλο που στην διάκριση του εγκεφάλου σε βασικούς λοβούς δεν γίνεται κάπου αναφορά σε κεντρικό λοβό ως ξεχωριστή λειτουργική περιοχή γίνεται αναφορά σε αυτόν ομαδοποιώντας τα ηλεκτροδία που ανήκουν κοντά στην κεντρική εγκεφαλική αύλακα.)

Στη συνέχεια, παρουσιάζεται ένα σύνολο παρατηρήσεων σχετικά με τις προκύπτουσες γραφικές παραστάσεις οι οποίες παρατίθενται στο παράρτημα της εργασίας.

- Κανονικοποιημένη εντροπία:

Ο μετρικός δείκτης της κανονικοποιημένης εντροπίας (N.E) (Σχήμα Α'.1) βρέθηκε ότι λαμβάνει τιμές στο διάστημα:

$$0.062 \leq NE \leq 0.378 \quad (5.1)$$

Παρατηρείται ότι για όλα τα ηλεκτρόδια εκτός από τα $Fp2$, $FC5$, $P3$, $O1$, $T8$ ο δείκτης εμφανίζει ολικό ελάχιστο όταν η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **560 msec**. Στα υπόλοιπα ηλεκτρόδια μπορεί να μην είναι ολικό ελάχιστο αλλά αποτελεί τοπικό ελάχιστο. Σε όλα τα ηλεκτρόδια εκτός από το Pz η κανονικοποιημένη εντροπία εμφανίζει ολικό ή τοπικό μέγιστο στα **460 msec**.

Λαμβάνει τις μικρότερες τιμές της στον **χροταφικό λοβό (temporal lobe)** και μεταξύ **μετωπιαίου και κεντρικού λοβού (frontal-central lobes)** ενώ τις μεγαλύτερες στον **occipital** και **parietal** λοβό.

Λαμβάνει τις μικρότερες τιμές της στα ηλεκτρόδια που είναι τοποθετημένα πάνω από το δεξί τμήμα του εγκεφάλου.

- Σχετική ενέργεια: Ο μετρικός δείκτης της σχετικής ενέργειας (Σχήματα Α'.2-Α'.6) βρέθηκε ότι λαμβάνει τιμές στο διάστημα:

$$0.001 \leq RE \leq 0.934 \quad (5.2)$$

Η σχετική ενέργεια ακολουθεί ίδιο μοτίβο με την κανονικοποιημένη εντροπία για όλους τους ρυθμούς εκτός από τον **ρυθμό δέλτα** όπου σημειώνονται και οι μέγιστες τιμές της. Στον ρυθμό δέλτα παρατηρείται ένα εντελώς διαφορετικό μοτίβο με ελάχιστο στα 460 msec και μέγιστο στα 560 msec

Αν εξαιρεθεί ο ρυθμός δέλτα, η σχετική ενέργεια παίρνει μέγιστες τιμές στον **ρυθμό γάμμα** και ελάχιστες στον ρυθμό **θήτα** και **άλφα**.

5.3 Συζήτηση

Παρατηρείται ότι το σημείο το οποίο αντιστοιχεί στον παλμό δοκιμής με χρονική διάρκεια 560 msec αποτελεί ακρότατο για το σύνολο σχεδόν των γραφικών παραστάσεων (Σχήματα Α'.1-Α'.6), οπότε ο σχολιασμός του κρίνεται απαραίτητος. Μια σημαντική σύνδεση των αποτελεσμάτων της ψυχοακουστικής επεξεργασίας των απαντήσεων του εθελοντή και των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από την ανάλυση του σήματος ΗΕΓ με χρήση του Διακριτού Μετασχηματισμού Κυματιδίου, μπορεί να προκύψει ανακαλώντας τον Πίνακα 2.2. Επισημαίνεται ότι το σημείο όπου παλμός δοκιμής έχει διάρκεια ίση με 560ms, απέχει από το σημείο που οι δύο παλμοί (αναφοράς και δοκιμής) είναι ίσοι μεταξύ τους (διάρκεια 500ms) απόσταση ίση με 60ms. Στον Πίνακα, η μέση **Ελάχιστη Αντιληπτή Διαφορά** με την χρήση της τεχνικής Α βρέθηκε ίση με 40.47ms. Η τιμή αυτή σε συνδυασμό με την τυπική απόκλιση ίση με 31.79ms καθιστούν το 60ms αρκετά "κοντά" στην μέση Ελάχιστη Αντιληπτή διαφορά. Αν υποθεθεί λοιπόν ότι τα 60ms αποτελούν την πραγματική μέση Ελάχιστη Αντιληπτή Διαφορά για το δείγμα των 10 εθελοντών που συμμετείχε στο πείραμα, η αλλαγή στον τρόπο της μεταφοράς πληροφορίας στο σημείο αυτό και άρα της τάξης του συστήματος θα μπορούσε να οφείλεται στην ιδιαίτερα "σημαντική θέση" του σημείου αυτού στην ψυχοακουστική διαδικασία. Συγκεκριμένα, η μεγάλη μείωση της τιμής της εντροπίας στο σημείο που αντιστοιχεί στον παλμό με χρονική διάρκεια 560ms οφείλεται στις μεγάλες τιμές της σχετικής ενέργειας του ρυθμού δέλτα στο σημείο αυτό και στην επικράτησή του. Αντίστοιχα, μέγιστα ακρότατα εμφανίζονται στα 460msec που απέχουν απόσταση 40 ms από τον παλμό αναφοράς. Αυτή η διαφορά στο είδος των ακροτάτων ανάλογα με το αν ο παλμός είναι μικρότερος ή μεγαλύτερος σε σχέση με τον παλμό

αναφοράς, οδηγεί στην υπόθεση ότι διαφορετικοί είδους σύγκριση οδηγεί σε διαφορετικό τρόπο συνεργασίας των νευρώνων και διαφορετικού βαθμού τάξης του συστήματος.

Οι πολύ μεγάλες τιμές που παίρνει η σχετική ενέργεια στον ρυθμό δέλτα όπως φαίνεται στο Σχήμα Α'.2 οδηγούν σε επικράτηση του ρυθμού αυτού. Ως αποτέλεσμα η σχετική ενέργεια σε αυτό τον ρυθμό παίζει καθοριστικό ρόλο στη διαμόρφωση της εντροπίας. Αυτή η επικράτηση του ρυθμού δέλτα παρατηρήθηκε και στο πλαίσιο της εργασίας των Schurmann Basar[45] και Stampfer και Basar[46] σε πειράματα με ακουστικά ερεθίσματα. Στην εργασία μάλιστα των παραπάνω υποστηρίζεται ότι οι κυματομορφές δέλτα αυξάνονται κατά την διάρκεια δύσκολων πνευματικών δραστηριοτήτων που απαιτούν συγκέντρωση, υπόθεση που έρχεται σε συμφωνία με την φύση του πειράματος της παρούσας εργασίας. Επίσης, και οι Alsan, Hakan Yasemin [47] είχαν οδηγηθεί στο συμπέρασμα ότι ο ρυθμός δέλτα συνδέεται με καθήκοντα που απαιτούν μεγάλη προσοχή. Πιο πρόσφατα, το 2011, ο Gennady G. Knyazev [48] ασχολήθηκε με τον ρυθμό αυτό και τον συσχέτισε με την προσοχή (attention). Ο ρόλος του ρυθμού δέλτα, λοιπόν, αποτελεί το επίκεντρο αρκετών ερευνητικών εργασιών και ο προσδιορισμός του ρόλου αυτού αποτελεί μια σύγχρονη πρόκληση.

