



**ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ**

**ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ**

**ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ  
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ**

**Επεξεργασία Εγκεφαλικών Σημάτων για την εξαγωγή Προκλητών Δυναμικών  
που σχετίζονται με Δείκτες Εγκεφαλικής Χρονοταξιθέτησης**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Βασίλειος Ν. Γιαννούλας**

**Επιβλέπων: Χρήστος Καψάλης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π**

**Αθήνα, Ιούλιος 2019**





## ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ & ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

### Επεξεργασία Εγκεφαλικών Σημάτων για την εξαγωγή Προκλητών Δυναμικών που σχετίζονται με Δείκτες Εγκεφαλικής Χρονοταξιθέτησης

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Βασίλειος Γιαννούλας

**Επιβλέπων:** Χρήστος Καψάλης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 9/7/19

---

Χρήστος Καψάλης

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

---

Παναγιώτης Κωττής

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

---

Γεώργιος Φικιώρης

Επίκουρος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2019

---

Βασίλειος Ν. Γιαννούλας

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

Copyright © Βασίλειος Ν. Γιαννούλας, 2019

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 ανθρώπινος εγκέφαλος αποτελεί μέχρι σήμερα το πολυπλοκότερο σύστημα στον κόσμο μας. Χιλιάδες επιστήμονες ανά τον κόσμο έχουν στρέψει το ενδιαφέρον τους στην εξήγηση των λειτουργιών που επιτελούνται στον εγκέφαλο. Πρόσφατες έρευνες στον τομέα της νευροεπιστήμης έχουν βοηθήσει τόσο σε επίπεδο ανάκτησης εγκεφαλικών δεδομένων, όσο και σε επίπεδο επεξεργασίας αυτών. Ο συγκερασμός τεχνικών και μεθόδων επεξεργασίας σημάτων, εικόνων και τεχνητής νοημοσύνης με την ιατρική γνώση καθιστούν τον τομέα του “Brain data processing” ως σύγχρονο και υποσχόμενο.

Η παρούσα διπλωματική εργασία άπτεται σε ένα υποπεδίο της Νευροεπιστήμης που ονομάζεται “Event-related Potential (ERP) analysis”. Το πεδίο αυτό μελετά τις εγκεφαλικές εξόδους με τις οποίες αποκρίνονται ομάδες νευρώνων, όταν ένα υποκείμενο υπόκειται σε ερεθίσματα. Οι εγκεφαλικές αυτές αποκρίσεις (ERPs) έχει αποδειχθεί ότι έχουν αντιστοιχία με θεμελιώδεις λειτουργίες, όπως η αντίληψη, η προσοχή, τα συναισθήματα, η απόφαση, κ.ά..

Η πορεία της επεξεργασίας των δεδομένων που προκύπτουν μετά την μέτρηση του εγκεφαλογραφήματος αποτελεί, μεταξύ άλλων, το αντικείμενο αυτής της εργασίας. Από την συλλογή των δεδομένων, την οργάνωσή τους, την προεπεξεργασία τους, τον εντοπισμό κρίσιμων παραμέτρων για ένα δεδομένο πείραμα έως τον στατιστικό έλεγχο των παραμέτρων ενδιαφέροντος, είναι τα βασικά θέματα που θίγονται στην παρούσα εργασία.

Το συγκεκριμένο πείραμα που μελετάμε ονομάζεται «Πρωταγόρας Project» και σχετίζεται με μια έννοια που ονομάζεται «mental time travel». Σύμφωνα με αυτή, ο ανθρώπινος εγκέφαλος έχει την ιδιότητα να αναβιώνει παρελθοντικά γεγονότα, αλλά και να εκτιμά μελλοντικά, εκμεταλλευόμενος εμπειρίες, γνώσεις ή/και συναισθήματα του παρελθόντος.

Έχοντας στη διάθεση μας τα δεδομένα ενός εγκεφαλογραφήματος (για ένα άτομο), από τα συνολικά 39 που συμμετέχουν στο πείραμα, θα επιτελέσουμε μια ανάλυση με σκοπό την εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων που απορρέουν από τα δεδομένα αυτού του ατόμου. Για το σκοπό αυτό, μελετάμε ένα από τα πιθανά ERP components (P200 component) που εμφανίζονται λίγα milliseconds μετά το άκουσμα ρημάτων για τα οποία το άτομο πρέπει να επικεντρώσει την προσοχή του στον παρελθοντικό ή μελλοντικό χρόνο του ρήματος. Η ανάλυση επικεντρώνεται στην εφαρμογή : α) των απαραίτητων τεχνικών αποθορυβοποίησης, όπως η εξαγωγή της μέσης ERP κυματομορφής για κάθε μία από τις καταστάσεις του πειράματος και την εφαρμογή της μεθόδου Independent Component Analysis (ICA) για την απόρριψη των πιθανών artifacts που εμφανίζονται στο σήμα, β) της κανονικοποίησης και εξαγωγής των ERPs κυματομορφών από το EEG σήμα, γ) της συνακόλουθης εξαγωγής του P200 component από τις μέσες ERP κυματομορφές, δ) στατιστικού ελέγχου υποθέσεων στα πλάτη του P200 για διερεύνηση τυχόν στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ των καταστάσεων.

Τα πλάτη και οι αντίστοιχες χρονικές στιγμές εμφάνισης των ERP components σχετίζονται άμεσα ή έμμεσα με εγκεφαλικές λειτουργίες του ατόμου. Για αυτό το λόγο, δίνεται ιδιαίτερη έμφαση σε όλες τις απαραίτητες τεχνικές που πρέπει να εφαρμοστούν, ώστε να αποκτήσουμε αξιόπιστα αποτελέσματα από τα δεδομένα του ατόμου που έχουμε στην διάθεση μας (single-subject analysis). Τέλος, στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκαν τεχνικές καθιερωμένες από την βιβλιογραφία και τα αποτελέσματα αξιολογήθηκαν με βάση πρότερες έρευνες.

**Λέξεις κλειδιά:** Προ-επεξεργασία δεδομένων, Ηλεκτροεγκεφαλογραφία, Προκλητά δυναμικά, Ανάλυση σε-ένα-υποκείμενο, Εγκεφαλικοί ρυθμοί, Συνιστώσα P200.



## Abstract

Nowadays, the human brain is still the most complex system in our world. Thousands of scientists around the world have focused on explaining the way brain operates and its functions. Recent works on the field of neuroscience have assisted data acquisition and neural signal processing and optimization. The progress of techniques and methods when processing signals and images along with artificial intelligence combined with medical knowledge, have made Brain Data Processing a modern and promising field.

This thesis addresses a Neuroscience subfield, called Event-Related Potential (ERP) analysis. This field studies the brain outcomes resulting from neuronal groups' responses due to an internal/external stimulus in which a person was subjected. These brain responses (ERPs) have been shown to be consistent with fundamental brain functions such as perception, attention, emotions, decision-making etc.

The purpose of this thesis is related to the analytical description of the EEG data processing pipeline with the help of the EEG (electroencephalograph) measurement procedure. Data collection, data organization, pre-processing, identification of experiment-related parameters, statistical hypothesis testing and other key issues are also addressed.

Specifically, the under-study experiment is called "Protagoras Project" and it is based on concept of "mental time travel". According to this, the human brain has the capacity to re-live past or to estimate future events, exploiting experiences, knowledge and/or feelings of the past.

Given the data of an encephalogram for one person out of a total of 39 participants in this experiment, we will perform an analysis in order to extract useful conclusions derived from this person's data. To do this, we study one of the possible ERP components (P200 component) that appears a few milliseconds after listening the verbs for which the individual should focus their attention on the past or future tense. This analysis focuses on the implementation of: a) the necessary denoising techniques, such as the extraction of the average ERP waveform for each of the experimental states and the rejection of the possible artifacts appearing in the signal using Independent Component Analysis (ICA) method, b) the normalization and extraction of ERP waveforms from the EEG signal, c) the consequent extraction of the P200 component from the average ERP waveforms, d) the use of statistical analysis methods of hypotheses testing on the amplitudes of P200 component in order to investigate statistically significant differences between various experiment conditions.

The amplitudes and latencies of ERP components are directly or indirectly related to the person's brain functions. For this reason, special emphasis is given on all of the necessary techniques, which we applied, to obtain reliable results from a single-subject analysis. Finally, in this thesis, methods and techniques which were used, are aligned with current bibliography guidelines and our results were evaluated based on previous research works.

**Key words:** Data pre-processing, Electroencephalograph, Event-related potential, Single-subject analysis, Brain rhythms, P200 component.





## Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε κατά το ακαδημαϊκό έτος 2018-2019 υπό την επίβλεψη του κ. Χρήστου Καψάλη, Καθηγητή του Ε.Μ.Π, της σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών. Θα ήθελα να τον ευχαριστήσω ιδιαίτερα για την ανάθεσή της αλλά πιο πολύ για την ευκαιρία που μου έδωσε να ασχοληθώ με ένα τόσο σύγχρονο και ενδιαφέρον θέμα.

Έπειτα, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους τους υποψήφιους διδάκτορες του Εργαστηρίου Ασυρμάτου και Επικοινωνίας Μεγάλων Αποστάσεων, οι οποίοι με βοήθησαν στην ολοκλήρωση της, με τις συμβουλές και την εμπειρία τους.

Ιδιαίτερα, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον υποψήφιο διδάκτορα Αναστάσιο Γιαννόπουλο για την αμέριστη βοήθεια που μου προσέφερε καθώς και για την εξαιρετική καθοδήγηση του καθ' όλη την διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας. Του εύχομαι κάθε επιτυχία στην ζωή του και τον ευχαριστώ πολύ.

Στην συνέχεια, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους τους φίλους μου Αντώνη, Βασίλη, Δημήτρη, Νίκο, Πάνο, Τάσο, Φώτη και τον ξάδερφό μου Δημήτρη, οι οποίοι με στήριξαν όλα αυτά τα χρόνια και με τους οποίους περάσαμε υπέροχες στιγμές που κανένας μας δεν θα ξεχάσει. Τους εύχομαι ολόψυχα υγεία και να εκπληρώσουν όλα τα όνειρα και τις επιδιώξεις του.

Τέλος, θα ήθελα να πω ένα τεράστιο ευχαριστώ στην οικογένεια μου, τους γονείς μου και την αδερφή μου, οι οποίοι μου στάθηκαν σε κάθε εύκολη και δύσκολη στιγμή της ζωής μου και μου μετέδωσαν τις ηθικές αξίες με τις οποίες έμαθα και μαθαίνω να πορεύομαι στην ζωή μου.



## Περιεχόμενα

<b>1. Εισαγωγή</b> .....	13
<b>1.1 Γνωστική νευροεπιστήμη (Cognitive neuroscience)</b> .....	13
<b>1.2 Γνωστική ηλεκτροφυσιολογία (Cognitive electrophysiology)</b> .....	13
<b>1.3 Αντικείμενο Διπλωματικής Εργασίας</b> .....	14
<b>1.4 Οργάνωση Διπλωματικής Εργασίας</b> .....	14
<b>ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ</b> .....	16
<b>2. Το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα</b> .....	16
<b>2.1 Μηχανισμός παραγωγής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</b> .....	16
<b>2.1.1 Ορισμός Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</b> .....	17
<b>2.1.2 Λόγοι χρήσης της μεθόδου EEG</b> .....	17
<b>2.1.3 Περιορισμοί στην χρήση της μεθόδου EEG</b> .....	18
<b>2.2 Λειτουργία του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</b> .....	19
<b>2.3 Καταγραφή του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</b> .....	20
<b>2.3.1 Διεθνές Σύστημα 10-20 τοποθέτησης ηλεκτροδίων</b> .....	20
<b>2.3.2 Διακεκριμένες περιοχές του ανθρώπινου εγκεφάλου</b> .....	20
<b>2.3.3 Τα διάφορα όργανα ενός ψηφιακού ηλεκτροεγκεφαλογράφου</b> .....	22
<b>3. Φασματική – Χρονική ανάλυση των EEG σημάτων</b> .....	24
<b>3.1 Φασματική ανάλυση των σημάτων EEG</b> .....	24
<b>3.2 Χρονική ανάλυση των EEG σημάτων</b> .....	27
<b>3.2.1 Περιγραφή της έννοιας Event-Related Potential</b> .....	27
<b>3.2.2 Εξαγωγή ERP κυματομορφής μέσω της χρονοσειράς του EEG</b> .....	27
<b>3.2.3 Συνιστώσες της ERP κυματομορφής (ERP components)</b> .....	28
<b>3.2.4 Πλεονεκτήματα – Μειονεκτήματα του ERP</b> .....	34
<b>4. Αποθορυβοποίηση σημάτων μέσω της μεθόδου Ανάλυσης Ανεξάρτητων Συνιστωσών</b> ....	36
<b>4.1 Ανάλυση Ανεξάρτητων Συνιστωσών (Independent Component Analysis -ICA)</b> .....	36
<b>4.1.1 Ορισμός ICA</b> .....	36
<b>4.1.2 Επεξήγηση της μεθόδου ICA</b> .....	36
<b>4.1.3 Σκοπός εφαρμογής του ICA</b> .....	36
<b>4.1.4 Τα διάφορα στάδια εφαρμογής της μεθόδου</b> .....	37
<b>4.1.5 Περιγραφή Θορυβωδών συνιστωσών των EEG σημάτων</b> .....	38
<b>4.1.6 Επίδραση των Artifacts στα EEG σήματα</b> .....	39
<b>4.1.7 Παράγοντες πρόκλησης των Artifacts</b> .....	39
<b>5. Στατιστικοί έλεγχοι υποθέσεων</b> .....	42
<b>5.1 Μηδενική και Εναλλακτική Υπόθεση</b> .....	42
<b>5.2 Εκτιμητική - Επίπεδο σημαντικότητας - Διάστημα Εμπιστοσύνης</b> .....	42
<b>5.3 Ο συσχετισμένος έλεγχος t-test (Dependent t-test ή Paired Samples t-test)</b> .....	43
<b>5.4 Ανάλυση διακύμανσης (Analysis of Variance-ANOVA)</b> .....	44
<b>5.4.1 Two-Way Repeated Measure ANOVA</b> .....	45
<b>ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b> .....	46
<b>6. Πρωταγόρας Project</b> .....	46
<b>6.1 Μέθοδοι - Υλικά - Διαδικασία διεξαγωγής του πειράματος “Πρωταγόρας Project”</b> ....	46

6.1.1 Άτομα ( <i>Subjects</i> ).....	46
6.1.2 Ερέθισμα ( <i>Stimuli</i> ).....	46
6.1.3 Διαδικασία καταγραφής μιας δοκιμής του πειράματος .....	47
6.1.4 Στοιχεία της καταγραφής του EEG.....	48
7. Διαδικασία επεξεργασίας των δεδομένων για ένα άτομο στο EEGLAB ( <i>Single Subject Analysis</i> ).....	49
7.1 Γενικά στοιχεία για το EEGLAB .....	49
7.2 Προεπεξεργασία των EEG δεδομένων του ατόμου.....	49
7.3 Ανάλυση προεπεξεργασμένων δεδομένων.....	56
7.4 Στατιστικός έλεγχος των πλατών του P200.....	60
8. Μελέτη όλων των συμμετεχόντων ( <i>Group Level Analysis</i> ).....	62
9. Μελλοντικές προεκτάσεις.....	63
10. Βιβλιογραφία.....	64

# 1. Εισαγωγή

## 1.1 Γνωστική νευροεπιστήμη (Cognitive neuroscience)

Η γνωστική νευροεπιστήμη είναι ένας αναδυόμενος επιστημονικός τομέας, που προσπαθεί να κατανοήσει τις διαδικασίες που εκτελεί ο εγκέφαλος (μνήμη εργασίας, προσοχή, ταχύτητα αντίληψης, συνείδηση, συναισθήματα), να ερμηνεύσει τη δυναμική συμπεριφορά του, τους υπολογισμούς δηλαδή που οδηγούν στην ολοκλήρωση μιας εγκεφαλικής δραστηριότητας, καθώς και να προβεί στην αναζήτηση συσχετισμών και συνδεσιμότητας μεταξύ διαφόρων περιοχών του εγκεφάλου που συνεργάζονται για την εκτέλεση των λειτουργιών αυτών. Αυτές οι διαδικασίες αποτυπώνονται σαν δυναμικά στην επιφάνεια του κεφαλιού, τα οποία καταγράφονται μέσω της καθιερωμένης μεθόδου του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG). Προφανώς, μελετώντας αυτές τις σύνθετες κυματομορφές που μεταδίδουν πολλές ψυχολογικές - γνωστικές πληροφορίες, μπορεί να εκτιμηθεί η συμπεριφορική απόκριση του ατόμου που ενεργοποιείται από ένα επιλεγμένο σύνολο ερεθισμάτων.

## 1.2 Γνωστική ηλεκτροφυσιολογία (Cognitive electrophysiology)

Η γνωστική ηλεκτροφυσιολογία είναι η μελέτη του τρόπου με τον οποίο οι γνωστικές λειτουργίες (συμπεριλαμβανομένης της αντίληψης, μνήμης, γλώσσας, συναισθημάτων, ελέγχου συμπεριφοράς και κοινωνικής γνώσης) αντανakλώνται από την ηλεκτρική δραστηριότητα που παράγεται από πληθυσμούς νευρώνων του εγκεφάλου. Η γνωστική ηλεκτροφυσιολογία είναι ένα ευρύ πεδίο έρευνας. Παρατηρώντας το επόμενο σχήμα διαπιστώνουμε ότι υπάρχουν δύο κατευθύνσεις προς τις οποίες κινούνται οι έρευνες σε αυτό τον τομέα.

Στο ένα άκρο του φάσματος (*cognitive-psychology*) εντάσσονται οι ερευνητές που ενδιαφέρονται κυρίως για τις γνωστικές διαδικασίες (*cognitive processes*). Για αυτούς τους επιστήμονες η ηλεκτροφυσιολογία είναι χρήσιμη επειδή είναι πιο ευαίσθητη μέθοδος σε σχέση με τις συμπεριφορικές μετρήσεις (*behavioral measures*). Οι επιστήμονες αυτού του κλάδου επικεντρώνονται κυρίως στον σχεδιασμό γνωστικών πειραμάτων και στην ανάπτυξη θεωρίας γύρω από αυτά. Ως εκ τούτου, εξελιγμένες αναλύσεις δεδομένων με ακριβείς νευροφυσιολογικές ερμηνείες είναι λιγότερο σημαντικές για αυτούς. Η κατανόηση των νευρωνικών μηχανισμών είναι σημαντική, αλλά τελικά ο στόχος της έρευνας τους είναι να αναλύσουν και να κατανοήσουν τα γνωστικά στοιχεία της συμπεριφοράς και όχι των φυσιολογικών ιδιοτήτων του εγκεφάλου.

Στο άλλο άκρο του φάσματος (*electrophysiology-neuroscience*) είναι οι ερευνητές που ενδιαφέρονται κυρίως για την ανακάλυψη των λειτουργικών ιδιοτήτων των νευρωνικών δικτύων και οι οποίοι χρησιμοποιούν τα γνωστικά παραδείγματα (*cognitive paradigms*) ως εργαλεία για να αναγνωρίσουν συγκεκριμένα πάτερns της νευρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου. Για αυτούς τους επιστήμονες, η ηλεκτροφυσιολογία είναι χρήσιμη επειδή από την μία αποτελεί άμεση μετρική της δραστηριότητας του πληθυσμού των νευρώνων, ενώ από την άλλη προσφέρει την ευκαιρία για συγκρίσεις μεταξύ των διαφόρων ειδών που υπάρχουν στην φύση. Σε αυτό το άκρο του φάσματος οι αναλύσεις και οι νευροφυσιολογικές ερμηνείες των αποτελεσμάτων είναι πιο σημαντικές ενώ τα *cognitive tasks* είναι γενικά όσο το δυνατόν απλούστερα, με λίγες συνθήκες και πολλές δοκιμές. Οι γνωστικές θεωρίες είναι χρήσιμες ως ερμηνευτικά εργαλεία, αλλά τελικά ο κύριος στόχος αυτών των ερευνών είναι να κατανοήσουνε πώς λειτουργεί ο εγκέφαλος και όχι να αναλύσουν τα συστατικά (*components*) της συμπεριφοράς του.[1]



Εικόνα 1. Οι δύο κατευθύνσεις προς τις οποίες κινείται η γνωστική ηλεκτροφυσιολογία.

### 1.3 Αντικείμενο Διπλωματικής Εργασίας

Στο πλαίσιο της νευροεπιστήμης έχουν αναπτυχθεί πληθώρα πειραμάτων μέσω των οποίων οι επιστήμονες προσπαθούν να διερευνήσουν και να κατανοήσουν τις γνωσιακές λειτουργίες του εγκεφάλου. Ένα από αυτά τα πειράματα είναι και το «Πρωταγόρας Project» που θα μελετήσουμε στην παρούσα διπλωματική εργασία.

Το πείραμα «Πρωταγόρας» αποσκοπεί στην μελέτη της γνωστικής αναπαράστασης των ορίων της έννοιας του παρόντος, εξετάζοντας την σχέση του τόσο με το παρελθόν όσο και με το μέλλον. Αντικείμενο του πειράματος στην πιο γενική του έννοια είναι η μελέτη του διανοητικού ταξιδιού του ανθρώπου στο χρόνο (*Mental Time Travel*). "Ένα από τα πιο αξιοσημείωτα και εξελικτικά βασικά στοιχεία της εμπειρίας του χρόνου μέσα από την ανθρώπινη συνείδηση", όπως το αποκαλούν ψυχολόγοι και γνωστικοί επιστήμονες.

Το διανοητικό ταξίδι στο χρόνο (*Mental Time Travel*) είναι η ικανότητα του ατόμου να προβάλει τον εαυτό του είτε πίσω στο χρόνο με σκοπό να αναβιώσει ένα γεγονός (*re-living an event*) με την βοήθεια της επεισοδιακής μνήμης, *episodic memory*, ("Η ανάκτηση επεισοδιακών αναμνήσεων συνεπάγεται τη συνειδητή αναβίωσή γεγονότων του παρελθόντος", Tulving 1983[2]) είτε μπροστά στο χρόνο για να προβλέψει, να σχεδιάσει και να διαμορφώσει εικονικά σχεδόν οποιοδήποτε συγκεκριμένο μελλοντικό γεγονός (*pre-living an event*).[3] Τα ταξίδια στο παρελθόν και μέλλον μοιράζονται φαινομενολογικά χαρακτηριστικά και ενεργοποιούν παρόμοια τμήματα του εγκεφάλου. Για αυτό και υπάρχει ολοένα και μεγαλύτερη αναγνώριση πλέον ότι τα διανοητικά ταξίδια στο παρελθόν και στο μέλλον σχετίζονται. Αυτό λοιπόν είναι και το γενικό πλαίσιο γύρω από το οποίο κινείται το πείραμα μας και το εντάσσει στο πλαίσιο γνωστικής νευροεπιστήμης.

#### Προσέγγιση του πειράματος

Θα μελετήσουμε μέσω του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος τις εγκεφαλικές αποκρίσεις 39 υγιών (χωρίς ψυχικές διαταραχές) ατόμων, συμμετεχόντων στο πείραμα, σε δύο γενικές καταστάσεις (παρελθόν και μέλλον). Οι συμμετέχοντες στην αρχή ακούνε ένα ρήμα, το οποίο έχει 4 σημασιολογικές καταστάσεις θετικό, αρνητικό, ουδέτερο, αυτοαναφορικό. Κατόπιν, περιμένουν την εμφάνιση ενός ακουστικού ερεθίσματος το οποίο θα τους υποκινήσει ανάλογα με την συχνότητα του ήχου του να επικεντρώσουν την προσοχή τους στον παρελθοντικό ή μελλοντικό χρόνο του ρήματος που ακούσανε. Μέσω αυτής της διαδικασίας θα διερευνήσουμε τις τυχόν διαφοροποιήσεις των εγκεφαλικών αποκρίσεων των ατόμων σε 8 καταστάσεις του πειράματος που αφορούν το συνδυασμό δύο παραγόντων: χρόνος, σημασιολογία ρήματος.

