



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

Αποτίμηση δυναμικών αλληλεπίδρασης νευρώνων κατά τη  
διάρκεια ψυχοακουστικής διαδικασίας με τη χρήση του  
Συνεχούς Μετασχηματισμού Κυματιδίου

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

ΓΕΩΡΓΙΟΥ Π. ΦΟΥΣΤΟΥΚΟΥ

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 ΤΛΙΚΩΝ

**Αποτίμηση δυναμικών αλληλεπίδρασης νευρώνων κατά τη διάρκεια ψυχοακουστικής διαδικασίας με τη χρήση του Συνεχούς Μετασχηματισμού Κυματιδίου**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

ΤΟΥ

**ΓΕΩΡΓΙΟΥ Π. ΦΟΥΣΤΟΥΚΟΥ**

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

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 16/01/2014.

.....  
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

---

.....  
**Γεώργιος Π. Φουστούκος**

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

Copyright © Γεώργιος Π. Φουστούκος, 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 τον συγγραφέα.

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

## Περίληψη

Ο σκοπός της διπλωματικής εργασίας είναι η συσχέτιση των παραμέτρων που προκύπτουν από την ψηφιακή επεξεργασία σημάτων Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (HEG), με αντίστοιχα αποτελέσματα που προκύπτουν από την ψυχοφυσική επεξεργασία της αντίδρασης 10 εθελοντών σε δεδομένο ψυχοακουστικό ερέθισμα.

Η μεθοδολογία επεξεργασίας των δεδομένων, που θα περιγραφεί στη συνέχεια, αναπτύχθηκε στο πλαίσιο τρέχουσας ερευνητικής δραστηριότητας που διεξάγεται από κοινού από το Εργαστήριο Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας του Ε.Μ.Π. και το Εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας του Ερευνητικού Πανεπιστημιακού Ινστιτούτου Ψυχικής Υγιεινής-ΕΠΠΨΥ. 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.

Το ψυχοακουστικό ερέθισμα, που οδηγείται στον εθελοντή, χαρακτηρίζεται από δύο παλμούς, ο πρώτος εκ των οποίων έχει σταθερή διάρκεια 500ms, ενώ η διάρκεια του δεύτερου μεταβάλλεται από 420ms μέχρι 620ms. Με τη χρήση των πειραματικών δεδομένων, υπολογίζονται οι μετρικοί δείκτες που βασίζονται στο Συνεχές Μετασχηματισμό Κυματιδίου. Οι δείκτες αυτοί περιλαμβάνουν τη Συνάφεια Κυματιδίου, τον Τοπικό Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου, και τη Συνάρτηση Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου.

Η έρευνα στο πλαίσιο της διπλωματικής εργασίας, ξεκίνησε με την ανάπτυξη του προγραμματιστικού εργαλείου, σε γλώσσα προγραμματισμού MATLAB, με σκοπό την ανάγνωση και επεξεργασία των καταγραφόμενων σημάτων HEG, που προέκυψαν από την πειραματική διαδικασία. Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε μια αναζήτηση στην παγκόσμια βιβλιογραφία, της σημασίας κάθε μετρικού δείκτη για την υποκείμενη εγκεφαλική λειτουργία, και έπειτα ερμηνεύθηκαν κάποια από τα αποτελέσματα της επεξεργασίας των σημάτων HEG. Τέλος, έγινε μια προσπάθεια για τη συσχέτιση των παραπάνω αποτελεσμάτων, με αντίστοιχα αποτελέσματα, που προέκυψαν από την ψυχοακουστική επεξεργασία των απαντήσεων του εθελοντή σε δεδομένη ερώτηση.

Σύμφωνα με την Κυματιδιακή Ανάλυση σημάτων HEG, όταν η διάρκεια του δεύτερου παλμού είναι ίση με 560ms, εμφανίζεται μια απότομη πτώση στη μέση Συνάφεια Κυματιδίου, στον μέσο Τοπικό Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου και στη μέση Συνάρτηση Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου. Το φαινόμενο αυτό σχετίζεται με διάφορα στάδια μείωσης της συσχέτισης φάσης και πλάτους μεταξύ των διάφορων περιοχών του εγκεφάλου. Οι αλλαγές αυτές ανιχνεύονται στους ρυθμούς δέλτα, θήτα, άλφα και βήτα, σε όλα σχεδόν τα ηλεκτρόδια. Ο ρυθμός γάμμα φαίνεται να επηρεάζεται σε λιγότερο βαθμό από τη χρονική διάρκεια του δεύτερου παλμού.

Τελικός σκοπός είναι μέσα από τη συσχέτιση των δεδομένων που προκύπτουν από τους δύο αυτούς επιστημονικούς τομείς (δηλ. Κυματιδιακή Ανάλυση και Ψυχοακουστική), να πραγματοποιηθεί μια ανίχνευση ηλεκτροδίων που αντιστοιχούν σε περιοχές του εγκεφάλου που ενεργοποιούνται κάτω από την επίδραση συγκεκριμένων ψυχοακουστικών ερεθισμάτων και η μελέτη της αλληλεπίδρασης τους. Τα αποτελέσματα της παραπάνω μελέτης μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διερεύνηση των πολύπλοκων μηχανισμών του ανθρώπινου εγκεφάλου, που σχετίζονται με τη λήψη και την επεξεργασία της ακουστικής πληροφορίας.

**Λέξεις κλειδιά:** Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, Προκλητά Δυναμικά, ρυθμός, ψυχοακουστικό ερέθισμα, Ψυχοφυσική Συνάρτηση, Ελάχιστη Αντιληπτή Διαφορά, Συνεχής Μετασχηματισμός Κυματιδίου, Συνάφεια Κυματιδίου, Τοπικός Συντελεστής Συσχέτισης Κυματιδίου, Συνάρτηση Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου.



## Abstract

The aim of the thesis is to assess the potential correlation between *Encephalogram(EEG)* features which are computed using digital signal analysis techniques in conjunction with corresponding parameters that are obtained using psychophysical analysis of 10 subjects' response to a predefined psychoacoustic stimuli.

The data processing methodology which will be described, is developed in the frame of ongoing research work being conducted by *Biomedical Simulations and Imaging Laboratory, NTUA* and the *University Mental Health Research Institute*. The main scope of the research workflow will be 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.

The psychoacoustic stimulus which triggers the subject's brain, is characterized by two pulses, the first one has a constant duration of 500ms, when the duration of the second one, varies from 420ms to 620ms. The metric indexes which are estimated from the experimental data, are based on the *Continuous Wavelet Transform(CWT)*. These include the *Wavelet Coherence*, the *Wavelet Local Correlation Coefficient* and the *Cross Wavelet Correlation Function*.

The research in the frame of the thesis, began with the development of the MATLAB based tool, which reads and processes the recorded EEG signals. 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 *mean Wavelet Coherence*, *Wavelet Local Correlation Coefficient* and *Cross Wavelet Correlation Function*. This fact is associated with decreasing stages of amplitude and phase correlation among different regions of the brain. Changes are detected on *delta*, *theta*, *alpha* and *beta* rhythm, in almost all electrodes. The *gamma* rhythm seems to be less affected by the second's pulse duration.

The final scope is, by using the data that are obtained by this interdisciplinary analysis (i.e. Wavelet Analysis and Psychoacoustics), to track electrodes which are related to human brain's functional regions that are being triggered under this specific psychoacoustic stimulation and also to investigate the interaction between them. These results can be quite useful to deeply understand the complex mechanisms of human brain which participate in the reception and processing of the acoustic information.

**Key Words:** Encephalogram, Evoked Response Potential, rhythm, psychoacoustic stimulus, Psychometric Function, Just Noticeable Difference, Continuous Wavelet Transform, Wavelet Coherence, Wavelet Local Correlation Coefficient, Cross Wavelet Correlation Function.





## 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 διπλωματικής αυτής εργασίας έγινε υπό την επίβλεψη της καθηγήτρια του Ε.Μ.Π. Κωνσταντίνης Νικήτα την οποία και θέλω να ευχαριστήσω που μου έδωσε τη δυνατότητα να πραγματοποιήσω στο εργαστήριο αυτό την πρώτη μου προσπάθεια για έρευνα ως Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Η/Υ, αλλά και για όλη τη στήριξη της κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω θερμά τους διδάκτορες, Μαρία Χριστοπούλου και Νίκο Τσιμπάρα για την καθοδήγηση τους στη δύσκολη αυτή προσπάθεια για εξαγωγή σημαντικών αποτελεσμάτων μέσω της εργασίας αυτής αλλά και για τις καίριες επισημάνσεις τους κατά τη διάρκεια της έρευνας. Οι συμβουλές και η εμπειρία τους, στάθηκαν καθοριστικοί παράγοντες για την ορθή ολοκλήρωση και παρουσίαση του παρόντος κειμένου.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τη συμφοιτήτρια και συνεργάτη μου, Ελένη Τσακιράκη με την οποία εργαστήκαμε μαζί σε κάποιο κομμάτι της διπλωματικής αυτής εργασίας και ανταλλάξαμε απόψεις μέσα από μια διαδικασία αλληλοβοήθειας και αλληλοσυμπλήρωσης.

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.



Ευρωπαϊκή Ένωση  
Ευρωπαϊκό Κοινωνικό Ταμείο



ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΠΑΙΔΕΙΑΣ & ΘΡΗΣΚΕΥΜΑΤΩΝ, ΠΟΛΙΤΙΣΜΟΥ & ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ  
ΕΙΔΙΚΗ ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΗΣ

Με τη συγχρηματοδότηση της Ελλάδας και της Ευρωπαϊκής Ένωσης



ΕΥΡΩΠΑΪΚΟ ΚΟΙΝΩΝΙΚΟ ΤΑΜΕΙΟ



# Περιεχόμενα

<b>1</b>	<b>Εισαγωγή, Κίνητρο και Δομή της Εργασίας</b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>Βασικές αρχές καταγραφής Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος</b>	<b>20</b>
2.1	Στοιχεία Εγκεφαλικής Νευροφυσιολογίας . . . . .	20
2.2	Περιγραφή του σήματος ΗΕΓ και λειτουργία του Ηλεκτροεγκεφαλογράφου . . . . .	22
2.3	Στοιχεία Ανατομίας Εγκεφάλου . . . . .	26
2.4	Βασικοί ρυθμοί του σήματος ΗΕΓ . . . . .	26
2.5	Βιωματικά Δυναμικά του Εγκεφάλου . . . . .	28
2.6	Βασικά συστατικά των βιωματικών δυναμικών και η σημασία τους . . . . .	29
2.7	Βασικές αρχές επεξεργασίας σήματος ΗΕΓ . . . . .	31
<b>3</b>	<b>Πειραματική ψυχοακουστική διαδικασία και εργαστηριακός εξοπλισμός</b>	<b>33</b>
3.1	Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας . . . . .	33
3.2	Διαδικασία τοποθέτησης ηλεκτροδίων στον εθελοντή και λήψης σήματος Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος και Προκλητών Δυναμικών . . . . .	35
3.3	Εισαγωγή στην Ψυχοακουστική . . . . .	37
3.3.1	Υποκειμενικό και Αντικειμενικό Κατώφλι . . . . .	37
3.3.2	Μεθολογίες Προσδιορισμού του Κατωφλίου . . . . .	38
3.3.3	Κλασικές Μέθοδοι . . . . .	38
3.4	Περιγραφή και προσδιορισμός της Ελάχιστης Αντιληπτής Διαφοράς . . . . .	41
3.4.1	Μέθοδοι αναγκαστικής επιλογής . . . . .	43
3.4.2	Προσαρμοσμένες τεχνικές . . . . .	43
3.5	Θεωρία Ανίχνευσης Σήματος . . . . .	44
3.6	Εξοπλισμός του πειράματος . . . . .	45
<b>4</b>	<b>Κυματιδιακή Ανάλυση</b>	<b>47</b>
4.1	Έννοια Κυματιδίου . . . . .	48
4.1.1	Ιδιότητες Κυματιδίου . . . . .	49
4.1.2	Κεντρική συχνότητα Κυματιδίου . . . . .	50
4.2	Συνεχής Μετασχηματισμός Κυματιδίου . . . . .	51
4.2.1	Ορισμός του Συνεχούς Μετασχηματισμού Κυματιδίου . . . . .	51
4.2.2	Κλίμακες και ψευδοσυχνότητες . . . . .	51
4.2.3	Ερμηνεία των συντελεστών Κυματιδίου . . . . .	52
4.2.4	Κώνος επιρροής . . . . .	52
4.2.5	Εξομάλυνση . . . . .	54
4.3	Μετρικοί Δείκτες Βασισμένοι στον Συνεχή Μετασχηματισμό Κυματιδίου . . . . .	54
4.3.1	Κυματιδιακή Ισχύς . . . . .	55
4.3.2	Κυματιδιακή Ετεροσυσχέτιση . . . . .	55
4.3.3	Συνάρεια Κυματιδίου . . . . .	56
4.3.4	Τοπικός Συντελεστής Συσχέτισης Κυματιδίου . . . . .	56

4.3.5	Συνάρτηση Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου . . . . .	57
<b>5</b>	<b>Περιγραφή Επεξεργασίας σημάτων ΗΕΓ</b>	<b>59</b>
<b>6</b>	<b>Παρουσίαση Αποτελεσμάτων, Συζήτηση και Μελλοντικές επεκτάσεις</b>	<b>61</b>
6.1	Συσχέτιση Μετρικών Δεικτών και Υποκείμενων Εγκεφαλικών Λειτουργιών . . . .	61
6.2	Παρουσίαση και Ερμηνεία Αποτελεσμάτων . . . . .	62
6.3	Συζήτηση . . . . .	64
6.4	Μελλοντικές Επεκτάσεις . . . . .	67
	<b>Παράρτημα Α' Αποτελέσματα επεξεργασίας σημάτων ΗΕΓ</b>	<b>69</b>
	<b>Βιβλιογραφία</b>	<b>85</b>

# Κατάλογος σχημάτων

2.1	Σχηματική αναπαράσταση νευρώνων. . . . .	21
2.2	Σχηματική αναπαράσταση οργάνωσης κυτταρικής μεμβράνης. . . . .	22
2.3	Μορφή δυναμικού δράσης νευρικού κυττάρου. . . . .	23
2.4	Βασική αρχή δημιουργίας δυναμικών δράσης. . . . .	24
2.5	Σχηματική αναπαράσταση των τεσσάρων βασικών λοβών του εγκεφάλου. . . . .	27
2.6	Εξιδανικευμένο σήμα ΗΕΓ όπου είναι διακριτά βασικά συστατικά του σήματος. . . . .	31
3.1	Ακουστική παλμοσειρά για μια επανάληψη που χρησιμοποιείται στην πειραματική διαδικασία. . . . .	34
3.2	Σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων 10-20. . . . .	36
3.3	Παράδειγμα εφαρμογής της μεθόδου των ορίων σε υποθετικό πείραμα καθορισμού κατωφλίου. . . . .	39
3.4	Ψυχοφυσική συνάρτηση όπως σχεδιάστηκε για τον εθελοντή 7 του πειράματος. . . . .	40
3.5	Χάραξη των ψυχοφυσικών συναρτήσεων των 10 εθελοντών και η κατάλληλη προσαρμογή τους σε επιλεγμένες λογιστικές ψυχομετρικές συναρτήσεις. . . . .	43
3.6	(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. . . . .	45
3.7	Σχηματικό διάγραμμα του συστήματος παραγωγής του ερεθίσματος και καταγραφής του σήματος ΗΕΓ. . . . .	46
4.1	Φανταστικό και Πραγματικό μέρος του μητρικού κυματιδίου "cmor 1-1". . . . .	51
4.2	Δεδομένα πλάτους και φάσης που προκύπτουν από τον υπολογισμό των συντελεστών Κυματιδίου. . . . .	55
4.3	Χρωματικός χάρτης του μετρικού δείκτη <i>Coscalogram</i> . . . . .	56
4.4	Χρωματικός χάρτης του μετρικού δείκτη <i>WCOH</i> . . . . .	57
4.5	Χρωματικός χάρτης του μετρικού δείκτη <i>WLCC</i> . . . . .	57
4.6	Χρωματικός χάρτης του μετρικού δείκτη <i>CWCF</i> . . . . .	58
6.1	Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής της <b>Συνάφειας Κυματιδίου</b> στον ρυθμό γάμμα, για κάθε βασικό εγκεφαλικό λοβό. . . . .	64
6.2	Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής της <b>Συνάφειας Κυματιδίου</b> στον ρυθμό βήτα, για κάθε βασικό εγκεφαλικό λοβό. . . . .	65
6.3	Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής της <b>Συνάφειας Κυματιδίου</b> στον ρυθμό άλφα, για κάθε βασικό εγκεφαλικό λοβό. . . . .	65
6.4	Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής της <b>Συνάφειας Κυματιδίου</b> στον ρυθμό θήτα, για κάθε βασικό εγκεφαλικό λοβό. . . . .	66
6.5	Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής της <b>Συνάφειας Κυματιδίου</b> στον ρυθμό δέλτα, για κάθε βασικό εγκεφαλικό λοβό. . . . .	66

A'.1	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της <b>Συνάφειας Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>γάμμα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	70
A'.2	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της <b>Συνάφειας Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>βήτα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	71
A'.3	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της <b>Συνάφειας Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>άλφα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	72
A'.4	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της <b>Συνάφειας Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>θήτα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	73
A'.5	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της <b>Συνάφειας Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>δέλτα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	74
A'.6	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής του <b>Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>γάμμα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	75
A'.7	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής του <b>Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>βήτα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	76
A'.8	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής του <b>Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>άλφα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	77
A'.9	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής του <b>Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>θήτα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	78
A'.10	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής του <b>Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>δέλτα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	79
A'.11	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της <b>Συνάρτησης Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>γάμμα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	80
A'.12	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της <b>Συνάρτησης Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>βήτα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	81
A'.13	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της <b>Συνάρτησης Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>άλφα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	82
A'.14	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της <b>Συνάρτησης Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>θήτα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	83
A'.15	Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της <b>Συνάρτησης Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου</b> στον ρυθμό <b>δέλτα</b> , για τα 32 ηλεκτρόδια. . . . .	84

# Κατάλογος πινάκων

2.1	Βασικοί ρυθμοί σήματος ΗΕΓ. . . . .	27
3.1	Ακολουθία τιμών διάρκειας του δεύτερου παλμού δοκιμής για κάθε επανάληψη . . .	35
3.2	Ακολουθία τιμών της διάρκειας του δεύτερου παλμού δοκιμής για κάθε επανάληψη ελέγχου, κατά τη διαδικασία της εξοικείωσης. . . . .	35
3.3	Αποτελέσματα απαντήσεων του εθελοντή 7. . . . .	41
3.4	Τιμές και διακύμανση της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς για τις δυο τεχνικές εκτίμησης. . . . .	42
4.1	Κλίμακες και Ψευδοσυχνότητες για το κυματίδιο "cmor1-1" . . . . .	53
4.2	Τελικές κλίμακες υπολογισμού του Μετασχηματισμού Κυματιδίου και οι αντίστοιχες ψευδοσυχνότητες τους. . . . .	54





# Κεφάλαιο 1

## Εισαγωγή, Κίνητρο και Δομή της Εργασίας

Ο συνδυασμός των δεδομένων που προκύπτουν, αφενός από την Ψυχοακουστική επεξεργασία των απαντήσεων των εθελοντών κατά την διάρκεια ψυχοακουστικών πειραμάτων και αφετέρου από την επισκόπηση ή την ψηφιακή επεξεργασία του καταγραφόμενου κατά την διάρκεια του πειράματος, σήματος Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος(HEΓ), είναι μια τεχνική που εφαρμόζεται εδώ και μερικά χρόνια από κάποιες ερευνητικές ομάδες ανά τον κόσμο. Αν και ως τεχνική δεν είναι ευρέως εφαρμόσιμη, σε σημείο να θεωρείται αρκετά προχωρημένη, υπάρχουν παραδείγματα δημοσιεύσεων τα οποία κυρίως εστιάζουν στη μελέτη του τρόπου λήψης και κατανόησης της ακουστικής πληροφορία από διάφορες ομάδες εθελοντών, υγιών ή μη.

Οι *Bertoli, Smurzynski* και *Probst*([1]) παραδείγματος χάρη, το 2001 μελέτησαν τις δυσκολίες που αντιμετωπίζουν στην κατανόηση του λόγου, οι άνθρωποι μεγαλύτερης ηλικίας και το κατά πόσο η δυσκολία αυτή οφείλεται στη μειωμένη χρονική ανάλυση(temporal resolution) του συστήματος ακοής τους. Για τον σκοπό αυτό, διεξήγαν τόσο ψυχοακουστική εκτίμηση όσο και εκτίμηση με τη χρήση του σήματος HEΓ, του κατωφλίου πάνω από το οποίο ένα ηχητικό κενό, μέσα σε έναν "καθαρό" ημιτονικό τόνο, είναι αναγνωρίσιμο και σύγκριναν τα αποτελέσματα των δύο μεθόδων. Αργότερα, οι *Uther, Jansen, Huotilainen, Ilmoniemi* και *Näätänen*([2]) το 2003 μελέτησαν και πάλι τη χρονική ανάλυση του συστήματος ακοής με τη χρήση ερεθίσματος που βασιζόταν στην αναγνώριση ηχητικού κενού σε ημιτονοειδής τόνους, χρησιμοποιώντας τόσο το σήμα Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος όσο και το σήμα Μαγνητοεγκεφαλογραφήματος. Οι συγκεκριμένοι ερευνητές χρησιμοποίησαν επίσης τις απαντήσεις των εθελοντών κατά τη διάρκεια του ψυχοακουστικού πειράματος για υπολογίσουν τον χρόνο απόκρισης(reaction time) και το ποσοστό επιτυχίας(hit rate) των εθελοντών στην αναγνώριση του κενού αυτού, συνδυάζοντας και πάλι τις δύο τεχνικές. Επίσης, και πάλι το 2003, οι *Micheyl, Carlyon, Shtyrov, Hauk, Dodson* και *Püllvermüller*([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. Έπειτα, το 2009 οι *Mitsudo, Nakajima, Remijn, Takeichi, Goto* και *Tobimatsu*([4]) ασχολήθηκαν με τη μελέτη της αφομοίωσης της ακουστικής πληροφορίας, με τη χρήση ψυχοακουστικού ερεθίσματος που αποτελούσαν από δύο παλμούς, εκ των οποίων ο ένας ήταν σταθερής διάρκειας και ο άλλος μεταβλητής. Οι ερευνητές στη μελέτη αυτή παρατήρησαν την ύπαρξη ή μη συγκεκριμένων βασικών συστατικών Προκλητών Δυναμικών(ΠΔ) στα καταγραφόμενα σήματα HEΓ κατά τη διάρκεια δύο διαφορετικών συνεδριών. Στην πρώτη από αυτές, οι εθελοντές απαντούσαν ποιον από τους δύο εξέλαβαν ως παλμό μεγαλύτερης διάρκειας, παράγοντας με αυτόν τον τρόπο και ψυχοακουστικά δε-

δομένα, και στη δεύτερη άκουγαν παθητικά το ερέθισμα. Τέλος, το 2013 οι *Bennemann, Freigang, Schröger, Rübsamen* και *Richter* ([5]) ασχολήθηκαν με τη διαφοροποίηση στον τρόπο κατανόησης της ακουστικής πληροφορίας, ανάλογα με τη 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 τη χρήση των καταγραφόμενων σημάτων ΗΕΓ, το κατώφλι (και πάλι σε μοίρες) πάνω από το οποίο δύο ίδιοι ήχοι εκλαμβάνονται από τον εθελοντή ως διαφορετικοί, λόγω της διαφορετικής θέσης της πηγής παραγωγής τους. Στη συνέχεια συνέκριναν και πάλι τα αποτελέσματα των δύο μεθόδων.

Η παρούσα διπλωματική εργασία αναπτύχθηκε στο πλαίσιο τρέχουσας ερευνητικής δραστηριότητας που λαμβάνει χώρα στο *Εργαστήριο Βιολογικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας του Ε.Μ.Π.*. 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. Το κίνητρό για την εκπόνηση της, προέκυψε μετά την ενασχόληση με τις παραπάνω μελέτες, κυρίως για ένα βασικό λόγο. Παρά την προσπάθεια των ερευνητών να εξάγουν σημαντική πληροφορία από το σήμα Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος, αρκούσαν στην απλή επισκόπηση του ή στον υπολογισμό διαφορών σημάτων. Κατά την προσωπική μου θεώρηση, η χρήση ενός πιο εκτεταμένου μαθηματικού εργαλείου, όπως είναι ο Μετασχηματισμός Κυματιδίου είναι σε θέση να αναδείξει σημαντικές λεπτομέρειες του σήματος 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. Πραγματικά, η χρήση ενός μετασχηματισμού διαφορετικού από τον Μετασχηματισμό Fourier, με ταυτόχρονα ψυχοακουστικά αποτελέσματα, είναι κάτι σπάνιο στη μέχρι τώρα βιβλιογραφία και το "κενό" αυτό προσπαθεί η παρούσα εργασία να συμπληρώσει.

Η έρευνα στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, ξεκίνησε με την ανάπτυξη του προγραμματιστικού κώδικα, σε γλώσσα προγραμματισμού MATLAB, με σκοπό την ανάγνωση και επεξεργασία των καταγραφόμενων σημάτων ΗΕΓ, που προέκυψαν από την πειραματική διαδικασία. Η επεξεργασία, βασίστηκε στον υπολογισμό Μετρικών Δεικτών που βασίζονται στους Συντελεστές Κυματιδίου, που υπολογίστηκαν με τη χρήση του Συνεχούς Μετασχηματισμού Κυματιδίου. Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε μια αναζήτηση στην παγκόσμια βιβλιογραφία, της σημασίας κάθε μετρικού δείκτη για την υποκείμενη εγκεφαλική λειτουργία, και έπειτα ερμηνεύθηκαν κάποια από τα αποτελέσματα της βασισμένης στην Κυματιδιακή Ανάλυση επεξεργασίας των σημάτων ΗΕΓ. Τέλος, έγινε μια προσπάθεια για τη συσχέτιση των παραπάνω αποτελεσμάτων, με αντίστοιχα αποτελέσματα, που προέκυψαν από την ψυχοακουστική επεξεργασία των απαντήσεων του εθελοντή σε δεδομένη ερώτηση. Η ψυχοακουστική αυτή επεξεργασία είχε ήδη λάβει χώρα, για την ίδια ομάδα εθελοντών, στο [6] και τα αποτελέσματα της χρησιμοποιήθηκαν και στην παρούσα εργασία.

Η δομή λοιπόν της διπλωματικής εργασίας μετά το εισαγωγικό αυτό κεφάλαιο διαρθρώνεται ως εξής:

- Στο **Κεφάλαιο 2** γίνεται μια περιγραφή των βασικών αρχών καταγραφής σήματος *Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας*. Αρχικά, περιγράφεται ο τρόπος παραγωγής ηλεκτρικών δυναμικών από τα *νευρικά κύτταρα* και το πώς τα δυναμικά αυτά αθροίζονται και καταγράφονται από τον *Ηλεκτροεγκεφαλογράφο*. Στη συνέχεια, αναφέρονται τα *βασικά ανατομικά χαρακτηριστικά του εγκεφάλου* και περιγράφονται οι *βασικοί ρυθμοί* ενός τυπικού σήματος ΗΕΓ. Τέλος, γίνεται μια αναφορά στα *Προκλητά Δυναμικά* και τα βασικά συστατικά που ανήκουν σε αυτά, αλλά και μια σύντομη περιγραφή των *βασικών αρχών επεξεργασίας* των σημάτων ΗΕΓ.
- Στο **Κεφάλαιο 3** γίνεται μια περιγραφή της πειραματικής ψυχοακουστικής διαδικασίας και του εργαστηριακού εξοπλισμού του πειράματος. Αρχικά, πραγματοποιείται μια περιγραφή του ακουστικού ερεθίσματος και της διαδικασίας στην οποία υποβάλλεται ο εθελοντής. Στη συνέχεια, περιγράφεται το σύστημα τοποθέτησης των ηλεκτροδίων στο κεφάλι του εθελοντή

και πραγματοποιείται επίσης μια εισαγωγή στις βασικές έννοιες της ψυχοακουστικής. Έπειτα, αναφέρεται η *Ελάχιστη Αντιληπτή Διαφορά* και οι διάφορες τεχνικές υπολογισμού της. Τέλος, αφού λάβει χώρα μια σύντομη αναφορά στη *Θεωρία Ανίχνευσης Σήματος*, περιγράφεται αναλυτικά ο *εξοπλισμός του εργαστηρίου*.

- Στο **Κεφάλαιο 4** γίνεται μια περιγραφή της *Κυματιδιακής Ανάλυσης* και του *Μετασχηματισμού Κυματίδιου*, του βασικού δηλαδή μαθηματικού μετασχηματισμού που χρησιμοποιήθηκε για την εξαγωγή πληροφορίας από τα σήματα ΗΕΓ. Αρχικά, παρατίθενται βασικές έννοιες απαραίτητες για την κατανόηση του μετασχηματισμού. Αφού περιγραφεί και το χρησιμοποιούμενο *Κυματίδιο*, γίνεται μια αναλυτική μαθηματική περιγραφή του *Συνεχούς Μετασχηματισμού Κυματίδιου* (ΣΜΚ). Τέλος ορίζονται και εξηγούνται οι *μετρικοί δείκτες* που πρόκειται να υπολογιστούν από τα πειραματικά δεδομένα, με την χρήση του ΣΜΚ.
- Στο **Κεφάλαιο 5** γίνεται μια περιγραφή της βασισμένης στη Κυματιδιακή Ανάλυση *επεξεργασίας*, στην οποία υποβλήθηκαν τα σήματα ΗΕΓ.
- Στο **Κεφάλαιο 6** γίνεται μια *περιγραφή* και *ερμηνεία* των αποτελεσμάτων που προέκυψαν, και ξεκινά μια *συζήτηση* γύρω από αυτά, αφού δοθεί πρώτα το κατάλληλο βιβλιογραφικό υπόβαθρο, ενώ στο τέλος του αναφέρονται πιθανές *μελλοντικές επεκτάσεις* της παρούσας εργασίας.
- Στο **Παράρτημα Α** παρουσιάζονται τα *αποτελέσματα* της επεξεργασίας των σημάτων ΗΕΓ.