Οι μικρές τιμές της σχετικής ενέργειας στον ρυθμό άλφα (Σχήμα Α'.4) εξηγούνται από την διεξαγωγή του πειράματος σε εθελοντές που είχαν κλειστά μάτια[44].

Όπως φαίνεται από το Σχήμα Α'.8, η εντροπία λαμβάνει τις ελάχιστες τιμές στον *κροταφικό λοβό* (*temporal lobe*), και μεταξύ του *μετωπιαίου και κεντρικού λοβού* (*frontal-central lobe*). Αυτό οδηγεί στην υπόθεση ότι οι νευρώνες των λοβών αυτών συνεργάζονται και συντονίζονται μειώνοντας την αταξία (εντροπία) του συστήματος και παίζουν σημαντικό ρόλο στην απόκριση στο ακουστικό ερέθισμα. Πράγματι, σύμφωνα με την βιβλιογραφία, στον κροταφικό λοβό βρίσκονται οι νευρώνες που σχετίζονται με την λήψη και επεξεργασία ακουστικού ερεθίσματος [49]. Η ίδια παρατήρηση αναφέρεται και σε άλλες εργασίες [50],[51] στις οποίες μάλιστα παρατηρείται ενεργοποίηση νευρώνων κατά την απόκριση σε ακουστικό ερέθισμα στον μετωπιαίο λοβό και συσχέτιση των νευρώνων του λοβού αυτού με την αυξημένη προσοχή και τη βραχυπρόθεσμη μνήμη (*short term memory*).

Τέλος, όπως φαίνεται από το Σχήμα Α'.7, παρατηρώντας το τι συμβαίνει ευρύτερα, εντοπίζονται ελάχιστες τιμές εντροπίας στα ηλεκτρόδια που αντιστοιχούν σε νευρώνες του δεξιού ημισφαιρίου. Αυτό οδηγεί στην υπόθεση ότι οι νευρώνες οι οποίοι συνεργάζονται και συντονίζονται οδηγώντας σε τακτικό σύστημα βρίσκονται κυρίως στο δεξί ημισφαίριο.

Σε αυτό σημείο κρίνεται αναγκαίο να τονιστεί η ανάγκη για επέκταση του πειράματος σε μεγαλύτερο δείγμα εθελοντών, για την επικύρωση ή την απόρριψη κάποιων από τα παραπάνω αποτελέσματα. Είναι επίσης επιτακτική ανάγκη, η συνεργασία με επιστήμονες από διαφορετικούς τομείς (π.χ ψυχιάτρους, νευρολόγους, νευροφυσιολόγους και μηχανικούς) για την βαθύτερη μελέτη και κατανόηση των διαφόρων συστατικών που συνιστούν την πολύπλοκη εγκεφαλική δραστηριότητα. Στο πλαίσιο της διπλωματικής εργασίας, καταγράφονται κάποιες παρατηρήσεις και διατυπώνονται κάποιες υποθέσεις, η επιβεβαίωση και η επικύρωση των οποίων μπορεί να πραγματοποιηθεί μόνο υπό τις παραπάνω προϋποθέσεις. Επίσης, για την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων, είναι αναγκαία η λήψη μετρήσεων με συνδυασμό μεθόδων απεικόνισης λειτουργικών διεργασιών όπως fMRI.

5.4 Μελλοντικές Επεκτάσεις

Η παρούσα πειραματική διαδικασία μπορεί να αποτελέσει την αφετηρία για σημαντική μελλοντική εργασία και ανοίγει νέες προοπτικές έρευνας. Αρχικά, αναδύεται η ανάγκη για επέκταση του πειράματος σε μεγαλύτερο αριθμό εθελοντών. Η επέκταση αυτή, παρέχοντας ένα μεγαλύτερο δειγματικό χώρο, θα επιτρέψει την ασφαλέστερη ανάδειξη των υποκείμενων εγκεφαλικών μηχανισμών που συμμετέχουν στη λήψη και επεξεργασία της ακουστικής πληροφορίας.

Επιπλέον, η παρούσα εργασία μπορεί να αποκτήσει μία επιπλέον διάσταση με την προσθήκη του παράγοντα της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Μάλιστα, η πτυχή αυτή αποτελεί ήδη μέρος της ερευνητικής δραστηριότητας του Εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απει-

κονιστικής Τεχνολογίας του Εθνικού Μετσοβίου Πολυτεχνείου. Πιο αναλυτικά, όπως αναφέρθηκε και στο κεφάλαιο που περιγράφει τον εξοπλισμό του εργαστηρίου, σε αυτόν συμπεριλαμβάνεται και η κεραία SPA/2000/80/8/0/V η οποία ωστόσο στο πλαίσιο της πειραματικής διαδικασίας από την οποία προέκυψαν τα δεδομένα της παρούσας εργασίας, δεν ακτινοβολεί. Η κεραία αυτή έχει την δυνατότητα να παράγει εντός του κλωβού που βρίσκεται ο εθελοντής, ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία όμοια με αυτή των τερματικών συσκευών κινητών επικοινωνιών 2ης και 3ης γενιάς. Μια πιθανή, λοιπόν, προέκταση είναι η επανάληψη της συνεδρίας για κάθε έναν από τους εθελοντές, παρουσία αυτήν την φορά, της ακτινοβολούσας κεραίας. Έτσι, θα είναι δυνατή η σύγκριση των αποτελεσμάτων, τόσο της ψυχοακουστικής επεξεργασίας των απαντήσεων των εθελοντών όσο και της ανάλυσης σήματος ΗΕΓ, μεταξύ των δύο συνεδριών, με και χωρίς την παρουσία του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου. Τα αποτελέσματα που θα προκύψουν από την σύγκριση αυτή σε συνδυασμό με την ταυτόχρονη αύξηση του αριθμού των εθελοντών θα επιτρέψουν την μελέτη της επίδρασης την ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στην ενεργοποίηση και αλληλεπίδραση διάφορων περιοχών του εγκεφάλου, κατά την διάρκεια ψυχοακουστικής δοκιμασίας. Εκτιμάται ότι η μελέτη αυτή θα είναι σε θέση να οδηγήσει σε απαντήσεις σε φλέγοντα ερώτημα της επικαιρότητας που αφορούν την επίδραση των συσκευών κινητής τηλεφωνίας στην λειτουργία των εγκεφαλικών δομών.