### 1.4 Οργάνωση Διπλωματικής Εργασίας

Το περιεχόμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας οργανώνεται ως εξής:

- Κεφάλαιο 2: Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται γενικά στοιχεία της μεθόδου του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Αναλύεται ο μηχανισμός παραγωγής των ηλεκτρικών δυναμικών του εγκεφάλου που μετράει το EEG, αναφέρονται τα πλεονεκτήματα και

μειονεκτήματα της συγκεκριμένης μεθόδου καθώς και ο τρόπος λειτουργίας και καταγραφής του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος όπως εφαρμόστηκε στο πείραμα μας.

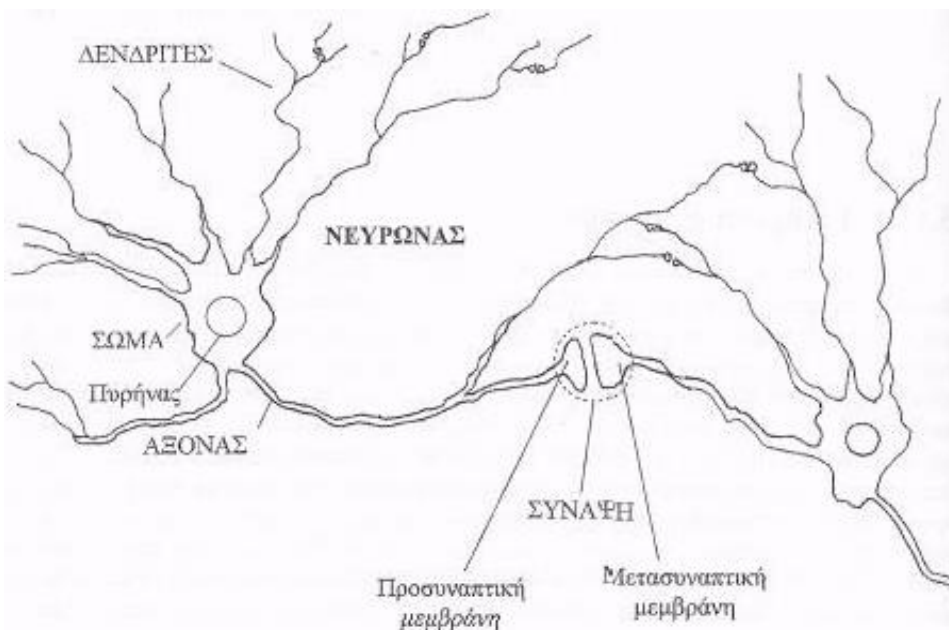
- Κεφάλαιο 3 : Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται οι δύο βασικές προσεγγίσεις για την ανάλυση των EEG σημάτων. Το ενδιαφέρον μας επικεντρώνεται στην χρονική ανάλυση του EEG αφού αυτή η προσέγγιση θα χρησιμοποιηθεί στην παρούσα εργασία για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων του πειράματος.
- Κεφάλαιο 4: Το κεφάλαιο αυτό επικεντρώνεται στην ανάλυση της μεθόδου ICA, μίας από τις βασικές τεχνικές αποθρομβοποίησης των προεπεξεργασμένων δεδομένων, πριν αυτά στην συνέχεια χρησιμοποιηθούν για περαιτέρω ανάλυση και εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με το εκάστοτε πείραμα.
- Κεφάλαιο 5: Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται οι στατιστικές μέθοδοι ελέγχου υποθέσεων που χρησιμοποιούνται για να εξετάσουμε αν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των 8 καταστάσεων του πειράματος ως προς τις παραμέτρους που μελετάμε.
- Κεφάλαιο 6: Σε αυτό το κεφάλαιο αναλύονται τα διάφορα στάδια που ακολουθούνται κατά την διεξαγωγή του πειράματος “ Πρωταγόρας ” .
- Κεφάλαιο 7: Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται η διαδικασία επεξεργασίας των δεδομένων μέσω του EEGLAB και του MATLAB ενός από τους 39 συμμετέχοντες του πειράματος. Επιπρόσθετα, παρουσιάζεται η στατιστική ανάλυση των πλατών του P200 component που εξάχθηκε και στις 8 καταστάσεις του πειράματος με σκοπό να διερευνηθούν πιθανές διαφορές μεταξύ των καταστάσεων.
- Κεφάλαιο 8: Στο κεφάλαιο αυτό προτείνουμε τις βασικές ιδέες-τεχνικές που μπορούν να εφαρμοστούν στο σύνολο του δείγματος (39 άτομα) έτσι ώστε να εξαχθούν συμπεράσματα που αντικατοπτρίζουν μια γενική εικόνα της συμπεριφορικής απόκρισης των συμμετεχόντων στα δεδομένα του πειράματος μας.
- Κεφάλαιο 9 : Στο τελευταίο κεφάλαιο της διπλωματικής παρουσιάζονται οι μελλοντικές κατευθύνσεις προς τις οποίες μπορεί να κινηθεί η ανάλυση του συγκεκριμένου πειράματος καθώς και ανάλογων πειραμάτων στο πλαίσιο της νευροεπιστήμης.

# ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

## 2. Το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

### 2.1 Μηχανισμός παραγωγής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Έχει υπολογιστεί ότι ο ανθρώπινος εγκέφαλος αποτελείται από πάνω από  $10^{11}$  διασυνδεδεμένους νευρώνες, κάθε ένας από τους οποίους καλύπτεται από 1000-100.000 συνάψεις στην επιφάνεια του κεφαλιού[4]. Η διάδοση των πληροφοριών μεταξύ των νευρώνων πραγματοποιείται μέσω των δενδριτών (που ενεργούν ως κανάλια εισόδου) και των αξόνων (που λειτουργούν ως κανάλια εξόδου). Η επικοινωνία μεταξύ των νευρωνικών κυττάρων πραγματοποιείται μέσω της διαπερατότητας των  $\text{Na}^+$  και  $\text{K}^+$  ιόντων στην επιφάνεια των κυτταρικών τοιχωμάτων. Αυτή η διαπερατότητα είναι συνάρτηση του ηλεκτρικού δυναμικού των κυτταρικών τοιχωμάτων με αποτέλεσμα την ανεμπόδιση διάδοση ιοντικών ρευμάτων μεταξύ των νευρώνων.



Εικόνα 2. Σχηματική αναπαράσταση νευρώνα αποτελούμενος από τα δομικά του στοιχεία:  
α)δενδρίτες, β)άξονες, γ)συνάψεις

Σε κανονικές συνθήκες, το εξωτερικό του κυττάρου κυριαρχείται από τα ιόντα  $\text{Na}^+$  ενώ στο εσωτερικό του κυττάρου κυριαρχούν τα ιόντα  $\text{K}^+$ . Ως εκ τούτου, οι συγκεντρώσεις των ιόντων εκτός και εντός του κυττάρου είναι διαφορετικές, με αποτέλεσμα να επιτρέπεται η μετάδοση πληροφοριών μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού μέρους του κυττάρου. Το δυναμικό στο εξωτερικό του είναι περίπου 70mV υψηλότερο από το δυναμικό στο εσωτερικό του. Η διαδικασία της μείωσης αυτού του δυναμικού ονομάζεται αποπόλωση, ενώ η αντίστοιχη διαδικασία της αύξησης του δυναμικού ονομάζεται υπερπόλωση. Όταν η αποπόλωση είναι αρκετά μεγάλη τότε περισσότερα ιόντα  $\text{Na}^+$  θα πλημμυρίσουν το κύτταρο δημιουργώντας ένα αρνητικό δυναμικό έξω και ένα θετικό δυναμικό μέσα στο κύτταρο, διαδικασία που ονομάζεται αντίθετη πόλωση. Δημιουργείται λοιπόν μια διαφορά τάσης μεταξύ της περιοχής αντίθετης πόλωσης και της περιοχής υψηλής αποπόλωσης, το λεγόμενο δυναμικό δράσης (*action potential*). Η διάδοση του δυναμικού



δράσης μεταξύ των νευρώνων βασίζεται στη σύνδεση μεταξύ των συνάψεων (που βρίσκονται στις επιφάνειες των δενδριτών) και των αξόνων. Όταν το δυναμικό δράσης φτάνει σε μια σύναψη, απελευθερώνεται μια χημική ουσία στο κενό της σύναψης που διαχέεται στο κυτταρικό τοίχωμα της μετασυναπτικής μεμβράνης. Αυτό το δυναμικό λοιπόν που δημιουργείται ονομάζεται μετασυναπτικό δυναμικό (*postsynaptic potential*).

### 2.1.1 Ορισμός Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) είναι η νευροφυσιολογική μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου η οποία καταγράφεται μέσω των ηλεκτροδίων που είναι τοποθετημένα στο τριχωτό της κεφαλής. Είναι συνήθως μια μη-επεμβατική μέθοδος αφού τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην επιφάνεια και όχι στο εσωτερικό της κεφαλής. Το EEG μετρά τις διακυμάνσεις τάσης που προκύπτουν από το ιοντικό ρεύμα που ρέει μέσα στους νευρώνες του εγκεφάλου. Επιπρόσθετα, το EEG σήμα είναι μια συνάρτηση με μια απρόβλεπτη εξέλιξη με την πάροδο του χρόνου, αλλά πρέπει να τονιστεί ότι ακολουθεί μια στατιστική ομοιομορφία. Αξίζει να σημειωθεί ότι, οι μετρήσεις του EEG αντανακλούν κυρίως την μέτρηση των μετασυναπτικών δυναμικών παρά των δυναμικών δράσης[5].

### 2.1.2 Λόγοι χρήσης της μεθόδου EEG

Η μέθοδος EEG χρησιμοποιείται σε διάφορες διαγνωστικές/ιατρικές έρευνες στις οποίες οι συμμετέχοντες υποβάλλονται σε ακουστικά/οπτικά/διανοητικά πειράματα με σκοπό την καταγραφή της εγκεφαλικής τους απόκρισης. Τα πειράματα αυτά περιλαμβάνουν κατάλληλα επιλεγμένα ερεθίσματα και αποσκοπούν στην κατανόηση και εξήγηση ορισμένων από τις πιο σύνθετες διεργασίες που επιτελούνται στον εγκέφαλο.

Εκτός του EEG υπάρχουν διάφορες άλλες μέθοδοι για την μελέτη της λειτουργίας του εγκεφάλου όπως :

1. Η λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (fMRI).
2. Η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET).
3. Η μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG).
4. Η φασματοσκοπία πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (NMR).
5. Η φασματοσκοπία εγγύς υπέρυθρης ακτινοβολίας (NIRS).

Υπάρχουν διάφοροι λόγοι για τους οποίους οι τεχνικές υψηλής χρονικής ακρίβειας, όπως το EEG, είναι εξαιρετικά εργαλεία για τη μελέτη νευρογνωστικών (*neurocognitive*) διεργασιών[6], [7], [8].

- 1) Ο πρώτος λόγος είναι ότι αυτές οι τεχνικές έχουν την δυνατότητα να καταγράψουν τις δυναμικές του εγκεφάλου μέσα σε διακριτά χρονικά παράθυρα. Οι δυναμικές αυτές καταστάσεις του εγκεφάλου σχετίζονται με την γνωστική λειτουργία του ατόμου. Οι γνωστικές, αντιληπτικές, γλωσσικές, συναισθηματικές και κινητικές διαδικασίες είναι γρήγορες. Οι περισσότερες γνωστικές τέτοιες διαδικασίες συμβαίνουν μέσα σε δεκάδες έως εκατοντάδες χιλιοστά του δευτερολέπτου. Επιπλέον, τα γνωστικά γεγονότα (*cognitive events*) που εμφανίζονται σε μια χρονική ακολουθία μπορεί να εκτείνονται σε εκατοντάδες χιλιοστά του δευτερολέπτου. Οι τεχνικές, λοιπόν, αυτές λόγω της υψηλής χρονικής ακρίβειας που προσφέρουν είναι κατάλληλες για να καταγράψουν αυτά τα γρήγορα και ταυτόχρονα δυναμικά γεγονότα.
- 2) Ένας δεύτερος λόγος για τον οποίο εργαλεία όπως το EEG είναι επωφελή για τη μελέτη νευρογνωστικών διαδικασιών είναι ότι μετρούν άμεσα τη νευρική δραστηριότητα (*neural activity*) του εγκεφάλου. Οι διακυμάνσεις της τάσης που καταγράφονται μέσω του EEG παρέχουν μια άμεση απεικόνιση των βιοφυσικών

φαινόμενων που οφείλονται στην δράση των νευρώνων. Επιπρόσθετα, οι ταλαντώσεις-ρυθμοί που παρατηρούνται στο σήμα EEG αποτελούν άμεσες απεικονίσεις των νευρωνικών ταλαντώσεων του εγκεφάλου. Συμπεραίνουμε επομένως, ότι το EEG μετρά τα μέσο και μακροσκοπικά νευρικά δυναμικά (neural dynamics) που παράγονται ως αποτέλεσμα της δράσης πληθώρας ομάδων νευρώνων του εγκεφάλου.

- 3) Ένας τρίτος λόγος είναι ότι το σήμα EEG είναι πολυδιάστατο. Παρόλο που συνήθως μελετάμε τα δεδομένα του EEG στην διδιάστατη εκδοχή τους (τάση\*ηλεκτρόδια), στην πραγματικότητα τα δεδομένα περιλαμβάνουν τουλάχιστον τέσσερις διαστάσεις: α)χρόνο, β)χώρο, γ)συχνότητα, και δ)ισχύς (η ισχύς της συγκεκριμένης δραστηριότητας μιας ζώνης συχνότητας) και φάση (η χρονική στιγμή έναρξης αυτής της δραστηριότητας). Θα πρέπει να τονιστεί ότι, η ισχύς και η φάση είναι διακριτά στοιχεία μιας διάστασης επειδή παρέχουν σε μεγάλο βαθμό ανεξάρτητες πληροφορίες. Αυτή η πολυδιάστατη ιδιότητα των EEG σημάτων προσφέρει πολλές δυνατότητες για τον προσδιορισμό και την δοκιμή υποθέσεων που έχουν τις ρίζες τους τόσο στη νευροφυσιολογία, όσο και στην ψυχολογία. Ο εγκέφαλος μπορεί να θεωρηθεί ως ένα εξαιρετικά πολύπλοκο βιολογικό σύστημα που χρησιμοποιεί ένα πολυδιάστατο χώρο για την επεξεργασία, την αναπαράσταση και τη μεταφορά πληροφοριών. Η πολυδιάστατη λοιπόν φύση των δεδομένων EEG επιτρέπει τέτοιου είδους αναλύσεις.
- 4) Επιπλέον, το κόστος του υλικού που χρησιμοποιείται είναι σημαντικά χαμηλότερο από εκείνο των περισσότερων άλλων τεχνικών.
- 5) Τέλος, το EEG είναι σχετικά ανεκτικό στις τυχόν κινήσεις που μπορεί να κάνουν τα άτομα κατά την διαδικασία του πειράματος, σε αντίθεση με τις περισσότερες άλλες τεχνικές νευροαπεικόνισης.

### 2.1.3 Περιορισμοί στην χρήση της μεθόδου EEG

Από την άλλη πλευρά, παρόλο που το EEG είναι μια ισχυρή τεχνική απεικόνισης του εγκεφάλου, αυτό δεν σημαίνει ότι είναι κατάλληλο για την αντιμετώπιση όλων των ερευνητικών ζητημάτων[6], [9].

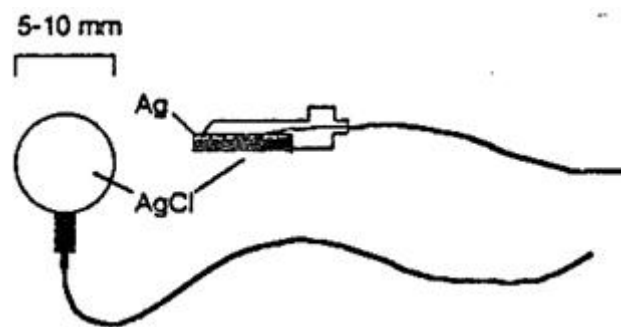
- Γενικά, το EEG δεν είναι κατάλληλο για μελέτες οι οποίες επικεντρώνονται είτε στον ακριβή εντοπισμό περιοχών του εγκεφάλου που επιτελούν διάφορες γνωστικές λειτουργίες είτε στον έλεγχο υποθέσεων σχετικά με τις βαθύτερες δομές του εγκεφάλου. Επομένως, το EEG δεν αποτελεί την βέλτιστη μέθοδος για ερευνητικά ζητήματα που προσπαθούν να απαντήσουν ερωτήσεις του τύπου "σε ποια περιοχή εγκεφάλου συμβαίνει η διαδικασία X ή σε ποια περιοχή αποθηκεύονται οι πληροφορίες μιας μεταβλητής Y. "
- Ένα άλλο σύνολο ερευνητικών ερωτημάτων για τα οποία το EEG είναι αναξιόπιστο είναι τα ερωτήματα που αφορούν τις γνωστικές διαδικασίες που μεταβάλλονται με αργό ρυθμό και έχουν αβέβαιη και μεταβλητή χρονική εξέλιξη. Για παράδειγμα, ας φανταστούμε ότι μελετάμε πώς ο εγκέφαλος παράγει υποθέσεις βασισμένες σε αφηρημένες πληροφορίες. Κάθε δοκιμή σε ένα τέτοιο πείραμα υποθέτουμε ότι διαρκεί 10 δευτερόλεπτα. Καταλαβαίνει κανείς ότι αυτό το γνωστικό γεγονός καταγράφεται για αρκετά δευτερόλεπτα και είναι πιθανό να έχει διαφορετική και απρόβλεπτη χρονική εξέλιξη σε κάθε δοκιμή. Σε αυτή την περίπτωση, η εξαιρετικά υψηλή χρονική ακρίβεια του EEG ενδεχομένως να είναι μειονεκτική. Σε αυτό το παράδειγμα, η σχετικά χαμηλή χρονική ακρίβεια του fMRI είναι καλύτερα προσαρμοσμένη στην μελέτη των αργών γνωστικών διαδικασιών.

- Ο λόγος σήματος προς θόρυβο είναι χαμηλός, για αυτό είναι απαραίτητη η σύνθετη ανάλυση δεδομένων και χρειάζεται σχετικά μεγάλος αριθμός ατόμων για την εξαγωγή χρήσιμων πληροφοριών από το EEG.

## 2.2 Λειτουργία του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Η λειτουργία του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος στηρίζεται στην καταγραφή των διαφορών δυναμικού, οι οποίες εμφανίζονται πάνω στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου κρανίου, ως αποτέλεσμα της λειτουργίας του εγκεφάλου. Τα μετρούμενα ηλεκτρικά σήματα είναι ασθενή, από περίπου 1μV ως 100μV. Εξαρχής λοιπόν υπάρχει η απαίτηση της όσο το δυνατόν μεγαλύτερης ενίσχυσης των υπό εξέταση σημάτων καθώς και της πυκνότερης κάλυψης του κεφαλιού με απαγωγά ηλεκτρόδια. Κατ' αυτόν τον τρόπο, αναμένεται ότι θα έχουμε μια πιο ουσιαστική απεικόνιση της εγκεφαλικής δραστηριότητας που θέλουμε να μελετήσουμε.

Το πρώτο στάδιο στην εξαγωγή των σημάτων του EEG αποτελούν τα ηλεκτρόδια, οι αισθητήρες του συστήματος, οι οποίοι μετατρέπουν το ιοντικό ρεύμα μέσα στο ανθρώπινο σώμα σε ρεύμα ηλεκτρονίων μέσα στα καλώδια, τα οποία μετά οδηγούν αυτό το ρεύμα σε επόμενα στάδια επεξεργασίας. Η επαφή τους με το δέρμα γίνεται μέσω μιας κολλώδους ουσίας ή μέσω ενός μικρού δακτυλιδιού, που από τη μια μεριά προσκολλάται στο δέρμα και από την άλλη στο κυρίως ηλεκτρόδιο.



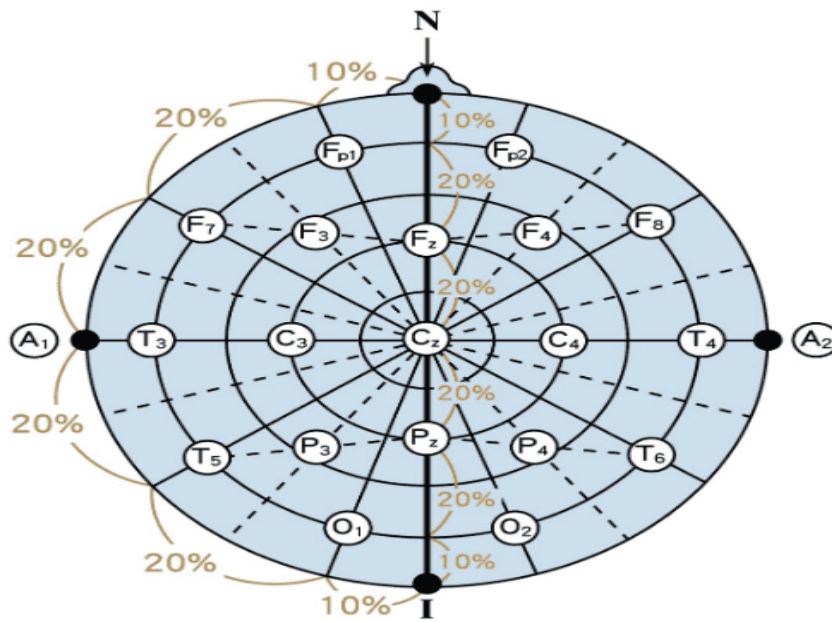
Εικόνα 3. Το ηλεκτρόδιο με επαφή δακτυλιδιού.

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

## 2.3 Καταγραφή του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

### 2.3.1 Διεθνές Σύστημα 10-20 τοποθέτησης ηλεκτροδίων

Για την επιλογή των θέσεων του κάθε ηλεκτροδίου πάνω στο κεφάλι έχουν δημιουργηθεί διάφορα πρότυπα, το δημοφιλέστερο εκ των οποίων είναι το Διεθνές Σύστημα 10-20. Η ονομασία του συστήματος οφείλεται στην επιλογή του 20% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση ανάμεσα σε δύο οποιαδήποτε ηλεκτρόδια και επίσης στην επιλογή του 10% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση από το αυτί στο κοντινότερο προς αυτό ηλεκτρόδιό του. Κατ' αυτόν τον τρόπο, οι θέσεις των ηλεκτροδίων προσαρμόζονται ανάλογα με τις διαστάσεις του κρανίου του εξεταζόμενου[10].



Εικόνα 4. Διεθνές Σύστημα 10-20.

Παρατηρώντας την παραπάνω εικόνα, βλέπουμε ότι αναλόγως σε ποια περιοχή του εγκεφάλου είναι τοποθετημένο το κάθε ηλεκτρόδιο έχει αντίστοιχα και το χαρακτηριστικό γράμμα στην αρχή ακολουθούμενο από ένα αριθμό. Για να γίνουμε πιο συγκεκριμένοι, ο εγκέφαλος χωρίζεται σε 5 περιοχές που παίζουν η κάθε μία τον δικό της ρόλο στις διάφορες εγκεφαλικές λειτουργίες (Εικόνα 5). Τα ηλεκτρόδια λοιπόν επισημαίνονται σύμφωνα με τις εξής διακεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου οι οποίες είναι : F (μετωπική-frontal), C (κεντρική-central), T (κροταφική-temporal), P (βρεγματική-parietal) και O (ινιακή-occipital). Επιπλέον, τα ηλεκτρόδια με περιττούς αριθμούς σαν δείκτες βρίσκονται στην αριστερή πλευρά του εγκεφάλου ενώ αυτά με ζυγούς αριθμούς στη δεξιά πλευρά του. Ο ρόλος της κάθε μιας περιοχής θα παρουσιαστεί παρακάτω[11].