## Κεφάλαιο 2

# Βασικές αρχές καταγραφής Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Πριν την περιγραφή της πειραματικής διαδικασίας και την ανάλυση της θεωρίας του Μετασχηματισμού Κυματιδίου είναι σημαντικό να αναφερθούν βασικές αρχές και ιδιότητες του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και των υποκείμενων μηχανισμών που εκφράζονται μέσω αυτού. Το *Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (HEG)* ορίζεται ως η καταγραφή των διαφόρων δυναμικού πάνω στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου κρανίου, λόγω της εγκεφαλικής δραστηριότητας[7].

### 2.1 Στοιχεία Εγκεφαλικής Νευροφυσιολογίας

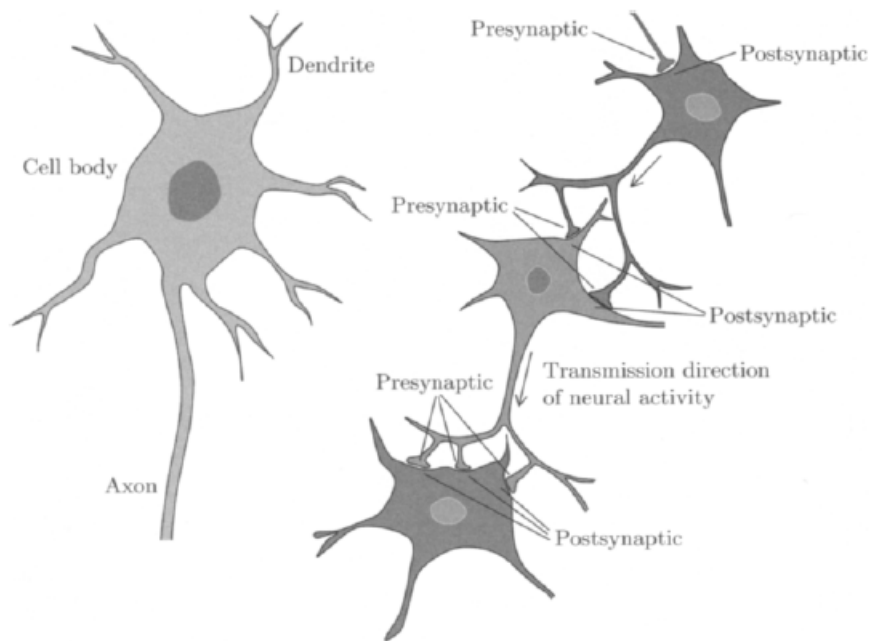
Πριν την ανάλυση του σήματος HEG κρίνεται αναγκαίο να περιγραφεί η δομή και η λειτουργία των νευρώνων, δηλαδή των νευρικών κυττάρων του ανθρώπινου εγκεφάλου.

Ένα νευρώνας αποτελείται από τρία μέρη: το *κυρίως νευρικό κύτταρο* ή *σώμα* και τις *αποφυάδες* τους που ονομάζονται *νευρίτες* και χωρίζονται σε δύο κατηγορίες[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 απόληξη 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.
2. *Δενδρίτες*: Οι δενδρίτες είναι διακλαδισμένες απολήξεις των νευρώνων. Αυτοί βρίσκονται σε ηλεκτροχημική επαφή μέσω των 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.

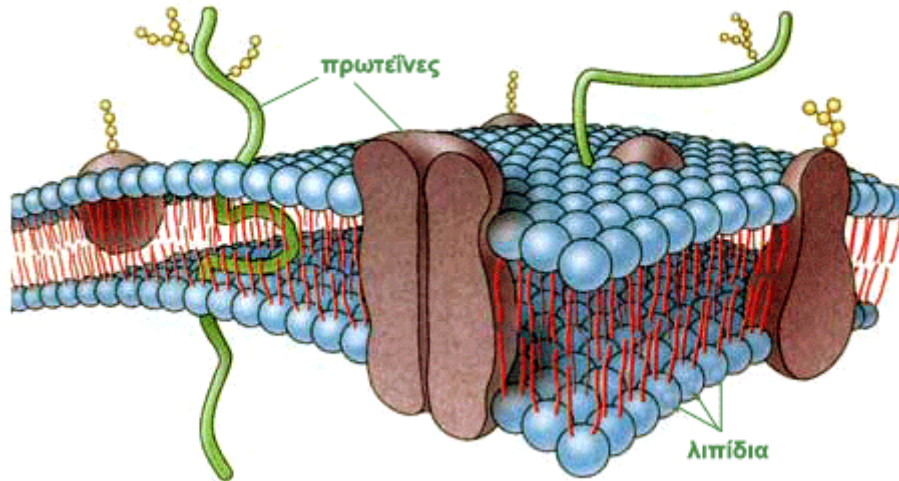
Η σύναψη, όπου όπως αναφέρθηκε διαρθρώνεται η σύνδεση δύο νευρώνων, παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον διότι εκεί πραγματοποιείται η μεταβίβαση της δράσης από την προσυναπτική στη μετασυναπτική μεμβράνη μέσω μιας πολύ λεπτής σχισμής, που τις χωρίζει η οποία ονομάζεται *συναπτικό χάσμα*. Υπάρχει η περίπτωση η σύναψη αυτή να βρίσκεται πολύ κοντά ή πάνω στο σώμα του νευρώνα αλλά ακόμα και η περίπτωση στην ίδια σύναψη να συμμετέχουν τρεις νευρώνες ταυτόχρονα, οπότε οι απολήξεις δύο νευρώνων οδεύουν στο ίδιο σημείο ενός δενδρίτη. Μια σχηματική αναπαράσταση νευρώνων με τους δενδρίτες, τους άξονες και τις συνάψεις του φαίνονται στο Σχήμα 2.1[9].

Ολόκληρος ο νευρώνας μαζί με τον άξονα και τους δενδρίτες καλύπτεται από την *κυτταρική μεμβράνη*. Η κυτταρική αυτή μεμβράνη είναι ένα διπλό διμοριακό στρώμα από μόρια λιπιδίων, 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 διμοριακό στρώμα είναι ουσιαστικά αδιαπέραστο από τα περισσότερα βιολογικά ενεργά μόρια, όπως αμινοξέα και σάκχαρα καθώς επίσης και από ιόντα. Στην πραγματικότητα όμως η μεμβράνη είναι ημιπερατή, διότι οι πρωτεΐνες οι οποίες είναι ενσωματωμένες στο διμοριακό λιπιδικό της στρώμα, την κάνουν διαπερατή σε πολλές ουσίες και είναι υπεύθυνες για τη λειτουργική δραστηριότητα της ζωντανής μεμβράνης. Κάποιες από τις πρωτεΐνες αυτές λειτουργούν ως δίοδοι



Σχήμα 2.1: Σχηματική αναπαράσταση νευρώνων[8].

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 δίοδους ελεγχόμενες από τάση, σε χημικά ελεγχόμενες δίοδους και σε μη ελεγχόμενες δίοδους και παίζουν τεράστια σημασία για τη λειτουργία των νευρικών κυττάρων. Μια σχηματική αναπαράσταση της οργάνωσης της κυτταρικής μεμβράνης φαίνεται στο Σχήμα 2.2. 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 τη 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 τη μετάδοση πλη-



Σχήμα 2.2: Σχηματική αναπαράσταση οργάνωσης κυτταρικής μεμβράνης<sup>1</sup>.

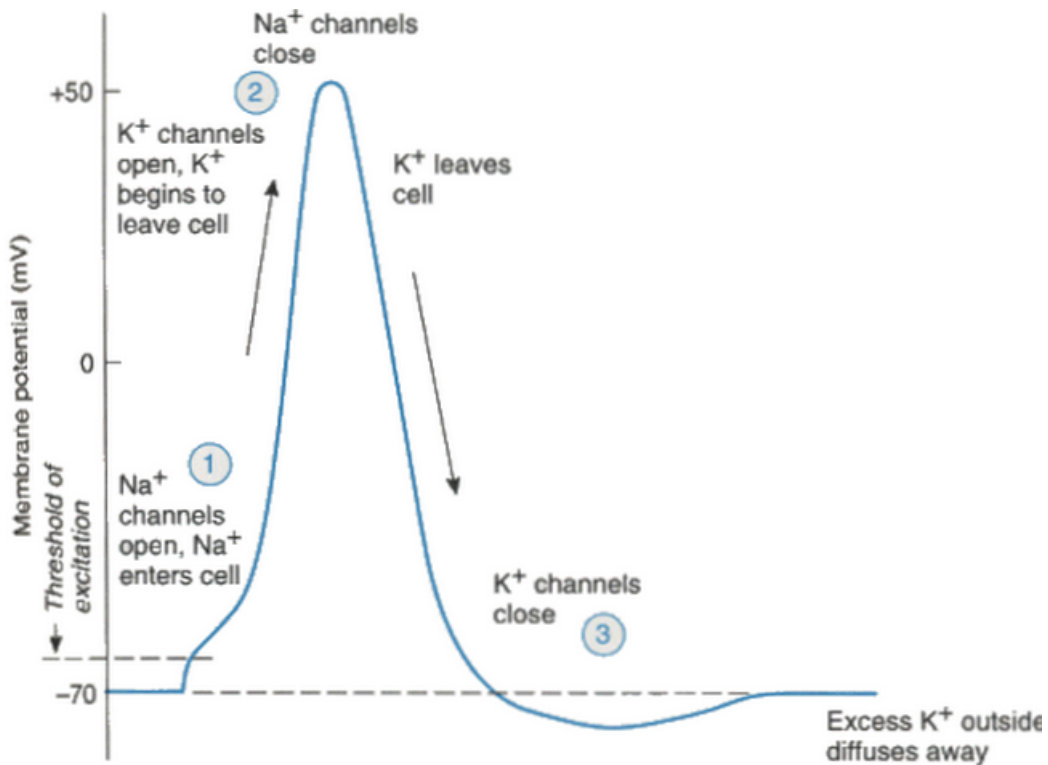
ροφορίας μεταξύ των νευρώνων[7]:

1. **Δυναμικό δράσης (Action potential):** Προκαλείται όταν το διαμεμβρανικό δυναμικό στο σώμα του νευρώνα, ως συνολικό άθροισμα των ερεθισμάτων που καταφθάνουν από τους δενδρίτες, αλλάζει από την τιμή ηρεμίας και περάσει ένα ορισμένο κατώφλι (συνήθως περίπου  $-50mV$ ). Τότε συμβαίνει ακαριαία ενεργοποίηση του νευρώνα, αποπόλωση της κυτταρικής μεμβράνης στη “ρίζα” όπου ο άξονας ξεκινά από το σώμα (αξονικό λοφίδιο [10]), και την εμφάνιση μιας αιχμής δυναμικού ως τα  $30mV$ , με επακόλουθη επιστροφή στην αρχική κατάσταση ηρεμίας αφού πρώτα συμβεί επαναπόλωση και υπερπόλωση. Αυτή η χρουστική 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 2.3.
2. **Μετασυναπτικό δυναμικό δράσης (Post synaptic potential-PSP):** 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.

## 2.2 Περιγραφή του σήματος ΗΕΓ και λειτουργία του Ηλεκτροεγκεφαλογράφου

Παρόλο που η διάρκεια του δυναμικού δράσης είναι μόνο περίπου ένα ms, τα μετασυναπτικά δυναμικά συνήθως διαρκούν 10 έως και εκατοντάδες ms. Επιπρόσθετα, τα μετασυναπτικά δυναμικά περιορίζονται σε μεγάλο βαθμό στους δενδρίτες και στο κυρίως σώμα του κυττάρου και εμφανίζονται στιγμιαία χωρίς να ταξιδεύουν κατά μήκος του άξονα με ένα συγκεκριμένο ρυθμό, όπως συμβαίνει στα δυναμικά δράσης. Κάτω από συγκεκριμένες προϋποθέσεις, όλοι αυτοί οι παράγοντες επιτρέπουν την άθροιση των μετασυναπτικών δυναμικών, παρά την ακυρωτική συμβολή τους, με αποτέλεσμα να είναι 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 δημιουργούν τα δυναμικά δράσης που μετρούνται στο κρανίο, το Σχήμα 2.4 παρουσιάζει τη μέχρι

<sup>1</sup><http://kpe-kastor.kas.sch.gr>



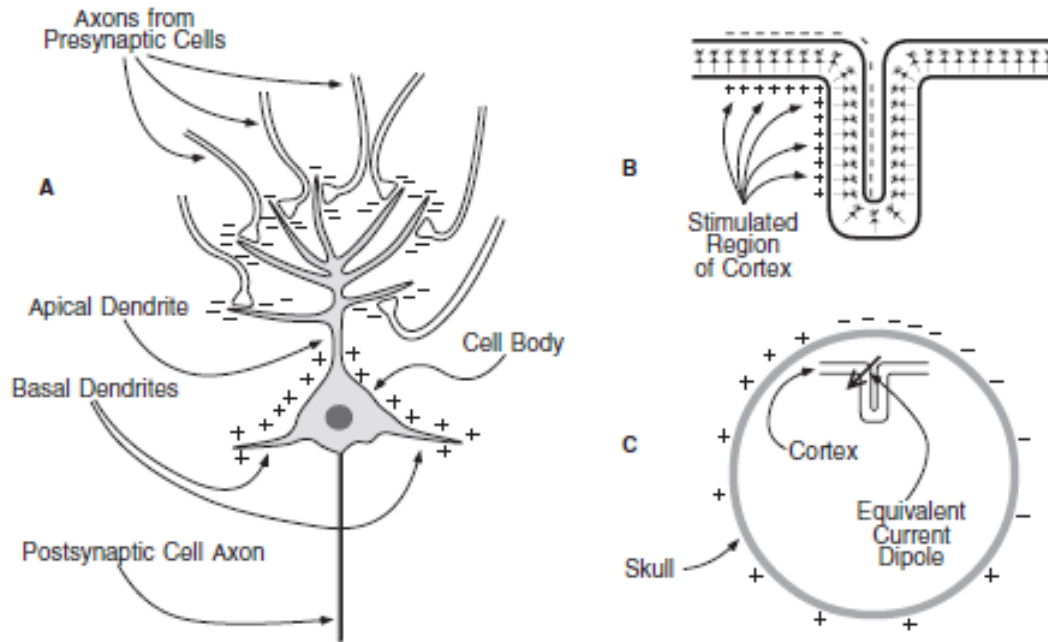
Σχήμα 2.3: Μορφή δυναμικού δράσης νευρικού κυττάρου<sup>2</sup>.

τώρα επικρατούσα υπόθεση. Μόλις ένας διεγερτικός νευροδιαβιβαστής απελευθερωθεί στους δενδρίτες που βρίσκονται στην κορυφή ενός πυραμιδοειδούς κυττάρου του εγκεφαλικού φλοιού, όπως φαίνεται και πάλι στο Σχήμα 2.4(A), 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. Για να κλείσει το ηλεκτρικό κύκλωμα που δημιουργείται, ρεύμα θα ρέει επίσης προς τα έξω από του δενδρίτες της βάσης και το κυρίως σώμα του κυττάρου, 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. 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, αλλά και πάλι κάτω από συγκεκριμένες προϋποθέσεις τα δίπολα πολλών νευρώνων αθροίζονται καθιστώντας δυνατή την καταγραφή της συνολικής τάσης με τη χρήση εξωτερικών ηλεκτροδίων. Προκειμένου οι αθροιζόμενες τάσεις να είναι δυνατό να καταγραφούν, πρέπει αυτές να εμφανίζονται περίπου την ίδια χρονική στιγμή σε όλους του 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. Ωστόσο, 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 2.4(B).

Η άθροιση των μεμονωμένων διπόλων είναι πολύ πολύπλοκη στην πραγματικότητα λόγω του ότι

<sup>2</sup><http://www.mindcreators.com>





Σχήμα 2.4: Βασική αρχή δημιουργίας δυναμικών δράσης.(A)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.(B)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].

ο εγκεφαλικός φλοιός δεν είναι επίπεδος, αλλά αντίθετα εμφανίζει πολλές αναδιπλώσεις. Παρόλα αυτά, 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  $90^\circ$ , ακυρώνουν το ένα το άλλο με την πλήρη ακύρωση να εμφανίζεται στις  $180^\circ$ . 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 αναδίπλωση 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 αγωγίμο 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 2.4(C). Η τάση που ανιχνεύεται σε κάθε σημείο της επιφάνειας του κρανίου οφείλεται στη θέση και τον προσανατολισμό του διπόλου-πηγή καθώς επίσης και από στην 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 στη μέτρηση των δυναμικών που δημιουργούνται στον προμετωπιαίο εγκεφαλικό φλοιό).



Ο ηλεκτρισμός δεν ρέει απευθείας μεταξύ των δύο πόλων του διπόλου, σε ένα αγωγίμο 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 και 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" με σκοπό να εκτιμηθεί η κατανομή τάσης στην επιφάνεια του εγκεφάλου. Αυτοί οι αλγόριθμοι μπορεί να είναι πολύ χρήσιμοι αλλά μπορούν να εξαλείψουν μόνο μια πηγή θολώματος όπως π.χ. το κρανίο.

Επίσης 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 τη λειτουργία του εγκεφάλου μόνο τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή.

Όλοι οι παραπάνω μηχανισμοί άθροισης των δυναμικών που προέρχονται από κάθε μεμονωμένο νευρώνα δημιουργούν ένα δίκτυο δίκτυο ανεξερεύνητης ακόμη πολυπλοκότητας, το οποίο είναι υπεύθυνο για αυτό που ονομάζεται *εγκεφαλική λειτουργία* την οποία μόνο μερικώς μπορούμε να μελετήσουμε[7]. Ένα εργαλείο για τη μελέτη αυτή είναι και η *καταγραφή Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος*.

Τα μετρούμενα ηλεκτρικά σήματα είναι ασθενή, από περίπου  $1\mu\text{V}$  έως και  $100\mu\text{V}$ . Εξαρχής υπάρχει η απαίτηση για ενίσχυση των λαμβανόμενων σημάτων. Προκειμένου το λαμβανόμενο σήμα να παρέχει μια καλύτερη εικόνα για την υποκείμενη εγκεφαλική δραστηριότητα, υπάρχει επίσης η ανάγκη για πυκνότερη κάλυψη του κρανίου με ηλεκτρόδια. Αυτό οδηγεί σε καλύτερη *ανάλυση (resolution)* στο τελικό σήμα.

Το πρώτο στάδιο για τη λήψη του σήματος ΗΕΓ είναι τα ηλεκτρόδια τα οποία αποτελούν του αισθητήρες της διάταξης, όπου μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων στο ανθρώπινο σώμα 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 τη μια πλευρά προσκολλάται στο δέρμα και από την άλλη στο κυρίως ηλεκτρόδιο. Τα σημεία στα οποία θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια, το δέρμα θα πρέπει να καθαριστεί καλά με οινόπνευμα για να πετύχουμε χαμηλή αντίσταση επαφής, κάτω των  $5\Omega$ . Το ηλεκτρόδιο έρχεται σε απευθείας επαφή με τον υποκείμενο ηλεκτρολύτη που χρησιμοποιείται. Έτσι είναι δυνατή η κίνηση ιόντων μέσω του "συνόρου" 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 στη μεταλλική επιφάνεια και ένα πάνω στις υγρές ουσίες γύρω από το ηλεκτρόδιο, εμφανίζοντας έτσι μια διαφορά δυναμικού η οποία εμποδίζει τη συνέχιση της κίνησης των ιόντων, αλλά είναι 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 "σύνορο" να επηρεάζεται μόνο από τα ιοντικά ρεύματα του ανθρώπινου κεφαλιού και όχι από θερμοκρασιακές μεταβολές ή μηχανικές κινήσεις των ηλεκτροδίων. Αυτό επιτυγχάνεται όταν προσδίδουμε μεγαλύτερη ευχέρεια 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 ( $\text{Cl}^-$ )*.

Όπως θα περιγραφεί και στη συνέχεια στην παρούσα πειραματική διαδικασία τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται με την ειδική κάσκα στο κεφάλι του εξεταζόμενου με βάση το Σύστημα 10-20. Επίσης αξίζει να σημειωθεί 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 αγωγή δρόμο αυτιά. Το σημείο αυτό επιλέγεται και είναι κοινό για όλες τις μετρήσεις και δεν εμφανίζει κάποια εγκεφαλική δραστηριότητα.

Στη συνέχεια το λαμβανόμενο σήμα οδηγείται σε μια ενισχυτική βαθμίδα η οποία περιέχει και διατάξεις φιλτραρίσματος. Εκεί κάθε σήμα ενισχύεται από διατάξεις προενισχυτών ώστε να μπορεί να μετρηθεί με ευχέρεια καθώς επίσης πραγματοποιείται και μια απόρριψη κοινού θορύβου. Στη συνέχεια το αναλογικό σήμα οδηγείται σε *αναλογικοψηφιακό μετατροπέα (A/D converter)*. Σε σύγχρονα συστήματα η μετατροπή αυτή γίνεται από ειδικές *κάρτες ανάκτησης δεδομένων (data acquisition)* και στη συνέχεια οδηγείται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή για περαιτέρω επεξεργασία ή αποθήκευση. Επίσης ο υπολογιστής είναι αυτός που ελέγχει και τον συγχρονισμό της παροχής ερεθισμάτων με την καταγραφή του σήματος ΗΕΓ.

## 2.3 Στοιχεία Ανατομίας Εγκεφάλου

Από την πλευρά της ανατομίας, ο εγκέφαλος μπορεί να διαιρεθεί σε τρία κύρια τμήματα: *εγκέφαλο (cerebrum)*, *παρεγκεφαλίδα (cerebellum)* και *εγκεφαλικό στέλεχος (brain stem)*. Ο εγκέφαλος 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. Η παρεγκεφαλίδα καθορίζει τις εθελοντικές κινήσεις των μυών και τη διατήρηση της ισορροπίας. Το εγκεφαλικό στέλεχος ελέγχει την αναπνοή, τη ρύθμιση της καρδιάς, τους βιορυθμούς, την έκκριση ορμονών κ.α.[11].

Ο εγκέφαλος διαιρείται επίσης σε 4 λοβούς, καθέναν από τους οποίους είναι υπεύθυνος για μια ομάδα εγκεφαλικών λειτουργιών. Οι λοβοί και οι αντίστοιχες εγκεφαλικές τους λειτουργίες είναι οι εξής[12]:

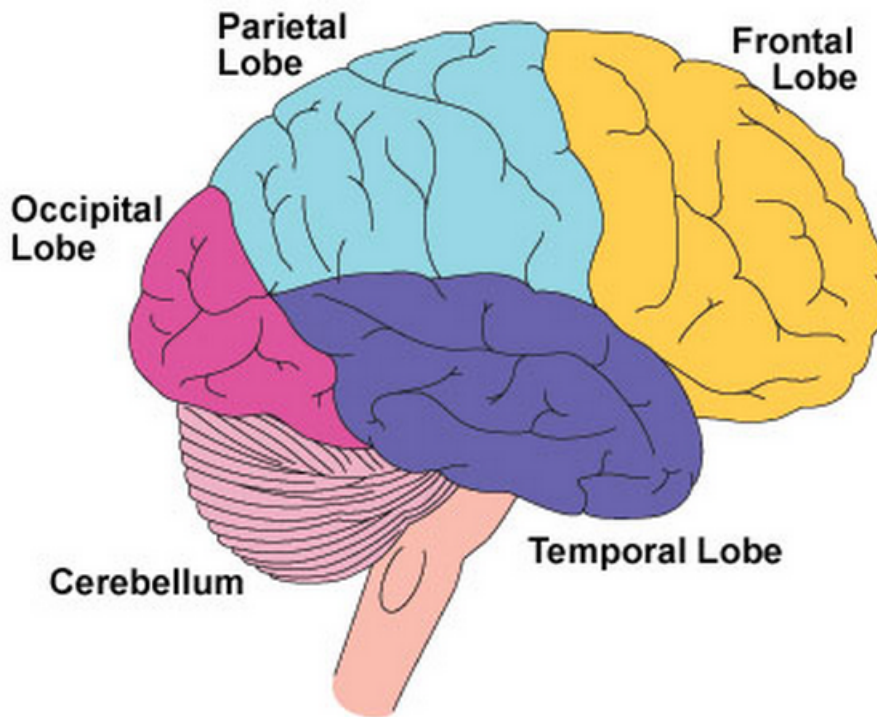
1. *Μετωπιαίος λοβός (Frontal lobe)*: Ο λοβός αυτός θεωρείται ότι ρυθμίζει τη σκέψη, το σχεδιασμό, τη στρατηγική, τη δημιουργικότητα, τον προγραμματισμό ατομικών αναγκών, το συναίσθημα καθώς και την εκούσια κίνηση.
2. *Βρεγματικός λοβός (Parietal lobe)*: Ο λοβός θεωρείται υπεύθυνος για την αίσθηση του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

Η ανατομική θέση των βασικών αυτών λοβών αυτών φαίνεται στο Σχήμα 2.5.

## 2.4 Βασικοί ρυθμοί του σήματος ΗΕΓ

Η μελέτη του σήματος ΗΕΓ, βασίζεται στη διάκριση των συχνοτικών περιοχών στα λαμβανόμενα σήματα, των λεγόμενων *ρυθμών*. Βασικό χαρακτηριστικό τους είναι οι συχνότητες από τις οποίες αυτοί αποτελούνται, το φασματικό δηλαδή τους περιεχόμενο. Οι κυριότεροι ρυθμοί είναι οι

άλφα, βήτα, γάμμα, θήτα και δέλτα. Οι συχνότητες και τα συνήθη πλάτη των οποίων φαίνονται στον Πίνακα 2.1. Η εμφάνιση των ρυθμών αυτών έχει συσχετιστεί με διάφορα επίπεδα χαλάρωσης,



Σχήμα 2.5: Σχηματική αναπαράσταση των τεσσάρων βασικών λοβών του εγκεφάλου<sup>3</sup>.

Πίνακας 2.1: 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

εγρήγορσης ύπνου κ.τ.λ. Για παράδειγμα[7]:

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.

<sup>3</sup><http://www.braininjury.com>

3. *Ρυθμός γ*: Ο ρυθμός αυτός εμφανίζεται σε όλους του εγκεφαλικούς λοβούς ταυτόχρονα και σχετίζεται με την επεξεργασία πλούσιων 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.<sup>4</sup>
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.

## 2.5 Βιοματικά Δυναμικά του Εγκεφάλου

Εκτός από τη μελέτη των βασικών ρυθμών στο σήμα ΗΕΓ, ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει και η μελέτη των εγκεφαλικών διεργασιών οι οποίες προκαλούνται σε συγκεκριμένα γεγονότα. Ονομάζουμε *Βιοματικά Δυναμικά* ή *ΒΔ* (*Event Related Potentials-ERP*) τις διαφορές δυναμικού που μετρούμε, συνήθως στη 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. 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[7].

Εφόσον τα ΠΔ αντικατοπτρίζουν εγκεφαλική δραστηριότητα σχετιζόμενη με ένα εξωτερικό ερέθισμα, είναι αυτά τα οποία μπορούμε να μελετήσουμε μέσω προδιαγεγραμμένων πειραματικών διαδικασιών στο εργαστήριο. Διακρίνουμε τρεις διαφορετικές κατηγορίες προκλητών δυναμικών ανάλογα με το είδος του εξωτερικού ερεθίσματος που τα προκαλεί[7]:

1. *Οπτικά προκλητά δυναμικά* (*Visual Evoked Potentials-VEP*): Τα δυναμικά αυτά προκαλούνται από οπτικό ερέθισμα, όπως εμφάνιση μιας συγκεκριμένης εικόνας, αλλαγή χρωμάτων, λάμπες κ.ά.
2. *Ακουστικά προκλητά δυναμικά* (*Auditory Evoked Potentials-AEP*) Τα δυναμικά αυτά προκαλούνται από ακουστικό ερέθισμα, 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 και με βάση τον χρόνο εμφάνισης τους μετά το ερέθισμα ο οποίος ονομάζεται και *λανθάνων χρόνος εμφάνισης τους*. Στην περίπτωση των ακουστικών προκλητών δυναμικών υπάρχει η εξής διάκριση[7]:

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 από πλάτη της τάξης του 0.1 έως 0.5μV και συχνότητα 100 έως 1000Hz. Τα πρώιμα δυναμικά σχετίζονται με τη διαβίβαση των νευρωνικών ώσεων κατά μήκος του ακουστικού ή του οπτικού νεύρου.

<sup>4</sup><http://www.omharmonics.com>

2. *Μέσα δυναμικά (middle)*: Τα δυναμικά αυτά σχετίζονται με χρονικά διαστήματα από 12 έως 50ms από τη στιγμή που χορηγείται ο εξωτερικός ερεθισμός.
3. *Υστερα δυναμικά (late)*: Τα δυναμικά αυτά σχετίζονται με χρονικά διαστήματα 50 έως 800ms από τη στιγμή που χορηγείται ο εξωτερικός ερεθισμός και χαρακτηρίζονται από πλάτη 1 έως 20μV 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 τη φύση του εκλυτικού ερεθίσματος δηλαδή την ένταση, τη 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 συμπλόκου 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.