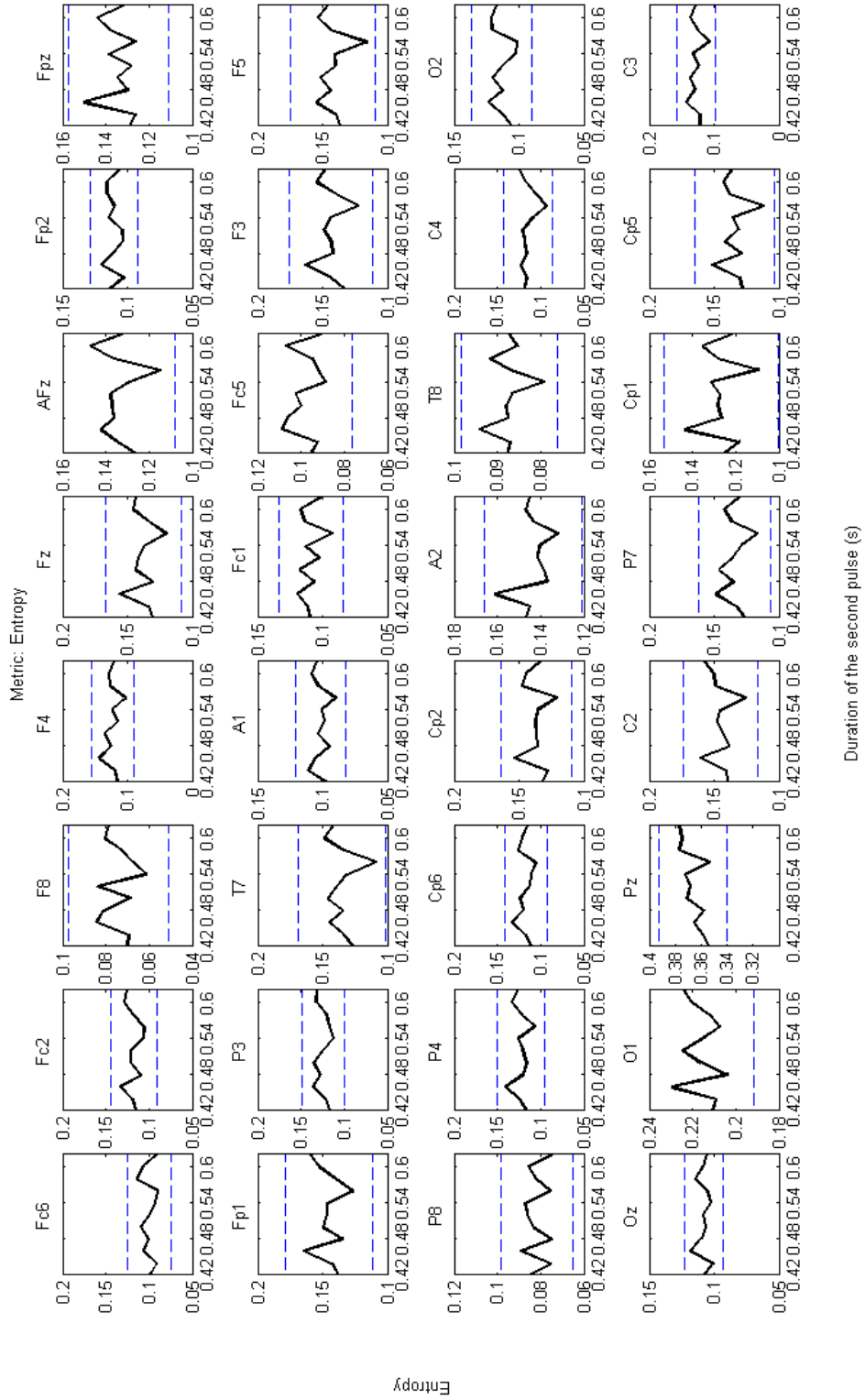
Επίσης, μια μελλοντική επέκταση της παρούσας ερεύνας θα μπορούσε να περιλαμβάνει τη διαφορική μελέτη των αποτελεσμάτων μεταξύ διαφορετικών ομάδων εθελοντών, υγιών ή μη. Για παράδειγμα, μέσα από το παρόν πείραμα είναι δυνατόν να αναδειχθούν διαφορές στη λήψη και κατανόηση της ακουστικής πληροφορία μεταξύ υγιών εθελοντών και εθελοντών που πάσχουν από κάποια νευρολογική ή ψυχιατρική ασθένεια (διάσπαση προσοχής, σχιζοφρένεια, δυσλεξία, μη ακεραιότητα ακουστικών οδών κ.τ.λ.). Η επέκταση αυτή θα είναι σε θέση να βοηθήσει τη μελέτη των ιδιαίτερων γνωρισμάτων κάθε μιας από αυτές τις ασθένειες και πιθανόν την ορθότερη διάγνωση και θεραπεία τους.

Τέλος, σημαντικά αποτελέσματα είναι δυνατό να προκύψουν από τον συνδυασμό διαφορετικών τεχνικών καταγραφής σημάτων εγκεφάλου και απεικονιστικών τεχνικών. Συγκεκριμένα, με τη χρήση εναλλακτικών τεχνικών όπως το Μαγνητοεγκεφαλογράφημα (Magnetoencephalography-MEG) και η Λειτουργική Μαγνητική Τομογραφία (functional Magnetic Resonance Imaging-fMRI) σε συνδυασμό με το ΗΕΓ, καθίσταται δυνατή η αξιοποίηση των προτερημάτων της κάθε μιας από αυτές και η εξάλειψη των αδυναμιών των άλλων. Με τον κατάλληλο εξοπλισμό, θα είναι δυνατή η προσέγγιση του προβλήματος από πολλές διαφορετικές οπτικές γωνίες οδηγώντας σε ασφαλέστερα αποτελέσματα για τη λειτουργία της πιο πολύπλοκης μέχρι σήμερα υπολογιστικής μηχανής, του ανθρώπινου εγκεφάλου.