### 2.3.2 Διακεκριμένες περιοχές του ανθρώπινου εγκεφάλου

- Ο μετωπικός λοβός (The frontal lobe)

Ο μετωπικός λοβός είναι μια περιοχή στον εγκέφαλο των θηλαστικών που βρίσκεται στο μέτωπο κάθε εγκεφαλικού ημισφαιρίου. Στον ανθρώπινο εγκέφαλο, η κεντρική κύστη και ο σχετικός φλοιώδης ιστός που αναδιπλώνεται στον κεντρικό θύλακα αποτελούν τον πρωτεύοντα κινητικό φλοιό, ο οποίος ελέγχει τις εθελοντικές κινήσεις συγκεκριμένων τμημάτων του σώματος που σχετίζονται με τις περιοχές της έλικας. Οι μετωπικοί λοβοί έχει βρεθεί ότι παίζουν ρόλο στον έλεγχο των κινήσεων, την κρίση, τη γλωσσική παραγωγή, τη μνήμη εργασίας, την επίλυση προβλημάτων, τη

σεξουαλική συμπεριφορά, την κοινωνικοποίηση και τον αυθορμητισμό. Οι μετωπικοί λοβοί βοηθούν στο σχεδιασμό, το συντονισμό, τον έλεγχο και την εκτέλεση της συμπεριφοράς των ατόμων. Οι λεγόμενες εκτελεστικές λειτουργίες των μετωπικών λοβών περιλαμβάνουν την ικανότητα αναγνώρισης των μελλοντικών συνεπειών που προκύπτουν από τις τρέχουσες ενέργειες, την επιλογή μεταξύ καλών και κακών ενεργειών, την υπεξαίρεση και την καταστολή απαράδεκτων κοινωνικών αντιδράσεων και τον προσδιορισμό ομοιοτήτων και διαφορών μεταξύ πραγμάτων ή συμβάντων.

- Ο βρεγματικός λοβός (The parietal lobe)

Ο βρεγματικός λοβός ενσωματώνει αισθητηριακές πληροφορίες από διαφορετικά αντικείμενα, προσδιορίζοντας ιδιαίτερα τις χωρικές θέσεις των αντικειμένων. Αναφορικά, περιλαμβάνει τον σωματοαισθητικό φλοιό και τον ραχιαίο αγωγό του οπτικού συστήματος. Αυτό επιτρέπει στις περιοχές του βρεγματικού φλοιού να χαρτογραφούν αντικείμενα που αντιλαμβάνονται οπτικά σε θέσεις συντεταγμένων σώματος. Ο βρεγματικός λοβός διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην ενσωμάτωση αισθητηριακών πληροφοριών από διάφορα μέρη του σώματος, στη γνώση αριθμών και των σχέσεών τους, καθώς και στη χειραγώγηση αντικειμένων.

- Οι κροταφικοί λοβοί (The temporal lobes)

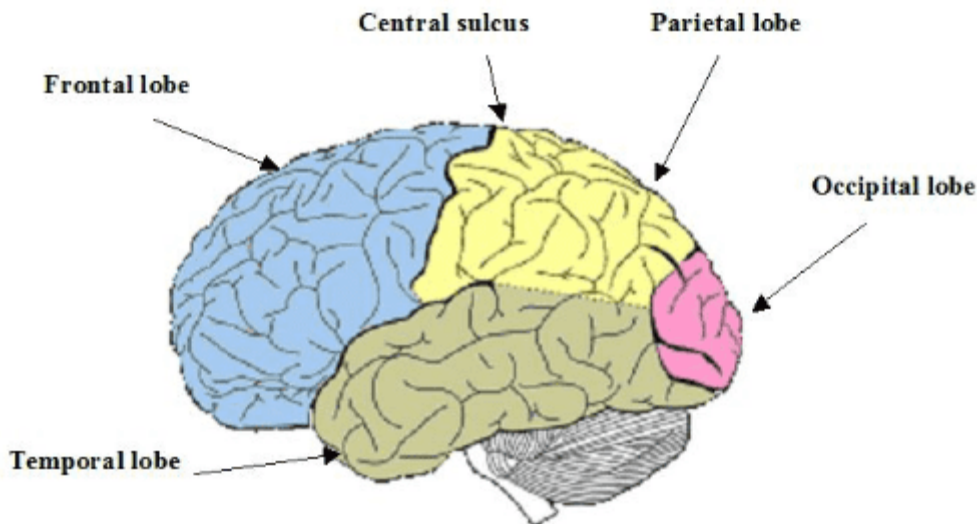
Οι κροταφικοί λοβοί βρίσκονται στις πλευρές του εγκεφάλου, κάτω από την πλευρική σχισμή. Ο κροταφικός λοβός εμπλέκεται στην ακουστική επεξεργασία και περιλαμβάνει τον πρωταρχικό ακουστικό φλοιό. Συμμετέχει επίσης έντονα στη σημασιολογία των λέξεων όσο και στην ομιλία και στην όραση. Ο κροταφικός λοβός περιέχει τον υπόκαμπο και συνεπώς εμπλέκεται και στον σχηματισμό της μνήμης. Οι λειτουργίες του αριστερού κροταφικού λοβού δεν περιορίζονται μόνο στις χαμηλού επιπέδου αντιληπτικές δυνατότητες του ανθρώπου αλλά επεκτείνονται στην κατανόηση, την ονομασία, τη λεκτική μνήμη και άλλες λειτουργίες της γλώσσας.

- Ο ινιακός λοβός (The occipital lobe)

Ο ινιακός λοβός είναι το κέντρο οπτικής επεξεργασίας του εγκεφάλου των θηλαστικών, που περιέχει το μεγαλύτερο μέρος της ανατομικής περιοχής του οπτικού φλοιού. Υπάρχουν πολλές εξωστρεφείς περιοχές οι οποίες είναι εξειδικευμένες για διαφορετικά οπτικά καθήκοντα, όπως οπτικοακουστική επεξεργασία, διάκριση χρώματος και αντίληψη κίνησης. Οι αμφιβληστροειδείς αισθητήρες μεταφέρουν ερεθίσματα διαμέσου των οπτικών οδών στα πλευρικά όργανα, όπου στην συνέχεια οι οπτικές ακτινοβολίες συνεχίζουν στον οπτικό φλοιό. Κάθε οπτικός φλοιός λαμβάνει τις αισθητικές πληροφορίες από το εξωτερικό μισό του αμφιβληστροειδούς στην ίδια πλευρά της κεφαλής και από το εσωτερικό μισό του αμφιβληστροειδούς στην άλλη πλευρά του κεφαλιού.

- Κεντρική αύλακα (Central sulcus)

Η κεντρική αύλακα είναι μια πτυχή στον εγκεφαλικό φλοιό των σπονδυλωτών. Ονομάζεται επίσης κεντρική σχισμή. Η κεντρική αυτή σχισμή είναι ένα εξέχον ορόσημο του εγκεφάλου, που διαχωρίζει το βρεγματικό λοβό από τον μετωπιαίο λοβό και τον πρωτογενή κινητικό φλοιό από τον πρωτογενή σωματοαισθητικό φλοιό. Αλληλοεπιδρά με τα πρωτεύοντα αισθητήρια συστήματα και την παρεγκεφαλίδα, η οποία έχει επίσης σημαντικές αλληλεπιδράσεις με τα αισθητήρια συστήματα.



Εικόνα 5. Οι 5 διακεκριμένες περιοχές του ανθρώπινου εγκεφάλου.

### 2.3.3 Τα διάφορα όργανα ενός ψηφιακού ηλεκτροεγκεφαλογράφου

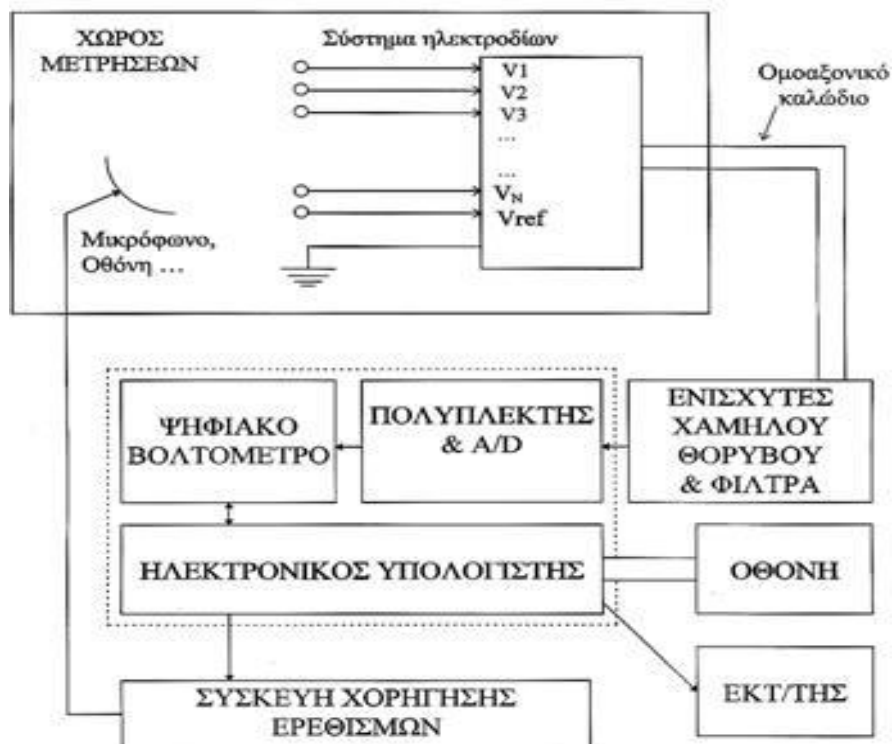
Στην συνέχεια αυτής της ενότητας θα αναφερθούμε στα διάφορα όργανα από τα οποία αποτελείται ένας ψηφιακός ηλεκτροεγκεφαλογράφος. Το κάθε σήμα το οποίο ενισχύεται στο EEG είναι η διαφορά μεταξύ των δυναμικών που ανά πάσα στιγμή παρουσιάζουν δύο ηλεκτρόδια μεταξύ τους. Ηλεκτρόδια τα οποία βρίσκονται «πάνω» από εγκεφαλικές περιοχές, οι οποίες ενδεχομένως θα παρουσιάσουν σημαντική δραστηριότητα, λέγεται ότι αντιστοιχούν σε ενεργά σημεία. Αντίθετα, ηλεκτρόδια τοποθετημένα πάνω από περιοχές που θεωρείται ότι δεν έχουν σχέση με εγκεφαλική λειτουργία, λέγεται ότι αντιστοιχούν σε ανενεργά σημεία. Τέτοια σημεία π.χ. είναι το αυτί, σημεία του λαιμού κ.ά. Όταν το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά δυναμικού δύο ηλεκτροδίων ενεργών περιοχών, τότε, σύμφωνα με την ορολογία του EEG, έχουμε «διπολική» μέτρηση. Διπολικές μετρήσεις για 15 ως 30 ηλεκτρόδια είναι η κοινή μεθοδολογία σε κλινικές νευρολογικές εξετάσεις EEG. Αυτή η μέθοδος προσφέρει το πλεονέκτημα ότι απορρίπτει τυχόν παράσιτα τα οποία είναι κοινά στα δύο ηλεκτρόδια. Στην περίπτωση της ψυχοφυσιολογικής έρευνας όμως, συνήθως το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά δυναμικού ενός ηλεκτροδίου ενεργής περιοχής και ενός ηλεκτροδίου ανενεργής περιοχής, οπότε έχουμε «μονοπολική» μέτρηση. Το ηλεκτρόδιο ανενεργής περιοχής είναι κοινό για όλες τις μετρήσεις και αποτελεί το σημείο αναφοράς, το οποίο κανονικά δεν θα πρέπει να επηρεάζεται από εγκεφαλικά ρεύματα. Επιζητούμε κατ' αυτόν τον τρόπο να έχουμε μια ολοκληρωμένη και ταυτόχρονη, από όλα τα ηλεκτρόδια ενεργών περιοχών, πληροφόρηση σχετικά με κάθε εγκεφαλικό ρεύμα ιόντων το οποίο φτάνει στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του κεφαλιού.

Οι διαφορές δυναμικού που επιλέγουμε εντέλει να μετρήσουμε, οδηγούνται στο τμήμα της ενισχυτικής διάταξης του EEG, η οποία περιέχει και διατάξεις φιλτραρίσματος. Εκεί κάθε ανιχνευόμενο σήμα ενισχύεται ώστε να μπορεί να μετρηθεί με ευχέρεια. Συντελεστές ενίσχυσης της τάξης του  $10^5$  είναι συνηθισμένοι. Η πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης, οι προενισχυτές, πρέπει να αποτελείται από ενισχυτές χαμηλού θορύβου. Συγκεκριμένα, αν σκοπεύουμε να μετρήσουμε σήματα της τάξης του  $1\mu\text{V}$  πρέπει η προενισχυτική διάταξη να έχει επίπεδο εσωτερικού θορύβου τουλάχιστον μια τάξη μεγέθους μικρότερη, άρα της τάξης των εκατοντάδων nV. Επιπλέον, χρησιμοποιούνται κυκλώματα με συνδυασμούς διαφορικών ενισχυτών, ώστε ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος (common mode rejection ratio - CMRR) να είναι στο επίπεδο των 120 db. Κατόπιν τα αναλογικά σήματα είτε οδηγούνται σε καταγραφική συσκευή και αποτυπώνονται σε χαρτί, σε συμβατικά συστήματα EEG, είτε, όπως συνηθίζεται στα πιο εξελιγμένα συστήματα, μέσω συσκευής πολυπλεξίας οδηγούνται στον μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D), όπου ως ψηφιακά

πλέον σήματα καταμετρώνται σε ηλεκτρονικό βολτόμετρο. Στη συνέχεια, ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής λαμβάνει τα ψηφιακά δεδομένα των μετρήσεων, οπότε υπάρχει η δυνατότητα για ψηφιακή επεξεργασία και απεικόνιση του σήματος, είτε κατά τη διάρκεια των μετρήσεων (εντός γραμμής - online), είτε σε ύστερο χρόνο εφόσον αποθηκευτεί το σήμα στο δίσκο του υπολογιστή (εκτός γραμμής - offline).

Σε σύγχρονα συστήματα πολλές φορές οι λειτουργίες της πολύπλεξης, αναλογικό-ψηφιακής μετατροπής και μέτρησης εκτελούνται από ειδικές κάρτες ανάκτησης σήματος (Data Acquisition) εγκατεστημένες στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, σε συνδυασμό με το αντίστοιχο λογισμικό ελέγχου της κάρτας και ψηφιακής επεξεργασίας του σήματος. Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής μπορεί να ελέγχει και μια συσκευή χορήγησης ερεθισμών. Στην περίπτωση αυτή μπορούν να υλοποιηθούν ολοκληρωμένες κλινικές και εργαστηριακές μετρήσεις, οι οποίες περιλαμβάνουν ελεγχόμενες δοκιμασίες προς τον εξεταζόμενο με χορήγηση π.χ. συγκεκριμένων ήχων, λέξεων, αριθμών, εικόνων κ.λπ. Είναι τότε δυνατός ο συγχρονισμός της χορήγησης των ερεθισμών με την καταγραφή των δυναμικών που προκύπτουν ως αποτέλεσμα του ερεθίσματος που προκλήθηκε.

Θα πρέπει να τονίσουμε ότι για τη σωστή λειτουργία κάθε συσκευής μέτρησης βιοσημάτων, αλλά ακόμη περισσότερο για την περίπτωση του EEG όπου τα μετρούμενα σήματα είναι της τάξεως των  $\mu V$ , η γείωση όλων των τμημάτων του συστήματος θα πρέπει να είναι κοινή για να μην δημιουργούνται βρόχοι μεταξύ διαφορετικών γειώσεων που εισάγουν σφάλματα. Ο χώρος των μετρήσεων πρέπει να είναι προστατευμένος από ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές.



Εικόνα 6. Σχηματικό διάγραμμα ψηφιακού ηλεκτροεγκεφαλογράφου με  $N$  ηλεκτρόδια μέτρησης.



### 3. Φασματική – Χρονική ανάλυση των EEG σημάτων

#### 3.1 Φασματική ανάλυση των σημάτων EEG

Για την ανάλυση των EEG σημάτων χρησιμοποιούνται δύο προσεγγίσεις:

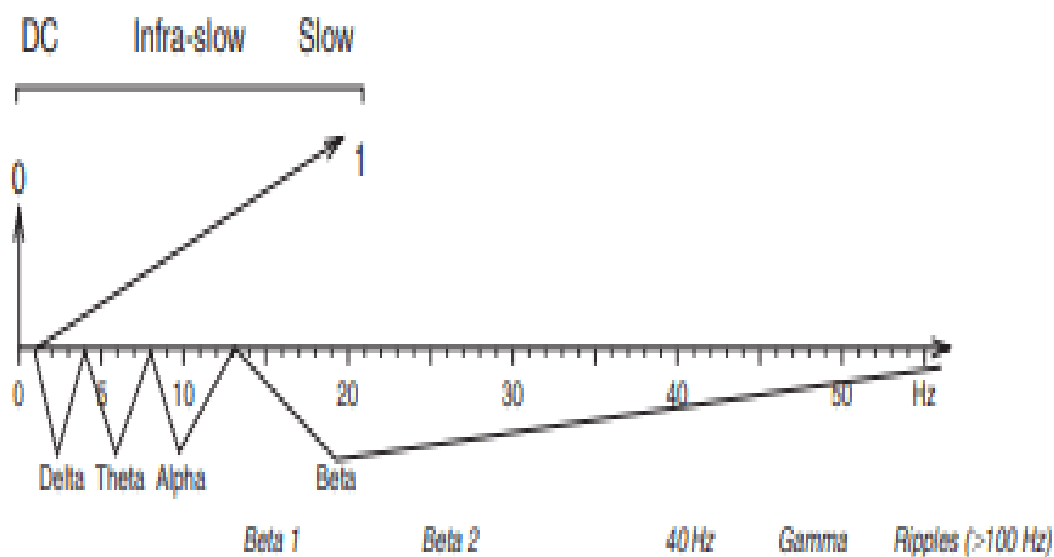
A) Η φασματική ανάλυση του σήματος EEG, μελέτη δηλαδή του συχνοτικού περιεχομένου του σήματος.

B) Η χρονική ανάλυση του σήματος EEG, μελέτη του χρονικού περιεχομένου του σήματος δηλαδή μελέτη των κυματομορφών ERP.

Σε αυτή την παράγραφο θα ασχοληθούμε με την πρώτη προσέγγιση δηλαδή την φασματική ανάλυση του σήματος EEG. Οι συχνότητες που κυριαρχούν στα EEG σήματα κατηγοριοποιούνται σε 5 ζώνες συχνοτήτων (που παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα) οι οποίες κυμαίνονται από 0.5-80Hz και έχουν πλάτη της τάξης των 10-200μV. Η κάθε μία ζώνη συχνοτήτων είναι αποτέλεσμα διαφορετικών γνωσιακών λειτουργιών του ανθρώπινου εγκεφάλου.

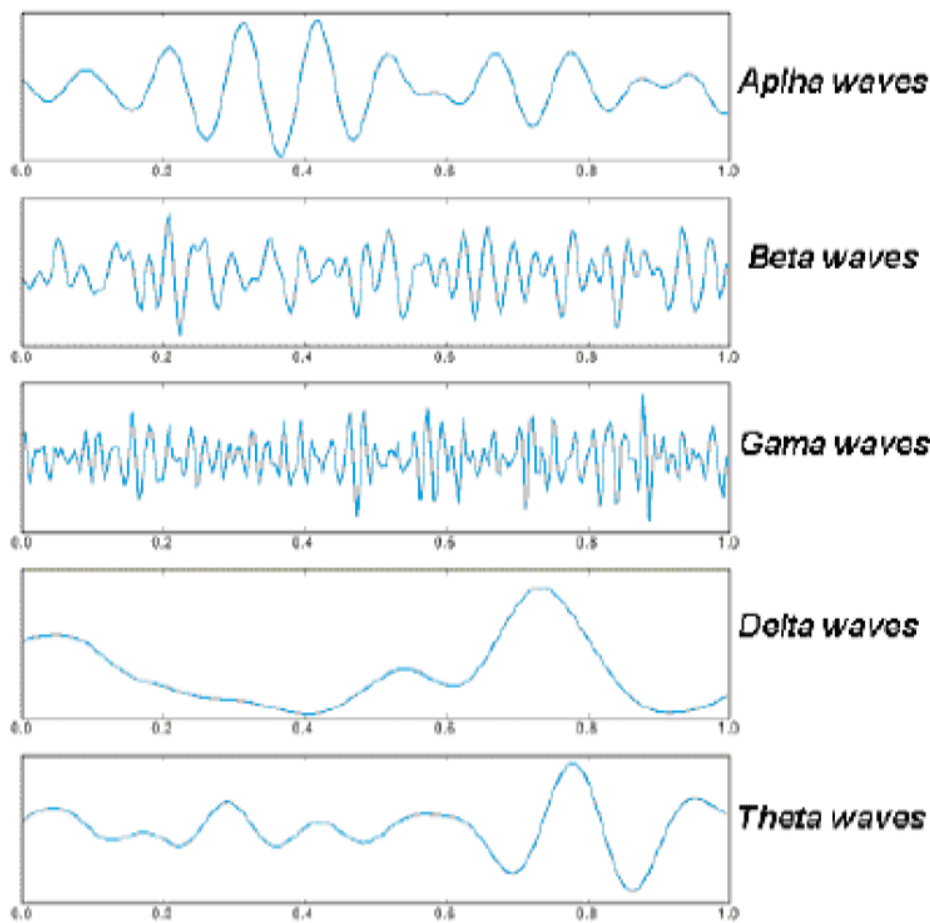
Ρυθμοί	Περιοχή Συχνοτήτων	Πλάτος (σε μV)
Δέλτα	0,5-3,5Hz	<200
Θήτα	4-7,5Hz	< 30
Άλφα	8-12Hz	30-50
Βήτα	13-30Hz	< 20
Γάμα	30-80Hz	< 20

Πίνακας 1. Πίνακας ρυθμών των EEG σημάτων.



Εικόνα 7. Φάσμα συχνοτήτων των EEG σημάτων.





Εικόνα 8. Κυματομορφές των ρυθμών των EEG σημάτων.

- Ρυθμός Δέλτα

Η δραστηριότητα του δέλτα ρυθμού χαρακτηρίζεται συνήθως από υψηλά πλάτη και χαμηλές συχνότητες. Συνήθως συσχετίζεται με τις κυματομορφές αργού ρυθμού κατά την περίοδο του ύπνου. Διάφορες αναφορές υποστηρίζουν ότι τα κύματα δέλτα αντιπροσωπεύουν την έναρξη του βαθύ ύπνου (στάδια 3 και 4 του ύπνου) σε υγιείς ενήλικες [12]. Επιπλέον, η δραστηριότητα αυτής της ζώνης συχνότητας αντανακλά διαφορετικές εγκεφαλικές παθολογίες.

- Ρυθμός Θήτα

Η παραγωγή του ρυθμού θήτα συνδέεται με τον ιππόκαμπο [13]. Τα κύματα αυτής της ζώνης συχνότητας θεωρείται ότι σχετίζονται με βαθιά χαλάρωση ή διαλογισμό [14]. Επίσης, έχουν παρατηρηθεί τέτοιου είδους κύματα στο μεταβατικό στάδιο μεταξύ αφύπνισης και ύπνου [15]. Επιπρόσθετα, οι ρυθμοί αυτοί θεωρούνται σημαντικοί για εγκεφαλικές λειτουργίες όπως η μάθηση, η μνήμη [16], η κωδικοποίηση και η ανάκτηση δεδομένων σε καταστάσεις υψηλής συγκέντρωσης του ανθρώπου. Υπάρχουν ακόμα αναφορές ότι οι ταλαντώσεις θήτα σχετίζονται με τον έλεγχο της προσοχής [17] και συχνά αναφέρεται ότι οι ταλαντώσεις αυτές αυξάνονται όταν τα άτομα υπόκεινται σε πειράματα με *high cognitive task demand* [18].

- Ρυθμός Βήτα

Τα κύμα βήτα κυριαρχούν όταν ο άνθρωπος είναι ξύπνιος. Χωροταξικά έχουμε πιο έντονη εμφάνιση αυτών των κυμάτων στην εμπρόσθια (frontal) και στην κεντρική (central) περιοχή του εγκεφάλου. Έχει αναφερθεί, ότι η υψηλή ισχύς αυτής της ζώνης συνδέεται με καταστάσεις αυξημένης διέγερσης και δραστηριότητας του ανθρώπινου εγκεφάλου[19]. Ο Dooley [20] επεσήμανε ότι τα κύματα βήτα αντιπροσωπεύουν καταστάσεις γνωστικής συνείδησης (*cognitive consciousness*) και αγχώδους σκέψης. Επιπλέον, έχει ανακαλυφθεί ότι αντικατοπτρίζουν την οπτική συγκέντρωση του ατόμου και σχετίζονται με τον προσανατολισμό της προσοχής του[21].