## 2.6 Βασικά συστατικά των βιωματικών δυναμικών και η σημασία τους

Η μέτρηση των βιωματικών δυναμικών πραγματοποιείται με τη χρήση του Ηλεκτροεγκεφαλογράφου, όπως ακριβώς λαμβάνεται και το βασικό σήμα ΗΕΓ. Παρόλα αυτά, τα πλάτος των προς μέτρηση δυναμικών είναι μικρό σε σχέση με τα σήματα που μετρώνται κατά τη διάρκεια μιας κοινής ηλεκτροεγκεφαλογραφικής μέτρησης. Αυτό συμβαίνει μιας και κατά τη διάρκεια των μετρήσεων, εκτός από τις περιοχές του εγκεφάλου που δέχονται και επεξεργάζονται το ερέθισμα και όλες οι υπόλοιπες περιοχές του εγκεφάλου, που ελέγχουν τη γενικότερη λειτουργία του οργανισμού βρίσκονται και αυτές σε λειτουργία με αποτέλεσμα το επιθυμητό σήμα να βρίσκεται "βυθισμένο" μέσα στο συνολικό σήμα που ο ηλεκτροεγκεφαλογράφος καταγράφει. Το τμήμα της διαφοράς δυναμικού που αντιστοιχεί στο σήμα που καταγράφεται και στην περίπτωση που δεν υπάρχει κάποιο εκλυτικό γεγονός ονομάζεται "συμβατικό" σήμα ΗΕΓ, και αποτελεί φυσικά ένα είδος θορύβου στη μέτρηση των ΒΔ. Ένα σύνολο παρόλα αυτά μεθόδων ψηφιακής και αναλογικής επεξεργασία σήματος καθιστά δυνατή τη μελέτη των ΒΔ, αν και η μελέτη αυτή ξεκίνησε με καθυστέρηση σε σχέση με τη μελέτη του συμβατικού σήματος ΗΕΓ[7].

Η μελέτη των κυματομορφών ΒΔ διεξάγεται στηριζόμενη κυρίως στα λεγόμενα *συστατικά (components)* του βιωματικού κύματος δυναμικού. Τα συστατικά είναι μερικές κυματομορφές του βασικού σήματος, τμήματα του δηλαδή, 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 τη 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 τη χρονική στιγμή που λαμβάνει χώρα το εκλυτικό γεγονός του συνολικού ΒΔ. Επιπρόσθετα, ενδιαφέρον παρουσιάζει το εμβαδόν που περικλείεται από τη γραμμή αναφοράς και τη μερική κυματομορφή του δυναμικού του συστατικού, ειδικά στη περίπτωση που δεν υπάρχει κάποιος 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[7]:

1. Για τα πρώτα δυναμικά, 2-12ms μετά τη 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 και ο δείκτης αναφέρεται στον λαμβάνοντα χρόνο, κατά προσέγγιση, του μεγίστου σε ms.

Τα συστατικά που λαμβάνουν χώρα πριν από τα 100ms, συνήθως ανήκουν στα εξωγενή δυναμικά. Όπως αναφέρθηκε και πριν σχετίζονται με την ακεραιότητα των αισθητικών οδών και για αυτό έχουν μεγάλο ενδιαφέρον και κλινικές εφαρμογές στη Νευρολογία. Χρησιμοποιούνται στη διάγνωση νευρολογικών νόσων, π.χ. απομυελινικές ασθένειες, εγκεφαλικοί όγκοι κ.ά., ειδικότερα δε, τα ακουστικά δυναμικά 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" διαδικασίες του ανθρώπινου εγκεφάλου[7].

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([7]) θα αναφερθούν ειδικότερα τα πιο σημαντικά για την ψυχιατρική έρευνα ενδογενή συστατικά των ΠΔ:

1.  $N_{100}$ : Πρόκειται για την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού 70 έως 140ms μετά την παροχή του εκλυτικού ερεθίσματος. Έχει συνδεθεί με τη 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 στη χρονική περιοχή του φαίνεται να συνυπάρχουν από 3 έως 6 ταυτοχρόνως ενεργά συστατικά.
2.  $P_{300}$ : Περιγράφει τη 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:

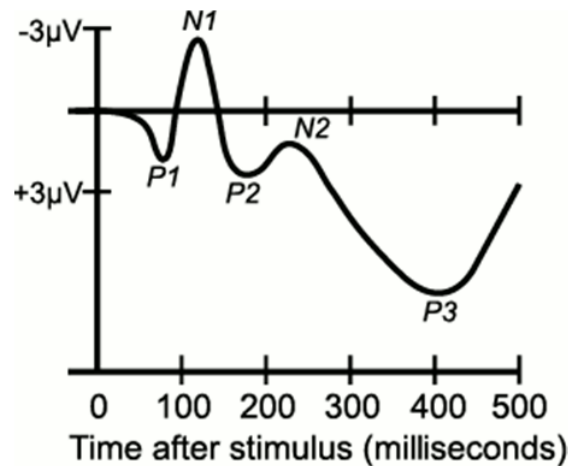
$$P_{300} = A \cdot (B + \Gamma) \quad (2.1)$$

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 τη δυσκολία της αποστολής με την οποία συνδέεται το ερέθισμα αυτό. Είναι επίσης ισχυρή η σύνδεση του συστατικού αυτού με τη 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 προσλαμβανομένων

ερεθισμάτων. Είναι σημαντικό για την εξέταση μηχανισμών που σχετίζονται με τη γλώσσα, το εννοιολογικό και συντακτικό της 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 εξιδανικευμένου σήματος ΗΕΓ όπου διάφορα συστατικά είναι ορατά φαίνεται στο Σχήμα 2.6.



Σχήμα 2.6: Εξιδανικευμένο σήμα ΗΕΓ όπου είναι διακριτά βασικά συστατικά του σήματος. Όπου  $N_1, P_1, P_2, N_2, P_3$  είναι αντίστοιχα τα συστατικά  $N_{100}, P_{100}, P_{200}, N_{200}, P_{300}$ <sup>5</sup>.

## 2.7 Βασικές αρχές επεξεργασίας σήματος ΗΕΓ

Η διαδικασία λήψης του σήματος ΗΕΓ οδηγεί στην παρουσία έντονου θορύβου, στο σήμα. Ο θόρυβος αυτός προέρχεται από διάφορες πηγές θορύβου οι πιο βασικές των οποίων είναι οι εξής[8]:

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

Για τον λόγο αυτό είναι απαραίτητο να ληφθούν κάποια μέτρα, κατά την πειραματική διαδικασία που έχουν σκοπό όσο τον δυνατόν να εξαλείψουν τις πηγές αυτές θορύβου. Αρχικά, η λήψη του σήματος γίνεται σε χώρο όσο το δυνατόν προστατευμένο από εξωτερικά ηλεκτρικά πεδία. Στην καλύτερη περίπτωση η μέτρηση γίνεται σε *ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο δωμάτιο* (κλωβός *Faraday*). Εκτός όμως από αυτό είναι αναγκαίο να πραγματοποιηθεί και μια επεξεργασία του σήματος ΗΕΓ με τη χρήση μεθόδων επεξεργασίας σήματος. Οι βασικότερες εκ των οποίων είναι:

<sup>5</sup><http://neurofeedback.visaduma.info>

1. *Χρήση ψηφιακών ή αναλογικών φίλτρων:* Στην κατηγορία αυτή ανήκει το φιλτράρισμα με τη 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 τη διαδικασία αυτή το προτυποιημένο 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 διαφόρων 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 διαφοράρισης.



# Κεφάλαιο 3

## Πειραματική ψυχοακουστική διαδικασία και εργαστηριακός εξοπλισμός

Η πειραματική διαδικασία έχει σκοπό τη συσχέτιση των αποτελεσμάτων της επεξεργασίας σημάτων ΗΕΓ με αντίστοιχα αποτελέσματα που προκύπτουν από την ψυχοακουστική ανάλυση των απαντήσεων του εθελοντή σε κάποια συγκεκριμένη ερώτηση που αφορά σε χαρακτηριστικά του ήχητικού παλμού που ακούει. Για τον σκοπό αυτό, το πείραμα αποτελείται από δύο διακριτά μέρη. Το πρώτος μέρος σχετίζεται με τη λήψη του σήματος ΗΕΓ, η οποία περιλαμβάνει τόσο την καταγραφή του συμβατικού 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 σε υποβαλλόμενη ερώτηση με σκοπό τη μέτρηση διάφορων ψυχοφυσικών παραμέτρων.

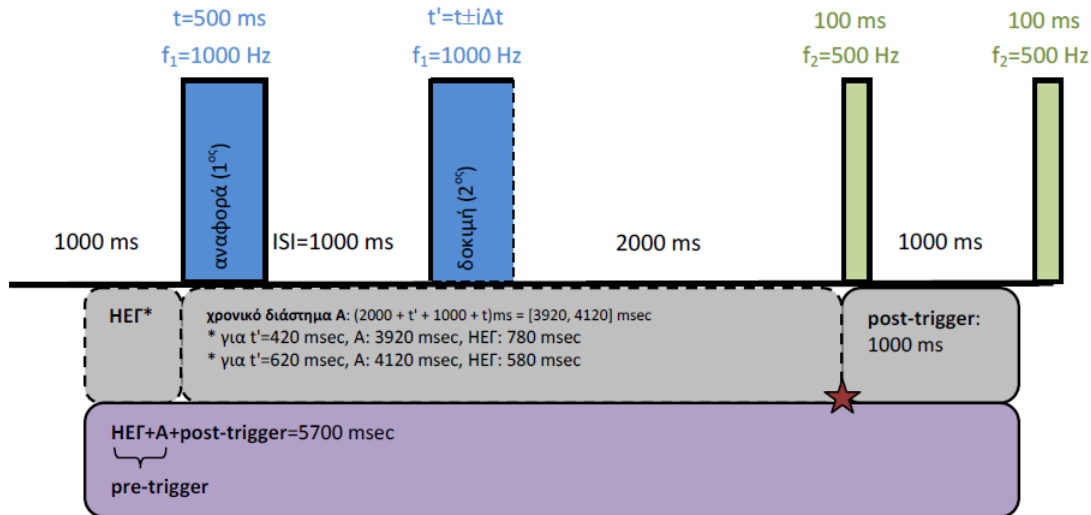
### 3.1 Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας

Πριν την έναρξη της πειραματικής διαδικασίας εφαρμόζεται στον εξεταζόμενο η κάσκα ΗΕΓ η οποία διαθέτει σταθερά τοποθετημένα 32 ηλεκτρόδια και κατάλληλα ακουστικά για την οδήγηση της ακουστικής παλμοσειράς. Για την καταγραφή των προκλητών δυναμικών και του συμβατικού 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 3.1[6]. Αναλυτικά, κατά την έναρξη κάθε επανάληψης προηγούνται 1000ms σιωπής πριν 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*. Στη 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 εξής τύπο[6]:

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

και λαμβάνει τις ακόλουθες 11 τιμές για τη διάρκειά του:

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



Σχήμα 3.1: Ακουστική παλμοσειρά για μια επανάληψη που χρησιμοποιείται στην πειραματική διαδικασία[6].

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*) στη διάρκεια των δύο πρώτων παλμών. Η ακριβής σημασία της παραμέτρου αυτής θα εξηγηθεί στην Παράγραφο 3.4. 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;”** ([6]) 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 στη 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 τη 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 απο τις 11 διαφορετικές τιμές διάρκειας του δεύτερου παλμού, οδηγείται στον εθελοντή 10(δέκα) φορές με αποτέλεσμα ο συνολικός αριθμός επαναλήψεων ανα συνεδρία να είναι 110. Η ακολουθία των τιμών για τη διάρκεια του δεύτερου παλμού φαίνεται στον Πίνακα 3.1[6].

Το δείγμα της προκαταρκτικής μελέτης που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία αποτελείται από 10 υγιείς ενήλικες εθελοντές(5 γυναίκες και 5 άνδρες) με μέση ηλικία 31.1 έτη και τυπική απόκλιση 4.2 έτη[6]. Η ακουστική πειραματική διαδικασία εξηγείται στους εθελοντές πριν την έναρξη της συνεδρίας. Στη συνέχεια, πραγματοποιούνται 20(είκοσι) επαναλήψεις ελέγχου με σκοπό της εξοικείωση του εθελοντή με την πειραματική διαδικασία. Κατά τις επαναλήψεις αυτές χρησιμοποιείται παλμός αναφοράς με συχνότητα  $f_1 = 2000Hz$  και διάρκεια  $t_{test} = 400ms$ . Το εύρος της διάρκειας του δεύτερου παλμού κυμαίνεται στο διάστημα 300-600ms. Η ακολουθία των τιμών για την διάρκεια του παλμού δοκιμής κατά τη διαδικασία της εξοικείωσης φαίνεται στον Πίνακα 3.2[6].

Πίνακας 3.1: Ακολουθία τιμών της διάρκειας του δεύτερου παλμού δοκιμής για κάθε επανάληψη. Η διάρκεια του δεύτερου παλμού δίνεται σε sec[6].

(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)

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[6].

$N', t_{test}$	$N', t_{test}$
(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)

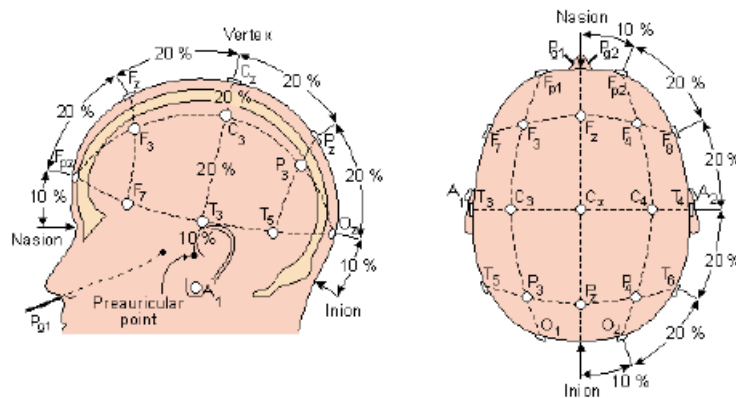
### 3.2 Διαδικασία τοποθέτησης ηλεκτροδίων στον εθελοντή και λήψης σήματος Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και Προκλητών Δυναμικών

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας λαμβάνεται σήμα ΗΕΓ 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*[6]. Το σύστημα 10-20 βασίζεται στη 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[6]:"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 στη 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 ρίνο 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 οροθεσιών. 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, πρωταίου 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[6]:

1. μέτρηση στο οβελιαίο επίπεδο της απόστασης ρινίου-ινίου. Στο 10% την απόστασης πάνω από το ρίνο 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.
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. Στη συνέχεια το σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων αυτό επεκτάθηκε με σκοπό να τοποθετη-



Σχήμα 3.2: Σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων 10-20[6].

θούν 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 και στον παρόν πείραμα.

Η διάρκεια καταγραφής των σημάτων βασικού ΗΕΓ και ΠΔ απεικονίζεται στο Σχήμα 3.1. Στη σχηματική περιοχή με "γκρί" χρώμα, η διάρκεια καταγραφής των σημάτων χωρίζεται σε τρία βασικά διαστήματα[6]:

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" σκιαγραφημένη 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  $t'=420$ ms) και 580ms(για  $t'=620$ ms). 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.

Από τα 32 κανάλια της κάσκας που εφαρμόστηκε στο κεφάλι του εθελοντή, καταγράφονται 32 σήματα που σχετίζονται με την υποκείμενη εγκεφαλική λειτουργία κατά την πειραματική διαδικασία. Εδώ αξίζει να σημειωθεί ότι μιας και η ανάλυση που θα ακολουθηθεί, 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 τη μέτρηση. Η διαδικασία αυτή χαρακτηρίζεται ως ιδιαίτερης μεταχείρισης στη συγκεκριμένη πειραματική διαδικασία, δεδομένου του μεταβλητού μήκους του μετρούμενου σήματος ΗΕΓ που προηγείται του παλμού αναφοράς.

### 3.3 Εισαγωγή στην Ψυχοακουστική

Η *ψυχοφυσική*(*psychophysics*) είναι ο κλάδος εκείνος της επιστήμης που ασχολείται με το πώς αντιλαμβάνεται ο ανθρώπινος οργανισμός το *φυσικό ερέθισμα*(*physical stimuli*) που καταφθάνει στα αισθητήρια όργανα του. Ο κλάδος της ψυχοφυσικής, που ασχολείται με την αντίληψη του ήχου ονομάζεται *ψυχοακουστική*(*psychoacoustics*)[13]. Προκειμένου να γίνει ξεκάθαρη η έννοια της παραπάνω λέξης κρίνεται αναγκαίο να γίνει ένας διαχωρισμός μεταξύ του φυσικού ερεθίσματος και της ψυχολογικής αντίδρασης σε αυτό. Ο ήχος, για παράδειγμα, που καταφθάνει στο ανθρώπινο αυτί αποτελεί το φυσικό ερέθισμα αλλά αυτό που στην πραγματικότητα κανείς ακούει είναι η αντίδραση σε αυτόν. Αν είχε βρεθεί μια ένα προς ένα αντιστοίχιση μεταξύ των φυσικών παραμέτρων του ήχου και του πώς αυτοί γίνονται αντιληπτοί, τότε η αντίδραση σε κάθε ήχο θα μπορούσε να ποσοτικοποιηθεί με τις βασικές αρχές του ήχου. Αυτό βέβαια αυτόματα θα σήμαινε ότι όλοι οι φυσικοί ήχοι θα ήταν δυνατόν να γίνουν αντιληπτοί 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 τον μηχανισμό του συστήματος ακοής και του εγκεφάλου με βάση τους οποίους πραγματοποιείται η αντίληψη αυτή.

#### 3.3.1 Υποκειμενικό και Αντικειμενικό Κατώφλι

Ο όρος "υποσυνείδητος" μπορεί να προσδιοριστεί αφού πρώτα οριστεί το "κατώφλι συνειδητοποίησης"(ουδός), δηλαδή ένα κατώτατο όριο που διαχωρίζει το συνειδητό από ασυνείδητο[6]. 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 τους. Η αντίληψη αυτή δεν είναι νέα καθώς στο [14] 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[15]. Πλήθος μελετών έχουν διεξαχθεί τις τελευταίες δεκαετίες, ειδικά 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[6].

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 έχει πραγματοποιηθεί στο [16] και είναι η ακόλουθη:

1. *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.
2. *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[6].

### 3.3.2 Μεθολογίες Προσδιορισμού του Κατωφλίου

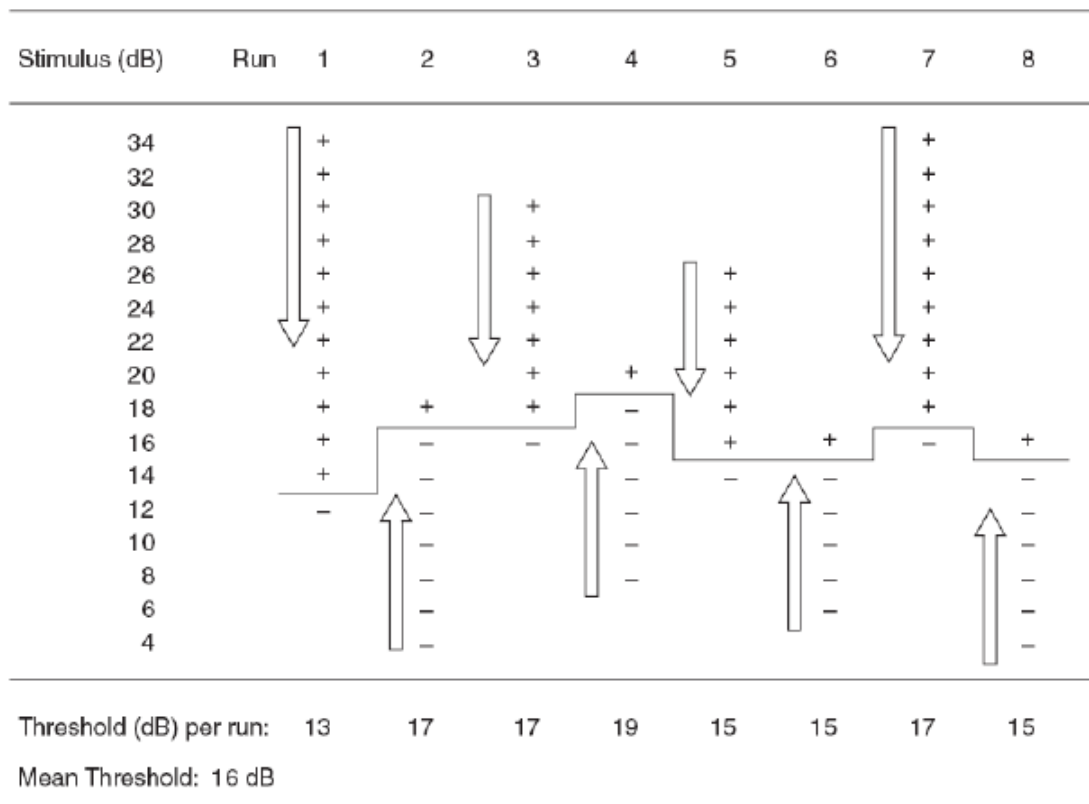
Ο καθορισμός της σχέσης μεταξύ του φυσικού ερεθίσματος και της αντίληψης του εξεταζόμενου αποτελεί πρωταρχικό στόχο. Οι μεθοδολογίες που χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό αυτό παρουσιάζουν στον εξεταζόμενο μία σειρά από καλώς ορισμένα ερεθίσματα, γνωστά στον εξεταστή ως προς την ένταση, το βάθος ή τη 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*). Αξίζει να σημειωθεί η διαφοροποίηση μεταξύ της αισθητήριας ικανότητας ή ευαισθησίας (αυτό που ο εξεταζόμενος πραγματικά ακούει), η οποία κυρίως αποτελεί το αντικείμενο ενδιαφέροντος, και της προδιάθεσης στην απάντηση (ο τρόπος που ο εξεταζόμενος απαντά), η οποία αντικατοπτρίζει την *προδιάθεση/τάση* (*bias*) και τα κριτήρια που επηρεάζουν την απάντηση του εξεταζόμενου. Η επιλογή των μεθοδολογιών και τεχνικών καθορισμού του κατωφλίου πραγματοποιείται με γνώμονα την ελαχιστοποίηση της *προδιάθεσης στην απάντηση* (*response bias*). Ο αναγνώστης μπορεί να αναζητήσει λεπτομέρειες που αφορούν στα ψυχοακουστικά πειράματα στο [17]. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οι κλασικές μέθοδοι ψυχοφυσικής, οι μέθοδοι αναγκαστικής επιλογής και οι προσαρμοσμένες τεχνικές, δίνοντας ιδιαίτερη έμφαση στη μέθοδο των σταθερών ερεθισμάτων που θα χρησιμοποιηθεί σαν πειραματική μέθοδος στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

### 3.3.3 Κλασικές Μέθοδοι

Οι κλασικές μέθοδοι που χρησιμοποιούνται στη βιβλιογραφία είναι η *μέθοδος των ορίων* (*method of limits*), η *μέθοδος της προσαρμογής* (*method of adjustment*) και η *μέθοδος των σταθερών ερεθι-*

ομάτων(*method of constant stimuli*).

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 τη φθίνουσα μέθοδο των ορίων, η διαδικασία αντιστρέφεται. Σε κάθε περίπτωση, το κατώφλι θεωρείται ότι εντοπίζεται στο επίπεδο όπου το ερέθισμα μόλις γίνεται αντιληπτό[6]. Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων, οι αύξουσα και φθίνουσα 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 φθίνουσών 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 3.3. Το σύμβολο (-) αντιπροσωπεύει αρνητική απάντηση του εξεταζόμενου και το σύμβολο (+) θετική απάντησή του στην ερώτηση: "μπορείτε να ακούσετε τον ήχο;". Η μέθοδος της προσαρμογής δια-



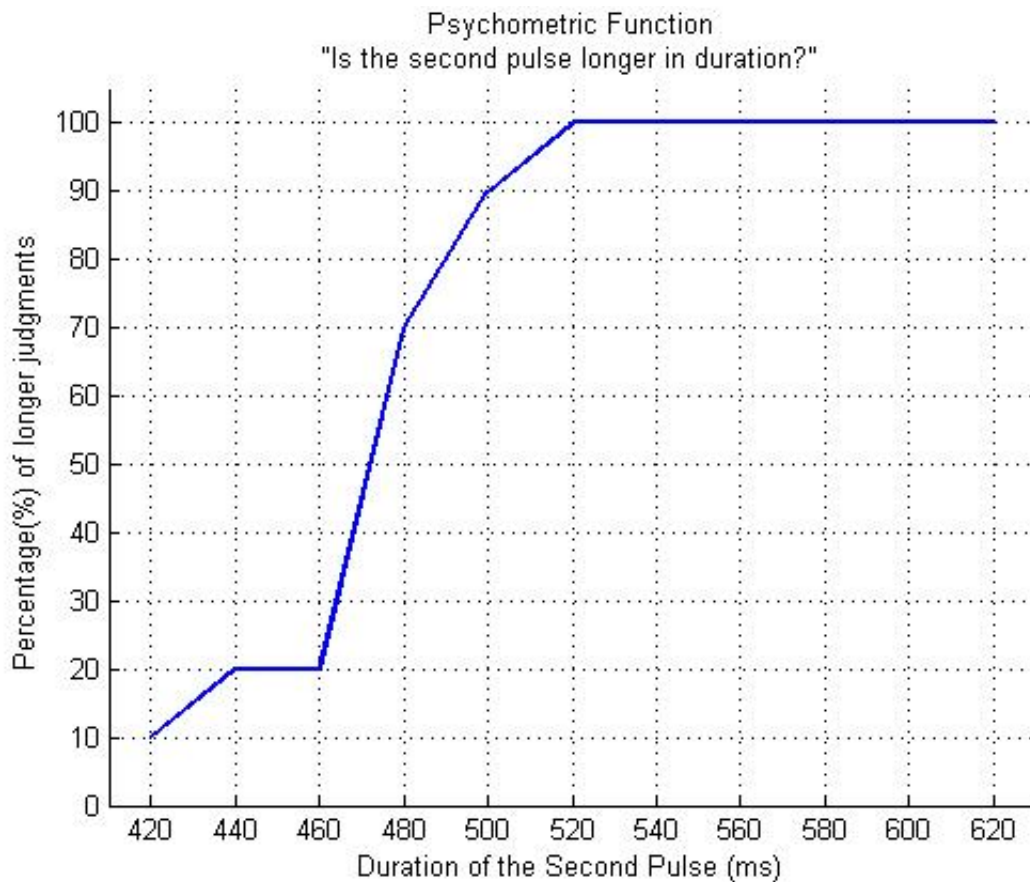
Σχήμα 3.3: Παράδειγμα εφαρμογής της μεθόδου των ορίων σε υποθετικό πείραμα καθορισμού κατωφλίου[13].

φέρει 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.

Κατά τη μέθοδο των σταθερών ερεθισμάτων[6] τα επίπεδα μιας ιδιότητας του ερεθίσματος δε σχετίζονται από την προηγούμενη και επόμενη επανάληψη, αλλά παρουσιάζονται στον εξεταζόμενο με τυχαίο τρόπο[13]. 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 όπως αναφέρθηκε και στη Παράγραφο 3.1, 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. Μιας και μια συγκεκριμένη διάρκεια του δεύτερου παλμού οδηγείται στον εθελοντή 10 φορές η ψυχοφυσική συνάρτηση χαράσσεται ως εξής. Στον άξονα των τετμημένων τοποθετείται η διάρκεια του δεύτερου παλμού και στον άξονα των τεταγμένων τοποθετείται το ποσοστό των απαντήσεων που ήταν θετικές. Η ψυχοφυσική συνάρτηση, όπως σχεδιάστηκε με την παραπάνω διαδικασία π.χ. για τον εθελοντή 7 του πειράματος φαίνεται στο Σχήμα 3.4. Χρησιμοποιώ-



Σχήμα 3.4: Ψυχοφυσική συνάρτηση όπως σχεδιάστηκε για τον εθελοντή 7 του πειράματος. ντας 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[13] και της άμεσης εκτίμησης της εικασίας στην απάντηση του εξεταζόμενου. Εντούτοις, το κύριο μειονέκτημα είναι ο μεγάλος αριθμός επαναλήψεων που απαιτείται[6], κουράζοντας τον εξεταζόμενο και μειώνοντας το κίνητρό του να ανταποκριθεί στη 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.