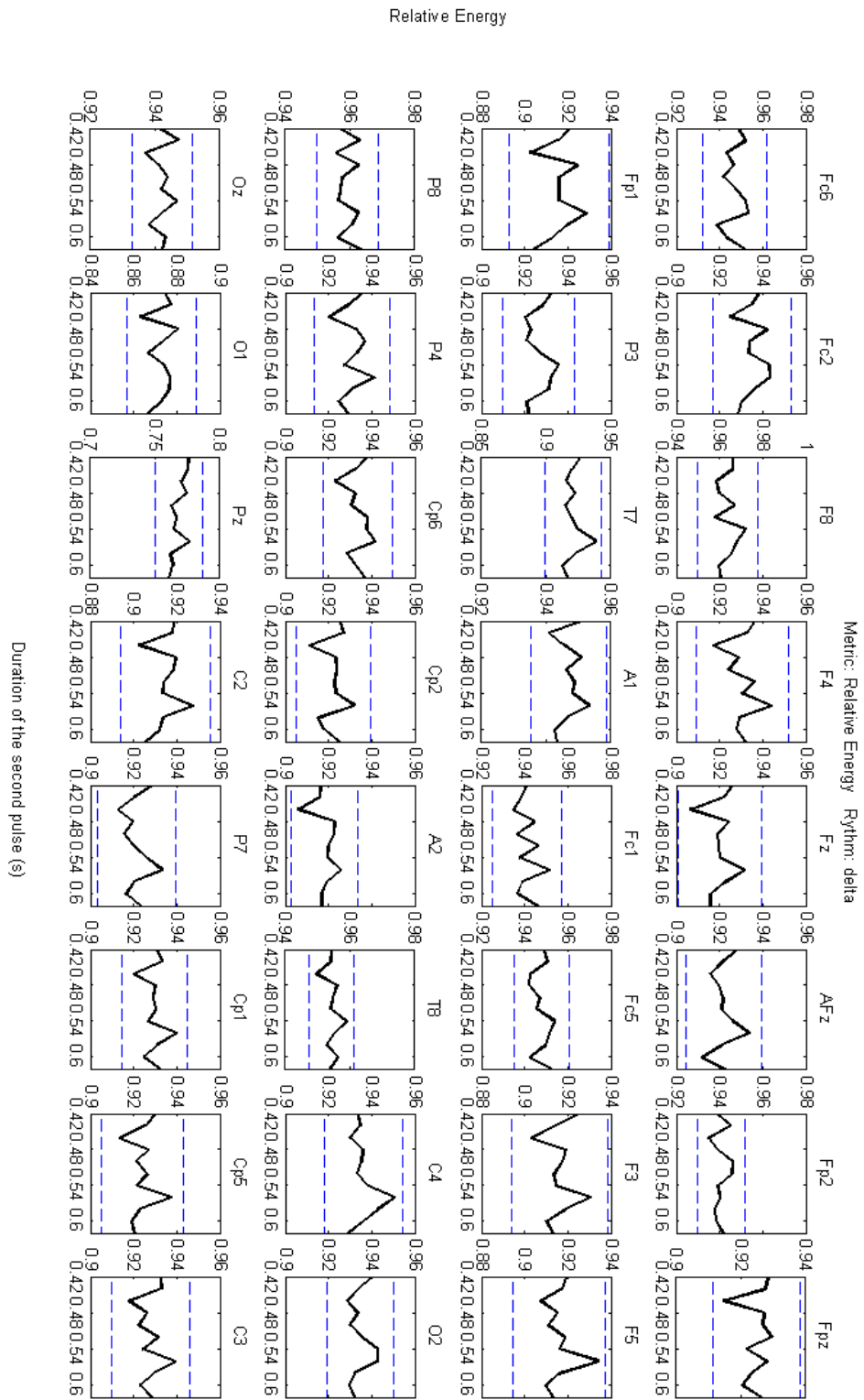
Παράρτημα Α΄

Αποτελέσματα επεξεργασίας σημάτων ΗΕΓ

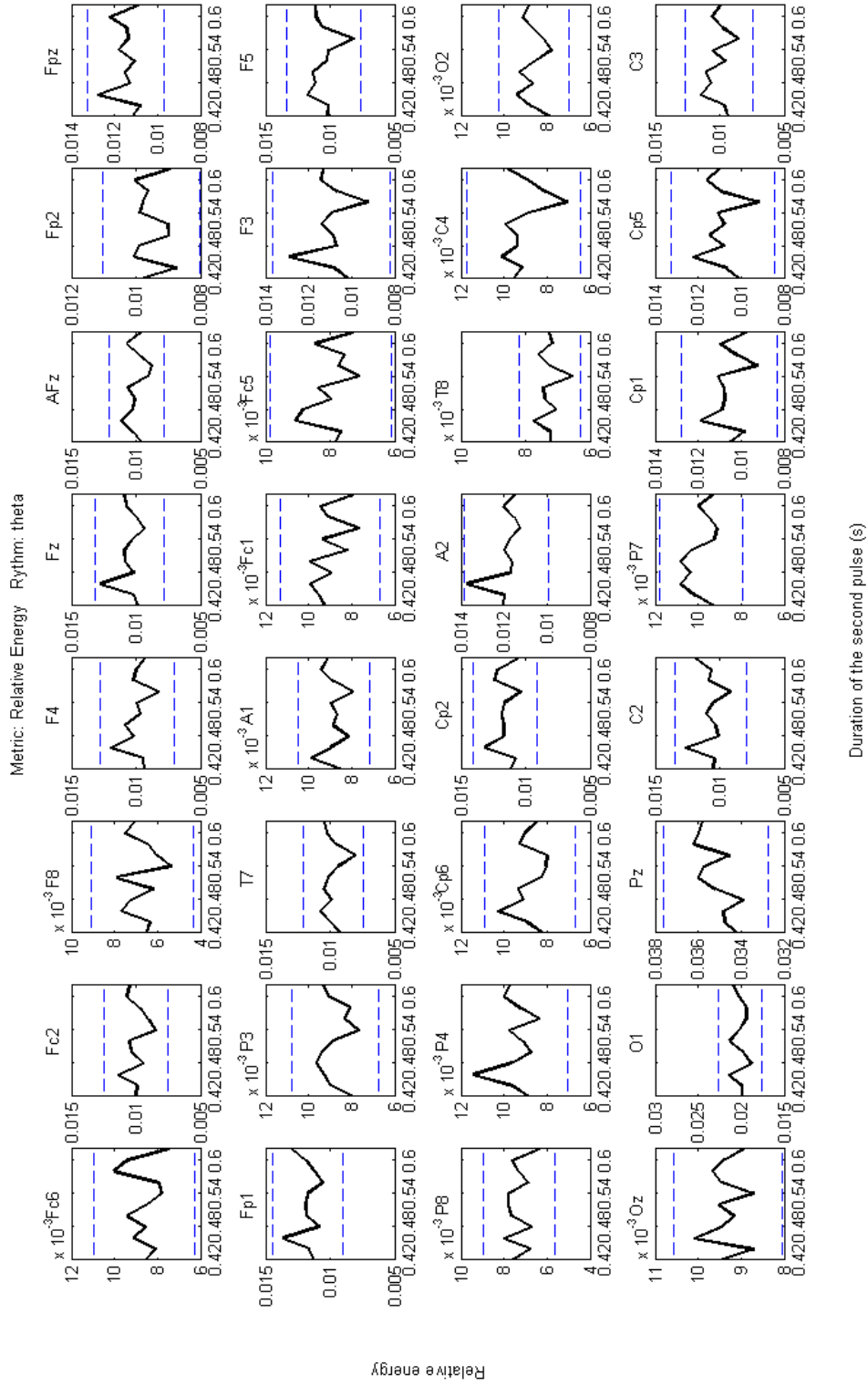
Ακολουθεί παράθεση των αποτελεσμάτων στα Σχήματα Α΄.1 έως Α΄.8. Με διακεκομμένη μπλε γραμμή φαίνονται τα επίπεδα από αντιστοιχούν στις τιμές $m + 3 \cdot \sigma$ και $m - 3 \cdot \sigma$ όπου m η μέση τιμή του σήματος και σ , η τυπική απόκλιση. Το γεγονός ότι οι μετρήσεις δεν υπερβαίνουν αυτά τα όρια αποτελεί διασφάλιση φυσιολογικών τιμών εντός των ορίων 3 φορές την τυπική απόκλιση.