Η βήτα ζώνη μπορεί να χωριστεί περαιτέρω σε διάφορες υποζώνες: α) χαμηλή βήτα ζώνη (12,5-15 Hz), β) μεσαία βήτα ζώνη (15-18 Hz), γ) υψηλή βήτα ζώνη (> 18 Hz). Αυτές οι τρεις υποζώνες συνδέονται με ξεχωριστές φυσιολογικές διεργασίες. Για παράδειγμα, η υψηλή ζώνη προτείνεται ότι συνδέεται με το ντοπαμινεργικό σύστημα [22], ενώ η δραστηριότητα της χαμηλής ζώνης θεωρείται ότι αντανάκλα την αναστολή των φασικών κινήσεων κατά τη διάρκεια του ύπνου[22].

- Ρυθμός Γάμα

Η ζώνη γάμα είναι η ζώνη με τις ταχύτερες ταλαντώσεις στα EEG σήματα και εικάζεται ότι είναι σπάνια κατά τη διάρκεια της κατάστασης αφύπνισης της συνείδησης του ατόμου [20]. Έχει αναφερθεί ότι τα γάμα κύματα συνδέονται με αντιληπτικά προβλήματα[23]. Σε αυτή την κατεύθυνση, ο Tallon-Baudry [24] ανακάλυψε ότι οι περιοχές του πλευρικού φλοιού και του ινιακού φλοιού διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην κωδικοποίηση πληροφοριών όταν το άτομο υπόκειται σε οπτικές διεγέρσεις. Πιο συγκεκριμένα, έδειξε ότι οι ταλαντώσεις της ζώνης γάμα διαφοροποιούνται σε σχέση με την προσοχή που δίνει το άτομο στα διάφορα τεστ που σχετίζονται με την συγκέντρωση του σε ένα στόχο. Πρόσφατες μελέτες, αποκαλύπτουν ότι η γάμα συνδέεται και με πολλές άλλες γνωστικές λειτουργίες όπως η προσοχή, η μάθηση, η μνήμη[25]. Επιπροσθέτως, ο Sederberg [26] κατέδειξε ότι ο σχηματισμός της λεκτικής μνήμης οδήγησε σε αύξηση των ταλαντώσεων της μπάντας γάμα.

- Ρυθμός Άλφα

Οι ταλαντώσεις της άλφα ζώνης είναι οι κυρίαρχες ταλαντώσεις στον ανθρώπινο εγκέφαλο και πρόσφατα στοιχεία υποδηλώνουν ότι η άλφα δραστηριότητα σχετίζεται με την ανασταλτική λειτουργία του ατόμου (*inhibition*). Παίζουν επίσης ενεργό ρόλο στην επεξεργασία πληροφοριών και πιο συγκεκριμένα οι ταλαντώσεις αυτής της ζώνης έχουν δύο ρόλους (αναστολή - *inhibition* και χρονισμό-*timing*) που συνδέονται στενά με δύο θεμελιώδεις λειτουργίες της προσοχής, την καταστολή (*suppression*) και την επιλογή (*selection*), οι οποίες επιτρέπουν την ελεγχόμενη πρόσβαση του ατόμου στη γνώση και τον σημασιολογικό προσανατολισμό (ικανότητα συνειδητού προσανατολισμού σε χρόνο, χώρο και περιβάλλον). Ως εκ τούτου, οι ταλαντώσεις της άλφα ζώνης αντικατοπτρίζουν μία από τις πιο βασικές γνωσιακές διεργασίες.

Η δραστηριότητα της άλφα ζώνης είναι πιο έντονη στον ινιακό λοβό κατά τη διάρκεια περιόδων χαλάρωσης ή ρελαντί (τα μάτια να είναι κλειστά αλλά το άτομο να είναι ξύπνιο). Στις καταστάσεις αυτές, η διαμόρφωση της δραστηριότητας της μπάντας άλφα εικάζεται ότι είναι αποτέλεσμα συντονισμού ή ταλάντωσης πολλών νευρώνων κυρίως στις περιοχές του βρεγματικού, ινιακού και κροταφικού λοβού [27]. Πρόσφατα αποτελέσματα ερευνών υποδηλώνουν ότι τα άλφα κύματα είναι αυτά που εμπλέκονται στις διαδικασίες ακουστικής προσοχής και στην αναστολή της εργασίας από το άτομο όταν αυτή δεν έχει σημασία [28]. Επιπλέον, ορισμένοι ερευνητές χωρίζουν την άλφα ζώνη σε υπό-ζώνες για να επιτύχουν μια λεπτότερη περιγραφή της λειτουργικότητας της. Για παράδειγμα, η μπάντα "mu" (10-12 Hz) ενεργοποιείται με την κίνηση των μυών του ατόμου ή την πρόθεση του να κινηθεί σε καταστάσεις μειωμένης ενεργοποίησης του κινητικού φλοιού.

### 3.2 Χρονική ανάλυση των EEG σημάτων

Σε αυτή την παράγραφο θα ασχοληθούμε με την δεύτερη προσέγγιση δηλαδή την χρονική ανάλυση του σήματος EEG. Το EEG καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα που οφείλεται στην δράση εκατοντάδων χιλιάδων νευρώνων του φλοιού του εγκεφάλου μέσω των ηλεκτροδίων που είναι τοποθετημένα στο κρανίο. Αξίζει να σημειωθεί ότι βασίζεται στην θεωρία της *αγωγιμότητας όγκου (volume conduction)*, η οποία περιγράφει την ροή του ιοντικού ρεύματος που παράγεται από την δραστηριότητα των νευρικών κυττάρων και διαχέεται στον εγκεφαλικό φλοιό. Επομένως, οι αλλαγές στο δυναμικό της επιφάνειας του τριχωτού της κεφαλής που οφείλονται στο άθροισμα όλων αυτών των ιοντικών ρευμάτων είναι οι τάσεις που μετριοούνται μέσω του EEG.

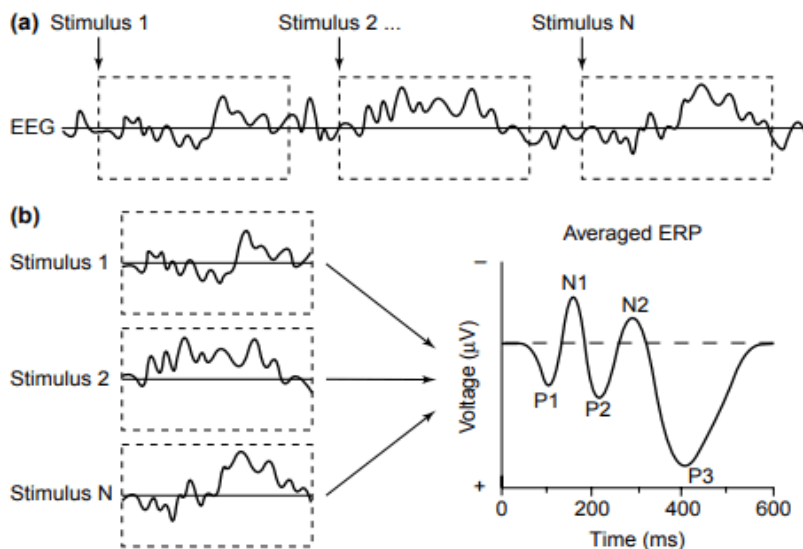
Οι καταγραφές του EEG σε ένα πείραμα γίνονται είτε όταν οι συμμετέχοντες βρίσκονται σε κατάσταση ηρεμίας ή ύπνου είτε κατά την διάρκεια συγκεκριμένης αισθητικής διέγερσης που προκαλείται στους συμμετέχοντες (*sensory stimulation*), η οποία μπορεί να είναι ένα ακουστικό ερέθισμα (*auditory stimuli*) ή ένα οπτικό ερέθισμα (*visual stimuli*). Η απόκριση λοιπόν, του εγκεφάλου στο συγκεκριμένο αισθητικό ερέθισμα αναφέρεται ως αισθητικό προκλητό δυναμικό (*sensory evoked potential*) ή προκλητό δυναμικό λόγω συγκεκριμένου γεγονότος (*event-related potential*). Κατόπιν της παραπάνω ανάλυσης είμαστε πλέον σε θέση να δώσουμε ένα ορισμό του ERP.

#### 3.2.1 Περιγραφή της έννοιας Event-Related Potential

Τα προκλητά δυναμικά [29] λόγω συγκεκριμένου γεγονότος (*ERPs*) είναι πολύπλοκα δυναμικά (διακυμάνσεις της τάσης που καταγράφονται από το EEG) που αποτελούνται τόσο από αργές όσο και από γρήγορες χρονικά – κλειδωμένες (*time-locked*) συνιστώσες του σήματος. Τα δυναμικά αυτά εμφανίζονται εξαιτίας της παρουσίας ενός ερεθίσματος (*stimuli*) και σχετίζονται με γνωστικές (*cognitive*), αισθητικές (*sensory*) ή κινητικές (*motor*) διαδικασίες του εγκεφάλου.

#### 3.2.2 Εξαγωγή ERP κυματομορφής μέσω της χρονοσειράς του EEG

Για να προκύψει η υπό εξέταση κυματομορφή *ERP* από τη συνεχόμενη χρονοσειρά EEG μέσα στην οποία έχει επαναληφθεί το κάθε ερέθισμα πολλές φορές, χωρίζουμε την κυματομορφή EEG σε χρονικά παράθυρα σταθερού εύρους (*epochs*) που αναφέρονται στην χρονική περίοδο του κάθε ερεθίσματος. Στην συνέχεια, παίρνουμε τον μέσο όρο αυτών των *epochs*. Μέσω αυτής της διαδικασίας εξαλείφεται η δραστηριότητα υποβάθρου (*background activity*) του σήματος που δεν είναι χρονικά – κλειδωμένη λόγω του ερεθίσματος (δεν οφείλεται δηλαδή στο ερέθισμα) και απομένει η βασική *event-related* απόκριση του εγκεφάλου στο ερέθισμα η οποία αντανακλά τόσο φυσικό-σωματικές παραμέτρους του ερεθίσματος όσο και αντιληπτικές – γνωσιακές λειτουργίες.



Εικόνα 9. Εξαγωγή μέσω της ERP κυματομορφής από την χρονοσειρά του EEG.

### 3.2.3 Συνιστώσες της ERP κυματομορφής (ERP components)

Αφού πλέον έχουμε την ζητούμενη κυματομορφή μπορούμε να εξάγουμε τις διάφορες συνιστώσες (components) του και να μελετήσουμε τις λειτουργίες του εγκεφάλου μέσω αυτών. Τα components χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες:

- 1) Εξωγενή (exogenous).
- 2) Ενδογενή (endogenous).

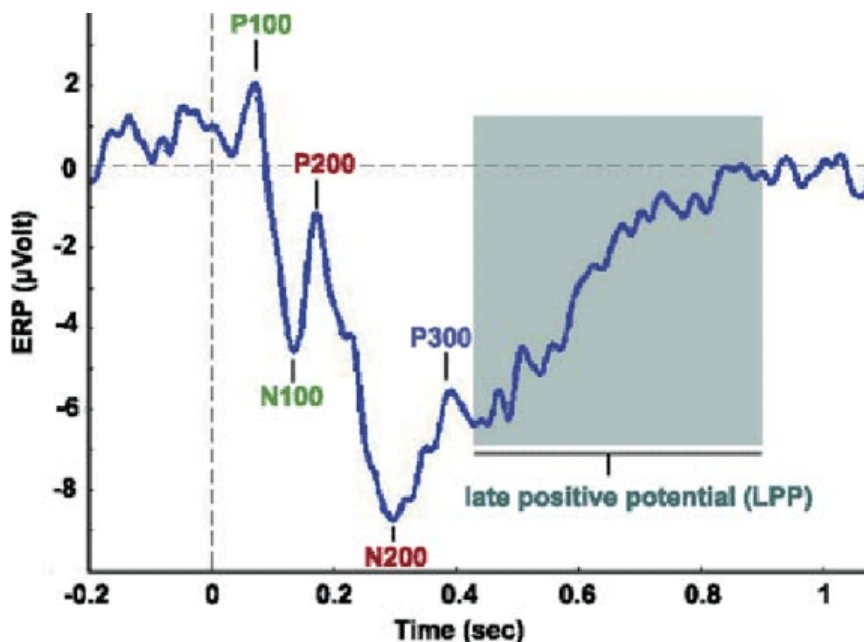
Τα components των οποίων τα χαρακτηριστικά εξαρτώνται από τις φυσικές ιδιότητες του ερεθίσματος όπως η τυπικότητα (modality) και η ένταση (intensity) του ερεθίσματος χαρακτηρίζονται ως εξωγενή .

Αντιθέτως, τα components των οποίων τα χαρακτηριστικά εξαρτώνται από την φυσική αλληλεπίδραση του ατόμου με το εκάστοτε ερέθισμα δηλαδή ποικίλουν ανάλογα με την προσοχή στο ερέθισμα, την σημασία του ερεθίσματος κτλ χαρακτηρίζονται ως ενδογενή ή γνωσιακά (cognitive).

Κατά γενική ομολογία, τα ERP components που εμφανίζονται μέσα στα πρώτα 100msec μετά το ερέθισμα τείνουν να είναι πιο εξωγενή και ορισμένες φορές αναφέρονται ως "early" components (P1, N1 ,P2) ενώ τα υπόλοιπα που εμφανίζονται πιο μετά τείνουν να είναι πιο ενδογενή και αναφέρονται και ως "late" (P3 ,N4 ,P6) components.

#### ΔΙΕΥΚΡΙΝΗΣΗ

Οι παράμετροι-χαρακτηριστικά που χρησιμοποιούνται για την περιγραφή αυτών των components είναι : α) ο λανθάνων χρόνος (latency), ο χρόνος δηλαδή που μεσολαβεί από τη στιγμή του ερεθίσματος μέχρι τη χρονική στιγμή που σημειώνεται η κορυφή του δυναμικού, β) το ύψος (amplitude), δηλαδή η μέγιστη απόκλιση από την ισοηλεκτρική γραμμή και γ) η πολικότητα (polarity), δηλαδή το θετικό ή το αρνητικό αυτής της απόκλισης.



Εικόνα 10. Τα ERP components κατά την διάρκεια ενός epoch μιας κυματομορφής ERP.

Στην παρούσα διπλωματική θα μελετηθούν τα παρακάτω components :

### **Ενδεχόμενη αρνητική μεταβολή (Contingent Negative Variation-CNV)**

Η ενδεχόμενη αρνητική μεταβολή (CNV) ήταν ένα από τα πρώτα ERP components που μελετήθηκαν. Η συνιστώσα CNV περιγράφηκε για πρώτη φορά από τον W. Gray Walter και τους συνεργάτες του σε ένα άρθρο που δημοσιεύτηκε στο Nature το 1964 [30]. Η σπουδαιότητα αυτού του ευρήματος ήταν ότι στην συνέχεια η συνιστώσα αυτή σχετίστηκε με την προσδοκία (expectancy), μια σημαντική γνωσιακή λειτουργία.

#### Περιγραφή του πειράματος του W. Gray Walter

Ο Gray Walter και οι συνάδελφοί του πραγματοποίησαν το πείραμα στο οποίο διαπίστωσαν την ύπαρξη του CNV δημιουργώντας ένα χρονομετρικό παράδειγμα στο οποίο θα υποβάλλονταν τα άτομα που συμμετείχαν στο πείραμα. Σε ένα χρονομετρικό παράδειγμα υπάρχουν δύο ερεθίσματα. Το πρώτο ερέθισμα ονομάζεται προειδοποιητικό ερέθισμα (warning stimuli) και το δεύτερο ερέθισμα, αυτό δηλαδή που κατευθύνει το άτομο μόλις το ακούσει να επιτελέσει μια συμπεριφορική απόκριση, ονομάζεται επιτακτικό ερέθισμα (imperative stimuli). Η χρονική περίοδος που μεσολαβεί ανάμεσα στο warning και το imperative stimuli ονομάζεται foreperiod (περίοδος προεπεξεργασίας), ενώ ο χρόνος μεταξύ του επιτακτικού ερεθίσματος και της συμπεριφορικής απόκρισης ατόμου ονομάζεται χρόνος αντίδρασης (reaction time).

Στο συγκεκριμένο πείραμα το warning stimuli ήταν μεμονωμένα κλικ (click) ή αναβοσβησίματα (flashes), ενώ το επιτακτικό ερέθισμα ήταν επαναλαμβανόμενα clicks ή flashes. Η συμπεριφορική απόκριση του ατόμου ήταν το πάτημα ενός κουμπιού μόλις εμφανιστεί το imperative stimuli. Η περίοδος προεπεξεργασίας ήταν 1sec. Το πείραμα περιελάμβανε δύο καταστάσεις. Στην πρώτη κατάσταση, ενημέρωναν τα άτομα ότι απλώς θα ακούσουν τα δύο ερεθίσματα με 1sec διαφορά χωρίς να επιτελέσουν μετά κάποια συμπεριφορική αντίδραση όπως πχ το πάτημα ενός κουμπιού μόλις ακούσουν το imperative stimuli. Σε αυτή την περίπτωση τα ERP components που παρατηρήθηκαν ήταν τα τυπικά που εμφανιζόταν σε παρόμοιες έρευνες και πειράματα που είχαν γίνει μέχρι εκείνη την περίοδο. Στην δεύτερη κατάσταση ενημέρωναν τα άτομα ότι μόλις ακουστεί το imperative stimuli θα έπρεπε να πατήσουν ένα κουμπί. Σε αυτή την περίπτωση εκτός από τα αναμενόμενα components παρατηρήθηκε στην foreperiod μια μεγάλη αργή αρνητικότητα στις ERP κυματομορφές η οποία και αυξανόταν σε πλάτος κατά την διάρκεια του διαστήματος από το warning μέχρι το imperative stimuli και η οποία ξαφνικά εξαφανιζόταν μόλις πατούσαν το κουμπί. Αυτή, λοιπόν, την αρνητικότητα που παρατηρήθηκε τότε για πρώτη φορά την ονόμασαν ενδεχόμενη αρνητική μεταβολή (CNV). Συμπερασματικά, αυτό που έκρινε την παρουσία ή όχι CNV ήταν το γεγονός ότι τους έβαλαν να αποκριθούν ή να μην αποκριθούν στο άκουσμα του imperative stimuli.

#### Ιστορικές αναφορές σχετικά με το CNV

Το CNV λοιπόν αποδείχθηκε ότι είναι ένα καθαρά ενδογενές component αφού όπως ανέφερε και ένας από τους συγγραφείς που μελετούσε αυτή την συνιστώσα «Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η CNV δεν σχετίζεται με τα χαρακτηριστικά των ίδιων των ερεθισμάτων, αλλά εξαρτάται από την φυσική αλληλεπίδραση του ατόμου με το ερέθισμα - μια σχέση με τη γνωστική ψυχολογία που ήταν πολύτιμη» [31]. Άλλη μια αναφορά έγινε από τους Hillyard και τον Galambos [32] που δήλωσαν ότι "η CNV θα μπορούσε να αποτελέσει ηλεκτρική συνιστώσα της διαδικασίας προσοχής, η λειτουργία της οποίας είναι να προετοιμάσει τον οργανισμό για λήψη και δράση".

#### Οι δύο υποσυνιστώσες του CNV

Οι περισσότεροι ερευνητές συμφωνούν ότι η συνιστώσα CNV έχει συνδεθεί με την επεξεργασία πληροφοριών και την προετοιμασία της αντίδρασης του ατόμου σε ένα ερέθισμα. Η κύρια διαμάχη ήταν αν η CNV αποτελείται από περισσότερες από μία συνιστώσες. Μετά την ανακάλυψη του CNV, οι ερευνητές κατάφεραν να διακρίνουν μέσα στο διάστημα εμφάνισης του CNV δύο κύριες συνιστώσες. Οι Loveless και Sanford και οι Weerts and Lang [33] αύξησαν το διάστημα μεταξύ των δύο

ερεθισμάτων και το έκαναν μεγαλύτερο από 3 δευτερόλεπτα, δείχνοντας ότι οι δύο κύριες συνιστώσες υπάρχουν και μπορούν να διακριθούν οπτικά από το CNV. Το πρώτο κύμα/συνιστώσα το οποίο εμφανίστηκε αμέσως μετά το προειδοποιητικό ερέθισμα ονομάστηκε κύμα O ή κύμα προσανατολισμού. Αυτό το κύμα έδειξε ότι είχε αυξημένο πλάτος στις μετωπικές περιοχές του εγκεφάλου. Το δεύτερο κύμα εμφανίστηκε λίγο πριν το επιτακτικό ερέθισμα και ονομάστηκε κύμα E ή κύμα προσδοκίας. Μια μελέτη που διεξήχθη από τον Gaillard [34] έδωσε περαιτέρω στοιχεία ότι το κύμα O ήταν κατανομημένο μετωπικά και επηρεάζεται περισσότερο από τα ακουστικά ερεθίσματα παρά από τα οπτικά ερεθίσματα.

### Μορφολογία του CNV

Η αρνητική κορυφή του CNV εμφανίζεται περίπου στο διάστημα 260-470 ms μετά το ερέθισμα προειδοποίησης. Τείνει να αυξηθεί γρήγορα η συγκεκριμένη συνιστώσα εάν το άτομο είναι αβέβαιο τότε θα ακουστεί το επιτακτικό ερέθισμα ενώ τείνει να αυξηθεί σταδιακά εάν το άτομο είναι σίγουρο για το πότε θα ακουστεί το επιτακτικό ερέθισμα. Το μέγιστο πλάτος του CNV είναι συνήθως περίπου 20  $\mu$ V.

### Πως η προσοχή επηρεάζει το πλάτος του CNV ?

Η προσοχή βρέθηκε ότι επηρεάζει επίσης το πλάτος του CNV. Τα ακόλουθα παραδείγματα από διάφορα task conditions και μελέτες δείχνουν ότι η CNV αλλάζει όταν το πείραμα αλλάζει τον στόχο στον οποίο πρέπει να επικεντρωθούν τα άτομα. Στην πρώτη περίπτωση, όταν τα άτομα μάθαιναν ότι θα αργούσε να εμφανιστεί το επιτακτικό ερέθισμα σε σχέση με τον προηγούμενο χρόνο εμφάνισης του, η CNV μειώθηκε. Στην δεύτερη περίπτωση, τα άτομα μπορούσαν να επιλέξουν αν επρόκειτο να πιέσουν το κουμπί ή όχι. Σε δοκιμές όπου το άτομο επέλεξε να μην το πατήσει, δεν υπήρχε CNV. Στην τρίτη περίπτωση, όταν το άτομο ήξερε ότι δεν θα υπήρχαν επαναλαμβανόμενες αναλαμπές, δεν προκλήθηκε κανένα CNV. Στην τέταρτη περίπτωση, όταν στα άτομα τους είχαν πει να εκτιμήσουν πότε θα ερχόταν οι επαναλαμβανόμενες αναλαμπές ακόμη και όταν δεν παρουσιάστηκαν αναλαμπές, προκλήθηκε μια CNV. Τέλος, όταν ζητήθηκε από τα άτομα να δώσουν προσοχή και να ανταποκριθούν γρήγορα στο δεύτερο ερέθισμα, αυξήθηκε το πλάτος της CNV. Τα αποτελέσματα αυτών των συνθηκών υποδηλώνουν ότι η CNV σχετίζεται με την προσοχή και την προσδοκία συμπεριφορικής αντίδρασης στο ερέθισμα.

### Αρνητικό προκληθέν δυναμικό N100

Στη νευροεπιστήμη, το N100 είναι ένα μεγάλο, αρνητικό προκληθέν δυναμικό που μετράτε στο διάστημα 80 -120 msec μετά την έναρξη του ερεθίσματος και είναι κυρίαρχο ως επί το πλείστον στην μετωπιαία και κεντρική περιοχή του εγκεφάλου. Αναφέρεται συχνά σε συνδυασμό με το ακόλουθο θετικό δυναμικό P200 και μαζί αναφέρονται ως σύμπλεγμα "N100-P200". Παρόλο που η περισσότερη έρευνα πάνω σε αυτή την συνιστώσα επικεντρώνεται σε ακουστικά ερεθίσματα, το N100 εμφανίζεται επίσης σε οπτικά και σωματοαισθητικά ερεθίσματα.