### 3.4 Περιγραφή και προσδιορισμός της Ελάχιστης Αντιληπτής Διαφοράς

Μετά τη 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 θεωρούμε 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*[13]. Επίσης σε πειράματα αυτού του είδους 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)* τότε 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[13]. Για παράδειγμα στη περίπτωση του εθελοντή 7 τα αποτελέσματα των απαντήσεων του φαίνονται στον Πίνακα 3.3. Στον πίνακα αυτό ο αριθμός 1

Πίνακας 3.3: Αποτελέσματα απαντήσεων του εθελοντή 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

σημαίνει θετική απάντηση και 0 σημαίνει αρνητική απάντηση. Από τη μελέτη της ψυχοφυσικής συνάρτησης όπως παρουσιάστηκε στο Σχήμα 3.4, βρίσκουμε ότι:

$$L_{PSE} \approx 472ms \quad (3.3)$$

και

$$L_{75\%} \simeq 485ms \quad (3.4)$$

άρα

$$DL = 485 - 472 \simeq 13ms \quad (3.5)$$

2. *Τεχνική B*: Η τεχνική αυτή έχει εφαρμοστεί στη βιβλιογραφία και είναι πανομοιότυπη για όλες τις μεθόδους[6]. Η τεχνική αυτή περιλαμβάνει, μια λογιστική ψυχοφυσική συνάρτηση

$$\Psi(x) = \frac{1}{1 + \exp(-(x - \alpha)/\beta)} \quad (3.6)$$

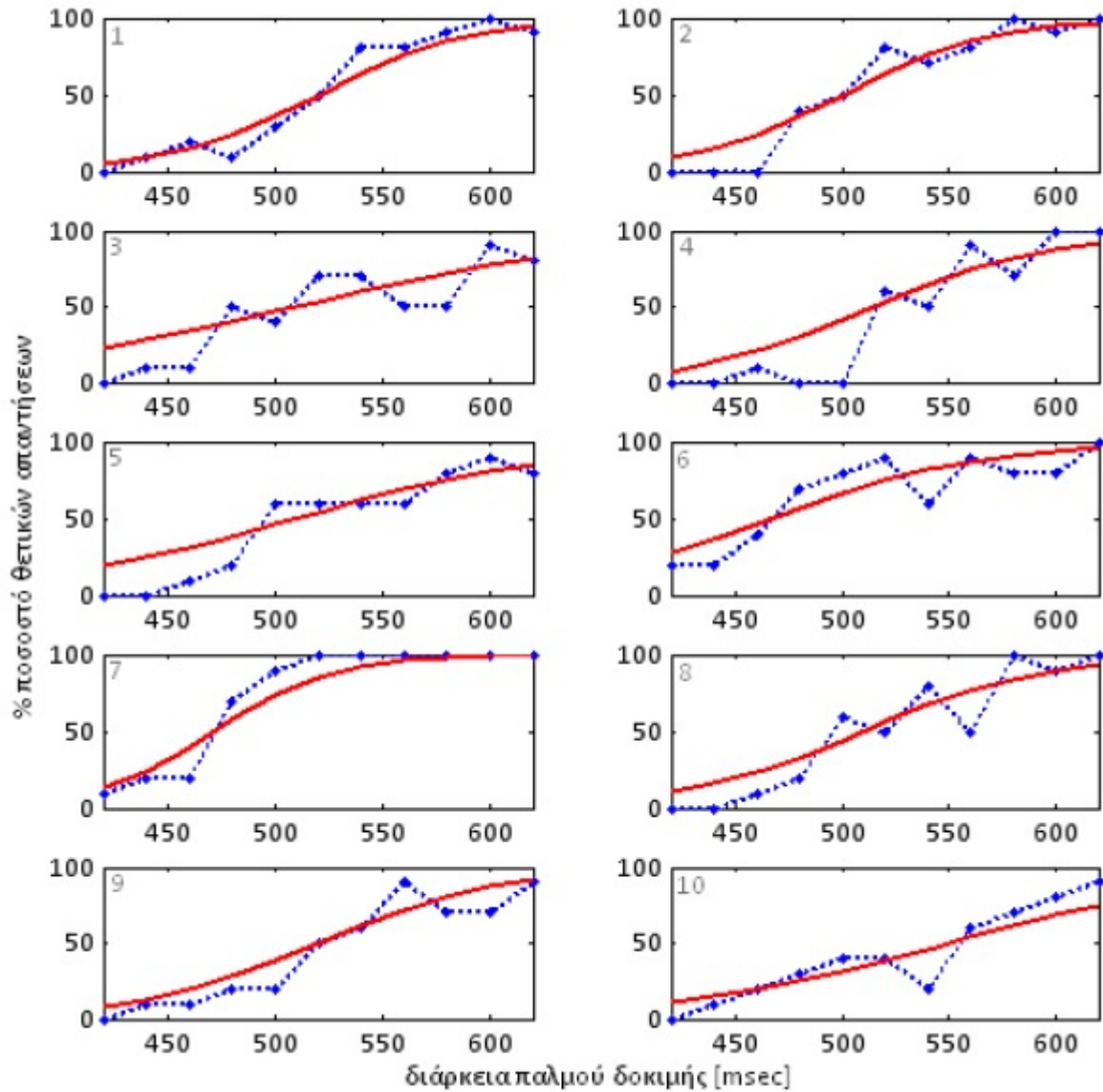
η οποία χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της εκτίμησης μέγιστης πιθανοφάνειας των DL και PSE, όπου η μεταβλητή  $x$  υποδεικνύει τη διάρκεια του παλμού δοκιμής. Το PSE ισούται με  $\alpha$  και το DL ισούται σε κάθε περίπτωση με  $\beta \cdot \log(\frac{0.75}{0.25})$ . Για την αποτίμηση των απαντήσεων των 10 εθελοντών, οι εκτιμήσεις των DL που αντιστοιχούν στον καθένα ελέγχονται με τη σχεδίαση στο ίδιο διάγραμμα των δεδομένων της αντίστοιχης ψυχοφυσικής συνάρτησης, ώστε να ελεγχθεί αν η προσαρμογή είναι επιτρεπτή. Το Σχήμα 3.5 φαίνονται οι ψυχομετρικές συναρτήσεις για τους 10 εθελοντές του πειράματος και η κατάλληλη προσαρμογή τους σε λογιστικές ψυχομετρικές συναρτήσεις

Με τη χρήση των παραπάνω δύο τεχνικών προκύπτει ο Πίνακας 3.4, ο οποίος παρουσιάζει τα αποτελέσματα της εκτίμησης της DL για κάθε έναν από τους 10 εθελοντές. Η ελάχιστη αντιληπτή

Πίνακας 3.4: Τιμές και διακύμανση της ελάχιστης αντιληπτής 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

διαφορά είναι μια παράμετρος ιδιαίτερης σημασίας δεδομένου ότι προσφέρει μια εικόνα της ευαισθησίας του εθελοντή. Η ευαισθησία αυτή δεν σχετίζεται με τη φυσική ευαισθησία του συστήματος ακοής του ανθρώπινου οργανισμού αλλά όπως αναφέρθηκε και προηγούμενα έχει να κάνει με την ψυχοακουστική του αντίληψη.



Σχήμα 3.5: Χάραξη των ψυχοφυσικών συναρτήσεων των 10 εθελοντών και η κατάλληλη προσαρμογή τους σε επιλεγμένες λογιστικές ψυχομετρικές συναρτήσεις[6].

### 3.4.1 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)*.

### 3.4.2 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 στη προηγούμενη επανάληψη[13]. 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.

### 3.5 Θεωρία Ανίχνευσης Σήματος

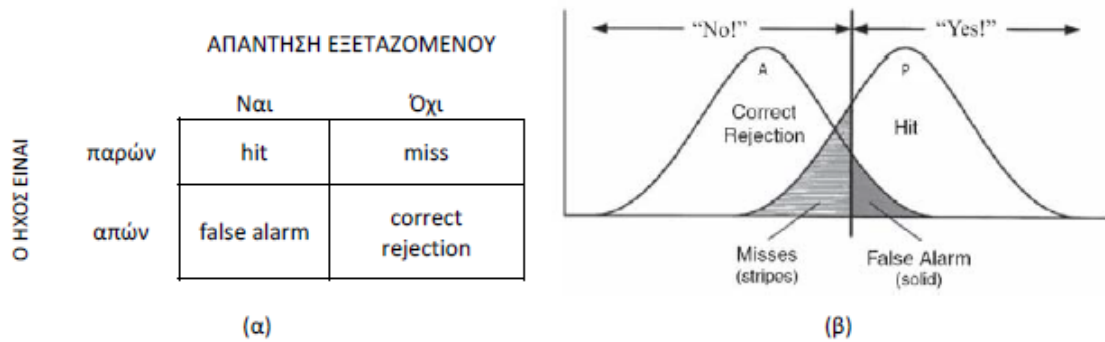
Η Θεωρία Ανίχνευσης Σήματος (*Signal Detection Theory*)[13], παρέχει τη βέλτιστη προσέγγιση για το διαχωρισμό των επιπτώσεων της ευαισθησίας από εκείνων της προδιάθεσης στην απάντηση. Σε ένα υποθετικό πειραματικό σενάριο, ζητείται από τον εξεταζόμενο να απαντήσει "ναι" όταν ακούει έναν ήχο και "όχι" 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 στη πραγματικότητα δεν παρουσιάζεται. Συνεπώς, υπάρχουν τέσσερις διαφορετικές εναλλακτικές για κάθε επανάληψη. Δύο από τις ακόλουθες είναι ορθές:

1. Μία "επιτυχία" (*hit*) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι παρών (present: P) και ο εξεταζόμενος απαντά "ναι".
2. Μία "ορθή απόρριψη" (*correct rejection*) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι απών (absent: A) και ο εξεταζόμενος απαντά "όχι". Οι επόμενες δύο εναλλακτικές είναι λανθασμένες.
3. Μία "αποτυχία" (*miss*) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι παρών αλλά ο εξεταζόμενος απαντά "όχι".
4. 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 3.6(α). Το Σχήμα 3.6(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 ( $\sigma$ ):

$$d' = \frac{\bar{x}_p - \bar{x}_a}{\sigma} \quad (3.7)$$

Το κριτήριο με το οποίο ο εξεταζόμενος απαντά στα ερωτήματα αντιπροσωπεύεται από την κάθετη γραμμή που διαπερνά και τις δύο κατανομές (Σχήμα 3.6(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 2.8(β).

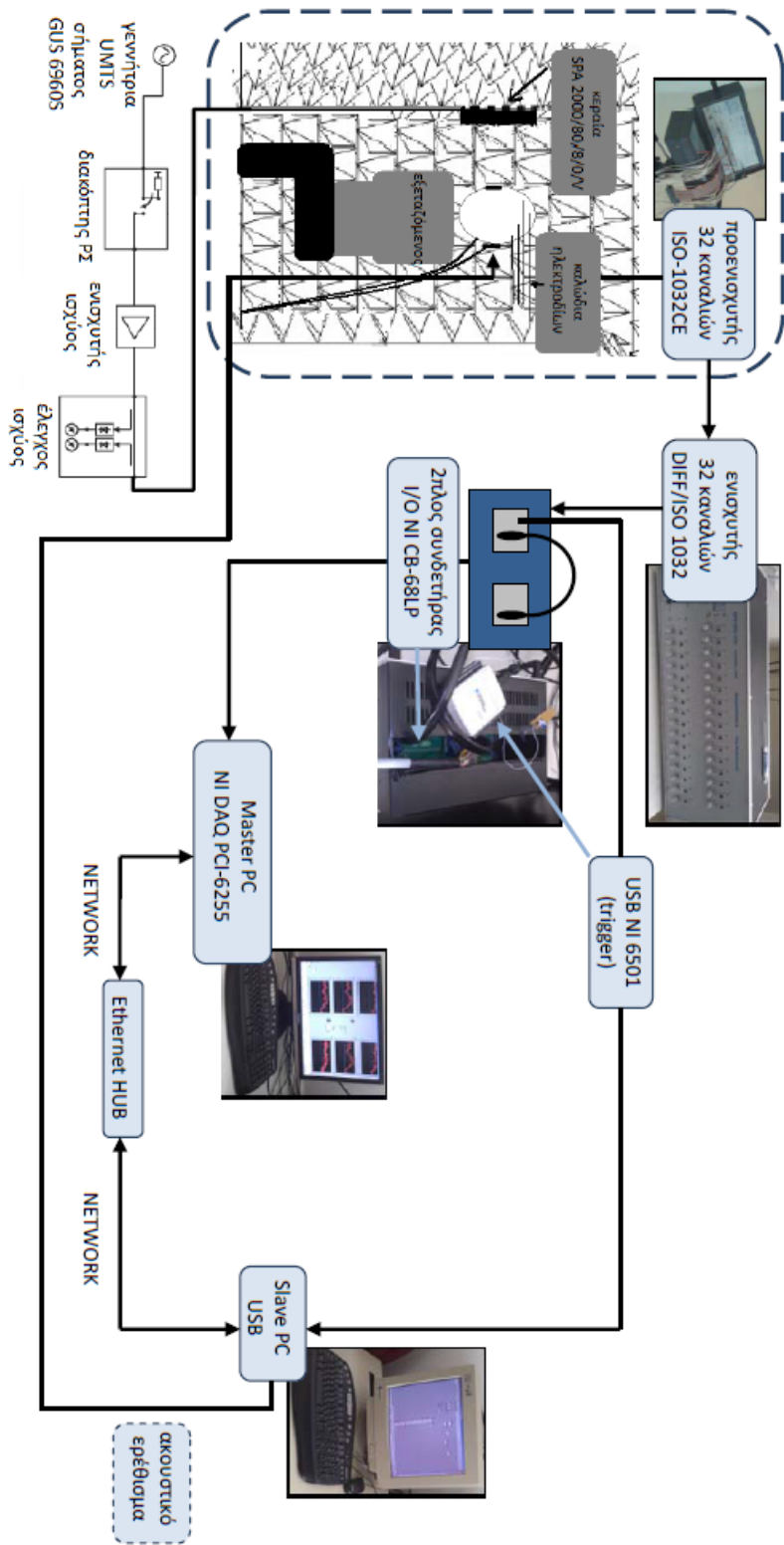


Σχήμα 3.6: (α) Πίνακας ερεθίσματος-απάντησης ο οποίος απεικονίζει τις τέσσερις πιθανές εναλλακτικές για κάθε επανάληψη. Οι ορθές απαντήσεις μπορεί να είναι hits ή correct rejections, ενώ οι λανθασμένες μπορεί να είναι misses ή false alarms. (β) Οι τέσσερις εναλλακτικές της απάντησης όπως καθορίζονται από το κριτήριο που αντιστοιχεί στην κάθετη γραμμή[13].

### 3.6 Εξοπλισμός του πειράματος

Το σύστημα ενίσχυσης και καταγραφής του σήματος HEG 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 HEG και την παραγωγή της ακουστικής παλμοσειράς φαίνεται με λεπτομέρεια στο Σχήμα 3.7[6]. 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 HEG 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 και 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 στη συνέχεια με τη βοήθεια του σχηματικού διαγράμματος του Σχήματος 3.7. 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 HEG. Σημειώνεται ότι η συχνότητα δειγματοληψίας είναι 1000Hz[6].



Σχήμα 3.7: Σχηματικό διάγραμμα του συστήματος παραγωγής του ερεθίσματος και καταγραφής του σήματος ΗΕΠ[6].

# Κεφάλαιο 4

## Κυματιδιακή Ανάλυση

Το σήμα *Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος*(*HEG*), όπως και σχεδόν όλα τα βιολογικά σήματα, είναι ένα *μη στάσιμο σήμα*(*non-stationary*). 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*(*Fourier Transform-FT*) δεν είναι το κατάλληλο εργαλείο για την ανάλυση σημάτων αυτής της κατηγορίας. Όπως είναι γνωστό ο Μετασχηματισμός Fourier παρέχει πληροφορία μόνο για το ποιες είναι οι συχνότητες που απαρτίζουν ένα σήμα αλλά δεν δίνει τη δυνατότητα για εντοπισμό τους στο πεδίο του χρόνου(*time localization*). Η ανάγκη αυτή μας οδηγεί στη χρήση ενός μετασχηματισμού ο οποίος θα είναι μια αναπαράσταση τόσο στο πεδίο του χρόνου όσο και στο πεδίο της συχνότητας. Ένα τέτοιο είδος μετασχηματισμού είναι ο *Μετασχηματισμός Κυματιδίου*(*Wavelet Transform-WT*), ο οποίος και θα χρησιμοποιηθεί στην παρούσα εργασία. Οι βασικές αρχές του μετασχηματισμού αυτού μπορούν να κατανοηθούν ξεκινώντας από τον *Μετασχηματισμό Fourier Μικρής Χρονικής Διάρκειας*(*Short Time Fourier Transform-STFT*), μιας και ο WT αναπτύχθηκε για να ξεπεραστούν ορισμένες από τις δυσκολίες που αντιμετώπιζε η χρήση του STFT σε θέματα ανάλυσης στο πεδίο του χρόνου ή της συχνότητας[18]. Πιο συγκεκριμένα, ο WT μας δίνει την δυνατότητα να γνωρίζουμε ποιες συχνότητες του σήματος εμφανίζονται σε ποια χρονικά διαστήματα ενώ είναι αβέβαιο, σύμφωνα με αρχή της απροσδιοριστίας του Heisenberg, ποια συχνότητα εμφανίζεται σε ποια χρονική στιγμή. Αξίζει επίσης να σημειωθεί ότι η ανάλυση αυτή δεν είναι σταθερή αλλά μεταβάλλεται, με αποτέλεσμα υψηλότερες συχνότητες να είναι πιο εύκολο να εντοπιστούν. Κατά την ανάπτυξη των βασικών εννοιών του WT στη θέση του όρου *συχνότητα*(*frequency*) θα χρησιμοποιείται ο όρος *κλίμακα*(*scale*). Η ακριβής σημασία του όρου αυτού θα γίνει πιο ξεκάθαρη στη συνέχεια και προς το παρόν είναι αρκετό να επισημανθεί ότι η κλίμακα είναι το αντίστροφο της συχνότητας[18].

Η επέκταση του FT για *στάσιμα*(*stationary*) σε *μη-στάσιμα* σήματα βασίζεται στη θεώρηση ότι ένα μη-στάσιμο σήμα μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από περισσότερα λίγων δειγμάτων στάσιμα σήματα και σε αυτά να εφαρμοστεί ο FT. Το αρχικό σήμα διαιρείται σε διαστήματα, με τη χρήση μια *συνάρτησης παραθύρωσης*  $w$ (*window function*). Το μέγεθος του παραθύρου αυτού εξαρτάται από το αριθμό των τμημάτων που 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[19]:

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

όπου το σύμβολο  $*$  υποδηλώνει τη συζυγή συμμετρία και  $w(t)$  είναι η συνάρτηση παραθύρωσης. Υπενθυμίζεται εδώ ότι ο Μετασχηματισμός Fourier (FT) για ένα σήμα  $x(t)$  ως[19]:

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

Από την παραπάνω σχέση είναι φανερό ότι ο STFT δεν είναι τίποτα άλλο από τον FT του αρχικού σήματος, πολλαπλασιασμένο με τη συνάρτηση παραθύρωσης. Είναι επίσης σημαντικό να σημειωθεί ότι το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού αυτού οδηγεί σε μια συνάρτηση δύο μεταβλητών, τόσο της συχνότητας  $f$ , όσο και της μετατόπισης  $\tau$  της χρησιμοποιούμενης συνάρτησης παραθύρου.

Η αδυναμία του STFT που οδήγησε στην ανάπτυξη σε μετέπειτα στάδιο του WT σχετίζεται με αυτό που προηγούμενα αναφέρθηκε ως αρχή της απροσδιοριστίας του Heisenberg ([19]). Η *ανάλυση (resolution)* στο πεδίο του χρόνου και η ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας είναι δύο μεγέθη αντικρουόμενα δημιουργώντας έτσι μια ανάγκη για συμβιβασμό μεταξύ του να γνωρίζουμε σε ποια χρονική στιγμή και ποια ακριβώς συχνότητα εμφανίζεται στο σήμα. Το πρόβλημα του STFT σχετίζεται με το μέγεθος της συνάρτησης παραθύρωσης. Εδώ πρέπει να αναφερθεί ότι το μέγεθος ενός παραθύρου αναφέρεται με τον τεχνικό όρο *εύρος (support)* παραθύρου. Πιο συγκεκριμένα, όπως είναι γνωστό ο FT δεν εμφανίζει κάποιο πρόβλημα με την ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας μιας και γνωρίζουμε ακριβώς ποιες συχνότητες είναι παρούσες στο σήμα. Όμοια, δεν υπάρχει κανένα πρόβλημα με την ανάλυση χρόνου στο πεδίο του χρόνου μιας και γνωρίζουμε ακριβώς την τιμή του σήματος σε κάθε χρονική στιγμή. Αντίθετα η ανάλυση της συχνότητας στο πεδίο του χρόνου και η ανάλυση χρόνου στο πεδίο της συχνότητας είναι μηδενικές μιας και δεν έχουμε καμία πληροφορία για αυτά με τη χρήση του FT. Ακόμα και *πυρήνας (kernel)*  $e^{-j2\pi wt}$  είναι άπειρης διάστασης οδηγώντας σε ιδανική ανάλυση συχνότητας. Σε αντίθεση, στον STFT το χρησιμοποιούμενο παράθυρο είναι πεπερασμένης διάστασης, καλύπτει δηλαδή ένα τμήμα μόνο του αρχικού σήματος, γεγονός που οδηγεί σε μια φτωχότερη ανάλυση συχνότητας, με την έννοια ότι δεν γνωρίζει κανείς πλέον την ακριβή συχνότητα που εμφανίζεται αλλά αντίθετα, μια μπάντα συχνοτήτων που εντοπίζονται 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 [19]. Όταν κανείς χρησιμοποιεί τον STFT σαν εργαλείο για την ανάλυση σημάτων HEG βρίσκεται αντιμέτωπος με το παραπάνω δίλλημα σε σχέση με το μέγεθος της συνάρτησης παραθύρωσης.

Σε αυτό το σημείο ο WT είναι ο κατάλληλος μετασχηματισμός που δίνει τη λύση, μέχρι κάποιο σημείο, στο παραπάνω πρόβλημα της ανάλυσης. Η βάση του **Μετασχηματισμού Κυματιδίου** βρίσκεται σε αυτό που ονομάζεται [19] *πολυκλιμακωτή ανάλυση (multiresolution analysis)*, η οποία όπως υποδηλώνεται και από το όνομα της αναλύει το σήμα σε πολλές διαφορετικές κλίμακες υπερνικώντας το πρόβλημα της σταθερής σε κάθε συχνότητα ανάλυσης του STFT. Η πολυκλιμακωτή ανάλυση οδηγεί παρόλα αυτά σε πολύ ικανοποιητική ανάλυση χρόνου και φτωχότερη ανάλυση συχνότητας σε υψηλές συχνότητες και ικανοποιητική ανάλυση συχνότητας και φτωχότερη ανάλυση χρόνου σε χαμηλές συχνότητες. 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 HEG όπως και τα περισσότερα βιολογικά σήματα εμπίπτουν σε αυτήν την κατηγορία, αφού τα βασικά HEG σήμα είναι χαμηλόσυχο και μεγάλης χρονικής διάρκειας και αντίθετα τα *προκλητά δυναμικά (ΠΔ)* χαρακτηρίζονται σαν σήματα υψηλόσυχα τα οποία διαρκούν κάποια μόνο ms μετά την αντίδραση του εγκεφάλου σε κάποιο ερέθισμα.

## 4.1 Έννοια Κυματιδίου

Ο όρος μητρικό κυματίδιο που χρησιμοποιήθηκε στον προηγούμενο ορισμό, οφείλει το όνομα του σε δύο βασικές του ιδιότητες. Αρχικά, ο όρος κυματίδιο έχει την έννοια του "μικρού" κύματος, όπου ο όρος "μικρός" χρησιμοποιείται μιας και η συνάρτηση του κυματιδίου είναι πεπερασμένου εύρους. Ο όρος *μητρικό* χρησιμοποιείται μιας και η ίδια συνάρτηση 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, διατηρεί δηλαδή την ίδια μορφή. Αυτή η κλιμάκωση είναι που αποτελεί και βασική διαφορά μεταξύ του WT και του STFT, αφού στην πρώτη περίπτωση το χρησιμοποιού-



μενο παράθυρο, που στην ουσία είναι το κλιμακωμένο μητρικό κυματίδιο, είναι μεταβλητού μήκους. Το χρησιμοποιούμενο κυματίδιο ενεργεί κατά τον υπολογισμό του WT ως εξής. Όταν το αρχικό σήμα περιέχει μια συνιστώσα που αντιστοιχεί στην κλίμακα  $s$  και στη χρονική θέση  $\tau$  τότε το γινόμενο του σήματος με το κυματίδιο δίνει σχετικά μεγάλη τιμή ενώ σε κάθε άλλη περίπτωση δίνει μικρές ή και μηδενικές τιμές. Με αυτόν τον τρόπο ο WT δίνει τη δυνατότητα να αναγνωριστεί μέσα στο αρχικό σήμα κάθε συνιστώσα του και ταυτόχρονα διατηρεί πληροφορία και για τη χρονική στιγμή που αυτή εμφανίζεται.

### 4.1.1 Ιδιότητες Κυματιδίου

Τα κυματίδια που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του WT, έχουν κάποιες βασικές ιδιότητες οι οποίες είναι και 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*).

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

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

Το κυματίδιο αυτό θα λέγεται ότι ικανοποιεί τη 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  $\delta_n^\kappa$  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*: Έχει αποδειχθεί ότι όλες οι τετραγωνικά ολοκληρώσιμες συναρτήσεις  $\psi(t)$  που ικανοποιούν τη συνθήκη δεκτικότητας

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

μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ανάλυση και έπειτα για την ανακατασκευή ενός σήματος χωρίς την απώλεια πληροφορίας, όπου το  $\Psi(\omega)$  είναι ο μετασχηματισμός Fourier του σήματος  $\psi(t)$ . Η ιδιότητα αυτή υποδηλώνει ότι ο μετασχηματισμός Fourier "εξαφανίζεται" γύρω από τη μηδενική συχνότητα, δηλαδή ότι

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

Η παραπάνω σχέση σημαίνει ότι τα κυματίδια θα πρέπει να έχουν φάσμα ζωνοπερατής μορφής. Η μηδενική τιμή του μετασχηματισμού Fourier στη μηδενική συχνότητα σημαίνει επίσης ότι η μέση τιμή του κυματιδίου στο πεδίο του χρόνου θα είναι επίσης μηδενική. Δηλαδή

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

το οποίο με τη σειρά του σημαίνει ότι η συνάρτηση θα πρέπει να ταλαντώνεται.

3. *Κανονικότητα*: Όπως έχει αναφερθεί και προηγούμενα ο Μετασχηματισμός Κυματιδίου μιας συνάρτησης μιας μεταβλητής είναι συνάρτηση δύο μεταβλητών. Το γινόμενο 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  $s$  αυξάνεται. Οι προδιαγραφές αυτές ονομάζονται συνθήκες κανονικότητας και απαιτούν το κυματίδιο να έχει κάποιου είδους ομαλότητα τόσο στον χρόνο όσο και στη συχνότητα. Αν και η κανονικότητα είναι πολύ σύνθετη ιδέα, θα γίνει προσπάθεια για την επεξήγηση της μέσα από την έννοια των *εκλιπόντων ροπών* (*vanishing moments*). Αν αναπτύξουμε τον Μετασχηματισμό Κυματιδίου σε σειρά Taylor γύρω από το σημείο  $t = 0$  μέχρι την τάξη  $n$  (και έστω  $\tau = 0$  για απλότητα), έχουμε ότι:

$$WT(s, 0) = \frac{1}{\sqrt{s}} \left[ \sum_{p=0}^n x^{(p)}(0) \int \frac{t^p}{p!} \psi\left(\frac{t}{s}\right) dt + O(n+1) \right] \quad (4.9)$$

όπου  $x^{(p)}$  είναι η  $p$  τάξης παράγωγός του σήματος  $x(t)$  και  $O(n+1)$  σημαίνουν όροι υψηλότερης τάξης. Αν τώρα ορίσουμε σαν τη ροπή του κυματιδίου σαν  $M_p$

$$M_p = \int t^p \psi(t) dt \quad (4.10)$$

μπορούμε να ξαναγράψουμε την παραπάνω σχέση σαν

$$WT(s, 0) = \frac{1}{\sqrt{s}} \left[ x(0)M_0s + \frac{x^{(1)}}{1!}M_1s^2 + \frac{x^{(2)}}{2!}M_2s^3 + \dots + \frac{x^{(n)}}{n!}M_ns^{n+1} + O(s^{n+2}) \right] \quad (4.11)$$

Από την ιδιότητα της επιτρεπτότητας έχουμε είδη ότι η μηδενικής τάξης ροπή  $M_0 = 0$ , έτσι ο πρώτος όρος της παραπάνω σχέσης είναι μηδενικός. Αν απαιτήσουμε και οι υπόλοιπες ροπές μέχρι την τάξη  $n$  να είναι επίσης μηδενικές τότε οι συντελεστές Κυματιδίου  $WT(s, \tau)$  ενός ομαλού σήματος  $x(t)$  θα φθίνουν τόσο γρήγορα όσο το  $s^{n+2}$ . Αυτή η απαίτηση είναι γνωστή ως ιδιότητα των εκλιπόντων ροπών ή τάξη προσέγγισης. Αν ένα κυματίδιο έχει  $N$  τέτοιες ροπές, τότε η τάξη προσέγγισης του Μετασχηματισμού Κυματιδίου είναι επίσης  $N$ . Στην πράξη δεν απαιτείται οι ροπές αυτές να είναι ακριβώς μηδενικές αλλά και μια μικρή τιμή τους είναι συνήθως ικανοποιητική.

Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε το κυματίδιο "*cmor1-1*". Η γραφική παράσταση του πραγματικού και του φανταστικού μέρους του μητρικού κυματιδίου φαίνεται στο Σχήμα 4.1.

### 4.1.2 Κεντρική συχνότητα Κυματιδίου

Η κεντρική συχνότητα κάθε κυματιδίου είναι η συχνότητα εκείνη στην οποία εμφανίζεται το κέντρο συμμετρίας στο φάσμα του και στην περίπτωση του κυματιδίου της οικογένειας Morlet είναι το σημείο εκείνο στο φάσμα όπου αντιστοιχεί στον υψηλότερο σημείο της Gaussian συνάρτησης στο πεδίο της συχνότητας. Πιο συγκεκριμένα το Morlet κυματίδιο ορίζεται ως:

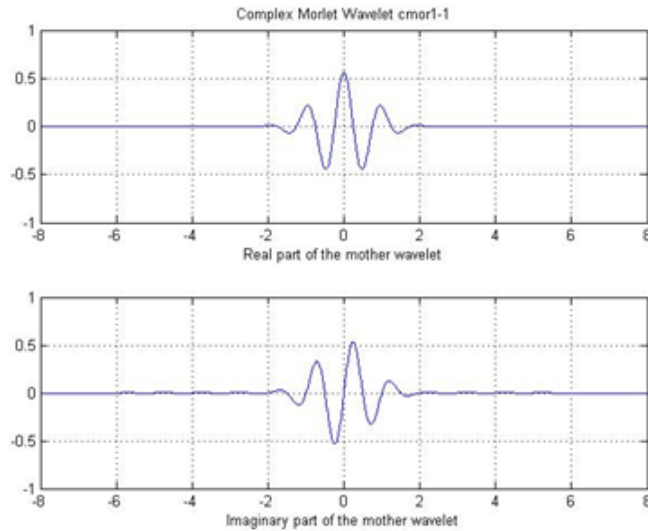
$$\psi(t) = g(t) \cdot e^{-j2\pi f_c t} \quad (4.12)$$

όπου

$$g(t) = \sqrt{\pi f_b} \cdot e^{-\frac{t^2}{f_b}} \quad (4.13)$$

είναι η Gaussian συνάρτηση. Στον παραπάνω ορισμό η συχνότητα  $f_c$  αποτελεί την κεντρική συχνότητα του κυματιδίου και η συχνότητα  $f_b$  είναι η συχνότητα που καθορίζει το εύρος του φάσματος του κυματιδίου. Για το χρησιμοποιούμενο κυματίδιο "*cmor1-1*" ισχύει ότι:

$$f_c = 1, f_b = 1 \quad (4.14)$$



Σχήμα 4.1: Φανταστικό και Πραγματικό μέρος του μητρικού κυματιδίου "cmor 1-1".