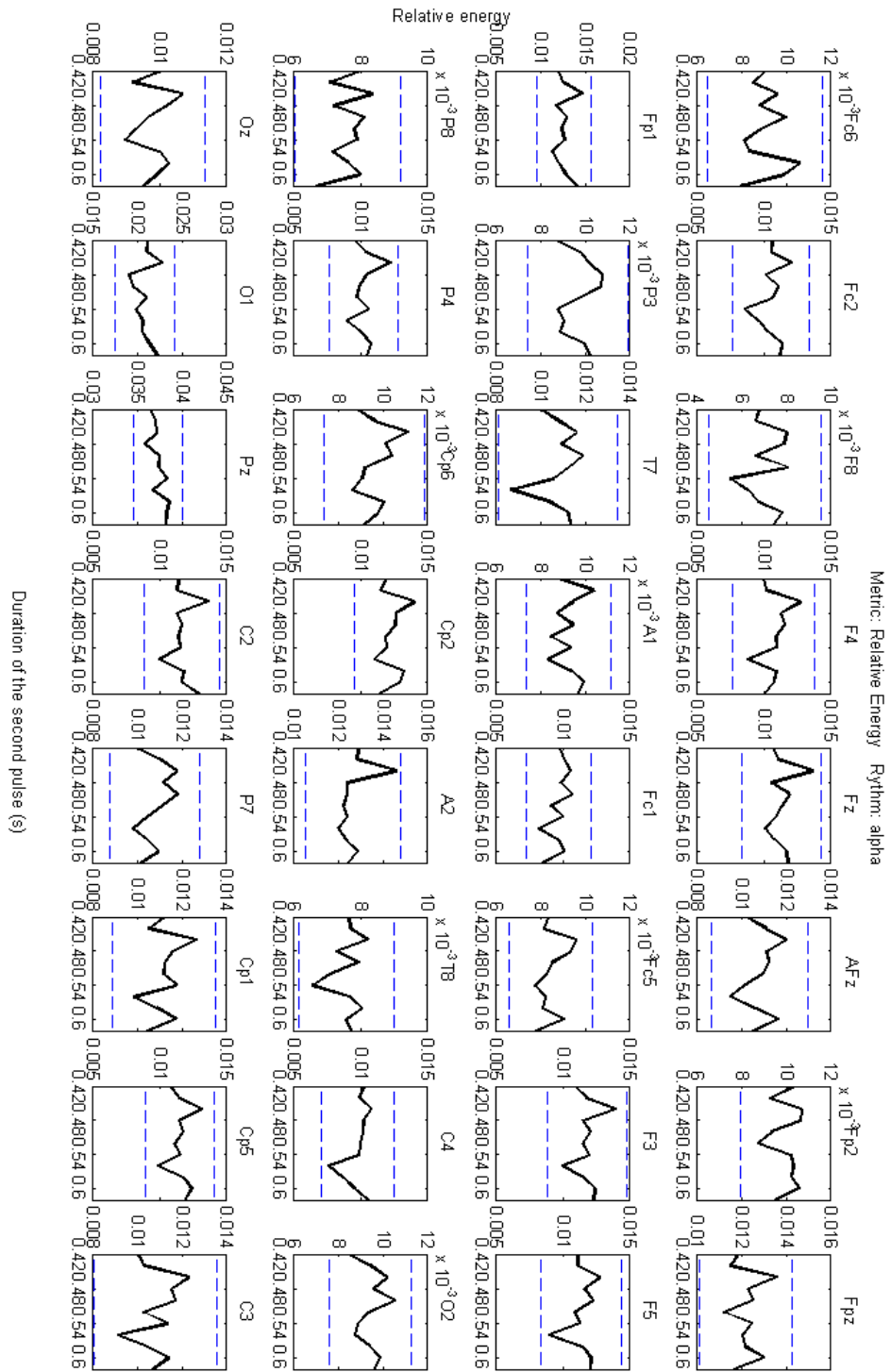
Σχήμα Α'1: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της **Κανονικοποιημένης Εντροπίας** για τα 32 ηλεκτρόδια.



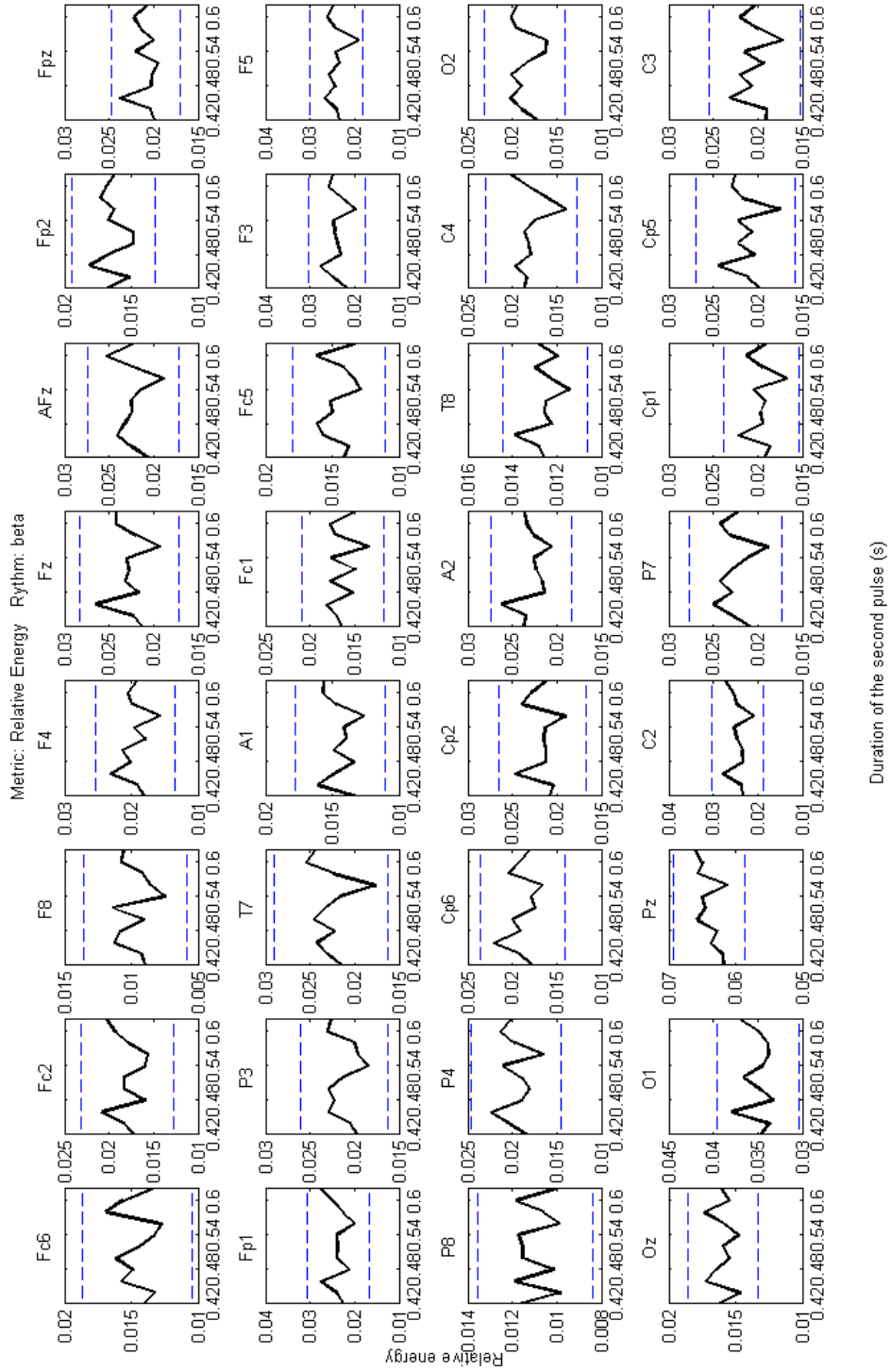
Σχήμα Α'.2: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Σχετικής Ενέργειας στον ρυθμό δέλτα, για τα 32 ηλექτρόδια.