Το ακουστικό N100 component παράγεται από ένα δίκτυο νευρώνων στους πρωτεύοντες και συσσωρευτικούς φλοιούς του ανώτερου κροταφικού λοβού. Στην παραγωγή του έχει παρατηρηθεί ότι συνεισφέρει περισσότερο το δεξιό ημισφαίριο από ότι το αριστερό.

Πλήθος ερευνών εμπλέκουν το N100 με την αντίληψη[35] επειδή το πλάτος του εξαρτάται έντονα από πράγματα όπως ο χρόνος ανόδου της έναρξης του ήχου, η ένταση του, το ενδιαμέσο διάστημα μεταξύ δύο διαφορετικών ήχων, η συχνότητα του εκάστοτε ήχου. Επιπλέον, το πλάτος του αυξάνεται ανάλογα με το πόσο διαφορετικός είναι ο ήχος από τον προηγούμενο. Η νεομαγνητική έρευνα το συνδέει περαιτέρω με την αντίληψη. Επιπρόσθετα, δείχνει επίσης να έχει και μια στενή σύνδεση με την διέγερση ενός ατόμου (*person's arousal*) και την επιλεκτική προσοχή (*selective attention*). Ένα άλλο χαρακτηριστικό είναι ότι το N100 μειώνεται όταν ένα άτομο ελέγχει τη δημιουργία ακουστικών ερεθισμάτων, όπως η δική του φωνή. Μεγαλύτερο πλάτος του N100 αντικατοπτρίζει μεγαλύτερη

νευρική δραστηριότητα ή αυξημένο συγχρονισμό, ως απόκριση σε ένα αισθητήριο ερέθισμα. Υπάρχουν πολλές συστηματικές αλλαγές στο N100 που είναι καλά τεκμηριωμένες:

- ✓ Το πλάτος του N100 είναι σχετικά μεγάλο με το πρώτο ερέθισμα σε μια σειρά ερεθισμάτων, αλλά μειώνεται για επακόλουθες επαναλήψεις του ίδιου ερεθίσματος.
- ✓ Το πλάτος του N100 ενισχύεται όταν τα άτομα είναι συγκεντρωμένα στα ερεθίσματα.
- ✓ Το πλάτος του N100 αυξάνεται όταν το άτομο αναμένει να λάβει ένα σχετικό ερέθισμα.

#### Παρατήρηση στις παραπάνω τεκμηριωμένες απόψεις σχετικά με το N100.

Η μείωση του πλάτους του N100 μετά τις πρώτες μερικές επαναλήψεις των ίδιων ερεθισμάτων προτείνεται ότι οφείλεται σε μια διαδικασία εξοικείωσης του ατόμου με το ερέθισμα.

#### Ιστορικά στοιχεία πειραμάτων σχετικά με το N100

Για να αντιμετωπιστεί η δυσκολία σύνδεσης του σήματος ERP με νευρικούς μηχανισμούς, ο Rennie[36] δημιούργησε ένα γενικό μοντέλο της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου με σκοπό την παραγωγή ERPs. Αυτό που έκανε ήταν να προσομοιώσει ολόκληρη την εγκεφαλική δραστηριότητα με ένα μοντέλο που ήταν βιολογικά ρεαλιστικό και σχετιζόταν άμεσα με την υποκείμενη φυσιολογία του εγκεφάλου. Ο Rennie διερεύνησε την ευαισθησία του N100 που παράγεται από το μοντέλο του, μεταβάλλοντας τις παραμέτρους του πειράματος, και συμπέρανε ότι μια σημαντική φυσιολογική ποσότητα για τον προσδιορισμό του πλάτους του N100 ήταν η δύναμη των νευρωνικών ζευγαριών μεταξύ των φλοιωδών νευρώνων. Οι παράμετροι στο μοντέλο του που δεν επηρέασαν σημαντικά το πλάτος του N100 σχετιζόνταν με: 1) το μήκος των αξόνων και την ταχύτητα δράσης των δυναμικών κατά μήκος των αξόνων, 2) τις σταθερές χρόνου που σχετίζονται με την άνοδο και την πτώση του μετασυναπτικού δυναμικού στο κυτταρικό σώμα. Τα αρχικά αυτά ευρήματα του Rennie ήταν συνεπή με την μεταγενέστερη εργασία μοντελοποίησης που περιλάμβανε την επίδραση της ακετυλοχολίνης (ACh) στο νευρικό σύστημα (η οποία πραγματοποιήθηκε από τον Clearwater)[37] και κατέληξε στο συμπέρασμα ότι αυξημένα επίπεδα ACh στον φλοιό θα προκαλούσαν αύξηση του πλάτους N100.

#### Θετικό προκληθέν δυναμικό P200

Η συνιστώσα P200 είναι ένα θετικό προκληθέν ηλεκτρικό δυναμικό που μετράται στο διάστημα 150-275ms μετά την εμφάνιση κάποιου εξωτερικού ερεθίσματος. Αυτή η συνιστώσα συχνά κατανέμεται γύρω από την κεντρο-μετωπική (fronto-central region) και την βρεγματική-ινιακή περιοχή (parieto-occipital region) του τριχωτού της κεφαλής. Γενικά διαπιστώνεται ότι είναι μέγιστη γύρω από την μετωπική περιοχή του τριχωτού της κεφαλής. Όπως και άλλες πιθανές μεταβολές που μπορούν να μετρηθούν από το τριχωτό της κεφαλής, εικάζεται ότι αυτή η συνιστώσα αντανακλά την μετασυναπτική δραστηριότητα κάποιας συγκεκριμένης νευρικής διαδικασίας. Λειτουργικά, φαίνεται να υπάρχει κάποιου είδους συμφωνία μεταξύ των ερευνητών ότι το P2 αντιπροσωπεύει κάποια πτυχή της αντιληπτικής επεξεργασίας υψηλότερης τάξης του ατόμου που σχετίζεται με την προσοχή [38], [39].

#### Παράγοντες που επηρεάζουν την ευαισθησία του P200

1. Γενικά χαρακτηριστικά του ερεθίσματος: Έρευνες έχουν δείξει ότι χαρακτηριστικά όπως το χρώμα, το μέγεθος και ο προσανατολισμός του ερεθίσματος παίζουν καθοριστικό ρόλο στην εμφάνιση του P2. Άλλα χαρακτηριστικά, όπως η προσοχή στο ερέθισμα και η επανάληψη του ερεθίσματος επηρεάζουν επίσης το πλάτος του P2. Η ποικιλομορφία αυτών των παραγόντων του

ερεθίσματος τείνει να υποδηλώνει ότι το P2 είναι πολυδιάστατο σε σχέση με την ευαισθησία του στα ερεθίσματα.

2. Μνήμη: Οι ερευνητές βρήκαν στοιχεία ότι το P2 εμπλέκεται στις διαδικασίες μνήμης. Πιο συγκεκριμένα, παρατηρήθηκαν διαφορές στο πλάτος της συνιστώσας στην πρόσθια και στην οπίσθια περιοχή του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια της κωδικοποίησης λέξεων από τα άτομα όταν αυτά υποβάλλονται σε πειράματα που αφορούν την μνήμη (memory task experiments). Επίσης, οι ερευνητές ανακάλυψαν ότι το P200 εμφανίστηκε σε δοκιμές, όπου οι συμμετέχοντες άκουγαν με αντίστροφη σειρά μια ψηφιακά κωδικοποιημένη πρόταση που είχαν προηγουμένως ακούσει. Αυτό δείχνει ότι το P2 είναι ευαίσθητο στη βραχυπρόθεσμη μνήμη εργασίας (short-term working memory) και την μνήμη αναγνώρισης (recognition memory) [40], [41].
3. Γλώσσα: Το P2 έχει επίσης βρεθεί ότι εμπλέκεται σε γλωσσικές διεργασίες, συμπεριλαμβανομένου της προσδοκίας για μια δεδομένη λέξη. Οι ερευνητές διαπίστωσαν ότι η συνιστώσα P2 ποικίλει ανάλογα με το επίπεδο προσδοκίας για μια συγκεκριμένη λέξη σε μια πρόταση. Παρατηρήθηκε, ότι το αριστερό ημισφαίριο του εγκεφάλου σε σχέση με το δεξί μπορεί να χρησιμοποιήσει πληροφορίες συμφραζομένων (contextual information) για να προετοιμαστεί για την πρόβλεψη των επερχόμενων λέξεων. Δηλαδή, το αριστερό ημισφαίριο χρησιμοποιεί συγκεκριμένα μηχανισμούς προσοχής (attentional mechanisms) για να προετοιμαστεί να επεξεργαστεί λέξεις που είναι πιθανό να επέρχονται στην συνέχεια [42]–[44].

#### Κλινικές εφαρμογές του P200

Η συνιστώσα P2 που προκαλείται λόγω οπτικού ερεθίσματος έχει προταθεί ότι έχει κλινική χρησιμότητα σε σχέση με τη διάγνωση της νόσου του Alzheimer. Οι ερευνητές διαπίστωσαν ότι το latency του P2 που προκαλείται από λάμπεις φωτός αυξάνεται σημαντικά σε ασθενείς με άνοια και πρόωμη εμφάνιση της νόσου του Alzheimer σε σχέση με υγιή άτομα [45].

### **Αρνητικό προκληθέν δυναμικό N400**

Το N400 είναι και αυτό μια χρονικά κλειδωμένη συνιστώσα των EEG σημάτων. Πρόκειται για ένα αρνητικά προκληθέν δυναμικό που κορυφώνεται περίπου στα 400ms μετά την έναρξη του ερεθίσματος εξ ου και το όνομα του. Συνήθως εκτείνεται από 250 έως 500ms μετά το ερέθισμα και παρουσιάζει μεγάλα πλάτη συνήθως στον κεντρικό και βρεγματικό λοβό του εγκεφάλου. Το N400 αποτελεί μέρος της φυσιολογικής απόκρισης του εγκεφάλου σε λέξεις και άλλα σημαντικά ερεθίσματα, συμπεριλαμβανομένων οπτικών και ακουστικών λέξεων, προσώπων, περιβαλλοντικών ήχων και μυρωδιών [46], [47].

#### Παράγοντες που επηρεάζουν το πλάτος του N400

Η συχνότητα της χρήσης μιας λέξης είναι γνωστό ότι επηρεάζει το πλάτος του N400. Οι συχνά χρησιμοποιούμενες λέξεις δηλαδή προκαλούν μειωμένα N400 σε σχέση με σπάνιες λέξεις. Υπάρχουν επίσης αρκετές αναφορές που τονίζουν ότι το πλάτος N400 μειώνεται επίσης με την επανάληψη μιας λέξης, αφού η δεύτερη, τρίτη κτλ παρουσίαση μιας λέξης έχει ως αποτέλεσμα μια πιο θετική απόκριση του. Αυτά τα ευρήματα υποδεικνύουν ότι όταν μια λέξη είναι πολύ συχνή ή έχει εμφανιστεί πρόσφατα στο πείραμα, διευκολύνει το άτομο να την επεξεργαστεί σημασιολογικά, γεγονός που οδηγεί σε μείωση του πλάτους του N400.

Το πλάτος του N400 είναι επίσης ευαίσθητο σε συγγενικά νοηματικές λέξεις ή σε λέξεις που διαφέρουν μόνο από ένα γράμμα (π.χ. boat και boar). Οι συγγενικές λέξεις προκαλούν μεγαλύτερα πλάτη του N400 σε σχέση με τις υπόλοιπες. Αυτό το εύρημα ισχύει και για τις ψευδολέξεις (pseudowords), οι οποίες δεν είναι πραγματικές λέξεις δηλαδή δεν έχουν κάποιο δικό τους νόημα αλλά μοιάζουν με λέξεις. Με βάση τα ανωτέρω, εξάγεται το συμπέρασμα ότι το N400 αντανακλά τη γενική ενεργοποίηση του ανθρώπινου δικτύου κατανόησης μιας λέξης [48], [49].



### Παράγοντες που δεν επηρεάζουν το πλάτος του N400

Ενώ το N400 είναι μεγαλύτερο όταν προφέρεται μια απροσδόκητη λέξη στο τέλος μιας φράσης, το πλάτος του είναι γενικά ανεπηρέαστο από αν η τελευταία λέξη μιας πρότασης έχει νοηματική σχέση με την υπόλοιπη πρόταση. Για παράδειγμα, έχουμε την πρόταση Α: ένα σπουργίτι είναι ένα κτίριο. Η απόκριση του N400 στην λέξη κτήριο είναι πιο αρνητική από την απόκριση του N400 στην λέξη πτηνό αν η προηγούμενη πρόταση γίνει: ένα σπουργίτι είναι ένα πτηνό. Σε αυτή την περίπτωση, το κτίριο έχει χαμηλότερη πιθανότητα να εμφανιστεί στην πρόταση και έτσι είναι λιγότερο αναμενόμενο σε σχέση με την λέξη πτηνό. Αυτό υποδηλώνει ότι το N400 ανταποκρίνεται στη σχέση μεταξύ των λέξεων, αλλά δεν είναι απαραίτητα ευαίσθητο στην αξία αλήθειας της φράσης. Επιπλέον, οι γραμματικές παραβιάσεις σε προτάσεις δεν προκαλούν μεγάλη απόκριση του N400 οπότε αυτό το δεδομένο δεν φαίνεται να επηρεάζει το πλάτος του [50], [51].

### Παράγοντες που επηρεάζουν το latency του N400

Αν και πολλοί διαφορετικοί πειραματικοί χειρισμοί επηρεάζουν το πλάτος του N400, λίγοι παράγοντες όπως η ηλικία του ατόμου, η παρουσία μιας ασθένειας και η γλωσσική επάρκεια αποτελούν παραδείγματα που μεταβάλλουν το χρονισμό του N400 [52].

### Ιστορικά στοιχεία πειραμάτων σχετικά με το N400

Το N400 ανακαλύφθηκε για πρώτη φορά από τους Marta Kutas και Steven Hillyard το 1980 [53]. Κατά την διάρκεια ενός πειράματος στο οποίο εξετάζαν την απόκριση των ατόμων σε απροσδόκητες λέξεις στο τέλος κάποιων προτάσεων, αναμέναν να προκληθεί η συνιστώσα P300. Το P300 είχε αποδειχθεί προηγουμένως ότι προκαλείται από απροσδόκητα ερεθίσματα. Συνεπώς, οι Kutas και Hillyard χρησιμοποίησαν προτάσεις με απροσδόκητες λέξεις στο τέλος των προτάσεων (πχ παίρνω καφέ με κρέμα γάλακτος και σκύλο), περιμένοντας να δούνε ένα P300 στην απροσδόκητη πρόταση. Ωστόσο, αντί να προκληθεί μεγάλο θετικό δυναμικό, αυτές οι ανώμαλες καταλήξεις προκάλεσαν μια μεγάλη αρνητικότητα, σε σχέση με τις προτάσεις με αναμενόμενες καταλήξεις (πχ Επέστρεψα το βιβλίο στη βιβλιοθήκη) και έτσι λοιπόν ανακάλυψαν το N400.

### Χρονικά Καθυστερημένη θετική συνιστώσα (LPC)

Η χρονικά καθυστερημένη θετική συνιστώσα (LPC) είναι ένα θετικό δυναμικό το οποίο μελετάτε κυρίως στις έρευνες που σχετίζονται με την μνήμη αναγνώρισης (recognition memory). Το δυναμικό αυτό ξεκινάει να εκδηλώνεται περίπου 400-500ms μετά το ερέθισμα και διαρκεί συνήθως μέχρι τα 800ms. Γενικά, έχει βρεθεί ότι εμφανίζει μεγαλύτερα πλάτη στην βρεγματική περιοχή του εγκεφάλου. Η συνιστώσα αυτή χρησιμοποιείται για την εξήγηση του φαινομένου ERP "old/new" effect [54], το οποίο θα εξηγηθεί λεπτομερώς στην συνέχεια.

Στην βιβλιογραφία της ψυχολογίας που σχετίζεται με την μνήμη, η μακροχρόνια μνήμη (Long Term Memory) χωρίζεται συνήθως σε δύο τύπους: σημασιολογική (semantic) και επεισοδιακή (episodic). Οι σημασιολογικές μνήμες είναι μνήμες που αποθηκεύονται στην LTM χωρίς συγκεκριμένες πληροφορίες κωδικοποίησης που συνδέονται με αυτές, και έτσι αντιπροσωπεύουν τις γενικές γνώσεις για τον κόσμο που έχει αποκτήσει ένα άτομο καθ' όλη τη διάρκεια ζωής του. Στον αντίποδα, οι επεισοδιακές μνήμες είναι μνήμες που αποθηκεύονται στην LTM ως συγκεκριμένα "επεισόδια" και, συνεπώς, έχουν κάποιο είδος συγκεκριμένων πληροφοριών που σχετίζονται με αυτές, όπως πού ή πότε κωδικοποιήθηκαν. Η επεισοδιακή μνήμη χωρίζεται συχνά σε δύο διαφορετικές κατηγορίες με βάση την ποσότητα των πληροφοριών που είναι διαθέσιμες για το συγκεκριμένο "επεισόδιο" στο οποίο αναφέρονται. Αυτές οι δύο κατηγορίες είναι η ανάμνηση και η εξοικείωση. Η ανάμνηση είναι η διαδικασία κατά την οποία ανακαλούνται ορισμένες πληροφορίες σχετικά με το περιεχόμενο του επεισοδίου που έχει καταγραφεί/κωδικοποιηθεί στην μνήμη. Η εξοικείωση, από την άλλη μεριά, είναι μια γενική αίσθηση του ατόμου ότι θυμάται κάτι για ένα γεγονός που έχει γίνει, χωρίς όμως οποιαδήποτε άλλη λεπτομέρεια σχετικά με το γεγονός. Παρόλο που η επεισοδιακή μνήμη όπως προ είπαμε χωρίζεται στις παραπάνω δύο κατηγορίες, δεν

γνωρίζουμε ακόμα αν οι δύο αυτές κατηγορίες αποτελούν ξεχωριστές οντότητες ελεγχόμενες από διαφορετικές λειτουργίες του εγκεφάλου ή απλώς μια διαβαθμισμένη συνέχεια της ίδιας λειτουργίας του εγκεφάλου.

Η συνιστώσα LPC έχει συσχετιστεί με την επεισοδιακή μνήμη και περιεγράφηκε για πρώτη φορά σε μελέτες ERP που εξετάζαν είτε την επίδραση της επανάληψης (repetition effect) είτε την επίδραση της αναγνώρισης (recognition effect). Και στις δύο προαναφερθείσες περιπτώσεις, οι μελέτες διαπίστωσαν ότι τα ERP στην περίπτωση των repetition / recognition δοκιμών του πειράματος σε σχέση με τις υπόλοιπες περιπτώσεις του πειράματος εμφάνιζαν μια αυξημένη θετικότητα μεταξύ 500 και 800ms μετά την έναρξη του ερεθίσματος – την σημερινή δηλαδή συνιστώσα LPC. Σε ένα από τα πρώτα παραδείγματα μιας τέτοιας μελέτης, ο Friedman[55] παρουσίασε αποτελέσματα που έδειξαν ότι τα ERP σε επαναλαμβανόμενα στοιχεία του πειράματος σε αντιπαράθεση με στοιχεία που εμφανιζόταν για πρώτη φορά στο πείραμα (νέα στοιχεία) χαρακτηρίστηκαν από μειωμένα δυναμικά στο διάστημα μεταξύ 300-500ms (N400) τα οποία στην συνέχεια παρουσίασαν μια αυξημένη θετικότητα στο διάστημα μεταξύ 500-800ms (LPC). Η αυξημένη θετικότητα σε αυτή την περίπτωση ονομάστηκε ERP "old/new" effect.

#### Το LPC ως συναισθηματικός δείκτης

Η ικανότητα τροποποίησης των συναισθηματικών αποκρίσεων ή της ρύθμισης των συναισθημάτων αποτελεί βασικό μηχανισμό για διαταραχές στη διάθεση των ατόμων. Επομένως, ο εντοπισμός ενός νευρολογικού δείκτη σχετικά με τη ρύθμιση των συναισθημάτων μας δίνει τη δυνατότητα έγκαιρης ανίχνευσης προβλημάτων διάθεσης. Ένας τέτοιος δείκτης μπορεί να είναι το LPC, το οποίο αντικατοπτρίζει το πόσο εύκολα επικεντρώνει κανείς την προσοχή του σε ένα συναισθηματικό ερέθισμα.

### **3.2.4 Πλεονεκτήματα – Μειονεκτήματα του ERP**

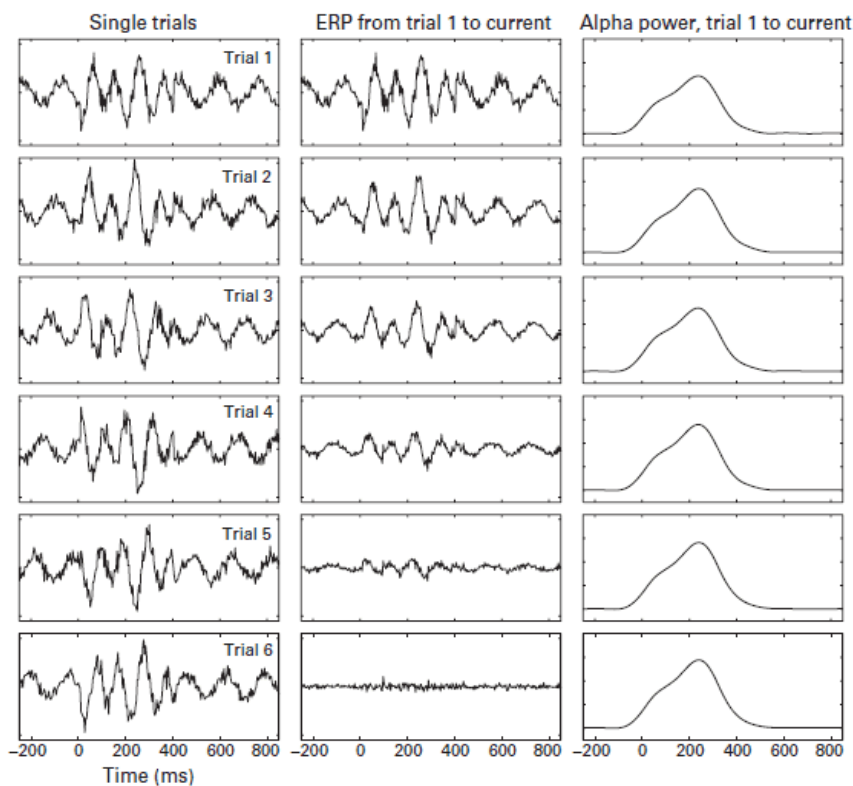
Στην συνέχεια θα παρουσιαστούν τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της χρήσης των ERPs[1].

#### **ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ERPs**

- Πρώτον, τα ERP είναι απλά, μπορούν δηλαδή να υπολογιστούν γρήγορα και απαιτούν λίγες υποθέσεις ή παραμέτρους ανάλυσης. Αν σκοπός-ερώτηση του πειράματος είναι να ελέγξουμε αν η εγκεφαλική επεξεργασία διαφέρει μεταξύ δύο ή περισσότερων συνθηκών, η σύγκριση των αντίστοιχων ERP μεταξύ των συνθηκών είναι η ταχύτερη και ευκολότερη προσέγγιση για την αντιμετώπιση αυτής της ερώτησης.
- Δεύτερον, ένα άλλο πλεονέκτημα των ERPs είναι η υψηλή χρονική ακρίβεια. Επειδή τα ERPs γενικά περιλαμβάνουν ελάχιστη επεξεργασία δεδομένων και ήπια ή όχι χρονικά φίλτρα, η εκτίμηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας σε κάθε χιλιοστό του δευτερολέπτου είναι πολύ ακριβής. Εάν λοιπόν σκοπός του πειράματος είναι ο εντοπισμός της στιγμής εμφάνισης ενός component δηλαδή το latency του, τα ERPs θα παρέχουν μια πολύ ακριβή εκτίμηση αυτής της στιγμής.
- Τρίτον, ακόμη ένα θετικό στοιχείο των ERPs είναι ότι υπάρχει μια εκτεταμένη και για δεκαετίες έρευνα πάνω στα ERP σε σύγκριση με τις σχετικά πρόσφατες έρευνες οι οποίες επικεντρώνονται στα φασματικά χαρακτηριστικά των EEG σημάτων. Το γεγονός αυτός βοηθάει να συγκρίνουμε και να ερμηνεύσουμε τα αποτελέσματά μας που προέκυψαν από μια ERP ανάλυση σε σχέση με άλλα παρόμοια ευρήματα ερευνών.

### ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ERPs

- Ο πρώτος περιορισμός όσον αφορά τα ERPs είναι η δυσκολία ερμηνείας των αποτελεσμάτων όταν κατά την ανάλυση προκύπτουν πολύ μικρά- σχεδόν μηδενικά ERPs. Αυτό συμβαίνει επειδή τα ERPs αποκαλύπτουν λίγες από τις πληροφορίες που εμπεριέχονται στα EEG δεδομένα. Θα παραθέσουμε το παρακάτω παράδειγμα για να γίνει πιο κατανοητός ο πρώτος περιορισμός. Το παράδειγμα παρουσιάζει μια ανάλυση των EEG δεδομένων στο πεδίο του χρόνου (με την χρήση των ERPs) και μια στο πεδίο της συχνότητας (με την εξαγωγή της alpha-band power). Έχουμε 6 δοκιμές του ίδιου πειράματος και σκοπός μας είναι να πάρουμε το μέσο ERP αυτών των δοκιμών και την μέση τους alpha-band power. Όπως παρατηρούμε στην τελευταία γραμμή του επόμενου σχήματος το μέσο ERP τελικά προέκυψε σχεδόν μηδέν δηλαδή χάσαμε όλη την πληροφορία που εμπεριείχε. Αντιθέτως, το μέσο alpha-band power διατήρησε τις δικές του πληροφορίες οπότε στην συνέχεια είμαστε σε θέση να σχολιάσουμε και να βγάλουμε συμπεράσματα σε σχέση με το power πράγμα το οποίο δεν μπορούμε να κάνουμε με το σχεδόν μηδενικό ERP που προέκυψε.



Εικόνα 11. Το προαναφερθέν παράδειγμα για τον πρώτο περιορισμό του ERP.

- Ο δεύτερος περιορισμός που αφορά τα ERPs έγκειται στο γεγονός ότι δεν είναι δυνατόν να προσφέρουν εύκολη σύνδεση με τους νευροφυσιολογικούς μηχανισμούς που παρήγαγαν τα συγκεκριμένα ERPs. Αυτό οφείλεται στην συμπεριφορά των νευροφυσιολογικών μηχανισμών των ERPs που τα καθιστά δυσκολότερα ερμηνεύσιμα σε σχέση με τους εγκεφαλικούς ρυθμούς που συμμετέχουν στην εξαγωγή γνωστικών λειτουργιών.

## 4. Αποθορυβοποίηση σημάτων μέσω της μεθόδου Ανάλυσης Ανεξάρτητων Συνιστωσών

### 4.1 Ανάλυση Ανεξάρτητων Συνιστωσών (Independent Component Analysis -ICA)

#### 4.1.1 Ορισμός ICA

Η ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών [56] είναι μια υπολογιστική μέθοδος για το διαχωρισμό ενός πολυμεταβλητού σήματος σε ανεξάρτητες συνιστώσες. Είναι δηλαδή μια τεχνική διαχωρισμού των ανεξάρτητων πηγών του εγκεφάλου από τις οποίες προέρχεται το αρχικό (μη επεξεργασμένο) πολυμεταβλητό σήμα EEG σε κάθε ηλεκτρόδιο. Το ICA τελικά αποσυνθέτει τα EEG δεδομένα όλων των ηλεκτροδίων σε ένα σύνολο συνιστωσών μέσω των εντοπίζουμε τις ανεξάρτητες πηγές που συνεισφέρουν στην διακύμανση των δεδομένων.

#### 4.1.2 Επεξήγηση της μεθόδου ICA

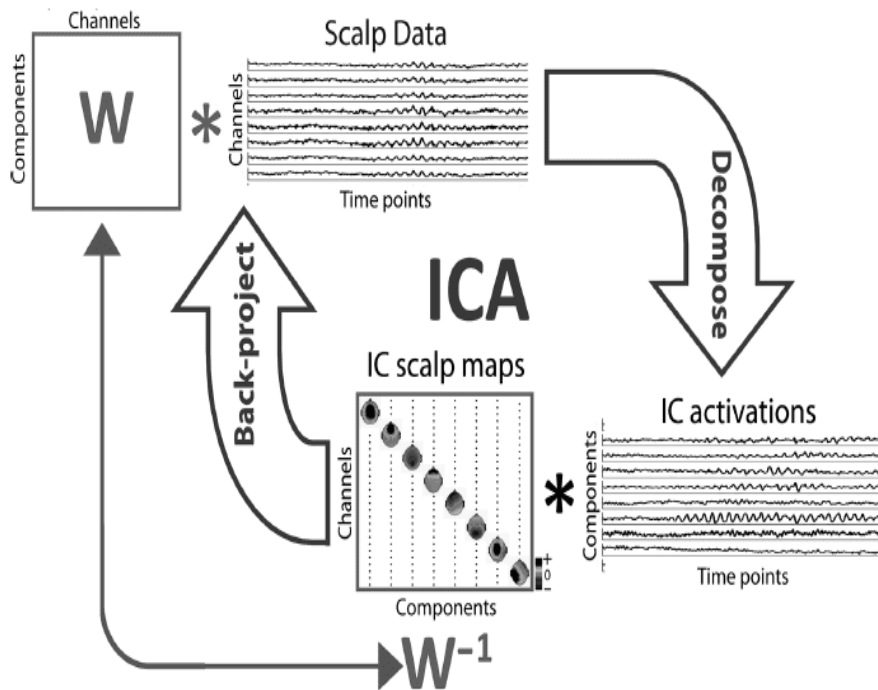
Η κυματομορφή του σήματος EEG που καταγράφεται σε κάθε ηλεκτρόδιο είναι ένα σταθμισμένο άθροισμα των κυματομορφών των πηγών που προκαλούν το συγκεκριμένο δυναμικό στο ηλεκτρόδιο. Για κάθε πηγή υπολογίζεται ένα βάρος σε κάθε θέση του ηλεκτροδίου το οποίο εκφράζει την συνεισφορά του κάθε ηλεκτροδίου στην συγκεκριμένη πηγή. Τα βάρη εξαρτώνται από την θέση και τον προσανατολισμό κάθε πηγής σε σχέση με κάθε θέση ηλεκτρόδιο. Αν έχουμε  $S$  πηγές και  $E$  θέσεις ηλεκτροδίων, θα έχουμε μια  $W = S \times E$  μήτρα των βαρών. Αυτή η μήτρα ανάμιξης (mixing matrix) καθορίζει τον τρόπο με τον οποίο αναμειγνύονται οι διαφορετικές πηγές. Οι τυχόν θορυβώδη συνιστώσες του σήματος είναι απλώς πρόσθετες πηγές που μπορούν να συμπεριληφθούν σε αυτόν τον πίνακα  $W$ .

#### 4.1.3 Σκοπός εφαρμογής του ICA

Ο στόχος του ICA είναι να βρούμε ένα μη αναμεμιγμένο πίνακα (unmixing matrix) που θα μας επιτρέψει να ανακατασκευάσουμε τις παρατηρούμενες κυματομορφές από τις ανεξάρτητες συνιστώσες (IC activations) που προκύπτουν μετά τον πολλαπλασιασμό του πίνακα  $W = S \times E$  με το dataset των EEG σημάτων σε κάθε ηλεκτρόδιο. Αυτή η μη αναμεμιγμένη μήτρα είναι το αντίστροφο της μήτρας ανάμιξης. Ωστόσο, αν δεν γνωρίζουμε τις τοποθεσίες των πηγών, δεν γνωρίζουμε και τις τιμές είτε στη μήτρα ανάμιξης ή την μη αναμεμιγμένη μήτρα. Η ICA λοιπόν, σε αυτό το σημείο της διαδικασίας χρησιμοποιεί τις στατιστικές ιδιότητες των παρατηρούμενων δεδομένων EEG για να δημιουργήσει την μη αναμεμιγμένη μήτρα, βρίσκοντας στατιστικά ανεξάρτητες συνιστώσες (ανεξάρτητο στοιχείο- IC) που ενδέχεται να αντιστοιχούν σε πραγματικές νευρικές πηγές ή σε πιθανά artifacts.

#### 4.1.4 Τα διάφορα στάδια εφαρμογής της μεθόδου

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζονται τα βήματα που ακολουθούνται κατά την εφαρμογή της μεθόδου ανάλυσης ανεξάρτητων συστατικών.



Εικόνα 12. Τα στάδια της μεθόδου ICA.

Το πρώτο βήμα είναι ότι τα ακατέργαστα (RAW) EEG δεδομένα τροφοδοτούνται σε ένα νευρωνικό δίκτυο, το οποίο χρησιμοποιώντας αλγορίθμους μάθησης δημιουργεί την μήτρα ανάμειξης  $W$  για την δημιουργία των ανεξάρτητων συστατικών (IC) που έχουν μέγιστη στατιστική ανεξαρτησία μεταξύ τους. Η μήτρα αυτή παρέχει ένα σύνολο τιμών στάθμισης (βάρη) μέσω των οποίων παράγονται στην συνέχεια τα IC από τον πολλαπλασιασμό της μήτρας αυτής με τον πίνακα των δεδομένων EEG. Έτσι, προκύπτει η μήτρα με τις χρονικές κυματομορφές των IC activations που έχει τις ίδιες διαστάσεις με την μήτρα των EEG data. Όπως η τάση κάθε χρονική στιγμή σε κάθε ηλεκτρόδιο είναι ένα σταθμισμένο άθροισμα όλων των κυματομορφών των πηγών της εγκεφαλικής δραστηριότητας, έτσι κατά αναλογία λοιπόν η τάση σε κάθε ηλεκτρόδιο μπορεί να θεωρηθεί σαν το σταθμισμένο άθροισμα όλων των ενεργοποιήσεων IC, όπου τα βάρη δίνονται από την μήτρα ανάμειξης  $W^{-1}$ . Τελικά σε αυτό το σημείο μπορούμε να επαναδημιουργήσουμε ακριβώς τα ακατέργαστα δεδομένα EEG πολλαπλασιάζοντας τώρα την μήτρα των IC activations με την μήτρα  $W^{-1}$ .

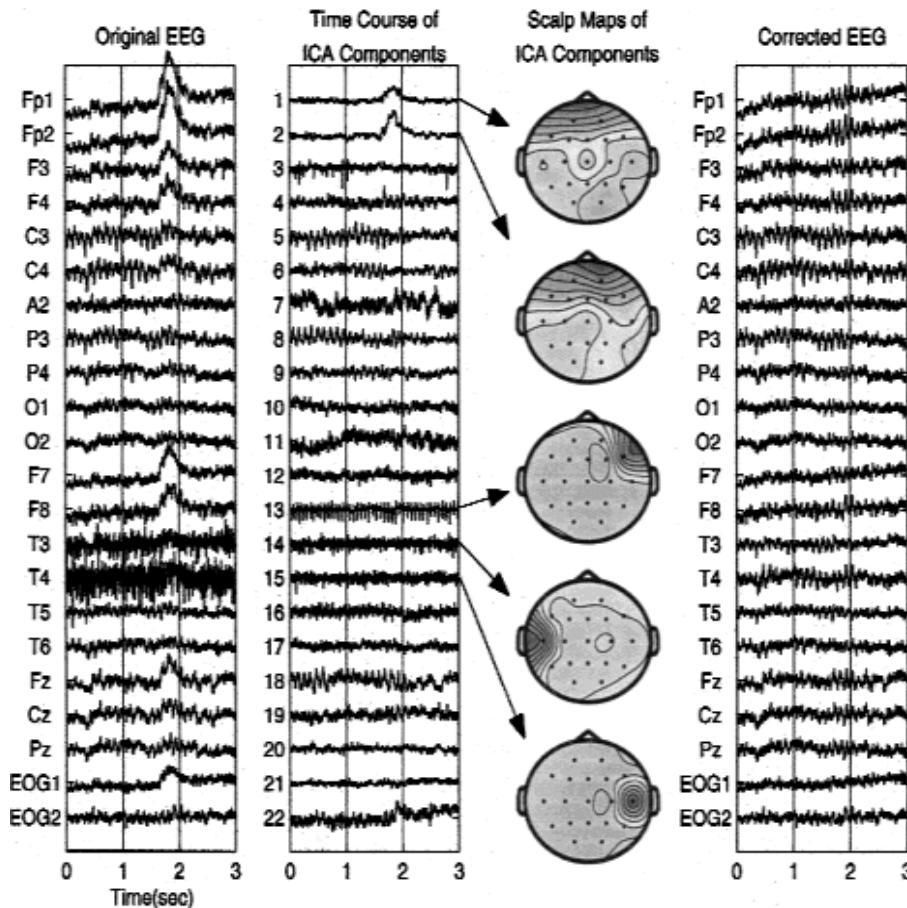
Πριν το τελικό βήμα της επαναδημιουργίας των EEG data από τα IC που έχουν προκύψει παρεμβάλλεται το πιο ουσιαστικό στάδιο της διαδικασίας της μεθόδου ICA, η απόρριψη ορισμένων component (artifacts rejection) τα οποία αντιπροσωπεύουν τα γνωστά artifacts που θα αναφερθούμε με λεπτομέρεια στην συνέχεια.

#### ΔΙΕΥΚΡΙΝΙΣΗ

Θα πρέπει να ληφθεί υπόψιν ότι η αποσύνθεση των δεδομένων μέσω της συγκεκριμένης μεθόδου βασίζεται αποκλειστικά σε στατιστικές ιδιότητες, για αυτό και δεν μπορούμε να καθορίσουμε ποιες ιδιότητες των δεδομένων είναι "σήμα" και ποιες "θόρυβος". Στην πράξη, τα

components περιέχουν τόσο σήμα όσο και θόρυβο. Αυτό κάνει δύσκολη την διαδικασία απόρριψης των συνιστωσών που περιέχουν artifacts. Θα πρέπει λοιπόν να είμαστε προσεκτικοί σχετικά με την αφαίρεση συνιστωσών, γιατί πιθανό να αφαιρεθεί κάποιο component που τελικά να περιέχει αρκετή χρήσιμη πληροφορία αλλά παρ' όλα αυτά να φαίνεται σαν artifact. Γενικά, καλό είναι να ακολουθούμε μια συντηρητική προσέγγιση και να αφαιρούμε τις συνιστώσες που είμαστε σίγουροι ότι περιέχουν θόρυβο.

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται ένα παράδειγμα με τις κυματομορφές των EEG data στο πρώτο σχήμα, τα IC activations στο δεύτερο σχήμα, στο τρίτο σχήμα έχουμε τα scalp maps των 5 ICA components που απορρίψαμε και στο τελευταίο σχήμα η επαναδημιουργία των EEG δεδομένων από τα εναπομείναντα IC activations μετά την απόρριψη των 5 components.



Εικόνα 13. Παράδειγμα εφαρμογής της μεθόδου ICA. Υπολογισμός από τα EEG δεδομένα των IC activations, artifacts rejection, ανακατασκευή των EEG δεδομένων μετά την απόρριψη των 5 IC components.

#### 4.1.5 Περιγραφή Θορυβωδών συνιστωσών των EEG σημάτων

Όπως έχει προαναφερθεί, δύο από τα βασικά χαρακτηριστικά του EEG σήματος είναι αφενός ότι έχει πλάτη της τάξης των  $\mu\text{V}$  και, αφετέρου, ότι περιλαμβάνει συχνότητες εντός της ζώνης 0.1Hz έως 80Hz. Συνεπώς, οι ηλεκτρικές ιδιότητες του σήματος EEG είναι ευάλωτες σε εξωτερικά ανεπιθύμητα-θορυβώδη σήματα. Το σήμα λοιπόν που καταγράφεται σε ένα πείραμα ERP αποτελείται από το EEG (που οφείλεται στην καθαρά εγκεφαλική δραστηριότητα του εγκεφάλου) συν μια ποικιλία μη-νευρωνικών πηγών θορύβου, οι οποίες είναι συνήθως δύσκολο να προβλεφθεί η προέλευση/πηγή τους. Αυτές οι πηγές αποτελούνται κυρίως από επαγόμενα ηλεκτρικά σήματα που οφείλονται στο περιβάλλον καταγραφής (environmental noise, equipment) και σε βιολογικά σήματα (eye-blinks, muscle activities, neck movements). Οι παραπάνω θορυβώδεις συνιστώσες στο

μετρούμενο σήμα του εγκεφάλου, οι οποίες συνυπάρχουν με την προς μέτρηση εγκεφαλική δραστηριότητα (event-related activity) κάθε χρονική στιγμή, ονομάζονται *artifacts*.

#### 4.1.6 Επίδραση των Artifacts στα EEG σήματα

Οι θορυβώδης συνιστώσες επιδρούν αρνητικά στο EEG σήμα με τρεις τρόπους. Πρώτον, μπορεί να μειώσουν την αναλογία σήματος προς θόρυβο (SNR) της μέσης κυματομορφής ERP, μειώνοντας έτσι την ικανότητά μας να παρατηρήσουμε σημαντικές διαφορές μεταξύ των ατόμων ή των συνθηκών κάτω από τις οποίες διεξάγεται το εκάστοτε πείραμα. Δεύτερον, ορισμένα είδη artifacts μπορεί να είναι συστηματικά και όχι τυχαία. Αυτό συνεπάγεται ότι εμφανίζονται περισσότερο σε ορισμένες συνθήκες του πειράματος σε σχέση με τις υπόλοιπες και επειδή είναι χαλαρά χρονικά κλειδωμένες στο κάθε ερέθισμα δεν μπορούν να εξαλειφθούν από τη διαδικασία λήψης των μέσων όρων των κυματομορφών των ERPs. Τέτοια artifacts μπορεί να οδηγήσουν σε εσφαλμένα συμπεράσματα σχετικά με τις επιπτώσεις ενός πειραματικού χειρισμού. Για παράδειγμα, μερικά από τα ερεθίσματα που δέχεται το άτομο σε ένα πείραμα μπορεί να είναι πιο πιθανό να προκαλέσουν κάποιο artifact από άλλα ερεθίσματα, γεγονός που θα μπορούσε να οδηγήσει σε διαφορές στο πλάτος των μέσων κυματομορφών του ERP. Έτσι, μια διαφορά μεταξύ των συνθηκών του πειράματος μπορεί να οφείλεται περισσότερο στα artifacts που προκαλεί το συγκεκριμένο ερέθισμα (σε σχέση με αυτά που προκαλούνται σε άλλο ερέθισμα) παρά να αντικατοπτρίζει μια διαφορά στην εγκεφαλική δραστηριότητα.

Για την αντιμετώπιση των προβλημάτων που δημιουργούν τα artifacts έχουν αναπτυχθεί διάφορες διαδικασίες για την εκτίμηση και την απόρριψη των θορυβωδών αυτών συνιστωσών από το ERP σήμα. Οι διαδικασίες-τεχνικές εντοπισμού και διόρθωσης των artifacts χωρίζονται σε τρεις κατηγορίες: (1) διαδικασίες με βάση την παλινδρόμηση (regression-based procedures), (2) διαδικασίες εντοπισμού διπόλου (dipole localization procedures), (3) στατιστικές διαδικασίες εύρεσης και απομόνωσης των θορυβωδών συνιστωσών (statistical component isolation procedures).

Η πιο ευρέως διαδεδομένη κατηγορία για artifacts rejection είναι η τρίτη. Οι συνηθέστερες στατιστικές μέθοδοι που χρησιμοποιούνται σε αυτή την κατηγορία είναι α) η ανάλυση κύριων συνιστωσών (PCA), β) η ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών (ICA) και γ) η τυφλή συμπερασματοποίηση δεύτερης τάξης (SOBI).

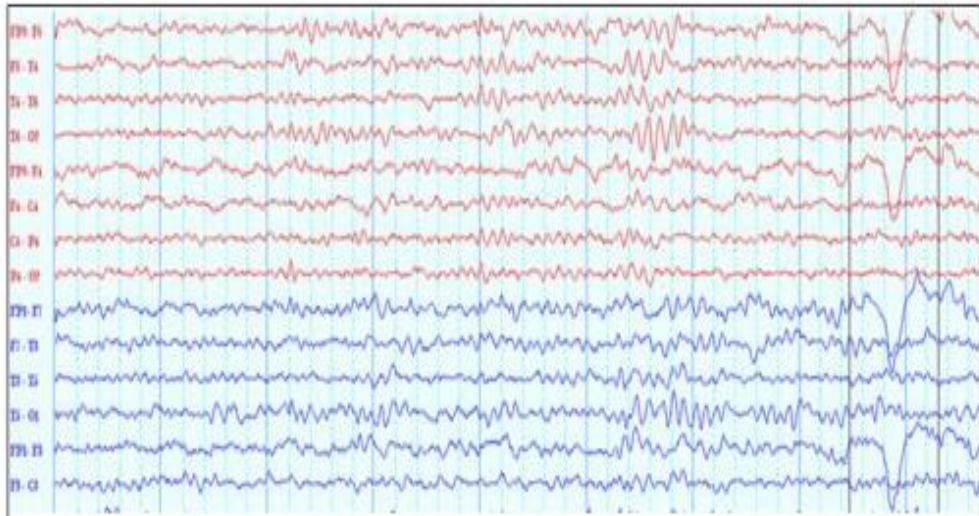
#### 4.1.7 Παράγοντες πρόκλησης των Artifacts

Στην συνέχεια παρουσιάζονται παρακάτω οι συνηθέστερες πηγές παραγωγής των artifacts.

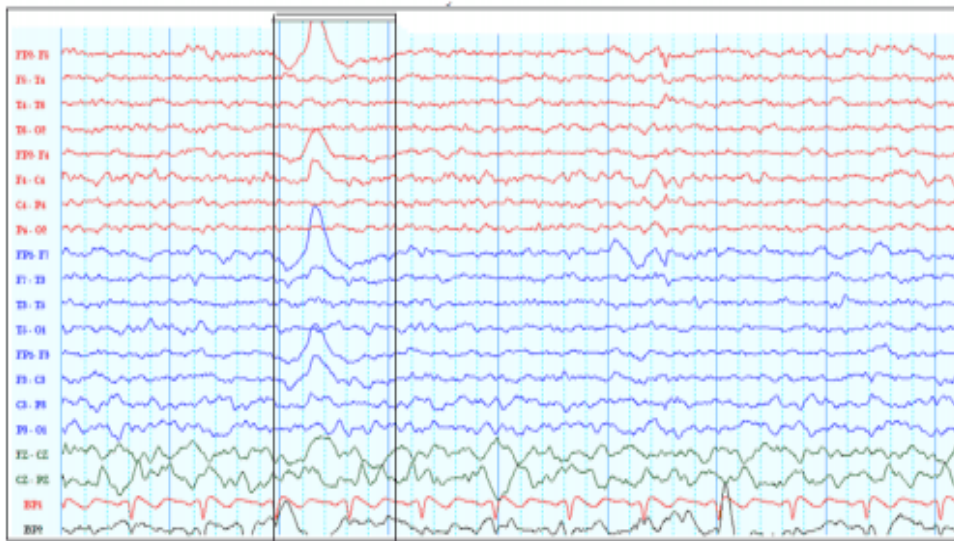
- Artifacts λόγω κινήσεων των ματιών

Μια κίνηση από τα βλέφαρα και τα μάτια προκαλεί μια αλλαγή στο δυναμικό στα ηλεκτρόδια κοντά στα μάτια. Ο πτερυγισμός αυτός των βλεφάρων εμφανίζεται ως σήμα με συχνότητα στο εύρος 3Hz-10Hz. Όσον αφορά την κίνηση των ματιών, ο βολβός του ματιού λειτουργεί ως δίπολο με θετικό πόλο προσανατολισμένο πρόσθια (κερατοειδής) και αρνητικό πόλο προσανατολισμένο οπίσθια (αμφιβληστροειδής). Όταν ο βολβός περιστρέφεται γύρω από τον άξονά του, δημιουργεί ένα πεδίο εναλλασσόμενου ρεύματος μεγάλου εύρους που ανιχνεύεται από οποιοδήποτε από τα ηλεκτρόδια που είναι τοποθετημένα κοντά στο μάτι. Μια αναλαμπή ή μια κίνηση του ματιού αναγκάζει τον θετικό πόλο να κινηθεί πλησιέστερα προς τα μπροσινά ηλεκτρόδια δημιουργώντας συμμετρικές προς τα κάτω ή προς τα πάνω εκτροπές όπως απεικονίζεται και στα παρακάτω σχήματα.