## 4.2 Συνεχής Μετασχηματισμός Κυματιδίου

Στη συνέχεια ακολουθεί ο ορισμός και μια περιγραφή βασικών εννοιών και ιδιοτήτων που σχετίζονται με τον Συνεχή Μετασχηματισμό Κυματιδίου.

### 4.2.1 Ορισμός του Συνεχούς Μετασχηματισμού Κυματιδίου

Ο *Συνεχής Μετασχηματισμός Κυματιδίου-ΣΜΚ* (*Continuous Wavelet Transform-CWT*), για ένα συνεχές σήμα  $x(t)$ , ορίζεται ως [20]:

$$CWT_x(\tau, s) = \Psi_x(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int x(t) \cdot \psi^*\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (4.15)$$

όπου παρατηρούμε ότι και πάλι το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού είναι ένα σήμα δύο μεταβλητών  $\tau$  και  $s$  των παραμέτρων *μετατόπισης* (*translation*) και *κλίμακας* (*scale*). Η συνάρτηση  $\psi(t)$  ονομάζεται *μητρικό κυματίδιο* (*mother wavelet*). Η μεταβλητή της μετατόπισης χρησιμοποιείται με την ίδια έννοια που χρησιμοποιείται και στον STFT, σχετίζεται δηλαδή με τη θέση του παραθύρου όσο αυτή αλλάζει μέσα στο αρχικό σήμα. Ο όρος αυτός αντιστοιχεί στην πληροφορία στο πεδίο του χρόνου. Σε αντίθεση με τα προηγούμενα δεν υπάρχει σε αυτόν τον ορισμό η έννοια της συχνότητας αλλά αντίθετα η έννοια της κλίμακας, η οποία είναι όπως αναφέρθηκε και προηγούμενα το αντίστροφο της συχνότητας.

### 4.2.2 Κλίμακες και ψευδοσυχνότητες

Έχει ήδη αναφερθεί προηγούμενα ότι κατά τον ορισμό του ΣΜΚ, δεν εμφανίζεται η έννοια της συχνότητας αλλά η έννοια της κλίμακας. Παρόλα αυτά, ανάλογα με το χρησιμοποιούμενο κάθε φορά κυματίδιο υπάρχει η δυνατότητα να αντιστοιχίσουμε κάθε κλίμακα σε μια αντίστοιχη συχνότητα. Η νέα αυτή συχνότητα, επειδή ακριβώς προκύπτει από την αντιστοίχιση, ονομάζεται *ψευδοσυχνότητα* (*pseudo-frequency*). Στην οικογένεια των Morlet κυματιδίων, παραδείγματος χάρι ισχύει η

παρακάτω σχέση μεταξύ της κεντρικής του συχνότητας, της κλίμακας και της ψευδοσυχνότητας:

$$f = \frac{f_c}{s} \quad (4.16)$$

Κατά την ανάλυση σημάτων με τη χρήση του ΣΜΚ, είναι επίσης σημαντικό να προσδιοριστούν οι κλίμακες στις οποίες θα υπολογιστούν οι συντελεστές Κυματιδίου. Για την πιο γρήγορη επεξεργασία του σήματος σε Η/Υ είναι καλύτερο οι κλίμακες να εκφράζονται σαν δυνάμεις του 2. Πιο συγκεκριμένα οι κλίμακες γράφονται στη μορφή[21]:

$$s = s_0 2^{dj} , \quad j = 0, 1, \dots, J \quad (4.17)$$

όπου

$$J = dj^{-1} \log_2 \left( \frac{Ndt}{s_0} \right) \quad (4.18)$$

Στον παραπάνω ορισμό,  $s_0$  είναι η μικρότερη κλίμακα στην οποία υπολογίζεται ο μετασχηματισμός και  $J$  είναι αντίστοιχα η μεγαλύτερη. Το  $s_0$  ορίζεται ώστε η ισοδύναμη ψευδοσυχνότητα Fourier σε αυτήν την κλίμακα να είναι ίση με  $2dt$ , όπου  $dt$  είναι η συχνότητα δειγματοληψίας του σήματος ΗΕΓ. Το  $dj$  είναι μια παράμετρος που σχετίζεται με το εύρος του φάσματος της συνάρτησης κυματιδίου. Για την οικογένεια των Morlet κυματιδίων επιλέγεται για να έχουμε μια ικανοποιητική ανάλυση:

$$dj = 0.5 \quad (4.19)$$

Επίσης,  $N$  είναι ο αριθμός των δειγμάτων του λαμβανόμενου σήματος ΗΕΓ. Για το συγκεκριμένο σήμα που λήφθηκε κατά την πειραματική αυτή διαδικασία ισχύει ότι:

$$N = 5700 , \quad dt = 1 \quad (4.20)$$

Το αποτέλεσμα της εφαρμογής του παραπάνω τύπου για τις τιμές αυτές των παραμέτρων καθώς και οι αντίστοιχες ψευδοσυχνότητες για το κυματίδιο "cmor1-1" φαίνονται στον Πίνακα 4.1. Κατά την μελέτη σημάτων ΗΕΓ, οι συχνότητες στις οποίες υπάρχει αξιοποιήσιμη πληροφορία κυμαίνονται μεταξύ 0.5Hz κατώτερη και 100Hz ανώτερη. Για τον σκοπό αυτό, στην τελική ανάλυση επιλέγουμε από τις παραπάνω κλίμακες μόνο αυτές που αντιστοιχούν σε ψευδοσυχνότητες που βρίσκονται μεταξύ αυτών των ορίων. Οι τελικές κλίμακες στις οποίες υπολογίζεται ο Μετασχηματισμός Κυματιδίου φαίνονται στον Πίνακα 4.2.

### 4.2.3 Ερμηνεία των συντελεστών Κυματιδίου

Ο Μετασχηματισμός Κυματιδίου, όταν τα χρησιμοποιούμενο κυματίδιο είναι μιγαδική συνάρτηση, είναι μιγαδικός αριθμός. Η πληροφορία που παρέχει είναι τόσο πληροφορία φάσης όσο και πλάτους. Στην παρούσα εργασία, αφού το χρησιμοποιούμενο κυματίδιο είναι το *Complex Morlet* μετά το τέλος της ανάλυσης προκύπτουν δύο πίνακες, ένας που περιέχει την πληροφορία του πλάτους και ένα της φάσης. Στο Σχήμα 4.2 φαίνεται η πληροφορία πλάτους και φάσης που παρέχει ο Μετασχηματισμός Κυματιδίου για δύο ΗΕΓ σήματα τα οποία αποκτήθηκαν κατά την πειραματική διαδικασία.

### 4.2.4 Κώνος επιρροής

Ο τρόπος λήψης του σήματος ΗΕΓ, οδηγεί σε χρονικές σειρές πεπερασμένου μήκους γεγονός που οδηγεί σε λάθη στην αρχή και στο τέλος του υπολογιζόμενου Μετασχηματισμού Κυματιδίου. Ένας τρόπος για υπερνικήσουμε την αδυναμία αυτή του μετασχηματισμού είναι να επεκτείνουμε

Πίνακας 4.1: Κλίμακες και Ψευδοσυχνότητες για το κυματίδιο "cmor1-1"

Κλίμακες	Ψευδοσυχνότητες (Hz)
2.00	500.00
2.82	353.55
4.00	250.00
5.65	176.77
8.00	125.00
11.31	88.38
16.00	62.50
22.62	44.19
32.00	31.25
45.25	22.09
64.00	15.62
90.50	11.04
128.00	7.81
181.01	5.52
256.00	3.90
362.03	2.76
512.00	1.95
724.07	1.38
1024.00	0.97
1448.15	0.69
2048.00	0.48
2896.30	0.34
4096.00	0.24

το τέλος και την αρχή του σήματος (*padding*) με μηδενικά, να υπολογιστεί ο μετασχηματισμός και στη συνέχεια να εξαιρεθούν κάποιοι από τους συντελεστές. Συνήθως επεκτείνεται το αρχικό σήμα στην κοντινότερη δύναμη του 2, ώστε να αποφύγουμε τα φαινόμενα των άκρων αλλά και για να επιταχύνουμε τον υπολογισμό του μετασχηματισμού στον  $H/Y$ . Η τοποθέτηση όμως των μηδενικών αυτών οδηγεί σε ασυνέχειες στα άκρα του σήματος, και όσο ο υπολογισμός προχωρά σε υψηλότερες κλίμακες μειώνει το πλάτος των συντελεστών μιας και όλο περισσότερα μηδενικά χρησιμοποιούνται στην ανάλυση. Ο κώνος επιρροής (*cone of influence*) είναι η περιοχή εκείνη του φάσματος Κυματιδίου στην οποία τα φαινόμενα άκρων είναι σημαντικά και συνήθως ορίζεται σαν τον χρόνο *e-αναδίπλωσης* (*e-folding time*) για την αυτοσυσχέτιση της Κυματιδιακής ισχύος σε κάθε κλίμακα. Ο χρόνος *e-αναδίπλωσης* επιλέγεται έτσι ώστε η Κυματιδιακή ισχύς σε μία ασυνέχεια στο άκρο πέφτει κατά έναν παράγοντα  $e^{-2}$  και εξασφαλίζει ότι τα φαινόμενα άκρων θα είναι αμελητέα πέρα από αυτό το σημείο. Είναι εύκολα αντιληπτό, ότι ο κώνος επιρροής εξαρτάται και από το χρησιμοποιούμενο κυματίδιο και τα χαρακτηριστικά του. Στα παρόν πείραμα από τα 5700 δείγματα του πίνακα των συντελεστών Κυματιδίου, ακόμα και αν δεν γίνεται επέκταση του σήματος με μηδενικά, χρησιμοποιούμε στον υπολογισμό των διαφόρων μετρικών μόνο τα δείγματα 501 έως 5200, εξαιρώντας τα υπόλοιπα δείγματα, για να αποφύγουμε τα φαινόμενα των άκρων[21].

Πίνακας 4.2: Τελικές κλίμακες υπολογισμού του Μετασχηματισμού Κυματιδίου και οι αντίστοιχες ψευδοσυχνότητες τους.

Κλίμακες	Ψευδοσυχνότητες (Hz)
11.31	88.38
16.00	62.50
22.62	44.19
32.00	31.25
45.25	22.09
64.00	15.62
90.50	11.04
128.00	7.81
181.01	5.52
256.00	3.90
362.03	2.76
512.00	1.95
724.07	1.38
1024.00	0.97
1448.15	0.69

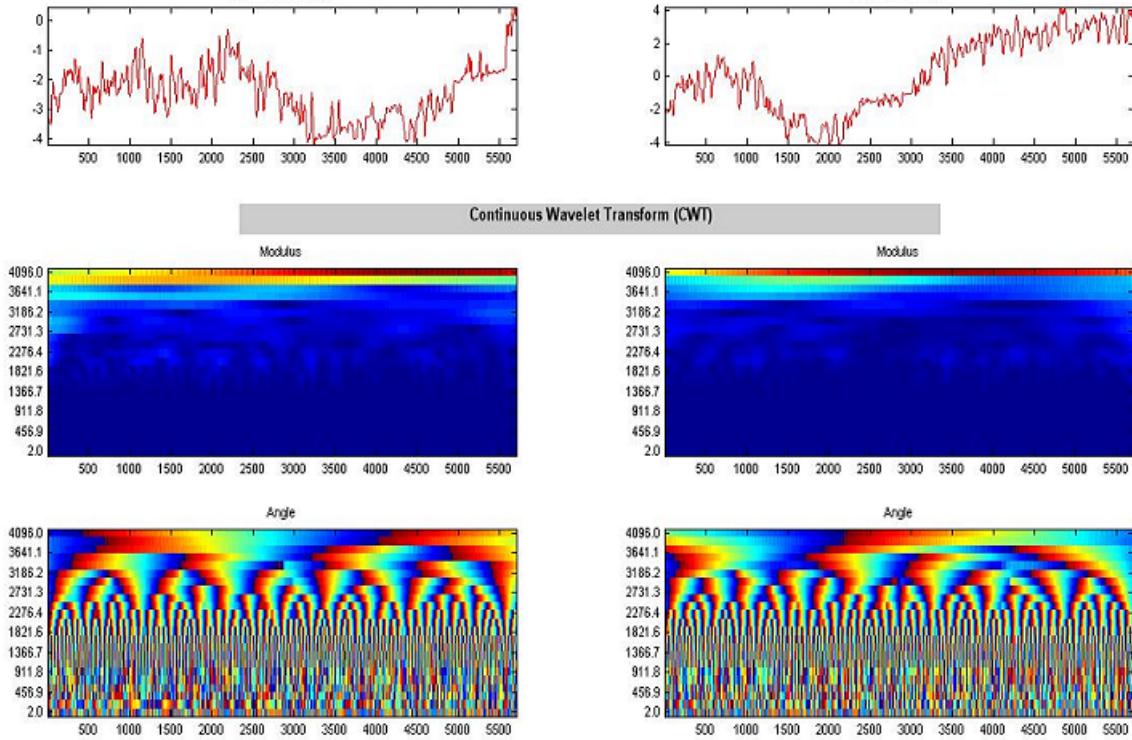
### 4.2.5 Εξομάλυνση

Η εξομάλυνση (*smoothing*) του Μετασχηματισμού Κυματιδίου είναι μια διαδικασία η οποία πραγματοποιείται μετά τον υπολογισμό των συντελεστών Κυματιδίου η οποία είναι απαραίτητη για τον εξής λόγο. Τα σήματα τα οποία αναλύονται με τη χρήση του μετασχηματισμού εμφανίζουν έντονες μεταβολές, κυρίως λόγω της παρουσίας έντονου θορύβου, γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε μεγάλες διακυμάνσεις στους συντελεστές Κυματιδίου. Η χρήση κάποιου είδους εξομάλυνσης μειώνει τη διακύμανση του θορύβου, και αυξάνει τα επίπεδα σημαντικότητας των κορυφών που εμφανίζονται στο φάσμα κυματιδίου ( $W_n$ ). Η εξομάλυνση αυτή μπορεί να πραγματοποιηθεί είτε στον χρόνο είτε στην κλίμακα. Στην παρούσα εργασία η εξομάλυνση πραγματοποιείται στον χρόνο με τη χρήση ενός φίλτρου *κινητής μέσης τιμής* (*moving-average filter*) 21 δειγμάτων στο πεδίο του χρόνου, έτσι το νέο φάσμα που προκύπτει δίνεται από την παρακάτω εξίσωση[21]:

$$\overline{W_n^2(s)} = \frac{1}{n_2 - n_1 + 1} \sum_{n=n_1}^{n_2} |W_n(s)|^2 \quad (4.21)$$

## 4.3 Μετρικοί Δείκτες Βασισμένοι στον Συνεχή Μετασχηματισμό Κυματιδίου

Στη συνέχεια παρουσιάζονται ορισμένοι δείκτες που μετρικές που υπολογίζονται με τη χρήση των συντελεστών Κυματιδίου καθώς και τι αυτές υποδεικνύουν σε σχέση με το αρχικό σήμα.



Σχήμα 4.2: Δεδομένα πλάτους και φάσης που προκύπτουν από τον υπολογισμό των συντελεστών Κυματιδίου. Αριστερά και δεξιά φαίνονται αντίστοιχα τα σήματα ΗΕΓ που ανήκουν στον εθελοντή 7 και μετρήθηκαν από το ηλεκτρόδιο με αριθμό 1 κατά τις επαναλήψεις 101 και 102. Όπου CWT είναι ο ΣΜΚ και όπου Modulus και Angle τα δεδομένα πλάτους και φάσης αντίστοιχα.

### 4.3.1 Κυματιδιακή Ισχύς

Έστω  $X$  ένα χρονικό σήμα και  $W(s, \tau)$  ο Μετασχηματισμός Κυματιδίου του σήματος. Τότε η κυματιδιακή ισχύς του σήματος ονομάζεται και Scalogram και ορίζεται ως[22]:

$$Scal(s, \tau) = |W(s, \tau)|^2 \quad (4.22)$$

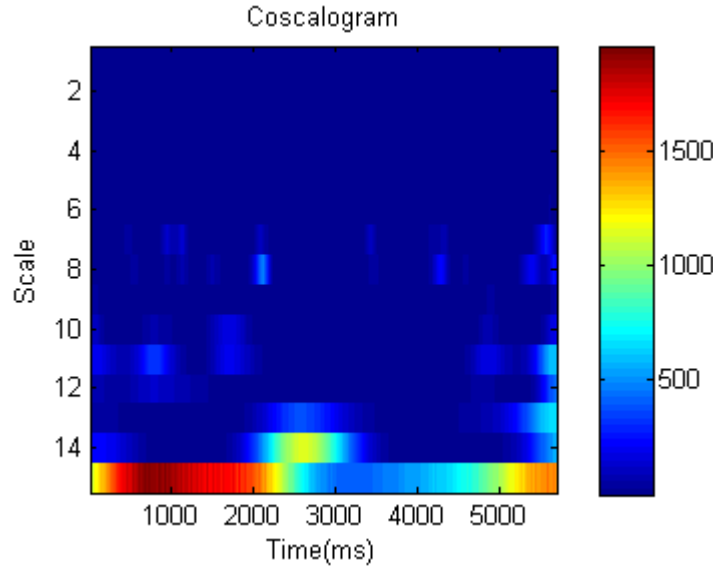
Ο δείκτης αυτός περιγράφει τη διακύμανση του σήματος στο επίπεδο κλίμακας-χρόνου.

### 4.3.2 Κυματιδιακή Ετεροσυσχέτιση

Έστω δύο σήματα, και αντίστοιχα  $W_x$  και  $W_y$  οι Κυματιδιακοί Μετασχηματισμοί τους. Για να μπορέσουμε να εξετάσουμε τη συνδιακύμανση (covariance) των δύο αυτών σημάτων ορίζεται η Κυματιδιακή Ετεροσυσχέτιση των σημάτων αυτών. Η ισχύς αυτή είναι ένα μέτρο της συσχέτισης (correlation) των δύο αυτών σημάτων χρησιμοποιώντας το γινόμενο των συντελεστών Κυματιδίου τους ως[22]:

$$W_{xy}(s, \tau) = W_x(s, \tau) \cdot W_y^*(s, \tau) \quad (4.23)$$

όπου και πάλι ο αστερίσκος υποδηλώνει τη συζυγία μιγαδικού αριθμού. Ο δείκτης  $|W_{xy}|^2$  ονομάζεται *coscalogram* και το γράφημα του απεικονίζει τις χρονικές στιγμές που τα δύο σήματα συσχετίζονται στο επίπεδο χρόνου-κλίμακας. Στο Σχήμα 4.3 φαίνονται αποτελέσματα από τα δεδομένα του πειράματος του εθελοντή 7 για τον μετρικό δείκτη *Coscalogram* με τη χρήση του προγράμματος MATLAB.



Σχήμα 4.3: Χρωματικός χάρτης του μετρικού δείκτη *Coscalogram*, με χρήση των σημάτων ΗΕΓ του εθελοντή 7 από τα ηλεκτρόδια 1 και 2 κατά την  $102^{\eta}$  επανάληψη.

### 4.3.3 Συνάφεια Κυματιδίου

Για γίνει δυνατή η ποσοτικοποίηση της σχέσης μεταξύ δύο σημάτων ο δείκτης της *Συνάφειας Κυματιδίου* (*Wavelet Coherence-WCOH*) χρησιμοποιείται και αποτελεί μέτρο της *συσχέτισης πρώτης τάξης* (*first-order relationship*) των δύο σημάτων. Ο δείκτης αυτός ορίζεται ως [22]:

$$WCOH(s, \tau) = \frac{S(W_{xy}(s, \tau))}{\sqrt{S(W_{xx}(s, \tau))S(W_{yy}(s, \tau))}} \quad (4.24)$$

όπου

$$W_{xx}(s, \tau) = W_x(s, \tau) \cdot W_x^*(s, \tau), \quad W_{yy}(s, \tau) = W_y(s, \tau) \cdot W_y^*(s, \tau) \quad (4.25)$$

και ο τελεστής  $S()$  είναι αυτός που επιτελεί την κατάλληλη εξομάλυνση όπως παρουσιάστηκε στη Παράγραφο 4.2.5. Στο Σχήμα 4.4 φαίνονται αποτελέσματα για τον μετρικό δείκτη *WCOH* από δεδομένα του εθελοντή 7 με τη χρήση του προγράμματος MATLAB.

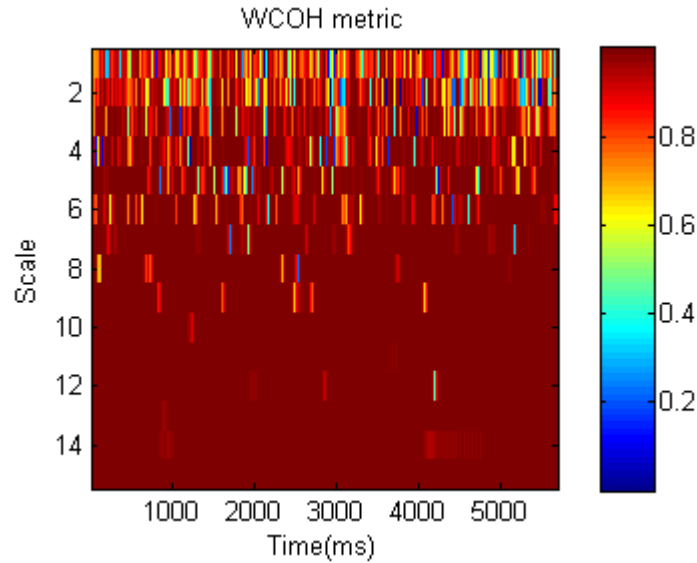
### 4.3.4 Τοπικός Συντελεστής Συσχέτισης Κυματιδίου

Για να είναι δυνατή η ποσοτικοποίηση της *συσχέτισης φάσης* (*phase correlation*) δύο σημάτων χρησιμοποιείται ακόμα ένας δείκτης που ονομάζεται *Τοπικός Συντελεστής Συσχέτισης Κυματιδίου* (*Wavelet Local Correlation Coefficient-WLCC*) και ορίζεται ως [22]:

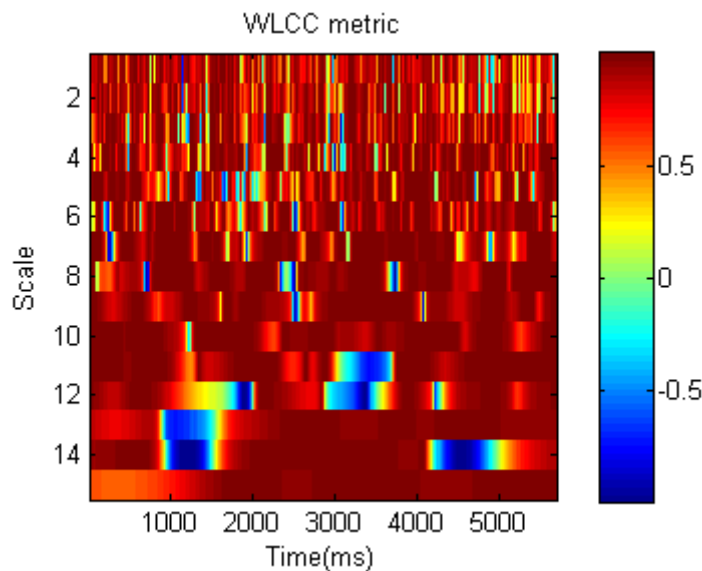
$$WLCC(s, \tau) = \frac{Re[W_{xy}(s, \tau)]}{|W_x(s, \tau)||W_y(s, \tau)|} \quad (4.26)$$

όπου ο τελεστής  $Re()$  υποδηλώνει το πραγματικό μέρος του μιγαδικού αριθμού. Στο Σχήμα 4.5 φαίνονται αποτελέσματα από τα δεδομένα του πειράματος του εθελοντή 7 για τον μετρικό δείκτη *WLCC* με τη χρήση του προγράμματος MATLAB.





Σχήμα 4.4: Χρωματικός χάρτης του μετρικού δείκτη  $WCOH$ , με χρήση των σημάτων ΗΕΓ του εθελοντή 7 από τα ηλεκτρόδια 1 και 2 κατά την  $102^{\eta}$  επανάληψη.



Σχήμα 4.5: Χρωματικός χάρτης του μετρικού δείκτη  $WLCC$ , με χρήση των σημάτων ΗΕΓ του εθελοντή 7 από τα ηλεκτρόδια 1 και 2 κατά την  $102^{\eta}$  επανάληψη.

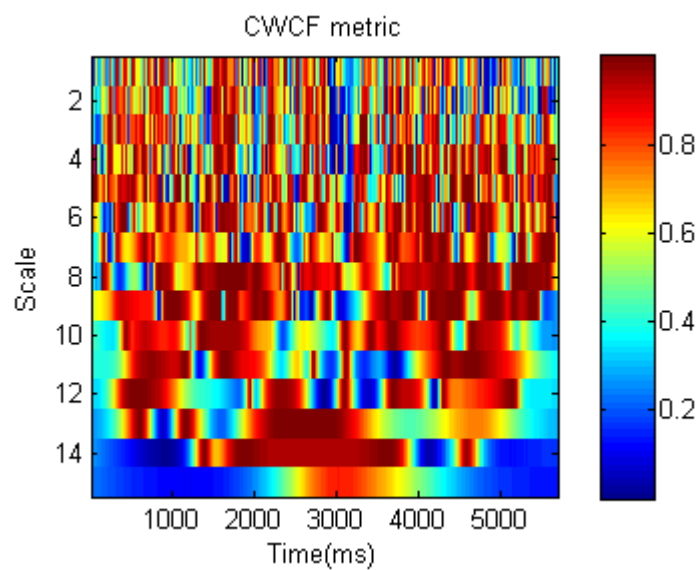
#### 4.3.5 Συνάρτηση Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου

Η ποσοτικοποίηση της συσχέτισης πλάτους (*amplitude correlation*) δύο σημάτων το επίπεδο κλίμακας χρόνου γίνεται με τη χρήση της *Συνάρτησης Ετερο-συσχέτισης κυματιδίου* (*Cross Wavelet Correlation Function-CWCF*) ο οποίος ορίζεται ως [22]:

$$CWCF(s, \tau) = \frac{2|W_{xy}(s, \tau)|^2}{|W_x(s, \tau)|^4 + |W_y(s, \tau)|^4} \quad (4.27)$$

Ο δείκτης αυτός κυμαίνεται από 0 έως 1 όπου το 0 υποδηλώνει καμία συσχέτιση μεταξύ των σημάτων και το 1 υποδηλώνει έντονη συσχέτιση μεταξύ των δύο σημάτων. Στο Σχήμα 4.6 φαίνονται

αποτελέσματα για τον μετρικό δείκτη  $CWCF$  από δεδομένα του εθελοντή 7 με τη χρήση του προγράμματος MATLAB.



Σχήμα 4.6: Χρωματικός χάρτης του μετρικού δείκτη  $CWCF$ , με χρήση των σημάτων ΗΕΓ του εθελοντή 7 από τα ηλεκτρόδια 1 και 2 κατά την  $102^{\text{η}}$  επανάληψη.

## Κεφάλαιο 5

# Περιγραφή Επεξεργασίας σημάτων ΗΕΓ

Όπως έχει ήδη περιγραφεί σε προηγούμενο κεφάλαιο, κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας καταγράφεται σήμα ΗΕΓ από τον κάθε εθελοντή, χρησιμοποιώντας κάσκα 32 ηλεκτροδίων. Το συνολικό χρονικό διάστημα της καταγραφής είναι 5700ms, 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 υπενθυμίζεται εδώ ότι 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 πραγματοποιείται με τη χρήση της μαθηματικής πλατφόρμας MATLAB και η διαδικασία που ακολουθείται αρχικά είναι η εξής:

1. Επιλογή από το αρχείο των σημάτων που καταγράφονται για έναν εθελοντή, μιας επανάληψης μήκους 5700 δειγμάτων.
2. Υπολογισμός του *Συνεχούς Μετασχηματισμού Κυματιδίου* με τη χρήση του MATLAB.
3. Υπολογισμός των μετρικών δεικτών της *Συνάφειας Κυματιδίου*, του *Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου* και της *Συνάρτησης Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου*, από τους Συντελεστές Κυματιδίου όπως περιγράφηκαν στη Παράγραφο 4.3. Για κάθε ένα ηλεκτρόδιο από τα 32, υπολογίζονται οι μετρικοί δείκτες για όλα τα πιθανά ζεύγη που αυτό δημιουργεί με κάθε άλλο ηλεκτρόδιο. Κάθε ένα ηλεκτρόδιο λοιπόν δημιουργεί με κάθε ένα από τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια 31 ζεύγη ηλεκτροδίων.
4. Επανάληψη της διαδικασίας για κάθε επανάληψη κάθε εθελοντή.

Σε αυτό το σημείο, σημειώνεται ότι η χρήση του Συνεχούς Μετασχηματισμού Κυματιδίου οδηγεί στη παραγωγή διδιάστατων πινάκων για καθένα από τους παραπάνω μετρικούς δείκτες (όπως είναι φανερό και από τα Σχήματα 4.4 έως 4.6), όπου η μια τους διάσταση είναι ίση με τον αριθμό των δειγμάτων τους στο πεδίο του χρόνου (στην παρούσα περίπτωση 5700) και η άλλη τους διάσταση είναι ίση με τον αριθμό των κλιμάκων στις οποίες υπολογίστηκε ο μετασχηματισμός (στην παρούσα περίπτωση 15).