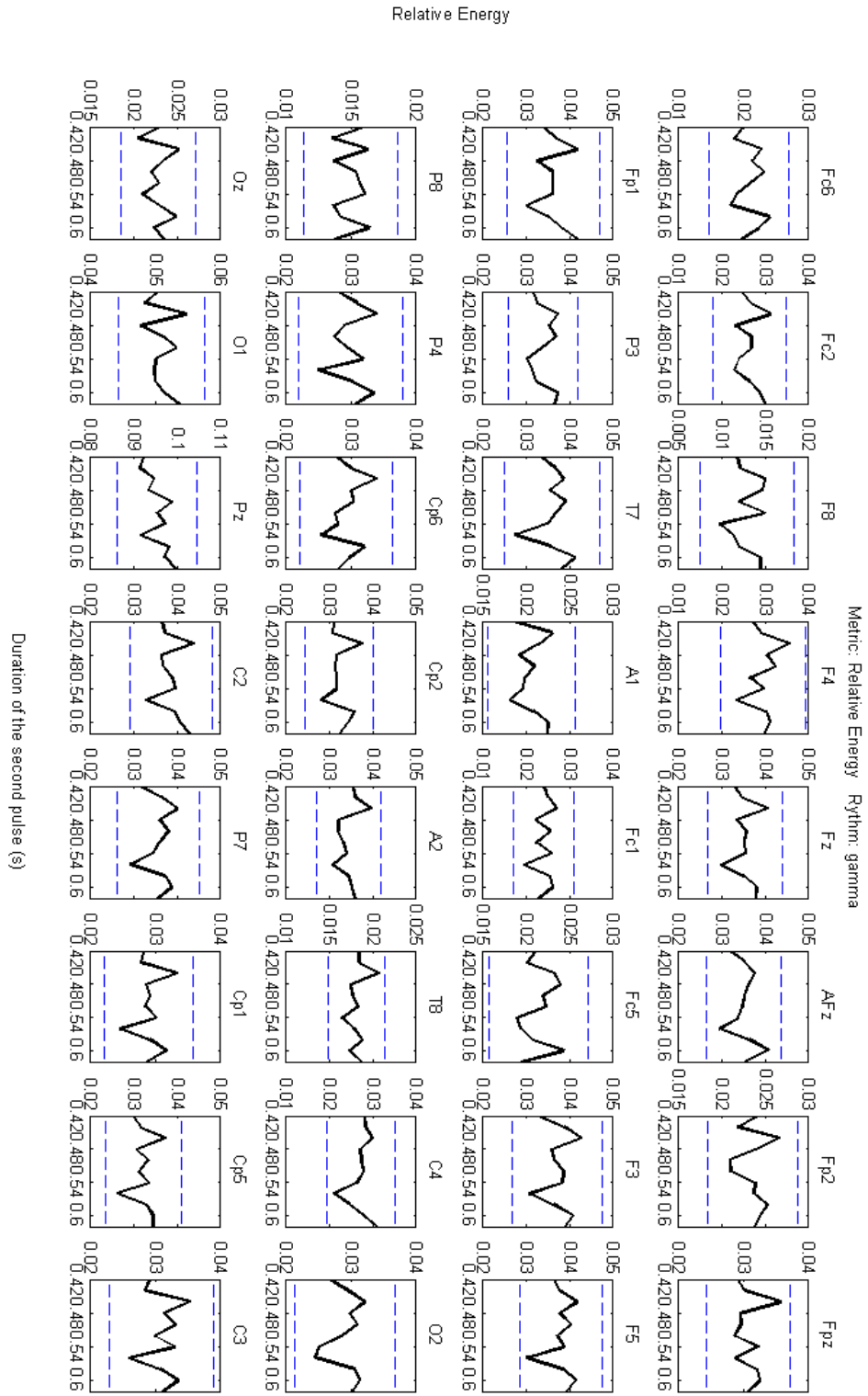
Σχήμα Α'3: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της **Σχετικής Ενέργειας** στον ρυθμό **θήτα**, για τα 32 ηλεκτρόδια.



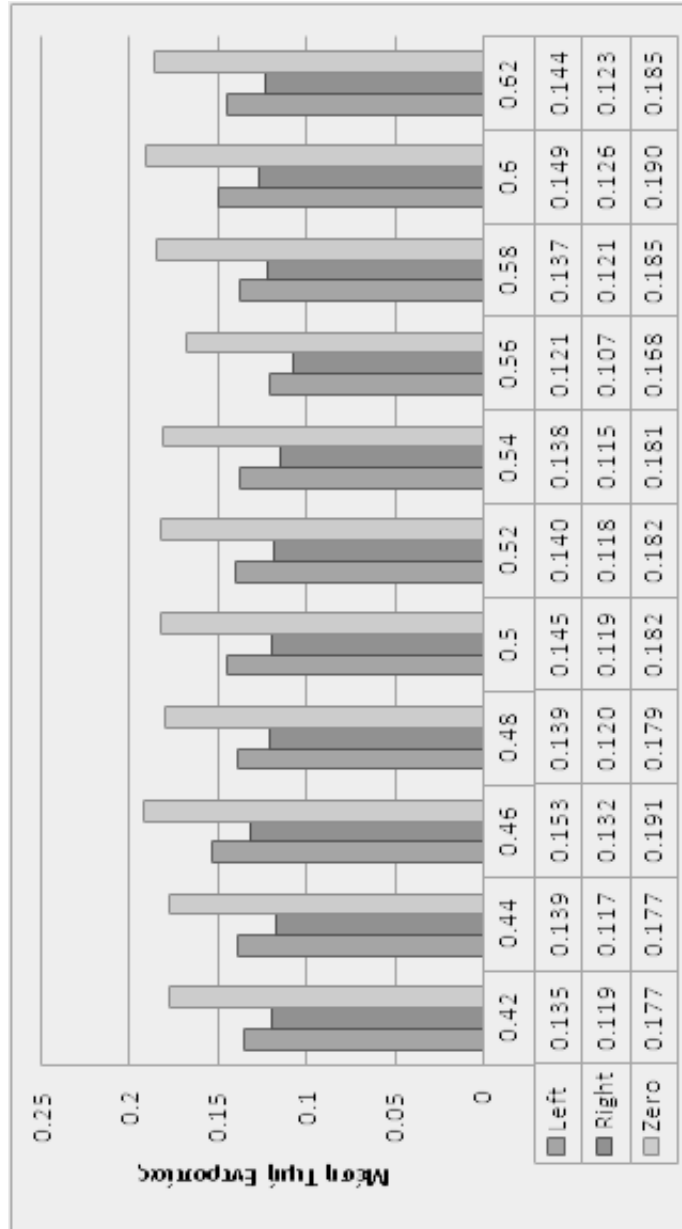
Σχήμα Α'.4: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της **Σχετικής Ενέργειας** στον ρυθμό **άλλα**, για τα 32 ηλექτρόδια.