Εικόνα 14. Οι εκτροπές προς τα κάτω που εμφανίζονται στο σήμα είναι artifacts λόγω κινήσεων του ματιού.

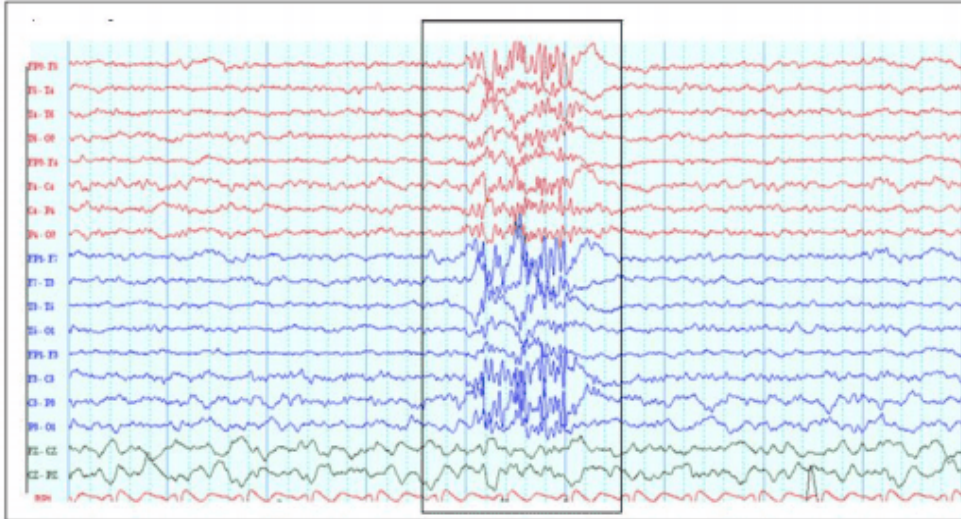


Εικόνα 15. Οι εκτροπές προς τα επάνω που εμφανίζονται στο σήμα είναι artifacts λόγω eyes blink.

- Artifacts λόγω κινήσεων των μυών

Τα μυογονικά δυναμικά που δημιουργούνται στους μυς των μετωπιαίων περιοχών (όταν σηκώνουμε τα φρύδια) και στους μυς του κροταφίου (σφίξιμο των μυών της γνάθου) είναι μικρότερης διάρκειας από αυτά που παράγονται στον εγκέφαλο. Αυτά τα artifacts μπορούν να αναγνωριστούν με βάση τη διάρκεια, τη μορφολογία και το ρυθμό πυροδότησης (συχνότητα). Συγκεκριμένα πάτερνς αυτών των artifacts μπορεί να εμφανιστούν σε ορισμένες κινητικές διαταραχές όπως πχ η νόσος του Πάρκινσον που μπορούν να παράγουν ρυθμικά ημιτονοειδή κυματομορφή 4 έως 6 Hz.

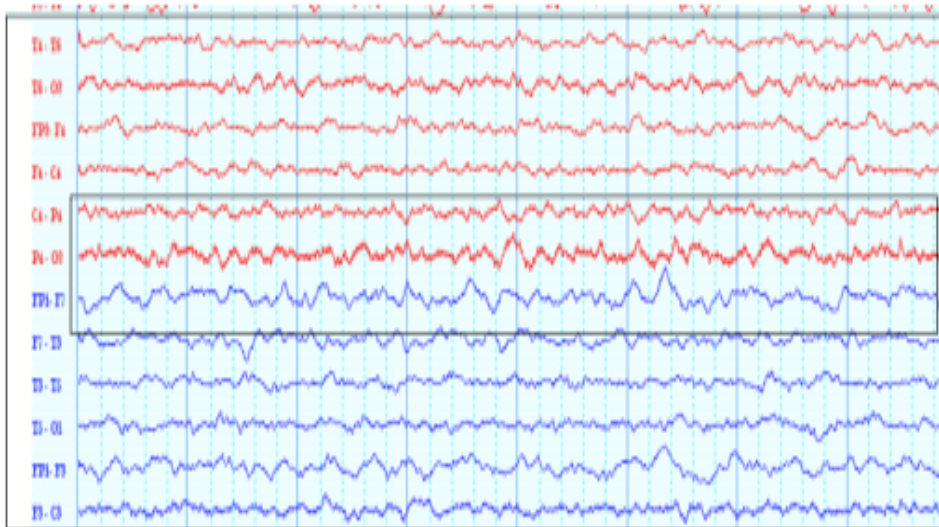




Εικόνα 16. Artifacts λόγω κινήσεων των μύων του προσώπου.

- 50-Hz artifact λόγω της γραμμής μεταφοράς του καλωδίου του ηλεκτροδίου

Όταν η σύνθετη αντίσταση ενός από τα ενεργά ηλεκτρόδια γίνεται σημαντικά μεγάλη μεταξύ των ηλεκτροδίων και της γείωσης του ενισχυτή, τότε το έδαφος γίνεται ηλεκτρόδιο το οποίο, ανάλογα με τη θέση του, παράγει μια θορυβώδη συνιστώσα στα 50 Hz.



Εικόνα 17. 50 Hz artifact λόγω της γραμμής μεταφοράς του καλωδίου ενός ηλεκτροδίου.

## 5. Στατιστικοί έλεγχοι υποθέσεων

Πολύ συχνά στα προβλήματα που εμφανίζονται στις επιστήμες, πρωταρχικό μας ενδιαφέρον δεν είναι να εκτιμήσουμε την τιμή μιας παραμέτρου, αλλά να ελέγξουμε αν η τιμή της είναι μικρότερη ή μεγαλύτερη από μία δεδομένη τιμή, που έχει φυσική ή βιολογική σημασία για το πρόβλημά μας. Για παράδειγμα, έστω ότι μας ενδιαφέρει αν η μέση τιμή αρτηριακής πίεσης ενός δείγματος ασθενών, που νοσηλεύονται σε μια κλινική, είναι μεγαλύτερη από τη μέση τιμή του γενικού πληθυσμού. Σε ένα τέτοιο ερώτημα μπορούμε να απαντήσουμε, θέτοντας κατάλληλες στατιστικές υποθέσεις και ελέγχοντας αν ισχύουν ή όχι.

### 5.1 Μηδενική και Εναλλακτική Υπόθεση

Γενικά, σε ένα στατιστικό έλεγχο χρησιμοποιούμε δύο συγκεκριμένες διατυπώσεις στατιστικών υποθέσεων που είναι γνωστές ως

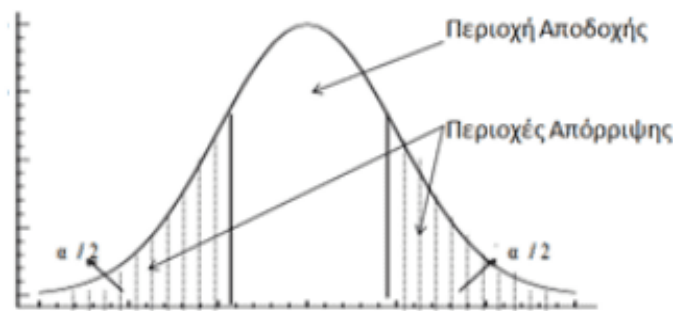
- Μηδενική Υπόθεση ( $H_0$ )
- Εναλλακτική Υπόθεση ( $H_1$ )

Δεν υπάρχει γενικός ορισμός ούτε για την μηδενική, ούτε για την εναλλακτική υπόθεση. Πως ακριβώς διατυπώνεται τόσο η μία, όσο και η άλλη, εξαρτάται από τον στατιστικό έλεγχο ή αλλιώς από το στατιστικό κριτήριο που θα χρησιμοποιήσουμε. Θα πρέπει να δοθεί προσοχή στο ότι γενικά η μηδενική υπόθεση διατυπώνεται με σκοπό να αμφισβητηθεί. Συνεπώς, είναι το αντίθετο του συμπεράσματος στο οποίο θέλουμε να φτάσουμε. Ο λόγος που χρειαζόμαστε τη μηδενική υπόθεση είναι ότι ενώ δεν μπορούμε να αποδείξουμε την πειραματική (εναλλακτική) υπόθεση με στατιστικά στοιχεία, μπορούμε να απορρίψουμε τη μηδενική υπόθεση. Έτσι, αν τα δεδομένα μας, μας παρέχουν υψηλό επίπεδο εμπιστοσύνης για να απορρίψουμε τη μηδενική υπόθεση, διαθέτουμε το αντίστοιχο επίπεδο εμπιστοσύνης για να δεχτούμε την εναλλακτική. Εδώ θα πρέπει να δοθεί προσοχή στο ότι η απόρριψη της μηδενικής υπόθεσης δεν συνεπάγεται αυτόματα την απόδειξη της εναλλακτικής, αλλά την αποδοχή της σε επίπεδο εμπιστοσύνης, ίδιο με αυτό που απορρίφτηκε η μηδενική υπόθεση.

### 5.2 Εκτιμητική - Επίπεδο σημαντικότητας - Διάστημα Εμπιστοσύνης

Αν  $\theta$  ονομάσουμε την υπό μελέτη στατιστική παράμετρο, ορίζουμε ως εκτιμητή μια συνάρτηση  $\hat{\theta}_n$  των παρατηρήσεων  $x_1, x_2, \dots, x_n$ . Στην συνέχεια, τους εκτιμητές μιας παραμέτρου  $\theta$  θα τους συμβολίζουμε με  $\hat{\theta}$ .

Η απόφαση για το αν θα αποδεχτούμε ή θα απορρίψουμε την  $H_0$  γίνεται βάσει πιθανοτήτων. Για τον σκοπό αυτό ορίζουμε επίπεδο εμπιστοσύνης  $(1-\alpha)$  για την απόφαση ελέγχου. Το  $\alpha$  λέγεται επίπεδο σημαντικότητας (significance level) και καθορίζει το εύρος της περιοχής αποδοχής κι απόρριψης, δηλαδή το αποδεκτό όριο σφάλματος. Για παράδειγμα, όταν θέτουμε επίπεδο σημαντικότητας  $\alpha=0,05$  εννοούμε ότι αποδεχόμαστε μέχρι 5% σφάλμα στην πιθανότητα και τότε το αποτέλεσμα του στατιστικού ελέγχου δεν απορρίπτει την μηδενική υπόθεση. Στην περίπτωση των στατιστικών μελετών στο χώρο των περισσότερων επιστημών θέτουμε το επίπεδο σημαντικότητας στην τιμή  $\alpha=0,05$  εκτός από περιπτώσεις ιδιαίτερα «αυστηρών» μελετών, στις οποίες το επίπεδο σημαντικότητας λαμβάνει την τιμή  $\alpha=0,01$ . Στην εικόνα 18 που ακολουθεί, εμφανίζεται μια κανονική κατανομή με τη γραμμοσκιασμένη περιοχή να αναπαριστά την περιοχή απόρριψης. Το εμβαδόν που περικλείεται από αυτή παριστάνει την αντίστοιχη πιθανότητα.



Εικόνα 18. Κανονική κατανομή στην οποία φαίνονται η περιοχή απόρριψης (γραμμοσκιασμένη περιοχή) και η περιοχή αποδοχής (λευκή περιοχή).

Ονομάζουμε διάστημα εμπιστοσύνης (confidence interval) της παραμέτρου  $\theta$  για ένα επίπεδο σημαντικότητας  $\alpha$ , το διάστημα  $(\theta_1, \theta_2)$  που ορίζεται από τη σχέση:

$$P(\theta_1 \leq \theta \leq \theta_2) = 1 - \alpha$$

Σε περίπτωση που η παράμετρος  $\theta$  αντιστοιχεί σε κάποια γνωστή κατανομή ο στατιστικός έλεγχος λέμε ότι είναι παραμετρικός, ενώ στην περίπτωση που η  $\theta$  δεν μπορεί να αντιστοιχηθεί σε κάποια γνωστή κατανομή ο αντίστοιχος στατιστικός έλεγχος λέμε ότι είναι μη παραμετρικός. Η τιμή της παραμέτρου  $\theta$ , αντιστοιχεί σε μία τιμή πιθανότητας. Για αυτή την τιμή πιθανότητας έχει επικρατήσει και στην ελληνική βιβλιογραφία ο όρος p-value. Αυτή η τιμή (p-value) του ελέγχου είναι η πιθανότητα να παρατηρήσουμε για την παράμετρο  $\theta$  μια τιμή τόσο ακραία όσο η  $\hat{\theta}$ , όταν ισχύει η μηδενική υπόθεση  $H_0$ . Διαισθητικά, αν το p-value είναι «κοντά» στο 0, τότε συμπεραίνουμε ότι είναι «απίθανο», δεδομένης της  $H_0$ , να εμφανιστεί αυτή η τιμή ή και πιο «ακραία» από αυτή που εμφανίστηκε και, όπως είναι φυσικό, φτάνουμε στο συμπέρασμα ότι δεν πρέπει να ισχύει η  $H_0$ .

Οπότε σε κάθε στατιστικό έλεγχο :

- Αν το p-value  $< \alpha$ , απορρίπτουμε την  $H_0$ .
- Αν το p-value  $\geq \alpha$ , δεν απορρίπτουμε την  $H_0$ .

### 5.3 Ο συσχετισμένος έλεγχος t-test (Dependent t-test ή Paired Samples t-test)

Ο συσχετισμένος έλεγχος t-test χρησιμοποιείται για να συγκρίνει δύο μέσους όρους που προέρχονται από το ίδιο άτομο, αντικείμενο ή σχετιζόμενες (related) ομάδες. Οι δύο μέσοι όροι τυπικά αντιπροσωπεύουν δειγματικές τιμές από δύο διαφορετικές χρονικές στιγμές ενός πειράματος ή δύο διαφορετικές συνθήκες του πειράματος στις οποίες έχουν υποβληθεί όλοι οι συμμετέχοντες. Ο σκοπός αυτού του στατιστικού ελέγχου είναι να καθοριστεί αν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο μέσων όρων. Ο συσχετισμένος έλεγχος t-test εντάσσεται στην κατηγορία των παραμετρικών στατιστικών ελέγχων. Οι δύο συνθήκες του πειράματος αποτελούν τα δύο επίπεδα της ανεξάρτητης μεταβλητής, ενώ το μετρούμενο μέγεθος για το οποίο θα γίνει η σύγκριση αποτελεί την εξαρτημένη μεταβλητή.

Αρχικά, θα διατυπώσουμε την μηδενική και εναλλακτική υπόθεση :

- $H_0 : \mu_1 = \mu_2$
- $H_1 : \mu_1 \neq \mu_2$

Όπου  $\mu_1$  είναι ο μέσος όρος της μίας ανεξάρτητης μεταβλητής και  $\mu_2$  ο μέσος όρος της δεύτερης ανεξάρτητης μεταβλητής.

Για να συγκριθούν οι μέσοι όροι από τα δύο συσχετισμένα ζευγάρια των παρατηρήσεων του πειράματος, αρχικά θα υπολογιστεί η διαφορά μεταξύ όλων των ζευγών.

Ορίζουμε ότι το  $d$  αντιπροσωπεύει τις διαφορές μεταξύ όλων των ζευγών. Ο μέσος όρος της διαφοράς  $d$  συγκρίνεται με το 0. Αν υπάρχει κάποια σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ζευγών δειγμάτων, τότε η μέση τιμή του  $d$  αναμένεται να απέχει πολύ από 0. Η μεταβλητής  $t$  του t-test υπολογίζεται από τον παρακάτω τύπο :

$$t = \frac{m}{\frac{s}{\sqrt{n}}}$$

Όπου

- $m$  είναι ο μέσος όρος των διαφορών  $d$  των ζευγών.
- $S$  είναι η τυπική απόκλιση των διαφορών  $d$ .
- $n$  είναι το πλήθος των διαφορών  $d$ .

Μόλις προσδιοριστεί η τιμή  $t$ , το επόμενο βήμα είναι να βρούμε από τον παραμετρικό πίνακα του t-test την κρίσιμη τιμή της κατανομής t-Student, η οποία προσδιορίζεται με βάση το  $\alpha=0.05$  (significance level) και τον βαθμό ελευθερίας  $df = n - 1$  του πειράματος.

- Αν  $|t| > t_{critical}$  τότε απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση, γεγονός που υποδηλώνει ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά στους δύο μέσους όρους.
- Αν  $|t| \leq t_{critical}$  τότε δεν απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση, δηλαδή οι δύο μέσοι όροι δεν έχουν στατιστικά σημαντική διαφορά.

## 5.4 Ανάλυση διακύμανσης (Analysis of Variance-ANOVA)

Η ανάλυση διακύμανσης (ANOVA) είναι μια τεχνική ελέγχου υποθέσεων (*hypothesis testing*) που χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της ισότητας δύο ή περισσότερων πληθυσμιακών μέσων (groups), εξετάζοντας τις δειγματικές διασπορές.

Η ANOVA μας επιτρέπει να συμπεράνουμε αν οι διαφορές μεταξύ των δειγμάτων οφείλονται απλώς σε τυχαία σφάλματα (σφάλματα δειγματοληψίας-sampling errors) ή εάν υπάρχουν συστηματικοί παράγοντες που προκαλούν τις διαφορές ανάμεσα στο μέσο του ενός πληθυσμού και των υπολοίπων. Συνήθως, η ANOVA χρησιμοποιείται για τη σύγκριση τριών ή περισσότερων πληθυσμιακών μέσων. Στην περίπτωση της σύγκρισης δύο πληθυσμιακών μέσων, η χρήση της μεθόδου ANOVA ισοδυναμεί με τη μέθοδο t-test για δείγματα ανεξάρτητων πληθυσμών.

Η ANOVA βασίζεται στη σύγκριση της διακύμανσης μεταξύ των δειγμάτων (*between-variation*) σε σχέση με την εσωτερική διακύμανση, δηλαδή τη διακύμανση εντός των δειγμάτων (*within-variation*). Εάν η *between-variation* είναι πολύ μεγαλύτερη από την *within-variation*, τότε υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των πληθυσμιακών μέσων όρων. Ενώ, αν η *between-* και η *within-variation* είναι προσεγγιστικά ίσες, τότε δεν υπάρχει σημαντική διαφορά μεταξύ των δειγματικών μέσων .

Υποθέσεις της ANOVA:

- Όλοι οι πληθυσμοί ακολουθούν κανονική κατανομή.
- Όλοι οι πληθυσμοί έχουν ίδια διακύμανση (ή τυπική απόκλιση).
- Τα δείγματα επιλέγονται τυχαία και ανεξάρτητα μεταξύ τους.

Δεδομένου ότι η ANOVA υποθέτει ότι οι πληθυσμοί ακολουθούν κανονική κατανομή, εντάσσεται στην οικογένεια μεθόδων ελέγχου υποθέσεων γνωστή ως παραμετρικοί έλεγχοι. Εάν οι συμπεριλαμβανόμενοι πληθυσμοί δεν ακολουθούν κανονική κατανομή, η ANOVA δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εξετάσει την ισότητα των δειγματικών μέσων. Σε αυτή την περίπτωση, πρέπει κανείς να χρησιμοποιήσει μια μέθοδο μη παραμετρική, η οποία δεν βασίζεται σε υποθέσεις σχετικά με την κατανομή των πληθυσμών.

Υπάρχουν διάφοροι τύποι της ANOVA, μεταξύ των οποίων η repeated-measures ANOVA (RANOVA), με την οποία θα ασχοληθούμε για το πείραμά μας. Η RANOVA εφαρμόζεται στις περιπτώσεις που μια ομάδα ατόμων υποβάλλεται σε διαφορετικές συνθήκες του πειράματος. Πιο συγκεκριμένα, κάθε άτομο ακούει θετικά, αρνητικά, ουδέτερα και αυτοαναφορικά ρήματα (το ίδιο άτομο κάθε φορά, επαναλαμβάνει διαφορετικές συνθήκες του πειράματος). Σκοπός της RANOVA είναι να διακρίνει διαφορές μεταξύ των διαφορετικών πειραματικών συνθηκών (within-subject effects).

#### 5.4.1 Two-Way Repeated Measure ANOVA

Όπως ειπώθηκε παραπάνω, ένα repeated-measures test χρησιμοποιείται όταν οι ίδιοι συμμετέχοντες υποβάλλονται σε όλες τις συνθήκες του πειράματος. Αυτός ο τύπος ανάλυσης είναι παρόμοιος με το t-test κατά ζεύγη (paired t-Test). Ωστόσο, δεδομένου ότι το t-Test εμπεριέχει τον περιορισμό ως προς την εφαρμογή του (εφαρμόζεται μόνο σε καταστάσεις που έχουμε μια ανεξάρτητη μεταβλητή με δύο επίπεδα, δηλ. δύο πιθανές καταστάσεις του πειράματος), εφαρμόζουμε N-way repeated-measures ANOVA επωφελούμενοι από το γεγονός ότι μπορεί να εφαρμοστεί σε περιπτώσεις που έχουμε N ανεξάρτητες μεταβλητές (N επίπεδα η καθεμιά) και μια εξαρτημένη μεταβλητή.

Έστω ότι έχουμε δύο factors με k επίπεδα ο πρώτος και m επίπεδα ο δεύτερος. Η RANOVA εξετάζει:

1. Αν ο πρώτος παράγοντας επηρεάζει την εξαρτημένη μεταβλητή.
2. Αν ο δεύτερος παράγοντας επηρεάζει την εξαρτημένη μεταβλητή.
3. Αν η αλληλεπίδραση μεταξύ των δύο παραγόντων είναι στατιστικά σημαντική.

Αρχικά θα διατυπώσουμε την μηδενική υπόθεση:

- $H_{01}$  οι μέσοι όροι των επιπέδων του πρώτου παράγοντα είναι ίσοι, δηλαδή  
$$H_{01}: \mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_k$$
- $H_{02}$  οι μέσοι όροι των επιπέδων του δεύτερου παράγοντα είναι ίσοι, δηλαδή  
$$H_{02}: \mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_m$$
- Δεν υπάρχει αλληλεπίδραση (interaction effect) μεταξύ των δύο παραγόντων.

Οι  $H_{01}$ ,  $H_{02}$  ονομάζονται κύριοι παράγοντες αυτού του στατιστικού ελέγχου (main effects).

Υποθέσεις της 2-way RANOVA:

- Κανονικότητα : Η εξαρτημένη μεταβλητή ακολουθεί κανονική κατανομή για κάθε συνδυασμό των επιπέδων των δύο παραγόντων.
- Σφαιρικότητα : Ισότητα των διακυμάνσεων όλων των διαφορών.

Το αποτέλεσμα της εφαρμογή της στατιστικής αυτής μεθόδου είναι να μας δείξει αν τελικά καταρρίφθηκε κάποια ή και οι τρεις μηδενικές υποθέσεις. Σε περίπτωση που καταρριφθεί πχ. η  $H_{01}$ , η ANOVA δηλώνει ότι η πρώτη ανεξάρτητη μεταβλητή είχε επίδραση στην εξαρτημένη. Δεν μας δίνει όμως καμία πληροφορία σχετικά με το ποια από τα επίπεδα του πρώτου παράγοντα εμφάνισαν στατιστικές διαφορές μεταξύ τους. Το επόμενο λοιπόν βήμα της διαδικασίας αν καταρριφθεί κάποια από τις μηδενικές υποθέσεις είναι να εφαρμόσουμε πλέον για τον παράγοντα που βρήκαμε ότι έχει επίδραση στην εξαρτημένη μεταβλητή μια post hoc ανάλυση γιατί αυτή έχει την δυνατότητα να μας δείξει τελικά ποια επίπεδα (levels) αυτού του παράγοντα έχουν όντως στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ τους.

# ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

## 6. Πρωταγόρας Project

### 6.1 Μέθοδοι - Υλικά - Διαδικασία διεξαγωγής του πειράματος "Πρωταγόρας Project"

#### 6.1.1 Άτομα (Subjects)

Αρχικά να τονίσουμε ότι το συγκεκριμένο πείραμα εγκρίθηκε από την επιτροπή δεοντολογίας του Πανεπιστημιακού Ινστιτούτου Ψυχικής Υγείας (UMHRI). Το πείραμα που περιγράφεται παρακάτω πραγματοποιήθηκε σύμφωνα με τον Κώδικα Δεοντολογίας της Παγκόσμιας Ιατρικής Ένωσης για πειράματα που αφορούν ανθρώπους.