Στο επόμενο βήμα της διαδικασίας γίνεται ένας διαχωρισμός των συντελεστών Κυματιδίου με βάση τον αντίστοιχο βασικό ρυθμό τους σήματος ΗΕΓ στον οποίο ανήκουν. Αυτό πραγματοποιείται μέσω της αντιστοίχησης των κλιμάκων σε ψευδοσυχνότητες και την αναγνώριση του ρυθμού στον οποίο κάθε συχνότητα ανήκει με βάση τον Πίνακα 2.1. Έτσι οι 15 κλίμακες υπολογισμού

του μετασχηματισμού διαχωρίζονται σε διαστήματα που αντιστοιχούν στους ρυθμούς άλφα, βήτα, γάμμα, δέλτα και θήτα. Τα αποτελέσματα που θα παρουσιαστούν στη συνέχεια, βασίζονται στην απεικόνιση των διάφορων μετρικών δεικτών, σε κάθε ρυθμό, συναρτήσει της διάρκειας του παλμού δοκιμής. Ωστόσο, σε κάποιους μετρικούς δείκτες, για την εξαγωγή αποτελεσμάτων θα χρησιμοποιηθούν και γραφικές παραστάσεις που απεικονίζουν τους διάφορους μετρικούς δείκτες, σε κάθε ρυθμό συναρτήσει της διάρκειας του παλμού δοκιμής, χωρίζοντας όμως τα 32 ηλεκτρόδια, ανάλογα με τη θέση τους στο κεφάλι του εθελοντή, σε εγκεφαλικούς λοβούς. Για το πρώτο είδος γραφικών παραστάσεων, που αφορά την απεικόνιση των διάφορων μετρικών δεικτών, σε κάθε ρυθμό, συναρτήσει της διάρκειας του παλμού δοκιμής, η διαδικασία επεξεργασίας των δεδομένων συνεχίζεται ως εξής:

1. Εξαγωγή του μέσου όρου τόσο στη χρονική διάσταση όσο και στη διάσταση κλίμακας για κάθε έναν μετρικό δείκτη, σε κάθε ένα από τους ρυθμούς, για κάθε ζεύγος ηλεκτροδίων, σε κάθε επανάληψη, κάθε εθελοντή.
2. Εξαγωγή του μέσου όρου των 31 ζευγών που κάθε ηλεκτρόδιο συμμετέχει, σε κάθε ένα μετρικό δείκτη, σε κάθε ένα ρυθμό, σε κάθε επανάληψη κάθε εθελοντή.
3. Εξαγωγή του μέσου όρου των 10 επαναλήψεων κάθε χρονικής διάρκειας του παλμού δοκιμής, σε κάθε ένα μετρικό δείκτη, σε κάθε ρυθμό, σε κάθε ηλεκτρόδιο, κάθε εθελοντή.
4. Εξαγωγή του μέσου των 10 εθελοντών σε κάθε έναν μετρικό δείκτη, σε κάθε ρυθμό, σε κάθε ηλεκτρόδιο σε κάθε χρονική διάρκεια του παλμού δοκιμής.

Για το δεύτερο είδος γραφικών παραστάσεων, που αφορά την απεικόνιση των μετρικών δεικτών για κάθε έναν μετρικό δείκτη, σε κάθε ρυθμό συναρτήσει της διάρκειας του παλμού δοκιμής, χωρίζοντας όμως τα ηλεκτρόδια στους διάφορους εγκεφαλικούς λοβούς, η διαδικασία επεξεργασίας των δεδομένων συνεχίζεται ως εξής:

1. Εξαγωγή του μέσου όρου τόσο στη χρονική διάσταση όσο και στη διάσταση κλίμακας για κάθε έναν μετρικό δείκτη, σε κάθε ένα από τους ρυθμούς, για κάθε ζεύγος ηλεκτροδίων, σε κάθε επανάληψη, κάθε εθελοντή.
2. Εξαγωγή του μέσου όρου των 31 ζευγών που κάθε ηλεκτρόδιο συμμετέχει, σε κάθε ένα μετρικό δείκτη, σε κάθε επανάληψη κάθε εθελοντή.
3. Εξαγωγή του μέσου όρου των 10 επαναλήψεων κάθε χρονικής διάρκειας του παλμού δοκιμής, σε κάθε ένα μετρικό δείκτη, σε κάθε ηλεκτρόδιο, κάθε εθελοντή.
4. Διαχωρισμός των 32 ηλεκτροδίων με βάση τη θέση τους στο κεφάλι του εθελοντή σε λοβούς και εξαγωγή του μέσου όρου αυτών που ανήκουν στον ίδιο λοβό, σε κάθε έναν μετρικό δείκτη, σε κάθε χρονική διάρκεια του παλμού δοκιμής, σε κάθε εθελοντή.
5. Εξαγωγή του μέσου των 10 εθελοντών σε κάθε έναν μετρικό δείκτη, σε κάθε λοβό, σε κάθε χρονική διάρκεια του παλμού δοκιμής.

Εδώ θεωρείται άξιο να σημειωθεί, ότι παρόλο που στη διάκριση του εγκεφάλου σε βασικούς λοβούς δεν γίνεται κάπου αναφορά σε *κεντρικό λοβό* ως ξεχωριστή λειτουργική περιοχή, αναφερόμαστε σε αυτόν ομαδοποιώντας τα ηλεκτρόδια που βρίσκονται κοντά στην *κεντρική εγκεφαλική αύλακα* (*central sulcus*)

Τα αποτελέσματα της επεξεργασίας των σημάτων ΗΕΓ για κάθε μετρικό δείκτη, σε κάθε έναν ρυθμό συναρτήσει της χρονικής διάρκειας του παλμού δοκιμής, φαίνονται στα Σχήματα Α'.3 έως Α'.14, του Παραρτήματος Α'.

## Κεφάλαιο 6

# Παρουσίαση Αποτελεσμάτων, Συζήτηση και Μελλοντικές επεκτάσεις

### 6.1 Συσχέτιση Μετρικών Δεικτών και Υποκείμενων Εγκεφαλικών Λειτουργιών

Πριν την ερμηνεία των αποτελεσμάτων και την εξαγωγή συμπερασμάτων, που προκύπτουν από την παρατήρηση των δύο συνόλων γραφικών παραστάσεων είναι σημαντικό να παρουσιαστεί μια συσχέτιση των μετρικών δεικτών με την υποκείμενη εγκεφαλική λειτουργία.

Αρχικά, η μέθοδος υπολογισμού του μετρικού δείκτη της *Κυματιδιακής Συνάφειας* (*WCOH*) χρησιμοποιείται για να εξετάσει αν δύο συχνοτικές συνιστώσες δύο διαφορετικών σημάτων (π.χ. δύο καναλιών *HEG*), διατηρούν σταθερή τη διαφορά φάσης τους. Η σταθερότητα αυτή στη διαφορά φάσης, παρατηρούμενη σε κάποια συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων υποδεικνύει ότι οι αντίστοιχοι ρυθμοί στα δύο διαφορετικά κανάλια *HEG* έχουν κοινή προέλευση ή αλληλεπιδρούν μεταξύ τους. Πιο συγκεκριμένα, η ιδέα του συγχρονισμού των δυναμικών στον εγκέφαλο ως βασικό μηχανισμό της επικοινωνίας των νευρώνων, είναι αποτέλεσμα της βασικής ιδέα των *N.E. Vvedensky* και *A.A. Ukhtomsky*[23]. Στην αρχή του αιώνα προτάθηκε ότι ο αριθμός των κύκλων διέγερσης στη μονάδα του χρόνου, δηλαδή η συχνότητα εκφόρτισης, είναι μια σημαντική παράμετρος, η οποία χαρακτηρίζει τη λειτουργική κατάσταση μια νευρωνικής δομής(παράμετρος της *λειτουργικής αστάθειας*). Ο *A.A. Ukhtomsky* πρότεινε, επίσης, ότι η ταύτιση της λειτουργικής αστάθειας δύο δομών είναι αυτή που ευνοεί τη λειτουργική τους σύνδεση. Επεκτείνοντας αυτές τις ιδέες, οι *M.N. Livanou* (1977)([24])και *V.S. Rusinov* (1973)([23]) πρότειναν ότι οι βασικοί ρυθμοί του *HEG* αντικατοπτρίζουν την παράμετρο της λειτουργικής αστάθειας. Επομένως, ο συγχρονισμός των σημάτων *HEG* μπορεί να υποδείξει τη λειτουργική σύνδεση μεταξύ δύο ή και περισσότερων περιοχών του εγκεφαλικού φλοιού. Στο κεντρικό νευρικό σύστημα, τα νευρικά κύττρα βρίσκονται σε μια συνεχή ταλάντωση του δυναμικού της κυτταρικής μεμβράνης τους, γεγονός που τα καθιστά ισοδύναμα με *νευρικούς ταλαντωτές*. Κατα τον συγχρονισμό λοιπόν των σημάτων *HEG*, 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 τότε σταματά. Έτσι τόσο η συχνοτική ταύτιση,

όσο και η κατάλληλη φασική σχέση καθορίζει την επικοινωνία μεταξύ των νευρώνων. Σε αυτήν τη διαδικασία, η φασική σχέση είναι αυτή που δρα ως διακόπτης της σύνδεσης δύο νευρώνων αλλά και της κατεύθυνσης μεταφοράς τους μηνύματος (και οι δύο νευρώνες βρίσκονται σε μια διαδικασία "διαλόγου" και ο καθένας από αυτούς μπορεί να είναι πομπός ή δέκτης του μηνύματος).

Συνήθως, στις καταγραφές σήματος ΗΕΓ η συνάφεια είναι υψηλή μεταξύ κοντινών ηλεκτροδίων και πέφτει δραματικά με την αύξηση της απόστασης των ηλεκτροδίων, το οποίο ίσως εξηγείται λόγω αγωγιμότητας όγκου. Όμως, εάν ένας ρυθμός επικρατεί στο σήμα ΗΕΓ, ο βαθμός της συνεργασίας μεταξύ των διαφόρων περιοχών αυξάνει σημαντικά, με αποτέλεσμα η συνάφεια να εμφανίζει μεγάλες τιμές σε πιο μεγάλες περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού. Σε μερικές περιπτώσεις μάλιστα, η εξάρτηση της συνάφειας με την απόσταση δεν είναι βαθμιαία. Αυτό μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα την εμφάνιση υψηλής τιμής συνάφειας μεταξύ περιοχών αρκετά απομακρυσμένων, ακόμα και αν η συνάφεια με ενδιάμεσες περιοχές είναι χαμηλή. Το γεγονός αυτό υποδεικνύει ότι η συγχρονισμός των ρυθμών του σήματος ΗΕΓ δεν είναι άμεσο και μόνο αποτέλεσμα της αγωγιμότητας όγκου αλλά σχετίζεται επίσης με την αλληλεπίδραση απομακρυσμένων περιοχών που συμμετέχουν στην κοινή επεξεργασία πληροφορίας[25]. Η βασική ιδέα πίσω από αυτήν τη θεώρηση είναι ότι η ομοιότητα στα παραγόμενα σήματα από μια εγκεφαλική περιοχή, σημαίνει και ομοιότητα στον τρόπο λειτουργίας των περιοχών αυτών[26].

Στην παρούσα εργασία, εκτός από τον υπολογισμό της συνάφειας, πραγματοποιείται ακόμα μεγαλύτερη ανάλυση των καταγραφόμενων σημάτων ΗΕΓ. Αρχικά, υπολογίζεται ο μετρικός δείκτης του *Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου* ο οποίος αποτελεί ένα μέτρο της *συσχέτισης φάσης* των δύο σημάτων. Μελετά δηλαδή και αντικατοπτρίζει, το κατά πόσον οι αλλαγές που συμβαίνουν στη φάση ενός σήματος από ένα κανάλι ΗΕΓ, συσχετίζονται με τις αλλαγές σε ένα δεύτερο κανάλι, παρέχοντας πληροφορία για την πιθανή αλληλεπίδραση και συνεπώς την ταυτόχρονη ενεργοποίηση διαφόρων εγκεφαλικών περιοχών. Η πληροφορία αυτή σε συνδυασμό με τον υπολογισμό του μετρικού δείκτη της *Συνάρτησης Ετερο-Συσχέτισης Κυματιδίου*, ο οποίος αντικατοπτρίζει τη *συσχέτιση πλάτους*, το κατά πόσον δηλαδή η *περιβάλλουσα (envelope)* των δύο διαφορετικών σημάτων συσχετίζεται, επιτρέπει την πιο βαθιά μελέτη της παρουσίας συγκεκριμένων όμοιων *μοτίβων (patterns)* στα σήματα που παράγονται από κάθε νευρωνική περιοχή.

## 6.2 Παρουσίαση και Ερμηνεία Αποτελεσμάτων

Τα αποτελέσματα που προκύπτουν από την παρατήρηση των Σχημάτων Α'1 έως Α'15 είναι τα εξής:

- **Μετρικός δείκτης Συνάφειας Κυματιδίου (WCOH):** Οι τιμές του μετρικού δείκτη αυτού κυμαίνονται στο εξής διάστημα:

$$0.6164 \leq WCOH \leq 0.9861 \quad (6.1)$$

Αξίζει επίσης να σημειωθεί ότι μεταξύ των βασικών ρυθμών (γάμμα, βήτα, άλφα, θήτα, δέλτα), τις μεγαλύτερες τιμές Συνάφειας Κυματιδίου τις εμφανίζει ο ρυθμός **θήτα**, ενώ τις χαμηλότερες ο ρυθμός **γάμμα**.

Από παρατήρηση των Σχημάτων Α'1 έως και Α'5 εξάγεται επίσης το παρακάτω βασικό συμπέρασμα. Στους ρυθμούς **βήτα**, **άλφα**, **θήτα**, **δέλτα** παρατηρείται **ολικό ελάχιστο** της *Συνάφειας Κυματιδίου*, σε όλα τα ηλεκτρόδια, όταν η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **560 ms**. Αντίστοιχο μοτίβο, δεν παρατηρείται τόσο έντονα για τον ρυθμό **γάμμα**, παρόλο που το σημείο αυτό είναι τοπικό ή ολικό ελάχιστο σε κάποια από τα 32 ηλεκτρόδια.

Όσον αφορά τον ρυθμό **γάμμα**, η επισκόπηση του Σχήματος Α'1 οδηγεί στην παρακάτω παρατήρηση. Στα 30 από τα 32 ηλεκτρόδια του ρυθμού αυτού (εξαιρούνται τα ηλεκτρόδια F8 και O1) παρατηρούμε μια πτώση της τιμής της *Συνάφειας Κυματιδίου* με αντίστοιχη

κορύφωση, όταν η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **440ms**, η οποία ακολουθείται από μια αύξηση της τιμής της με αντίστοιχη κορύφωση, όταν η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **460ms**. Το γεγονός αυτό δημιουργεί ένα "οδοντωτό" μοτίβο κοντά στην αρχή των γραφικών αυτών παραστάσεων.

Μια επιπρόσθετη παρατήρηση προκύπτει για τον ρυθμό **βήτα**, από την επισκόπηση του Σχήματος Α'.2. Το ολικό ελάχιστο στο σημείο όπου η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **560ms**, ακολουθείται από μια αύξηση της τιμής της *Συνάφειας Κυματιδίου* και την εμφάνιση ολικού μεγίστου, όταν η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **580ms**. Παρόμοιο λοιπόν μοτίβο με την περίπτωση του ρυθμού γάμμα εμφανίζεται εδώ κοντά στο τέλος των γραφικών αυτών παραστάσεων.

Μια τελευταία παρατήρηση προκύπτει επίσης για τον ρυθμό **γάμμα** σε σχέση με τους υπόλοιπους ρυθμούς από την επισκόπηση των Σχημάτων 6.1 έως 6.5, όπου απεικονίζονται τη μέση τιμή της *Συνάφειας Κυματιδίου* για κάθε ρυθμό, ομαδοποιώντας τα 32 ηλεκτρόδια σε βασικούς εγκεφαλικούς λοβούς. Στους ρυθμούς **βήτα**, **άλφα**, **θήτα**, **δέλτα** είναι φανερό ότι οι τιμές της *Συνάφειας Κυματιδίου* στους διάφορους λοβούς είναι σχετικά κοντινές. Από την παρατήρηση όμως του αντίστοιχου σχήματος για τον ρυθμό **γάμμα**, είναι διακριτές έντονες διαφορές μεταξύ των λοβών οι οποίες διατηρούνται για κάθε διάρκεια του παλμού δοκιμής.

- **Μετρικός δείκτης Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου (WLCC):** Οι τιμές του μετρικού δείκτη αυτού κυμαίνονται στο εξής διάστημα:

$$-0.0343 \leq WLCC \leq 0.5796 \quad (6.2)$$

Από παρατήρηση των Σχημάτων Α'.6 έως και Α'.10 εξάγεται και πάλι το παρακάτω συμπέρασμα. Στους ρυθμούς **βήτα**, **άλφα**, **θήτα**, **δέλτα** παρατηρείται **ελάχιστο** του *Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου* όταν η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **560 ms**. Πιο συγκεκριμένα στον ρυθμό βήτα είναι ολικό ελάχιστο σε 29 από τα 32 ηλεκτρόδια (εξαιρούνται τα  $F8$ ,  $T8$  και  $P_z$ ) και τοπικό ελάχιστο σε 31 από τα 32 ηλεκτρόδια (εξαιρείται το  $P_z$ ). Στον ρυθμό άλφα είναι ολικό ελάχιστο στα 31 από τα 32 ηλεκτρόδια (εξαιρείται το  $P_z$ ). Στον ρυθμό θήτα είναι ολικό ελάχιστο στα 29 από τα 32 ηλεκτρόδια (εξαιρείται το  $F8$ , το  $P8$  και το  $P_z$ ) και τοπικό ελάχιστο σε 31 από τα 32 ηλεκτρόδια (εξαιρείται το  $P_z$ ). Στον ρυθμό δέλτα είναι ολικό ελάχιστο σε 29 από τα 32 ηλεκτρόδια (εξαιρούνται το  $P8$ , το  $F8$  και το  $P_z$ ) και τοπικό ελάχιστο σε 30 από τα 32 ηλεκτρόδια (εξαιρούνται το  $F8$  και το  $P_z$ ). Εδώ πρέπει να σημειωθεί ότι το μοτίβο αυτό δεν είναι τόσο ξεκάθαρο όσο είναι στους αντίστοιχους ρυθμούς της *Συνάφειας Κυματιδίου*. Σε αντίθεση ωστόσο με τη *Συνάφεια Κυματιδίου*, το μοτίβο εμφανίζεται επαρκώς και στον ρυθμό **γάμμα** αφού το σημείο όπου ο παλμός δοκιμής είναι διάρκειας ίσης με 560ms, εμφανίζεται σαν **ολικό ελάχιστο** σε 26 από τα 32 ηλεκτρόδια (εξαιρούνται τα  $Fc6$ ,  $F8$ ,  $P8$ ,  $T8$ ,  $C4$  και  $P_z$ ) και σαν **τοπικό ελάχιστο** σε 31 από τα 32 ηλεκτρόδια (εξαιρείται το  $P_z$ ).

Στον ρυθμό **γάμμα**, επίσης, όπως είναι φανερό από το Σχήμα Α'.6, παρατηρείται σε 29 από τα 32 ηλεκτρόδια το "οδοντωτό" μοτίβο που περιγράφηκε και στην περίπτωση της *Συνάφειας Κυματιδίου*, μεταξύ των σημείων όπου η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **440ms** και **460ms**, στην περίπτωση του *Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου* όμως, εμφανίζεται και σε 26 από τα 32 ηλεκτρόδια του ρυθμού **βήτα**, όπως είναι φανερό από το Σχήμα Α'.7.

- **Μετρικός δείκτης Συνάρτησης Ετεροσυσχέτισης Κυματιδίου (CWCF):** Οι τιμές του μετρικού δείκτη αυτού κυμαίνονται στο εξής διάστημα:

$$0.2034 \leq CWCF \leq 0.5846 \quad (6.3)$$

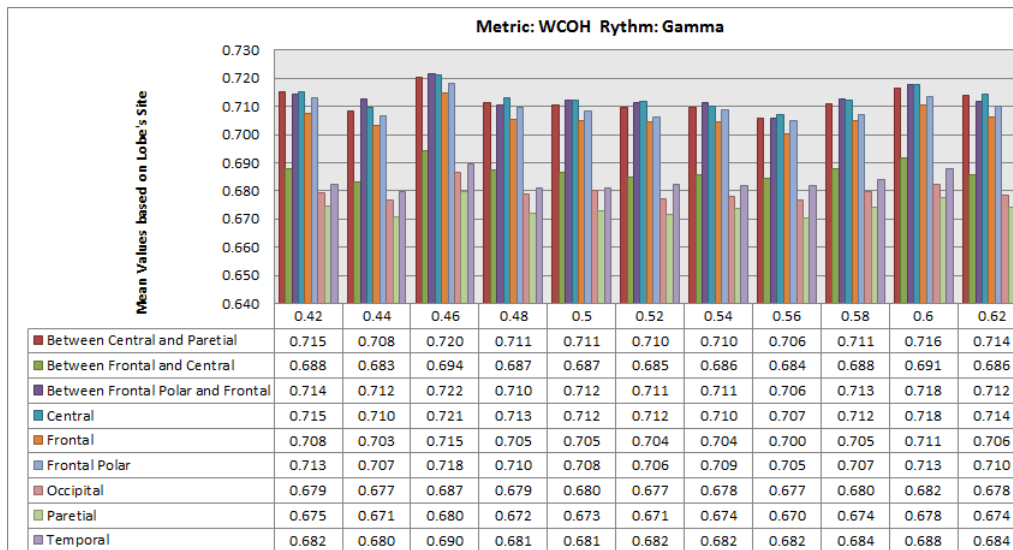
Από παρατήρηση των Σχημάτων Α'.11 έως και Α'.15 εξάγεται και για αυτόν το μετρικό δείκτη παρακάτω συμπέρασμα. Στους ρυθμούς **βήτα**, **άλφα**, **θήτα**, **δέλτα** παρατηρείται **ελάχιστο**

της *Συνάρτησης Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου* όταν η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **560 ms**. Πιο συγκεκριμένα στον ρυθμό βήτα είναι τοπικό ελάχιστο σε 28 από τα 32 ηλεκτρόδια(εξαιρούνται το *F8*, το *A1*, το *P3* και το *Oz*), σε κάποια εκ των οποίων είναι και ολικό ελάχιστο. Στον ρυθμό άλφα είναι τοπικό ελάχιστο στα 31 από τα 32 ηλεκτρόδια(εξαιρείται το *F8*), σε κάποια εκ των οποίων είναι μάλιστα και ολικό ελάχιστο . Στον ρυθμό θήτα είναι τοπικό ελάχιστο και στα 32 ηλεκτρόδια, σε κάποια εκ των οποίων είναι και ολικό ελάχιστο. Στον ρυθμό δέλτα είναι ολικό ελάχιστο σε 30 από τα 32 ηλεκτρόδια(εξαιρείται το *P8* και το *Pz*), ενώ είναι τοπικό ελάχιστο και στα 32 ηλεκτρόδια. Εδώ πρέπει να σημειωθεί ότι το μοτίβο αυτό και πάλι δεν είναι τόσο ξεκάθαρο όσο είναι στους αντίστοιχους ρυθμούς της *Συνάφειας Κυματιδίου*. Αντίστοιχο μοτίβο δεν παρατηρείται για τον ρυθμό **γάμμα**, παρόλο που το σημείο αυτό είναι τοπικό ελάχιστο σε κάποια από τα 32 ηλεκτρόδια.

Στους ρυθμούς **γάμμα**, **άλφα**, και **θήτα** εμφανίζεται και πάλι σε κάποια ηλεκτρόδια το "οδοντωτό" μοτίβο μεταξύ των σημείων που η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **440ms** και **460ms** όπως είναι φανερό από τα Σχήματα Α'.11, Α'.13 και Α'.14.

Επιπρόσθετα, στην περίπτωση της *Συνάρτησης Ετεροσυσχέτισης Κυματιδίου*, στους ρυθμούς **γάμμα βήτα**, **άλφα**, **θήτα** και **δέλτα** εμφανίζονται και πάλι κορυφώσεις στο σημείο όπου η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με **580ms**, όπως ακριβώς περιγράφηκαν και στην περίπτωση της *Συνάφειας Κυματιδίου*.

Τέλος, όπως είναι φανερό από τα Σχήματα Α'.12 έως Α'.15, στους ρυθμούς **βήτα**, **άλφα**, **θήτα** και **δέλτα** εμφανίζονται σημαντικές κορυφώσεις και στο σημείο όπου ο πάλμος δοκιμής είναι ίσος με **480ms**, ο οποίος μάλιστα σε κάποια ηλεκτρόδια ξεπερνούν τις κορυφώσεις στα σημεία όπου ο παλμός δοκιμής είναι ίσος με **560ms**.

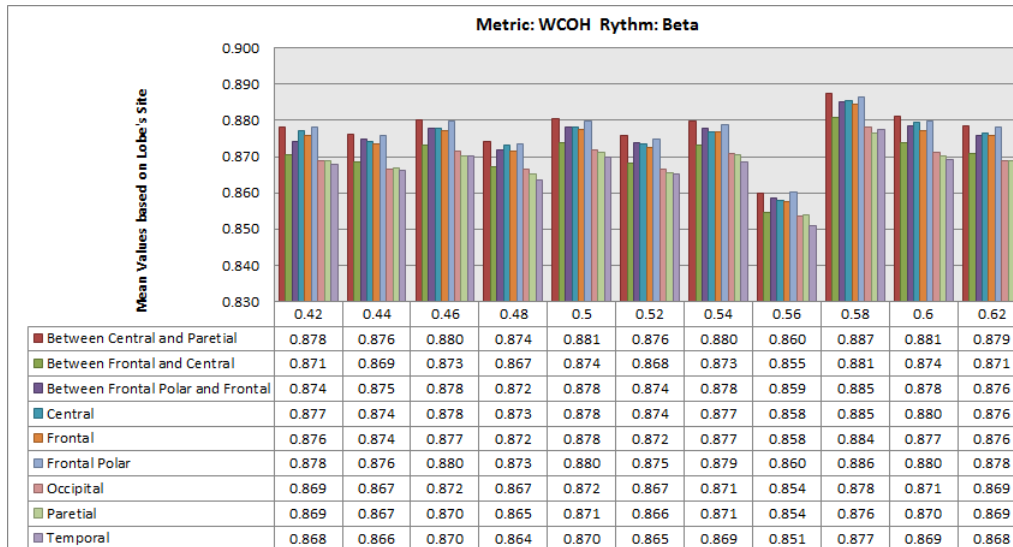


Σχήμα 6.1: Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής της *Συνάφειας Κυματιδίου* στον ρυθμό **γάμμα**, για κάθε βασικό εγκεφαλικό λοβό.

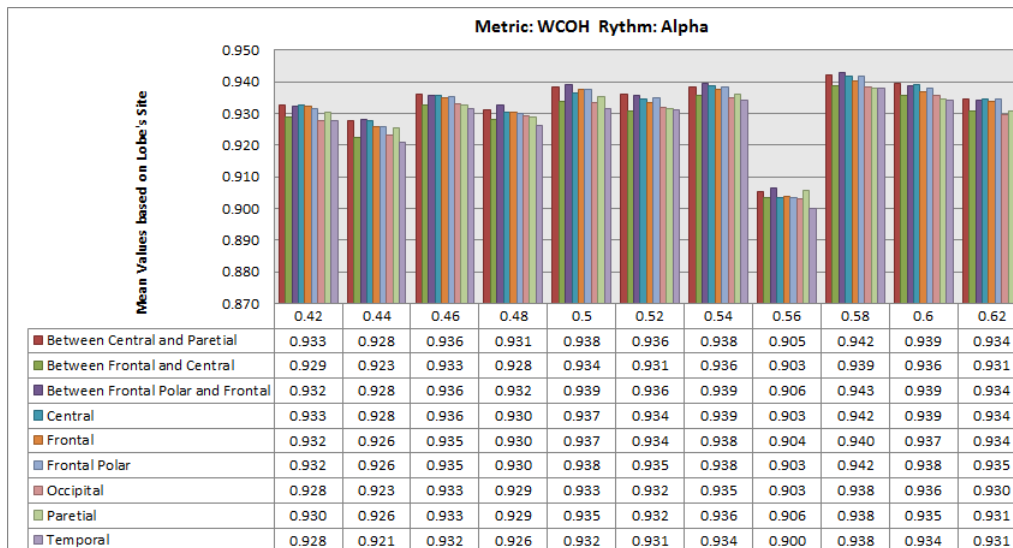
### 6.3 Συζήτηση

Από τα διάφορα σημεία των γραφικών παραστάσεων που συμμετέχουν για την εξαγωγή των διάφορων μοτίβων, το σημείο το οποίο σχολιασμός του κρίνεται απαραίτητος είναι αυτό όπου ο παλ-



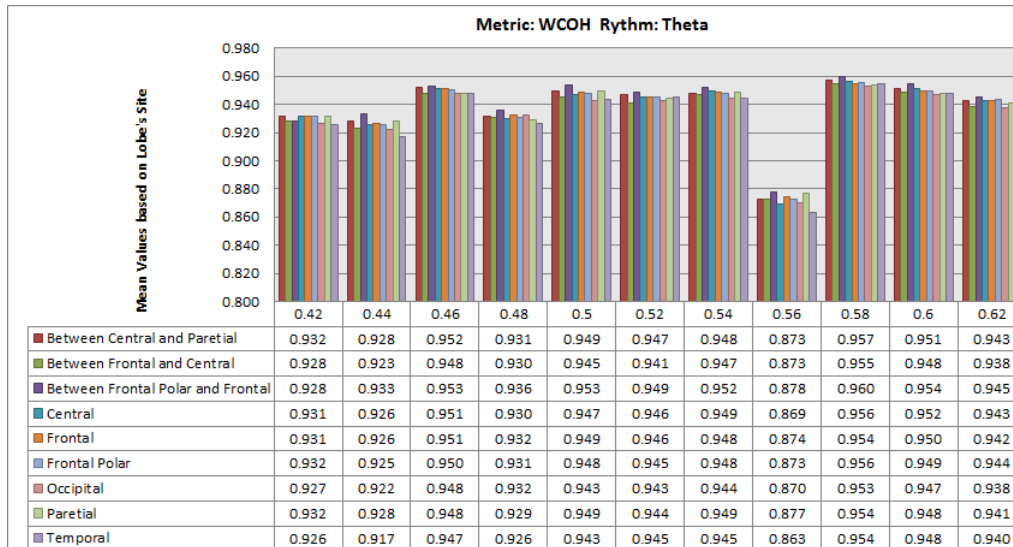


Σχήμα 6.2: Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής της Συνάφειας Κυματιδίου στον ρυθμό βήτα, για κάθε βασικό εγκεφαλικό λοβό.