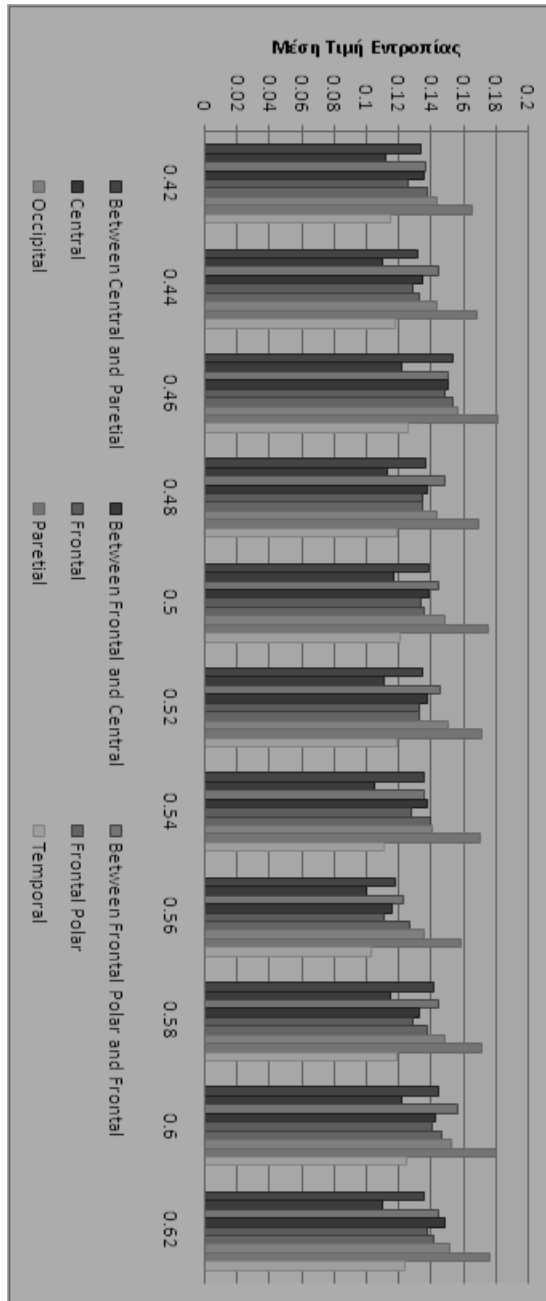
Σχήμα Α'5: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της **Σχετικής Ενέργειας** στον ρυθμό **βήτα**, για τα 32 ηλεκτρόδια.



Σχήμα Α'.6: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της **Σχετικής Ενέργειας** στον ρυθμό γάμμα, για τα 32 ηλεκτρόδια.



Σχήμα Α'7: Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής εντροπίας για τα 3 υποτμήματα του εγκεφάλου



Σχήμα Α'.8: Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής εντροπίας για τα διάφορους λοβούς του εγκεφάλου

Βιβλιογραφία

- [1] Sibylle Bertoli, Jacek Smurzynski, Rudolf Probst *"Temporal resolution in young and elderly subjects as measured by mismatch negativity and a psychoacoustic gap detection task"*, Clinical Neurophysiology 113, 2002, 396–406.
- [2] M.Uthera, D.H.J.Jansenc, M.Huotilainen, R.J.Ilmoniemi, R.Näätänen *"Mismatch negativity indexes auditory temporal resolution: evidence from event-related potential (ERP) and event-related field (ERF) recordings"*, Cognitive Brain Research 17, 2003, 685–691.
- [3] Christophe Micheyl, Robert P.Carlyon, Yury Shtyrov, Olaf Hauk, Tara Dodson and Friedemann Pullvermüller *"The Neurophysiological Basis of the Auditory Continuity Illusion: A Mismatch Negativity Study"*.
- [4] Takako Mitsudo, Yoshitaka Nakajima, Gerard B.Remijn, Hiroshige Takeichi, Yoshinobu Gotoll, Shozo Tobimatsu *"Electrophysiological Evidence of Auditory Temporal Perception Related to the Assimilation Between Two Neighboring Time Intervals"*, NeuroQuantology, March 2009, Vol 7, Issue 1, 114-127.
- [5] Jan Bennemann, Claudia Freigang, Erich Schröger, Rudolf Rübsamen and Nicole Richter *"Resolution of lateral acoustic space assessed by electroencephalography and psychoacoustics"*, Frontiers in Psychology, 11 June 2013.
- [6] Διονύσης-Δημήτρης Κουτσούρης, Σωτήρης Α. Παυλόπουλος, Ανδριάνα Α. Πρέντζα *"Εισαγωγή στην Βιοιατρική Τεχνολογία, Επεξεργασία & Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων"*, Εκδόσεις Α. Τζιόλα & Υιοί, ISBN: 978-960-418-026-4.
- [7] Cohen D. *"Magnetoencephalography"*, Adelman G. ed. *Encyclopedia of Neuroscience*, Birkhauser, Cambridge(USA), 601-604.
- [8] Νικήτα Κωνσταντίνα *"Προσομοίωση Φυσιολογικών Συστημάτων"*, Εκδόσεις Α. Τζιόλα & Υιοί, ISBN: 978-960-418-220-6.
- [9] Steven J.Luck *"An Introduction to Event-Related Potential Technique"*.
- [10] Niedermeyer, E. and Lopes da Silva, F.H., 1993 *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications and related fields*, 3rd edition, Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia.
- [11] Bronzino, J.D. 1995. Principles of Electroencephalography, *"The Biomedical Engineering Handbook"*, J.D. Bronzino e.d., CRC Press, Florida, 201-202.
- [12] Διδακτορική διατριβή της Μαρίας Ι. Χριστοπούλου *"Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ΗΜ ακτινοβολίας από τεχνητές συσκευές κινητών επικοινωνιών 2ης και 3ης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές"*.
- [13] Mark F Bear, Barry Connors, Michael Paradiso *"Neuroscience: Exploring the Brain"*, Lippincott, Williams and Wilkins, 3rd edition, ISBN: 078176003.

- [14] Tassinery, L.G.,gEEN,t.h., Cacioppo, J.T. and Edelberg, R.1990. Offset potentials and the electric stability of Ag/AgCl electrodes *Phycophysiology*,27,236-242.
- [15] Nagel, H.N. 1995. Biopotential Amplifiers, J.D. Bronzino ed.*The Biomedical Engineering Handbook*,1185-1195, CRC Press, Florida.
- [16] Oppenheim, Willsky, Nawab*Signals and Systems*,second edition,Prentice Hall.
- [17] Sutton,S.,Baren,M.,Zubin, J. and John E.R. 1965. *Evoked potentials correlates of stimulus uncertainty*, Science, 150,1187-1188.
- [18] Βεντούρας, Ε. 2003. Φυσιολογία Εγκεφάλου και Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (5ο Κεφάλαιο),*”Εισαγωγή στην Βιοιατρική Τεχνολογία, Επεξεργασία & Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων”*,Εκδόσεις Α. Τζιόλα & Υιοί, ISBN: 978-960-418-026-4.
- [19] Leif Sörnmo and Pablo Laguna *”Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications”*,ISBN: 978-0-12-437552-9.
- [20] Gelfand,S.A.2001.Hearing:An introduction to Psychological and Physiological Acoustics,5th Edition,Informa Healthcare, London.
- [21] Peirce,C.S. and Jastrow, J.1884. *”On small differences in sensation, Memoirs of the National Academy of Sciences”*,3,73-83.
- [22] Weir,W.1984.*Another look at subliminal ”facts”* .Advertising Age,46.
- [23] Bargh,J.A.2006. What have we priming all these years? On the development, mechanisms,and ecology of nonconscious social behaviour,*European Journal of Social Psychology* ,36,147-168.
- [24] Dijksterhuis, Ap., Aarts, H.and Smith, P.K.2005. The Power of the Subliminal:On Subliminal Persuasion and Other Potential Applications, The New Unconscious, ed. Ran R. Hassin, James S.Uleman, and John A. Bargh, Oxford, NY:Oxford University Press, 77-106.
- [25] Cheesman J. and Merikle P.M., 1985 *Word recognition and consciousness*, Reading research: Advances in theory and practice, 5, 311-352.
- [26] Vokey, J.R.2002.Subliminal messages, In John R. Vokey and Scott W. Allen(Eds.),*Psychological Scetches*(6th Edition), Lethbridge, Alberta:Psyence Ink.,237-250.
- [27] Gescheider, G.1997.Psychophysics:the fundamentals,”Chapter 3:The Classical Psychophysical Methods”,(3rd ed.), Lawrence Erlbaum Associates.
- [28] Dr. Bülent Yilmaz *Short time Fourier Transform (STFT) and spectrogram*.
- [29] Heisenberg, W. (1927) *Ueber den anschaulichen Inhalt der quantentheoretischen Kinematik and Mechanik* Zeitschrift für Physik 43 172-198. English translation in (Wheeler and Zurek, 1983).
- [30] Robi Polikar *The Wavelet Tutorial part I*, Rowan University.
- [31] Robi Polikar *The Wavelet Tutorial partII*, Rowan University.
- [32] Robi Polikar *The Wavelet Tutorial part III*, Rowan University.
- [33] Christopher Torrence and Gilbert P. Compo *”A Practical Guide to Wavelet Analysis”*,Program in Atmospheric and Oceanic Sciences, University of Colorado, Boulder, Colorado.

- [34] Stephane G. Mallat, *A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation*, IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence. Vol. II, NO. 7, July 1980
- [35] O.A. Rosso, M.T. Martin, A. Figliola, K. Keller, A. Plastino *EEG analysis using wavelet-based information tools*, Journal of Neuroscience Methods 153 (2006) 163–182.
- [36] Rusinov V.S. *"The dominant focus: Electrophysiological investigations"*, Consultants Bureau (New York), 1973, ISBN 0306108879.
- [37] M.N. Livanov *"Spatial Organization of Cerebral Processes"*, ISBN-10: 0470541571.
- [38] Basar E. EEG-brain dynamics. Relation between EEG and Brain Evoked Potentials. Amsterdam: Elsevier, 1980.
- [39] Basar E. Brain Function and Oscillations (I): Brain Oscillations, Principles and Approaches. Berlin: Springer, 1998.
- [40] Basar E. Brain Function and Oscillations (II): Integrative Brain Function. Neurophysiology and Cognitive Processes. Berlin: Springer, 1999.
- [41] R. uian Quiroga, O.A Rosso, E. Basar, M. Schurmann, 2001 *"Wavelet entropy in event-related potentials: a new method shows ordering of EEG oscillations"*, Biological Cybernetics, 84, 291–299.
- [42] Osvaldo A. Rosso, Susana Blanco, Juliana Yordanova, Vasil Kolev, Alejandra Figliola, Martin Schurmann, Erol Basar, 2001 *"Wavelet entropy: a new tool for analysis of short duration brain electrical signals"*, Journal of Neuroscience Methods, 105, 65–75.
- [43] Alper Vahaplar, C. Cengiz Celikoglu, Murat Ozgoren, 2011 *"Entropy in dichotic listening eeg recordings"*, Association of Scientific Research. Vol 16, No 1, pp 4352.
- [44] Laboratory of Human Higher Nervous Activity *"On-line EEG manual"*, Cognitive EEG Laboratory, Russian Academy of Sciences.
- [45] Martin Schurmann, Canan Basar-Eroglu, Vasil Kolev, Erol Basar, 2001 *"Delta responses and cognitive processing: single-trial evaluations of human visual P300"*, International Journal of Psychophysiology 39, 229–239.
- [46] Stampfer, H.G., Basar, 1985. *"Does frequency analysis lead to better understanding of human event-related potentials?"* Int. J. Neurosci. 26, 181–196.
- [47] Kirmizi-Alsan, Elif Bayraktaroglu, Zubeyir Gurvit, Hakan; Keskin, Yasemin H. Emre, Murat Demiralp, Tamer (2006). *"Comparative analysis of event-related potentials during Go/NoGo and CPT: Decomposition of electrophysiological markers of response inhibition and sustained attention"*. Brain Research 1104.
- [48] Gennady G. Knyazev, 2011, *"EEG delta oscillations as a correlate of basic homeostatic and motivational processes"*, Institute of Physiology, Siberian Branch of the Russian Academy of Medical Sciences, Russia.
- [49] Schacter, Daniel L. Gilbert, Daniel T. Wegner, Daniel M., 2010. Psychology (2nd ed.). New York: Worth Publishers. ISBN 9781429237192.
- [50] Mark T. Wallace, Murray MM, 2012, *"The neural bases of multisensory processes"*, Boca Raton (FL), CRC Press.
- [51] Alexandra P. Fonaryova Key, Guy O. Dove, Mandy J. Maguire, *"Linking brainwaves to the brain: An ERP Primer"* Psychological and Brain Sciences, University of Louisville.