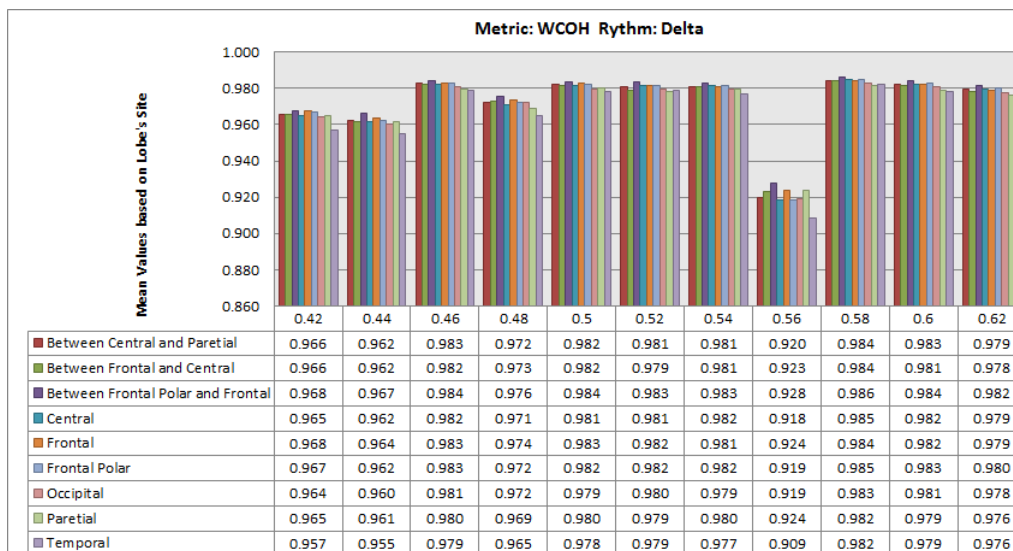


Σχήμα 6.3: Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής της Συνάφειας Κυματιδίου στον ρυθμό άλφα, για κάθε βασικό εγκεφαλικό λοβό.

μός δοκιμής είναι ίσος με **560ms**. Στου περισσότερους μετρικούς δείκτες, ρυθμούς και ηλεκτρόδια παρουσιάζονται ολικά ή τοπικά ελάχιστα στο συγκεκριμένο σημείο. Η πτώση στη Συνάφεια Κυματιδίου υποδεικνύει ότι τα παραγόμενα σήματα από τις διάφορες ομάδες νευρώνων δεν παρουσιάζουν κάποια σταθερή διαφορά φάσης, το οποίο αν συνδυαστεί με το γεγονός ότι έχουμε και αντίστοιχη πτώση στον Τοπικό Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου σημαίνει επίσης ότι η συνάρτηση φάσης των παραγόμενων σημάτων δεν εμφανίζει συσχέτιση. Η διαφορά φάσης λοιπόν στα παραγόμενα από κάθε νευρωνική περιοχή σήματα, όχι μόνο δεν είναι σταθερή, αλλά αλλάζει και με διαφορετικό τρόπο. Το γεγονός αυτό, σύμφωνα με όσα αναφέρθηκαν στην Παράγραφο 6.1 αποτελεί βασική ένδειξη ότι οι διάφορες νευρωνικές περιοχές δεν βρίσκονται σε αλληλεπίδραση. Τέλος, η πτώση και στη Συνάρτηση Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου, δείχνει και την απουσία συσχέτισης πλάτους στα παραγόμενα από κάθε περιοχή σήματα. Όλα αυτά σε συνδυασμό, αποτελούν στοιχεία για να καταλήξει κανείς ίσως στο συμπέρασμα, ότι στο σημείο αυτό η μεταφορά πληροφορίας πραγματοποιείται



Σχήμα 6.4: Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής της Συνάφειας Κυματιδίου στον ρυθμό θήτα, για κάθε βασικό εγκεφαλικό λοβό.



Σχήμα 6.5: Ραβδόγραμμα της μέσης τιμής της Συνάφειας Κυματιδίου στον ρυθμό δέλτα, για κάθε βασικό εγκεφαλικό λοβό.

από κάθε ομάδα εγκεφαλικών νευρώνων(ομάδα με την έννοια των νευρώνων που βρίσκονται στην περιοχή ενός ηλεκτροδίου) με διαφορετικό τρόπο, και κάθε μια από αυτές λειτουργεί πιο αυτόνομα.

Επίσης, μια σημαντική σύνδεση των αποτελεσμάτων της Ψυχοακουστικής επεξεργασίας των απαντήσεων του εθελοντή και των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από την Ανάλυση σήματος HEG, μπορεί να προκύψει ανακαλώντας τον Πίνακα 3.4. Αρχικά, είναι σημαντικό να επισημανθεί ότι σημείο όπου παλμός δοκιμής έχει διάρκεια ίση με 560ms, απέχει από το σημείο που ο δύο παλμοί(αναφοράς και δοκιμής) είναι ίσοι μεταξύ τους(διάρκειας 500ms) απόσταση ίση με 60ms. Στον Πίνακα 3.4, η μέση Ελάχιστη Αντιληπτή Διαφορά με τη χρήση της τεχνικής A βρέθηκε ίση με 40.47ms. Η τιμή αυτή σε συνδυασμό με την τυπική απόκλιση ίση με 31.79ms καθιστούν το 60ms αρκετά "κοντά" στη 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 αλλαγής στον τρόπο της μεταφοράς πληροφορίας στο σημείο αυτό θα μπορούσε να οφείλεται στην

εξέχουσα θέση του σημείου αυτού στην ψυχοακουστική διαδικασία. Επιπρόσθετα, μελετώντας την πειραματική διαδικασία, θα ήταν πιθανό κανείς να περιμένει μια αντίστοιχη διαφοροποίηση στους μετρικούς δείκτες και στο σημείο που η διάρκεια του δεύτερου παλμού είναι ίση με 440ms. Στο σημείο αυτό, και πάλι ο παλμός δοκιμής απέχει 60ms από σημείο όπου οι δύο παλμοί είναι ίσης διάρκειας(500ms και οι δύο). Ένα τέτοιο μοτίβο όμως δεν παρατηρείται, γεγονός που αποκαλύπτει μια πιθανή ασυμμετρία στην αλληλεπίδραση των νευρικών περιοχών όταν ο παλμός δοκιμής είναι μεγαλύτερης διάρκειας από τον παλμό αναφοράς σε σχέση με όταν είναι μικρότερης διάρκειας. Αυτή η ασυμμετρία βρίσκεται σε συμφωνία με αντίστοιχα αποτελέσματα που είχαν προκύψει στην προκαταρκτική μελέτη κατά την διάρκεια του σχεδιασμού του πειράματος, η οποία απέδειξε ότι το μεγαλύτερο ποσοστό των εθελοντών είχε μεγαλύτερη ευκολία να διακρίνει διαφορά στη διάρκεια των παλμών όταν ο παλμός αναφοράς ήταν μεγαλύτερης διάρκειας.

Τέλος, ιδιαίτερη σημασία φαίνεται να έχει η διαφοροποίηση του ρυθμού *γάμμα*, σε σχέση με τους άλλους βασικούς ρυθμούς. Αρχικά, σε δύο από τους τρεις μετρικούς δείκτες(*μέση Συνάφεια Κυματιδίου*, *μέση Συνάρτηση Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου*), δεν παρατηρείται τόσο έντονο το μοτίβο τους τοπικού ή ολικού ελαχίστου στο σημείο όπου η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι ίση με 560ms. Επίσης, στην περίπτωση της *μέσης Συνάφειας Κυματιδίου*, παρατηρούμε μια έντονη διαφοροποίηση στις τιμές της, μεταξύ ηλεκτροδίων που ομαδοποιούνται σε *βασικούς εγκεφαλικούς λοβούς*. Το γεγονός οδηγεί στο συμπέρασμα της ύπαρξης διαφορετικού συγχρονισμού κάθε περιοχής στον ρυθμό αυτό. Ο διαφορετικός αυτό συγχρονισμός, αναδεικνύει τη μεγαλύτερη ή μικρότερη αλληλεπίδραση των νευρικών περιοχών που ανήκουν σε κάθε λοβό, με άλλα λόγια την διαφοροποίηση στην επεξεργασία και μεταφορά της ακουστικής πληροφορίας μεταξύ διαφορετικών νευρικών ομάδων, σε σχέση με την ανατομική τους θέση. Η παρατήρηση αυτή, είναι πιθανό να αποκαλύπτει μια ιδιαίτερη σημασία του ρυθμού *γάμμα* σε ψυχοακουστικά πειράματα, όπως το παρόν αλλά και γενικότερα στους μηχανισμούς λήψης και κατανόησης ακουστικών ερεθισμάτων.

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 βαθύτερη μελέτη και κατανόηση της σημασίας των διαφόρων ρυθμών για τη λειτουργία του εγκεφάλου. Αυτό απαιτεί τη συνεργασία επιστημόνων από διαφορετικούς τομείς(π.χ. ψυχίατρους, νευροφυσιολόγους, νευροεπιστήμονες και μηχανικούς).

## 6.4 Μελλοντικές Επεκτάσεις

Η παρούσα πειραματική διαδικασία, αλλά και ο τρόπος επεξεργασίας των πειραματικών δεδομένων, μπορούν να έχουν πολύ σημαντικές μελλοντικές επεκτάσεις. Αρχικά, όπως επισημάνθηκε και στο κεφάλαιο των αποτελεσμάτων υπάρχει η ανάγκη για επέκταση του πειράματος σε μεγαλύτερο αριθμό εθελοντών. Το γεγονός αυτό θα επιτρέψει τη στατιστική επεξεργασία των αποτελεσμάτων και την ανάδειξη υποκείμενων εγκεφαλικών μηχανισμών που συμμετέχουν στη λήψη και επεξεργασία της ακουστικής πληροφορίας.

Επίσης, μια μελλοντική επέκταση της παρούσας ερέυνας 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.

Μια σημαντική ακόμα επέκταση, η οποία αποτελεί ήδη μέρος της ερευνητικής δραστηριότητας του *Εργαστηρίου Βιολογικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας του Εθνικού Μετσοβίου Πολυτεχνείου*, είναι η εξής. Όπως αναφέρθηκε και στο κεφάλαιο που περιγράφει τον εξοπλισμό του εργαστηρίου στα πλαίσια της πειραματικής διαδικασίας από την οποία προέκυψαν τα δεδομένα

της παρούσας εργασίας, η κεραία SPA/2000/80/8/0/V δεν ακτινοβολεί. Η κεραία αυτή έχει τη δυνατότητα να παράγει εντός του κλωβού που βρίσκεται ο εθελοντής, *Ηλεκτρομαγνητική Ακτινοβολία* όμοια με αυτή των *τερματικών συσκευών κινητών επικοινωνιών 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς*. Ο σκοπός λοιπόν είναι η επανάληψη της συνεδρίας για κάθε έναν από τους εθελοντές, παρουσία αυτήν τη 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 τη σύγκριση αυτή, όσο και η ταυτόχρονη αύξηση του αριθμού των εθελοντών, θα επιτρέψουν τη μελέτη της επίδρασης την *Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας* στην ενεργοποίηση και αλληλεπίδραση διάφορων περιοχών του εγκεφάλου, κατά τη διάρκεια ψυχοακουστικής δοκιμασίας. Είναι εύκολα κατανοητό ότι η μελέτη αυτή θα είναι σε θέση να εξάγει απαντήσεις σε φλέγοντα ερώτημα της επικαιρότητας που αφορούν την επίδραση των συσκευών κινητής τηλεφωνίας στη λειτουργία των εγκεφαλικών δομών.

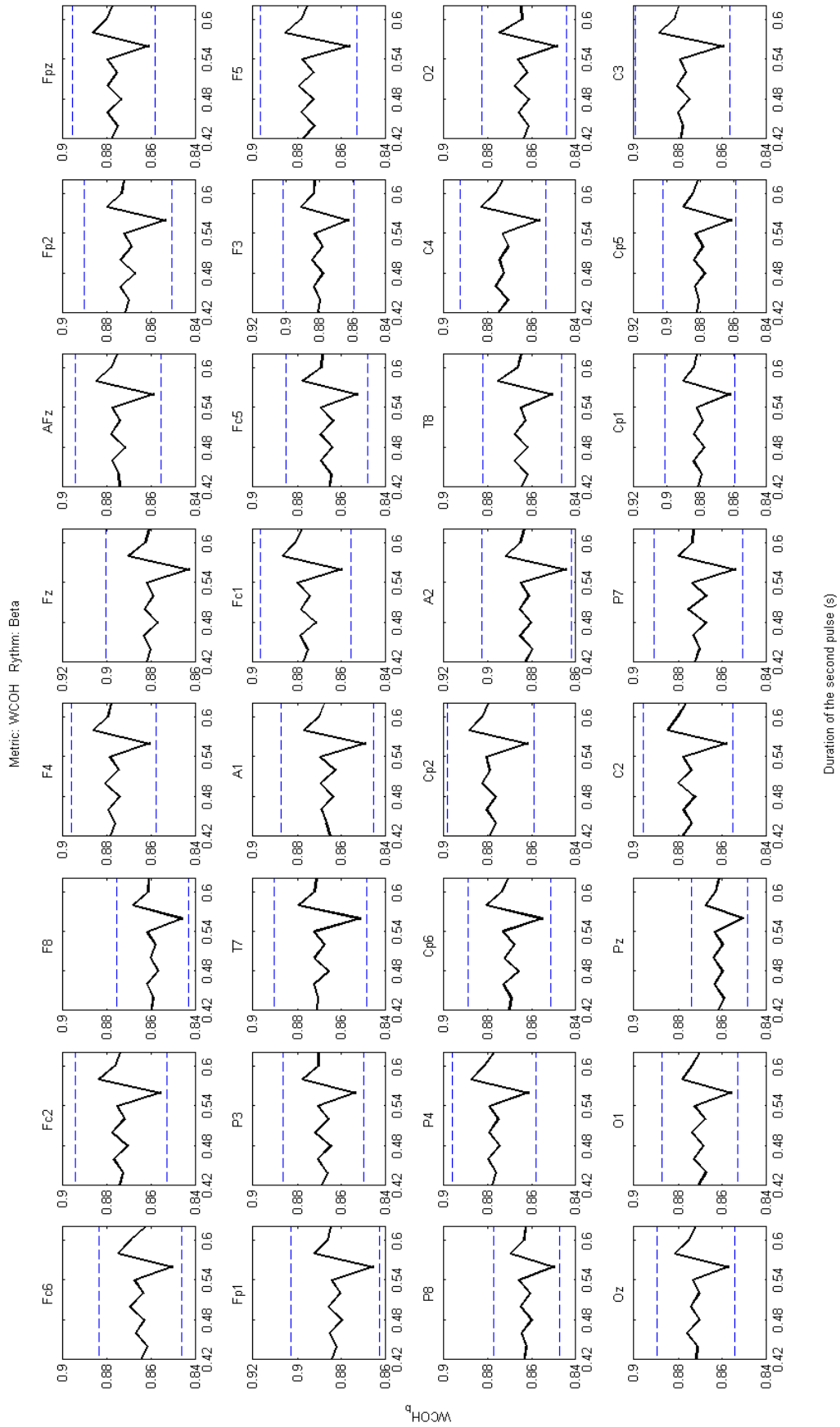
Τέλος, σημαντικά αποτελέσματα είναι δυνατό να προκύψουν και από τον συνδυασμό διαφορετικών τεχνικών καταγραφής σημάτων εγκεφάλου και απεικονιστικών τεχνικών. Με τη χρήση λοιπόν εναλλακτικών τεχνικών όπως το Μαγνητοεγκεφαλογράφημα (Magnetoencephalography-MEG) και η Λειτουργική Μαγνητική Τομογραφία (functional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

# Παράρτημα Α΄

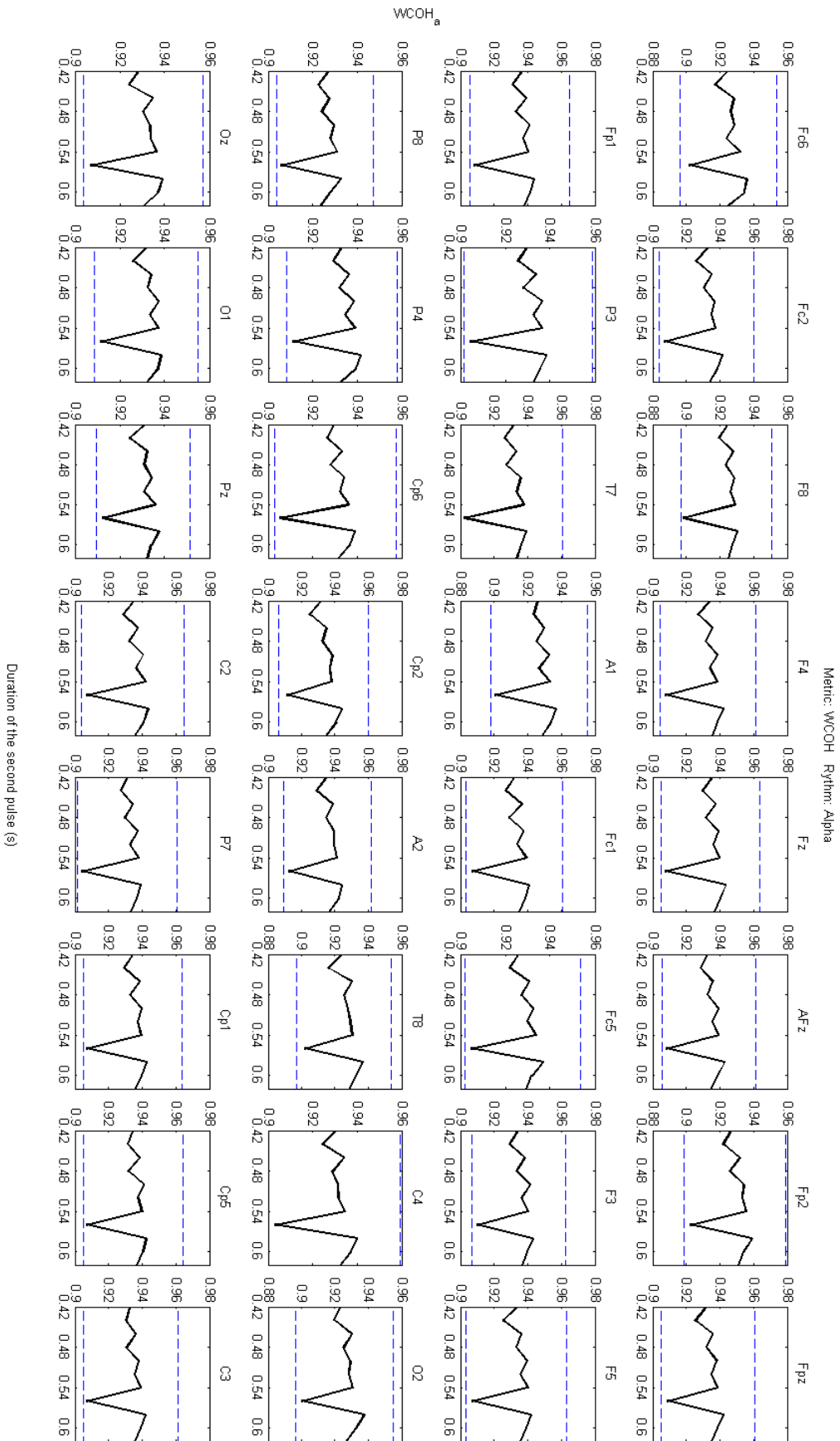
## Αποτελέσματα επεξεργασίας σημάτων ΗΕΓ

Στις γραφικές παραστάσεις των Σχημάτων Α΄.3 έως Α΄.14, με διακεκομμένη μπλε γραμμή, φαίνονται τα επίπεδα από αντιστοιχούν στις τιμές  $m + 3 \cdot \sigma$  και  $m - 3 \cdot \sigma$ , όπου  $m$  είναι η μέση τιμή του σήματος κάθε φορά και  $\sigma$  η τυπική απόκλιση του. Τα επίπεδα αυτά χρησιμοποιούνται προκειμένου κάποια σημεία της κάθε γραφικής παράστασης να χαρακτηριστούν ως σημεία *ακραίων τιμών* (*outliers*). Κάθε σημείο που ξεπερνά τα επίπεδα αυτά θεωρείται ότι είναι σημείο το οποίο βρίσκεται στατιστικά "μακριά" από τα άλλα σημεία της γραφικής παράστασης στην οποία ανήκει. Ένα τέτοιο σημείο μπορεί να υποδεικνύει είτε μια μεταβλητότητα στη μέτρηση, είτε ένα συστηματικό λάθος κατά την εκτέλεση του πειράματος. Στην τελευταία περίπτωση, πρέπει να αποκλείεται από τα πειραματικά δεδομένα.



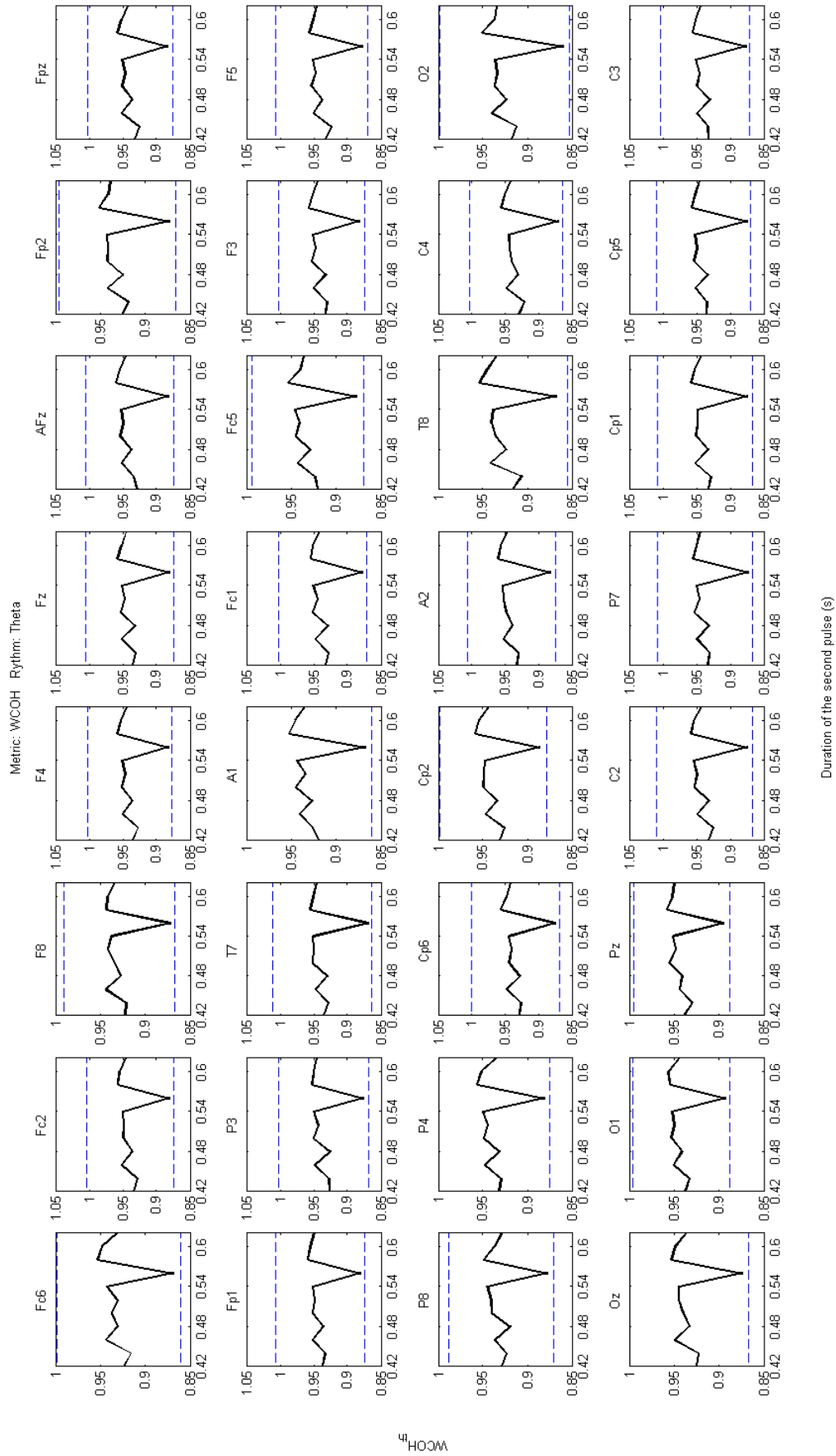


Σχήμα Α'.2: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Συνάφειας Κυματιδίου στον ρυθμό βήτα, για τα 32 ηλεκτρόδια.



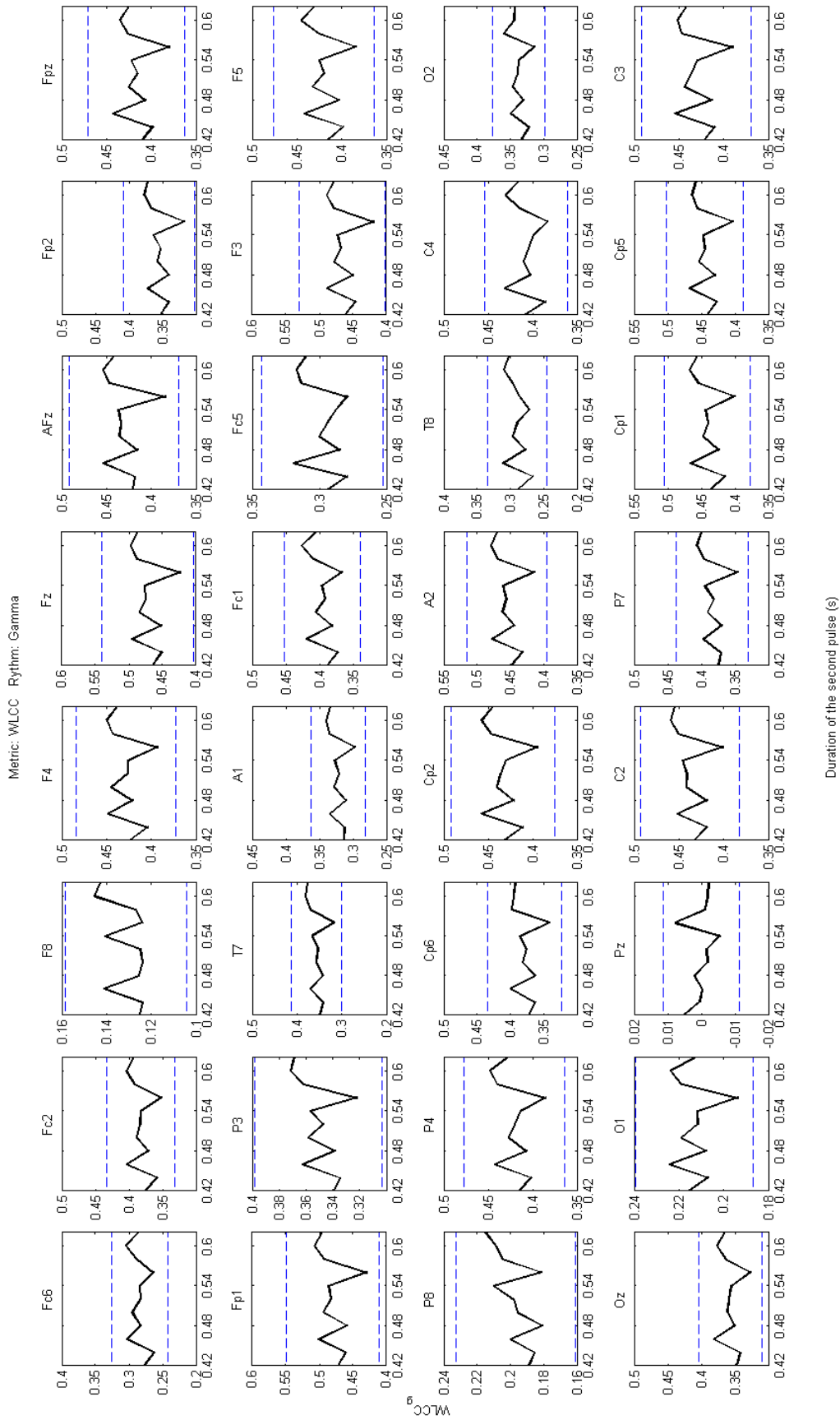
Σχήμα Α':3: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Συνάφειας Κυματιδίου στον ρυθμό άλφα, για τα 32 ηλεκτρόδια.



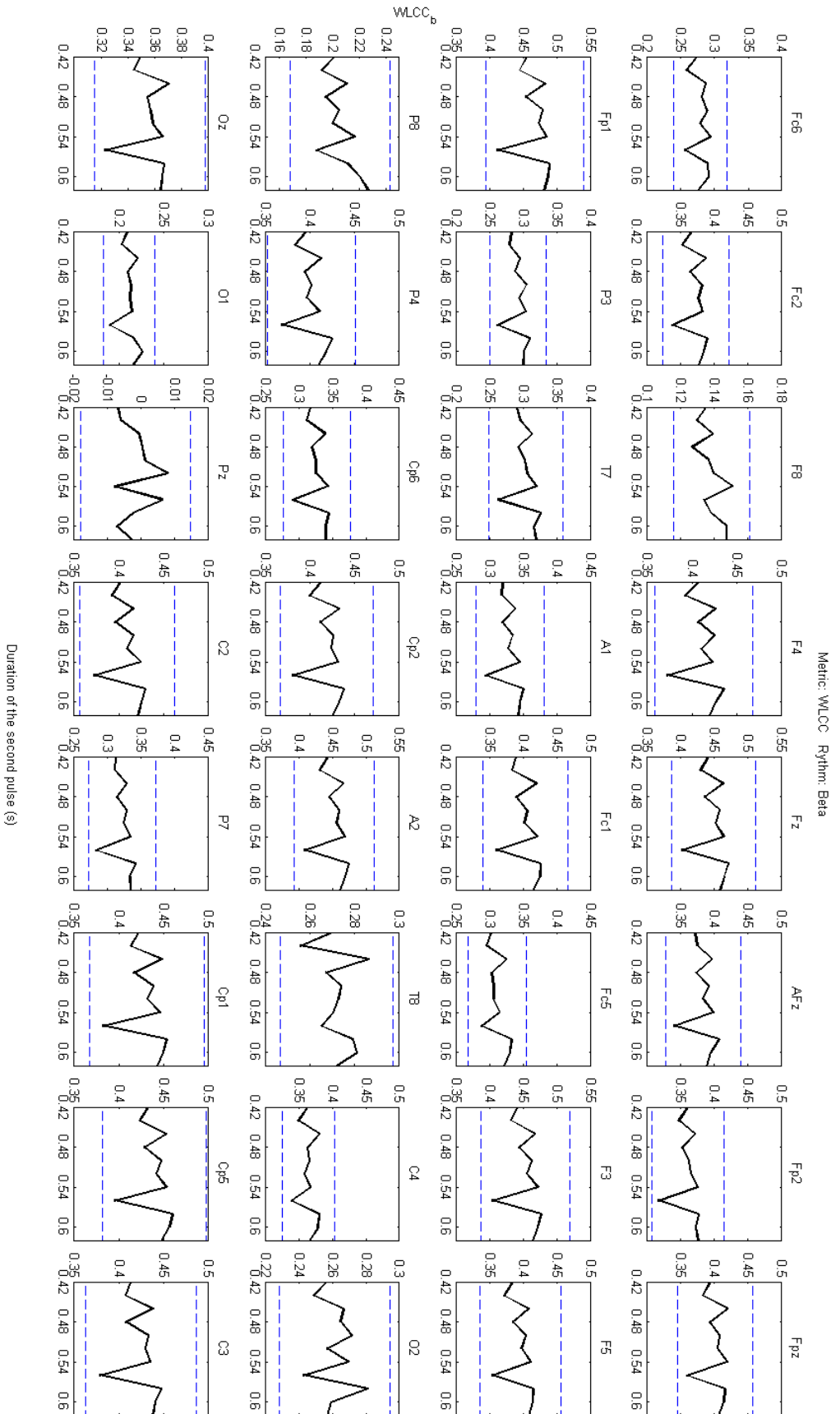


Σχήμα Α'.4: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Συνάρτησης Κυματιδίου στον ρυθμό θήτα, για τα 32 ηλεκτρόδια.

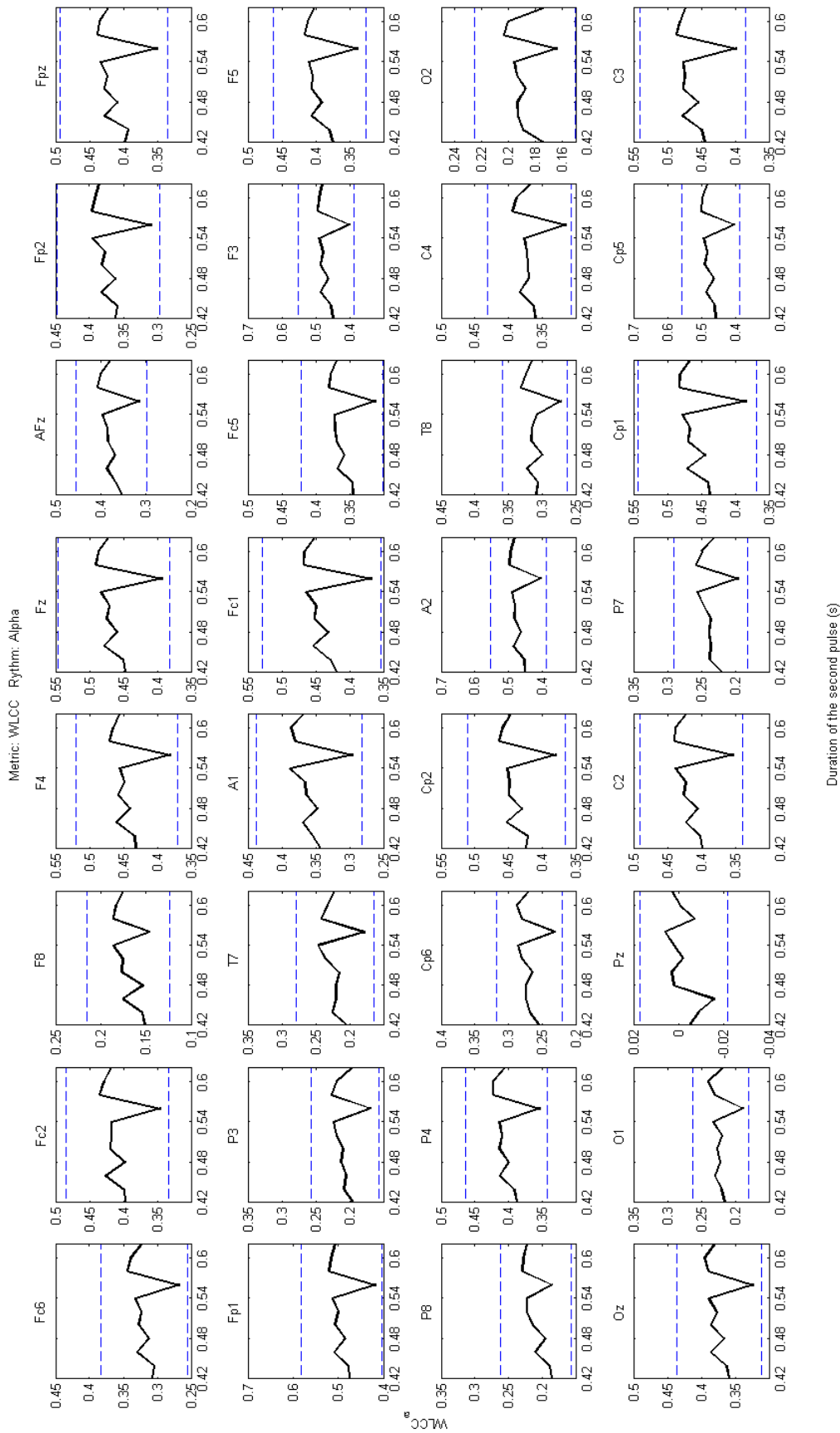




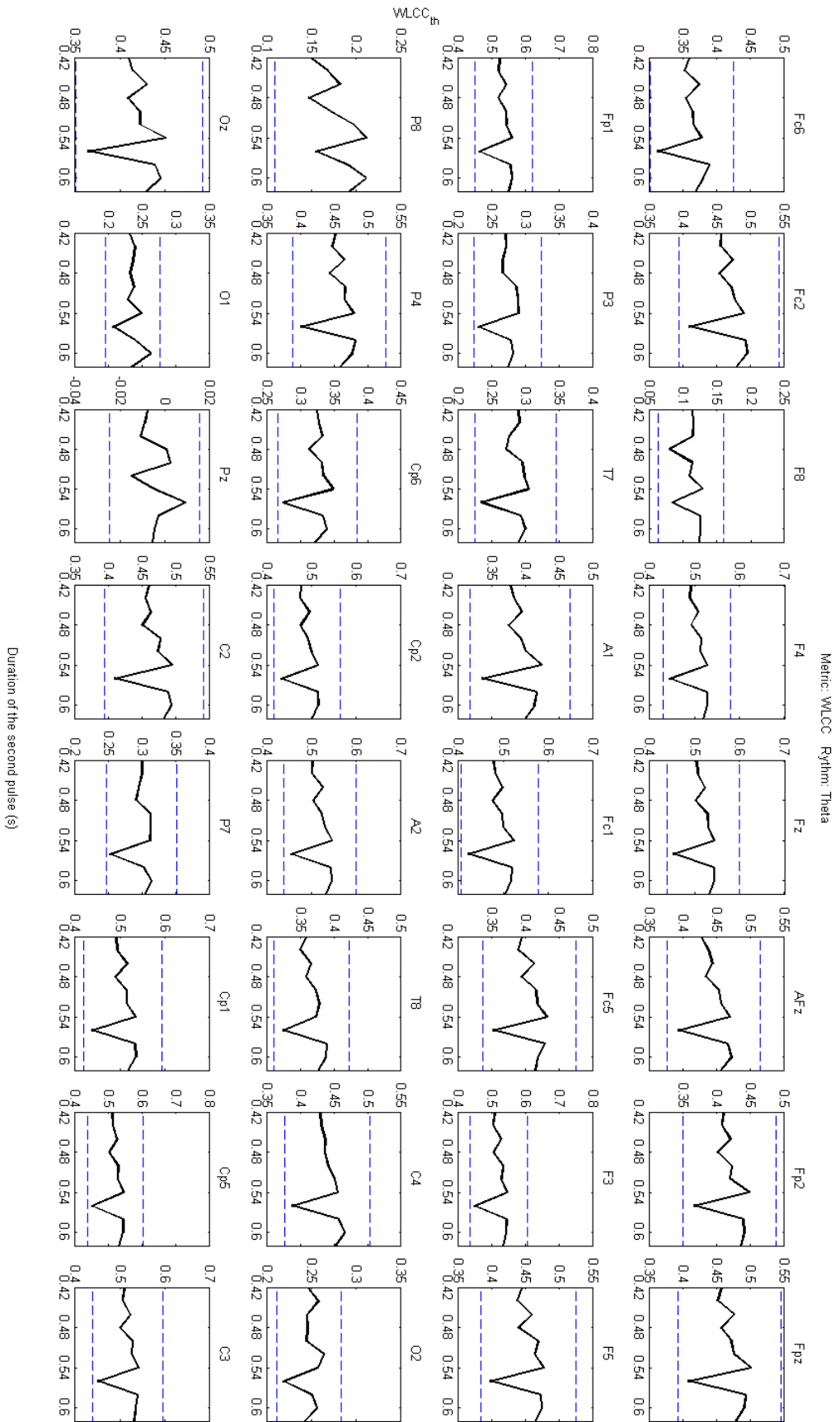
Σχήμα Α.6: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής του Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου στον ρυθμό γάμμα, για τα 32 ηλεκτρόδια.



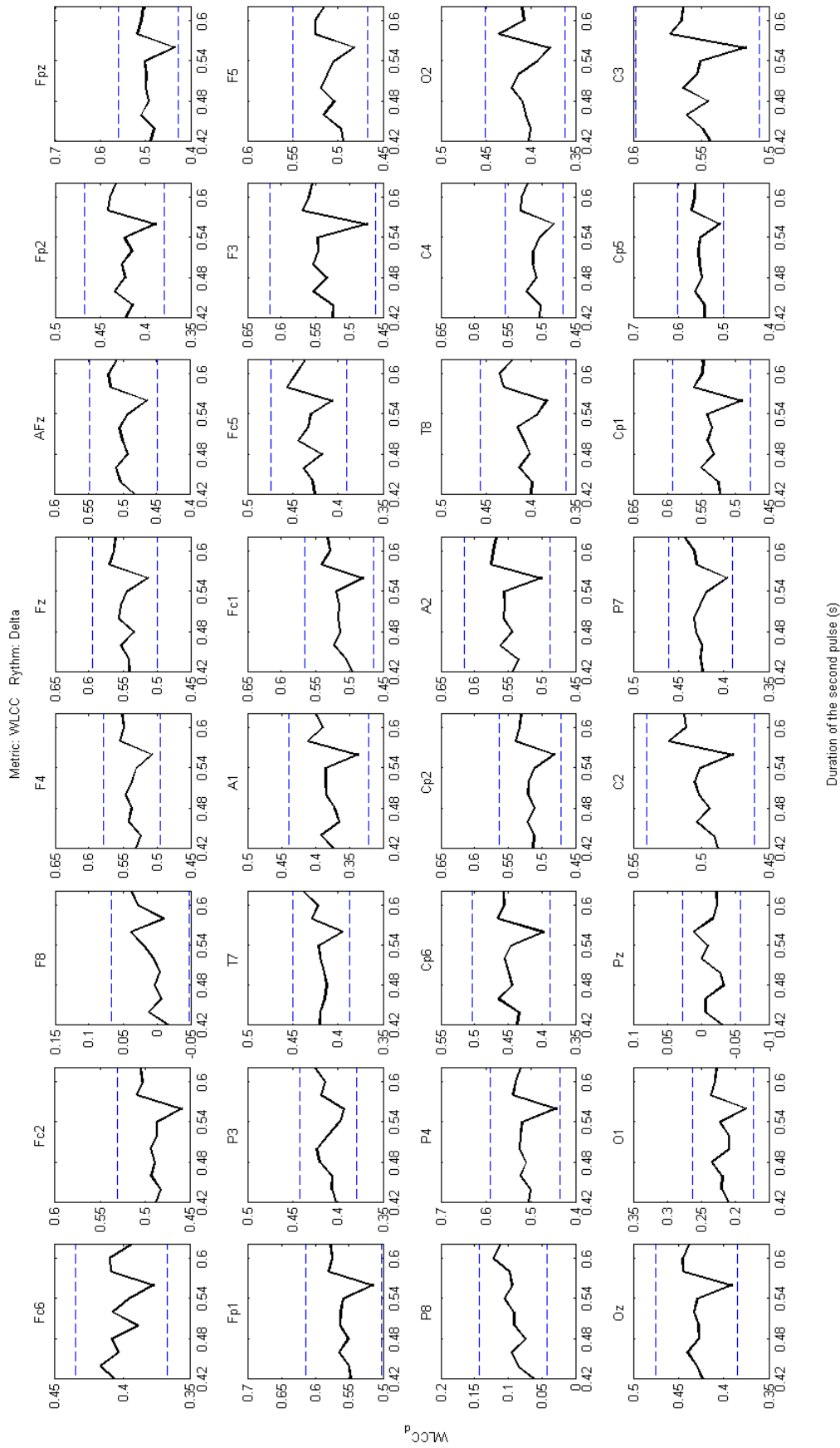
Σχήμα Α.7: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής του Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου στον ρυθμό βήτα, για τα 32 ηλεκτρόδια.



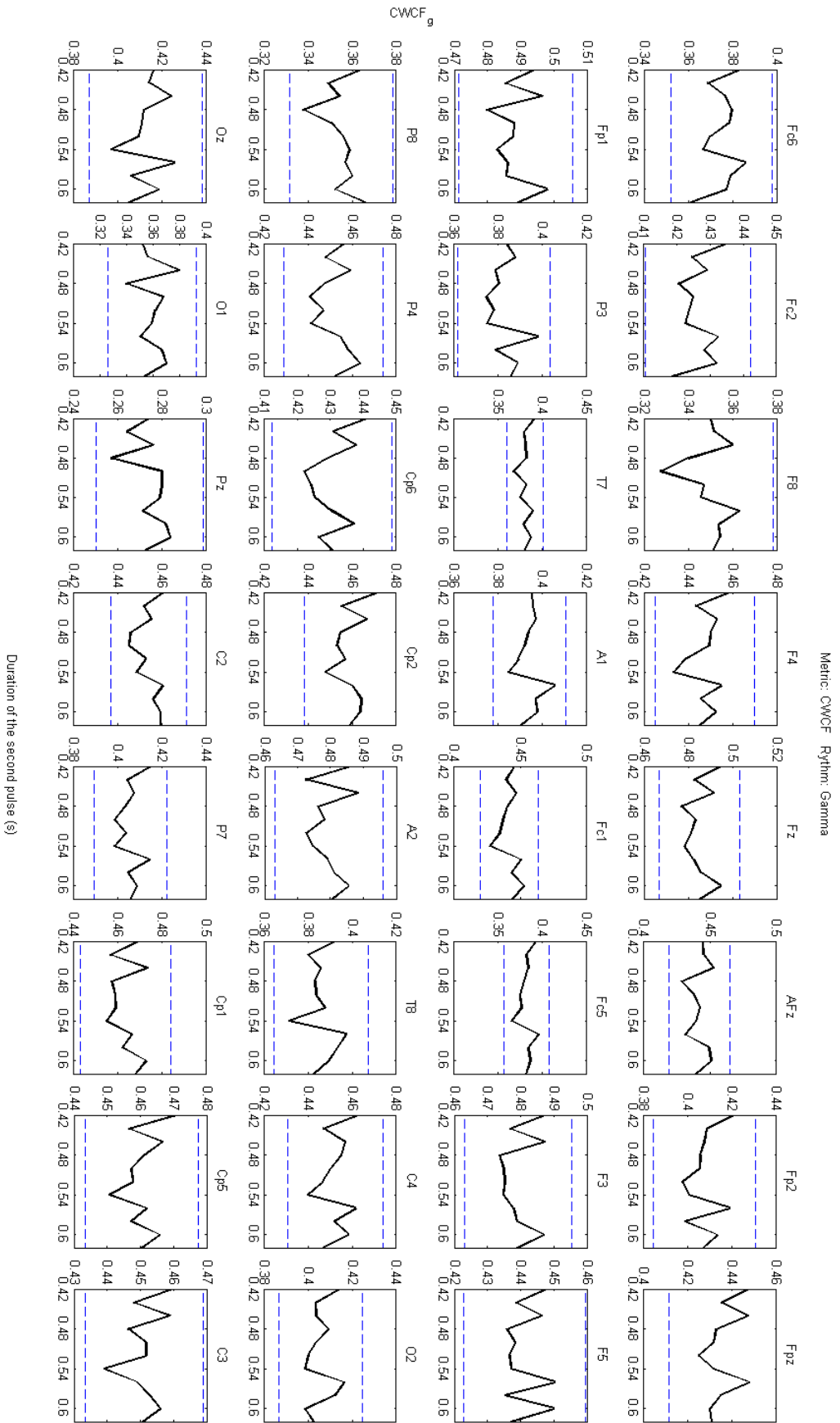
Σχήμα Α'.8: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής του Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου στον ρυθμό άλφα, για τα 32 ηλεκτρόδια.



Σχήμα Α'.9: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής του Ποικίλου Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου στον ρυθμό θήτα, για τα 32 ηλεκτρόδια.



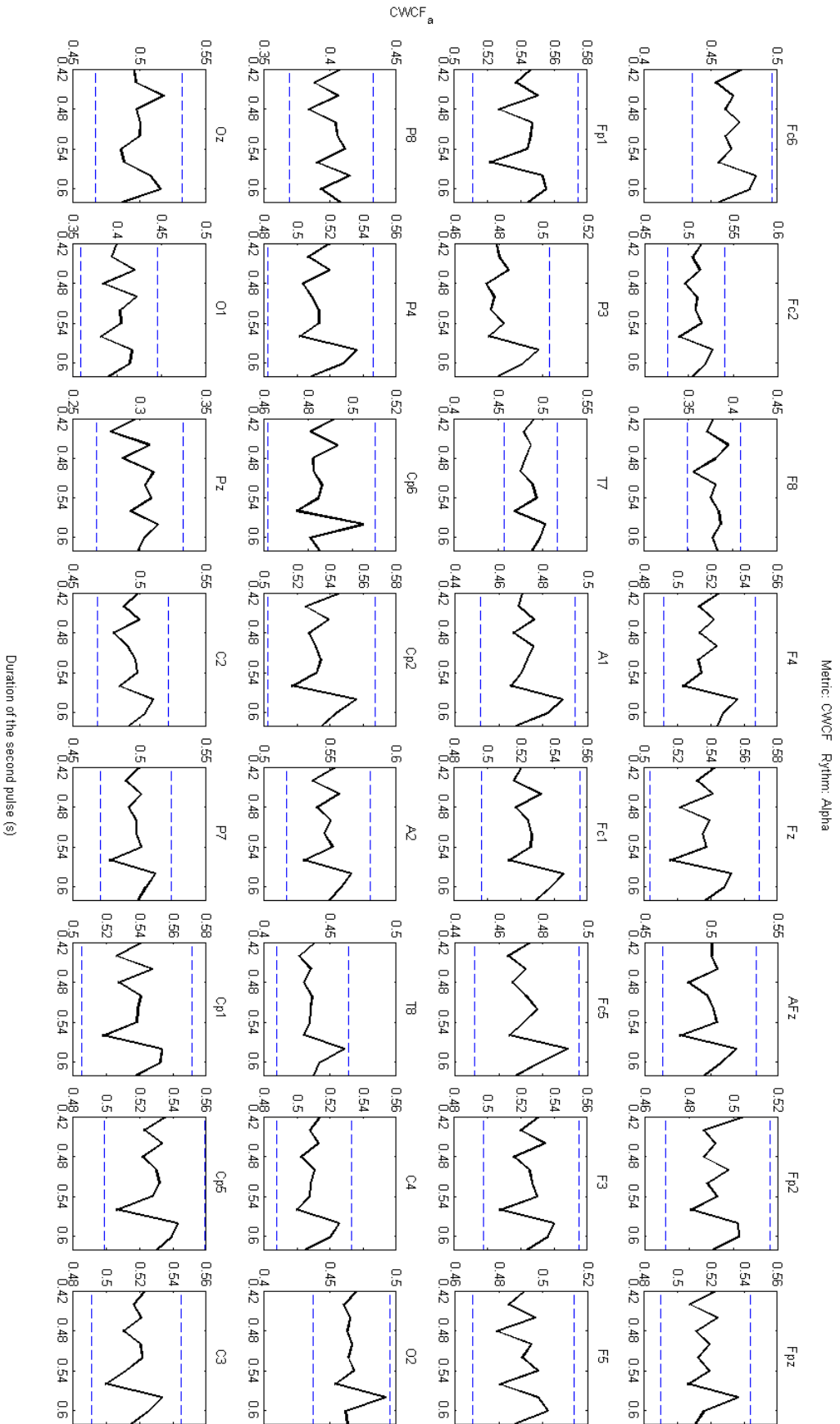
Σχήμα Α'.10: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής του Τοπικού Συντελεστή Συσχέτισης Κυματιδίου στον ρυθμό δέλτα, για τα 32 ηλεκτρόδια.



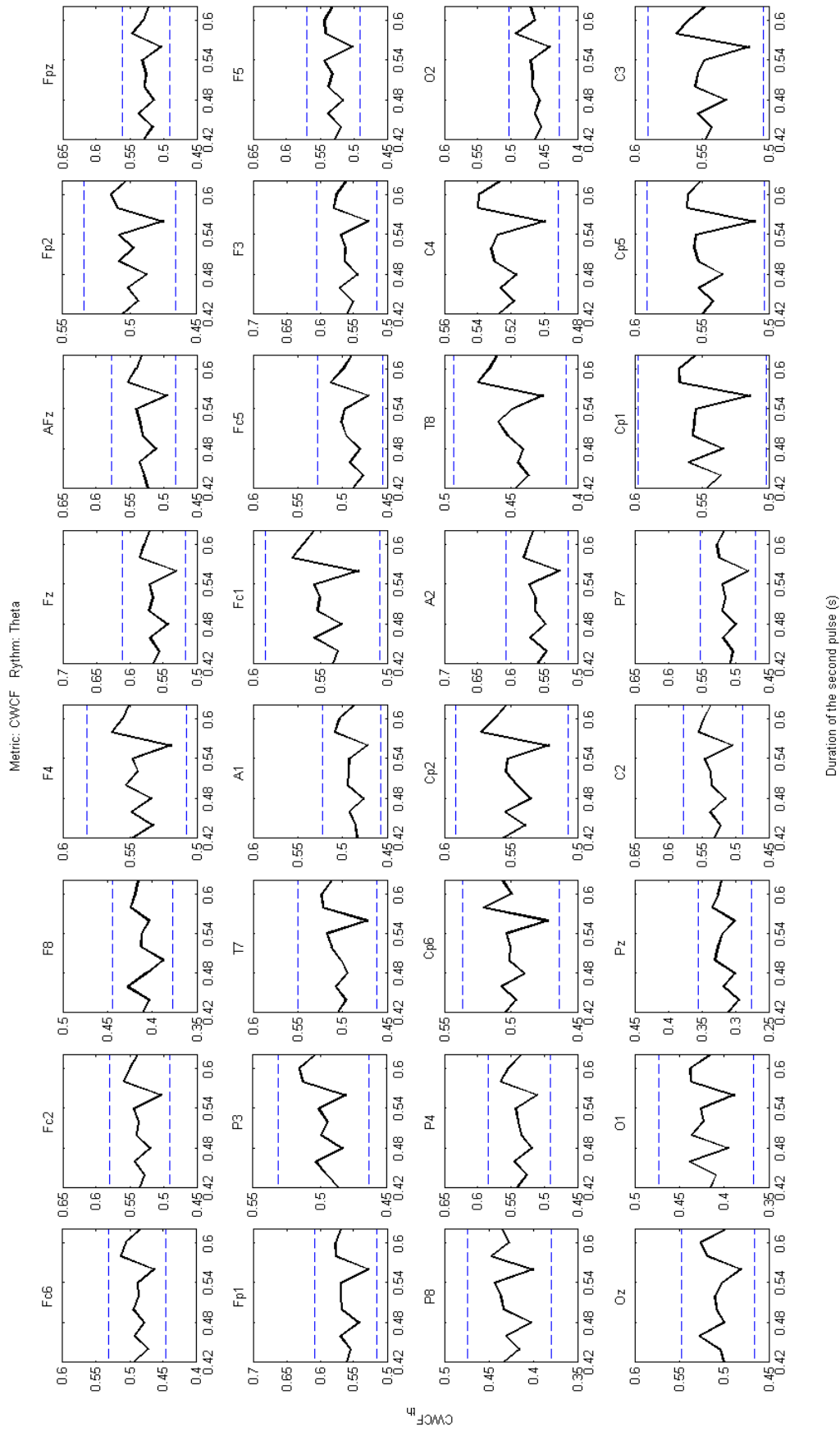
Σχήμα Α'.11: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Συνάρτησης Έτερο-συσχέτισης Κυματιδίου στον ρυθμό γάμμα, για τα 32 ηλεκτρόδια.







Σχήμα Α'.13: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της **Συνάρτησης Έρεο-συσχέτισης Κυμαατίδιου** στον ρυθμό **άλλαφα**, για τα 32 ηλεκτρόδια.



Σχήμα Α'.14: Γραφική παράσταση της μέσης τιμής της Συνάρτησης Ετερο-συσχέτισης Κυματιδίου στον ρυθμό θήτα, για τα 32 ηλεκτρόδια.



# 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.Uther, 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] 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"*
- [7] Διονύσης-Δημήτρης Κουτσούρης, Σωτήρης Α. Παυλόπουλος, Ανδριάννα Α. Πρέντζα *"Εισαγωγή στη Βιοιατρική Τεχνολογία, Επεξεργασία & Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων"*, Εκδόσεις Α. Τζιόλα & Υιοί, ISBN: 978-960-418-026-4
- [8] Leif Sörnmo and Pablo Laguna *"Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications"*, ISBN: 978-0-12-437552-9
- [9] Steven J.Luck *"An Introduction to Event-Related Potential Technique"*
- [10] Νικήτα Κωνσταντίνια *"Προσομοίωση Φυσιολογικών Συστημάτων"*, Εκδόσεις Α. Τζιόλα & Υιοί, ISBN: 978-960-418-220-6
- [11] Cohen D. *"Magnetoencephalography, Adelman G. ed. Encyclopedia of Neuroscience"*, Birkhauser, Cambridge(USA), 601-604
- [12] Mark F Bear, Barry Connors, Michael Paradiso *"Neuroscience: Exploring the Brain"*, Lippincott, Williams and Wilkins, 3rd edition, ISBN: 078176003
- [13] Stanley A. Gelfand *"Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics"*, 5<sup>th</sup> Edition published by Informa Healthcare, ISBN-13: 978-1-4200-8865-6

- [14] Peirce C.S. and Jastrow J.,1884 *"On small differences in sensation"*, Memoirs of the National Academy of Sciences, 3, 73-83
- [15] Weir W., 1984 *"Another look at subliminal "facts"*, Advertising Age, 46
- [16] Cheesman J. and Merikle P.M., 1985 *"Word recognition and consciousness"*, Reading research: Advances in theory and practice, 5, 311-352
- [17] Robinson D.E. and Watson C.S., 1973 *"Psychophysical methods in modern psychoacoustics"*, Foundations of Modern Auditory Theory, JV Tobias (ed.), New York, NY: Academic Press, 2, 99-131
- [18] Robi Polikar *"The Wavelet Tutorial part I"*, Rowan University
- [19] Robi Polikar *"The Wavelet Tutorial part II"*, Rowan University
- [20] Robi Polikar *"The Wavelet Tutorial part III"*, Rowan University
- [21] Christopher Torrence and Gilbert P. Compo *"A Practical Guide to Wavelet Analysis"*,Program in Atmospheric and Oceanic Sciences, University of Colorado, Boulder, Colorado
- [22] Xiaoli Li, Xin Yao, John Fox and John G. Jefferys *"Interaction dynamics of neuronal oscillations analyzed using wavelet transforms"*, Journal of Neuroscience Methods 160 (2007) 178–185
- [23] Rusinov V.S *"The dominant focus: Electrophysiological investigations"*, Consultants Bureau (New York), 1973, ISBN 0306108879
- [24] M.N. Livanov *"Spatial Organization of Cerebral Processes"*, ISBN-10: 0470541571
- [25] Laboratory of Human Higher Nervous Activity *"On-line EEG manual"*, Cognitive EEG Laboratory, Russian Academy of Sciences
- [26] Mag. Susanne Maria Reiterer *"EEG-Coherence Analysis and Foreign Language Processing"* Dissertation, Vienna, 2002