Στο πείραμα αυτό συμμετείχαν 39 υγιή άτομα με μέσο όρο ηλικίας ( $M \pm STD$ ,  $25,3 \pm 2,8$  έτη) από τα οποία οι 15 ήταν άνδρες και οι 24 γυναίκες. Όλοι οι συμμετέχοντες δεν ανέφεραν ιστορικό ψυχικής ασθένειας και εγκεφαλικής νόσου. Οι 35 από αυτούς ήταν δεξιόχειρες ενώ οι 4 ήταν αριστερόχειρες. Όλα τα άτομα ήταν εθελοντές και έδωσαν γραπτή συγκατάθεση, αφού ενημερώθηκαν εκτενώς για τη διαδικασία. Τα κριτήρια επιλογής για όλους τους συμμετέχοντες ήταν α) η απουσία ιατρικών, νευρολογικών ή ψυχολογικών προβλημάτων και β) η απουσία φαρμακευτικής αγωγής. Τέλος, αξίζει να αναφερθεί ότι τα άτομα δεν γνώριζαν τον σκοπό του πειράματος.

#### 6.1.2 Ερέθισμα (Stimuli)

Το πείραμα διεξάγεται με στόχο την μελέτη ορισμένων ERP components που εμφανίζονται καθώς τα άτομα υποβάλλονται στα διάφορα trials του πειράματος. Κατά την διάρκεια αυτών των δοκιμών, έχουμε την εμφάνιση επαναλαμβανόμενων γεγονότων (events) είτε του παρελθόντος είτε του μέλλοντος. Για το σκοπό αυτό, ζητείται από τα άτομα να επικεντρωθούν στον παρελθοντικό ή στο μελλοντικό χρόνο των επιλεγμένων ρημάτων, προκειμένου να καταγραφεί η εγκεφαλική τους δραστηριότητα μέσω των EEG σημάτων. Στο πείραμα αυτό χρησιμοποιούνται τρεις τύποι ερεθισμάτων:

- ✓ η προφορά του ρήματος
- ✓ το προειδοποιητικό ερέθισμα 1 (ws1)
- ✓ το προειδοποιητικό ερέθισμα 2 (ws2).

#### Προφορά του ρήματος

Αρχικά, επιλέγονται 105 ρήματα για τους σκοπούς της παρούσας μελέτης. Αυτά τα ρήματα ταξινομούνται σε τέσσερις κατηγορίες: α) θετικά, β) αρνητικά, γ) ουδέτερα, δ) αυτοαναφορικά. Κάθε ένα από αυτά τα ρήματα θα εκφωνηθεί διαδοχικά σε τρεις χρόνους, δηλαδή το παρελθόν, το παρόν και το μέλλον (π.χ. το ρήμα "θεραπεύω" θα εκφωνηθεί στους εξής χρόνους "θεράπευα, θεραπεύω, θα θεραπεύσω").

#### Προειδοποιητικό ερέθισμα 1 (ws1)

Το προειδοποιητικό ερέθισμα (ws1) είναι ένας τόνος με διάρκεια 100ms και συχνότητα είτε 500Hz είτε 3kHz (target stimulus). Οι δύο αυτές συχνότητες του τόνου θα χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό της εστίασης του ατόμου στους προαναφερθέντες χρόνους του ρήματος. Όταν η συχνότητα είναι 3kHz η εστίαση είναι στο παρελθόν ενώ όταν η συχνότητα είναι 500Hz η εστίαση

είναι στο μέλλον. Επομένως, ο συνολικός αριθμός ερεθισμάτων είναι 210 (105 ρήματα × 2 χρόνους). Αυτά τα 210 ρήματα επομένως χωρίζονται στις παρακάτω 8 κατηγορίες:

<b>Condition1</b>	30 θετικά σε παρελθοντικό χρόνο
<b>Condition2</b>	30 θετικά σε μελλοντικό χρόνο
<b>Condition3</b>	30 ουδέτερα σε παρελθοντικό χρόνο
<b>Condition4</b>	30 ουδέτερα σε μελλοντικό χρόνο
<b>Condition5</b>	30 αρνητικά σε παρελθοντικό χρόνο
<b>Condition6</b>	30 αρνητικά σε μελλοντικό χρόνο
<b>Condition7</b>	15 αυτοαναφορικά σε παρελθοντικό χρόνο
<b>Condition8</b>	15 αυτοαναφορικά σε μελλοντικό χρόνο

*Πίνακας 2. Απαρίθμηση των 8 conditions του πειράματος.*

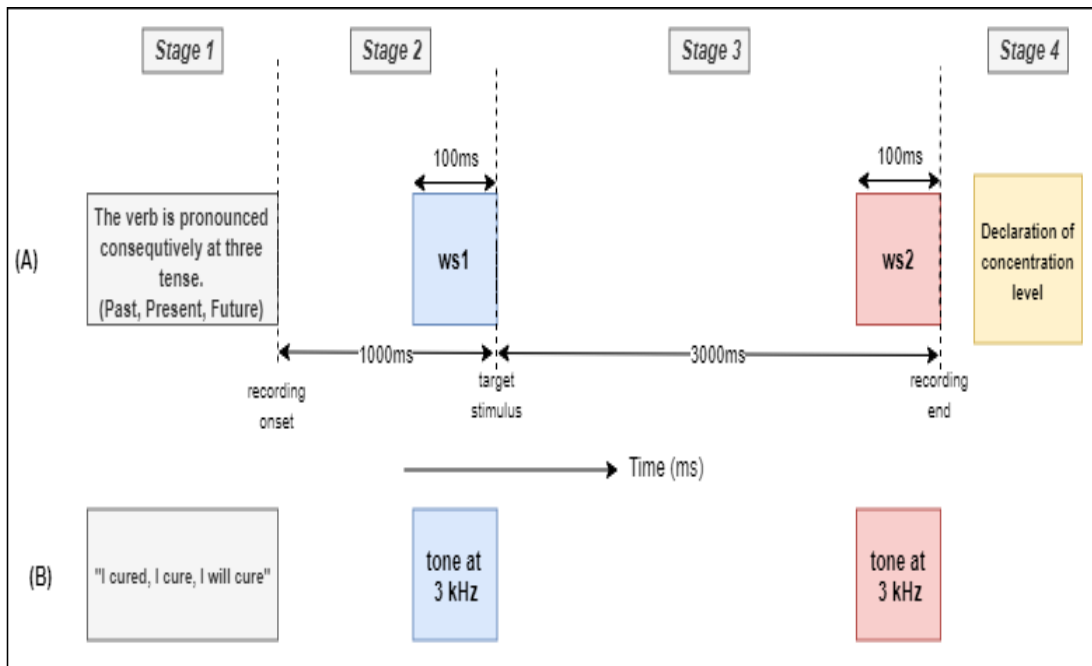
#### Προειδοποιητικό ερέθισμα 2(ws2)

Το ws2 είναι ένας τόνος στην ίδια συχνότητα και διάρκεια όπως το ws1. Αυτό το ερέθισμα χρησιμοποιείται για να καθορίσει το τέλος της καταγραφής κάθε δοκιμής.

#### **6.1.3 Διαδικασία καταγραφής μιας δοκιμής του πειράματος**

Η διαδικασία καταγραφής για κάθε ρήμα (δοκιμή) αποτελείται από τέσσερα στάδια όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα :

- 1) Το άτομο ακούει προσεκτικά το ρήμα μέσω δύο ακουστικών.
- 2) Καταγράφουμε την EEG δραστηριότητα του εγκεφάλου πριν ακουστεί το πρώτο προειδοποιητικό ερέθισμα (*EEG pre-stimulus activity*) για μία χρονική περίοδο των 900 msec .
- 3) Το άτομο καλείται να επικεντρωθεί στον παρελθοντικό ή στο μελλοντικό χρόνο του ρήματος ανάλογα με τη συχνότητα του ws1. Με την εμφάνιση του ws1 καταγράφεται η EEG δραστηριότητα του εγκεφάλου μετά το ερέθισμα (*EEG post-stimulus activity*) για μια χρονική περίοδο 2900ms μέχρι να πραγματοποιηθεί η δεύτερη διέγερση (ws2) .
- 4) Η εγγραφή διακόπτεται για μια χρονική περίοδο 4-9sec μέχρι να ακουστεί το επόμενο ρήμα. Κατά τη διάρκεια αυτής της περιόδου, το άτομο δηλώνει το επίπεδο συγκέντρωσης του στο συγκεκριμένο ρήμα.



Εικόνα 19. Διαδικασία καταγραφής μίας δοκιμής του πειράματος.

Το σχήμα περιγράφει την δομή μιας καταγραφής για μια δοκιμή του πειράματος. Κάθε δοκιμή περιέχει ένα ερέθισμα στόχου (target stimuli) που ωθεί το άτομο να επικεντρωθεί στο παρελθοντικό ή μελλοντικό χρόνο του ρήματος. Η **EEG post-stimulus activity** καταγράφεται μέχρι την εμφάνιση του δεύτερου ερεθίσματος. Το σχήμα περιέχει και ένα παράδειγμα για την καλύτερη κατανόηση του. Η διαδικασία επιτελείται για το ρήμα "θεραπεύω". Το ερέθισμα στόχος παρακινεί το άτομο να συγκεντρωθεί στο παρελθόν ("θεράπευσα") αφού η συχνότητα του ws1 ήταν 3kHz.

Η παραπάνω δομή καταγραφής επαναλαμβάνεται 210 φορές για κάθε άτομο. Ένα από τα 105 επιλεγμένα ρήματα εκφωνείται σε κάθε δοκιμή. Το ίδιο ρήμα προφέρεται δύο φορές μέσα στις 210 δοκιμές -trials (μία φορά για να επικεντρωθεί το άτομο στο παρελθόν και μία φορά για να συγκεντρωθεί στο μέλλον). Ως εκ τούτου, το άτομο εξετάστηκε σε συνολικά 210 δοκιμές. Ο αριθμός των συνθηκών του πειράματος είναι ίσος με οκτώ, και προκύπτει από τον συνδυασμό των τεσσάρων καταστάσεων των ρημάτων και των δύο χρόνων του που καθορίζονται από την συχνότητα του ws1 (cond1: θετικό παρελθοντικό ρήμα, cond2: θετικό μελλοντικό ρήμα, cond3: ουδέτερο παρελθοντικό ρήμα, cond4: ουδέτερο μελλοντικό ρήμα, cond5: αρνητικό παρελθοντικό ρήμα, cond6: αρνητικό μελλοντικό ρήμα, cond7: αυτοαναφορικό παρελθοντικό ρήμα, cond8: αυτοαναφορικό μελλοντικό ρήμα). Για να αποφευχθεί η πρόβλεψη των συνθηκών πειράματος από τα άτομα, η σειρά παρουσίασης των ρημάτων ήταν τυχαία μεταξύ των συμμετεχόντων και για να αποφευχθεί η κούραση των ατόμων από τις συνεχόμενες δοκιμές αυξήσαμε το διάστημα μεταξύ των δοκιμών (περίπου 9 δευτερόλεπτα).

#### 6.1.4 Στοιχεία της καταγραφής του EEG

Οι καταγραφές του EEG διεξήχθησαν σε ένα ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο δωμάτιο προκειμένου να ελαχιστοποιηθούν οι παρεμβολές που προκαλούνται από εξωτερικά EM πεδία. Ένα Δίκτυο Σταθεροποίησης της Αντίστασης Γραμμής (LISN) χρησιμοποιήθηκε για την ελαχιστοποίηση πιθανών εκπομπών. Για να ελαχιστοποιηθεί ο φυσιολογικός θόρυβος (*physiological noise*), οι συμμετέχοντες κάθισαν αναπαυτικά για να χαλαρώσουν πριν την έναρξη της εγγραφής. Η ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου καταγράφηκε με συχνότητα δειγματοληψίας 1kHz (1 δείγμα ανά 1ms) από 32 ενεργά ηλεκτρόδια τοποθετημένα έτσι ώστε να καλύπτουν με τον καλύτερο δυνατό τρόπο όλες της περιοχές της κεφαλής

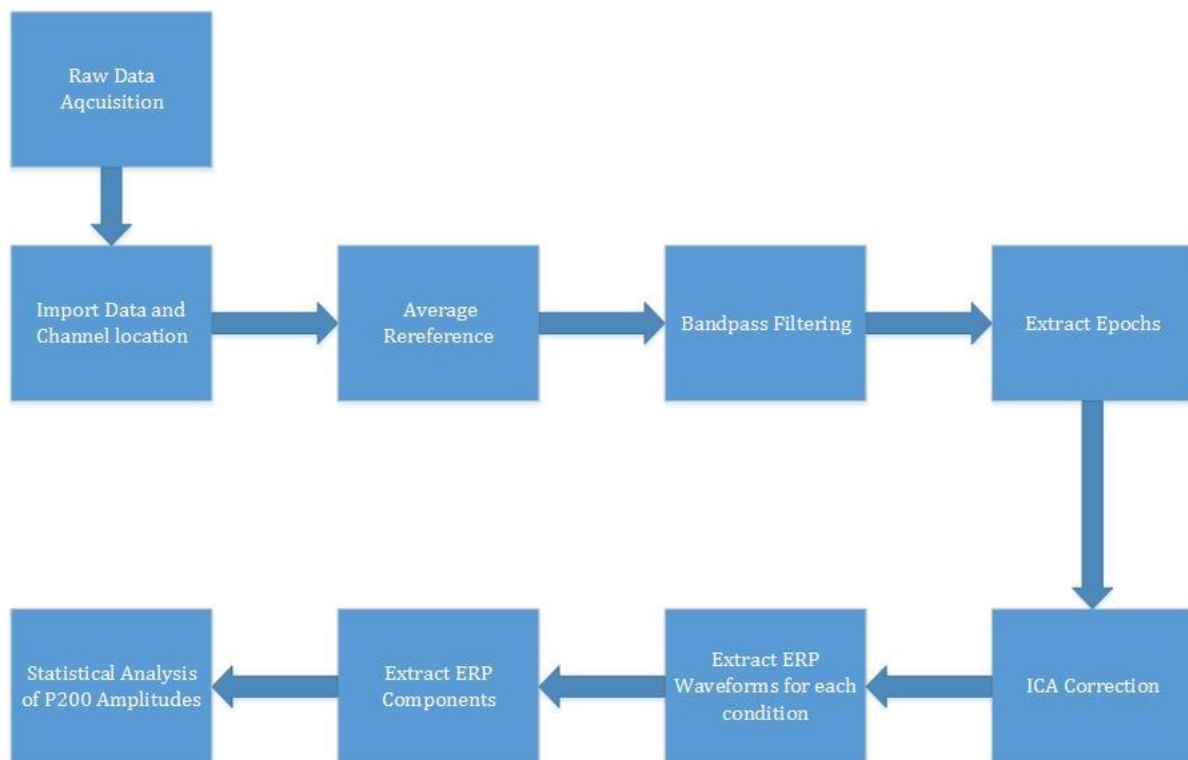


## 7. Διαδικασία επεξεργασίας των δεδομένων για ένα άτομο στο EEGLAB (Single Subject Analysis)

### 7.1 Γενικά στοιχεία για το EEGLAB

Το EEGLAB είναι ένα toolbox του MATLAB που διανέμεται υπό την ελεύθερη άδεια GNU GPL για επεξεργασία δεδομένων που προέρχονται από ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG), μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG) και άλλα ηλεκτροφυσιολογικά σήματα. Μαζί με όλα τα βασικά εργαλεία επεξεργασίας, μέσω του EEGLAB έχουμε την δυνατότητα να εφαρμόσουμε διάφορες μεθόδους επεξεργασίας δεδομένων όπως 1) ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών (ICA), 2) ανάλυση δεδομένων στα πεδία χρόνου/συχνότητας (*time/frequency analysis*), 3) απόρριψη συνιστωσών του ICA (*artifact rejection*) και διάφορες άλλες μορφές απεικόνισης δεδομένων. Το EEGLAB επιτρέπει στους χρήστες να εισάγουν τα ηλεκτροφυσιολογικά τους δεδομένα, να τα προεπεξεργαστούν, να απεικονίσουν τη δραστηριότητα του εγκεφάλου για κάθε δοκιμή του εκάστοτε πειράματος και να εκτελέσουν την μέθοδο ICA. Εν συνεχεία, οι χρήστες έχουν την δυνατότητα να εξάγουν τα προεπεξεργασμένα δεδομένα τους από το EEGLAB για περαιτέρω επεξεργασία και ανάλυση. Το EEGLAB επιτρέπει επίσης στους χρήστες να ομαδοποιούν τα δεδομένα από τα διάφορα subject και να επιτελέσουν group-level αναλύσεις πάνω σε αυτά.

### 7.2 Προεπεξεργασία των EEG δεδομένων του ατόμου



Εικόνα 20. Στάδια επεξεργασίας των EEG δεδομένων του ατόμου.

## EEGLAB preprocessing

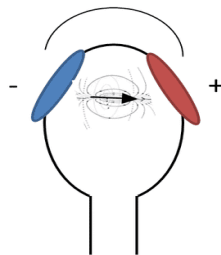
### Import data and channel location

Το πρώτο στάδιο της προεπεξεργασίας των δεδομένων είναι η εισαγωγή των ακατέργαστων δεδομένων (Raw Data) στο EEGLAB, των μετρήσεων δηλαδή του EEG για το επιλεγμένο άτομο σε όλα τα ρήματα που άκουσε (32 χρονοσειρές για κάθε ένα από τα ηλεκτρόδια που τοποθετήθηκαν με βάση το σύστημα 10-20). Οι διαστάσεις του πίνακα **Si\_raw** είναι 32x840000. Στην συνέχεια φορτώσαμε το αρχείο **Channel\_locations.txt** το οποίο περιέχει τις συντεταγμένες (καρτεσιανές και σφαιρικές) των ηλεκτροδίων στο κεφάλι.

### Average rereference

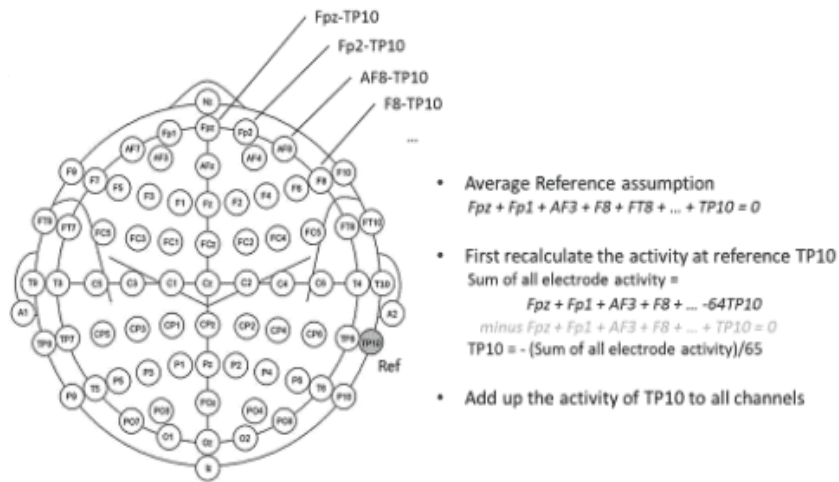
Στο EEG καταγράφουμε τις τιμές των τάσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο. Αυτές οι τάσεις είναι αποτέλεσμα ενός γραμμικού συνδυασμού της δραστηριότητας όλων των πραγματικών πηγών του εγκεφάλου στο σημείο που είναι τοποθετημένο το κάθε ηλεκτρόδιο. Είναι επιτακτικό σε πρώτη φάση, να ορίσουμε κάποιο ή κάποια ηλεκτρόδια αναφοράς, σε σχέση με τα οποία θα μετράμε τις τάσεις όλων των ηλεκτροδίων. Αρχικά, πριν γίνει η αναφορά θα αφαιρέσουμε από το σύνολο των 32 ηλεκτροδίων τα ηλεκτρόδια των δύο αυτιών (ηλεκτρόδια A1,A2) επιτυγχάνοντας μια πρώτη αποθρομβοποίηση των δεδομένων μας. Η επιλογή αυτή έγινε γιατί στα ηλεκτρόδια αυτά καταγράφεται λιγότερη εγκεφαλική δραστηριότητα και σημαντικά περισσότερος θόρυβος σε σχέση με τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια. Θα πρέπει να τονιστεί πάντως ότι και αυτά τα ηλεκτρόδια περιέχουν κάποιο χρήσιμο νευρικό σήμα.

Γνωρίζουμε ότι δεν υπάρχει η 'καλύτερη'—καθολική τοποθεσία στο ανθρώπινο κεφάλι για να κάνει κανείς την αναφορά των ηλεκτροδίων. Για αυτό λοιπόν και προχωρήσαμε σε μια αναφορά η οποία γενικά είναι αποδεχτή από πολλούς επιστήμονες, η αναφορά στον μέσο όρο των τάσεων όλων των ηλεκτροδίων (Rereference on average). Το πλεονέκτημα της αναφοράς του μέσου όρου στηρίζεται στο γεγονός ότι τα εξωτερικά θετικά και αρνητικά ρεύματα που διατρέχουν ολόκληρο το κεφάλι θα αθροίζονται στο μηδέν λόγω του νόμου του Ohm οπότε πετύχαμε με αυτήν την τακτική να ορίσουμε ένα επίπεδο μηδέν με βάση το οποίο θα μετράμε όλες τις τάσεις σε κάθε ηλεκτρόδιο. Για παράδειγμα, στην παρακάτω εικόνα έχουμε μια εφαιπτομενικά στο κεφάλι προσανατολισμένη ηλεκτρική πηγή η οποία προκαλεί ένα θετικό ρεύμα από τα αριστερά του κεφαλιού προς το εσωτερικό και ένα αντίστροφο αρνητικό ρεύμα από τα δεξιά. Αν το ρεύμα που διέρχεται από τη βάση του κρανίου και το οποίο κατευθύνεται προς το λαιμό και το υπόλοιπο σώμα θεωρείται αμελητέο (για παράδειγμα, λόγω της χαμηλής αγωγιμότητας του κρανίου στη βάση του κρανίου), μπορεί κανείς να υποθέσει ότι το άθροισμα των τιμών του ηλεκτρικού πεδίου που καταγράφεται σε όλα τα ηλεκτρόδια της κεφαλής είναι 0 (παραδοχή μέσης αναφοράς). Το πρόβλημα με αυτή την υπόθεση είναι ότι για να ισχύει πρέπει να έχουν τοποθετηθεί τα ηλεκτρόδια ομοιόμορφα (σε ίσες αποστάσεις) κατά μήκος του κεφαλιού πράγμα αρκετά δύσκολο.



*Εικόνα 21. Το σχήμα αυτό δείχνει την κατεύθυνση του θετικού και αρνητικού ρεύματος που διατρέχει το κεφάλι και έχει ως αποτέλεσμα το αλγεβρικό άθροισμα της τάσης σε ολόκληρο το κεφάλι να είναι μηδέν.*

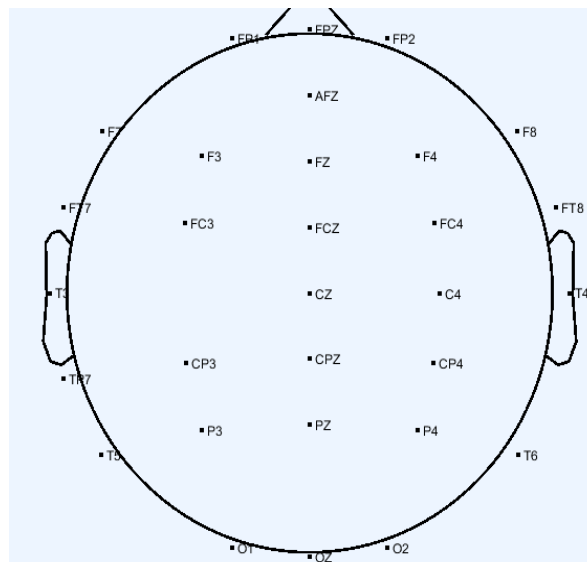
Στο παρακάτω σχήμα φαίνεται η διαδικασία αναφοράς των δεδομένων στον μέσο όρο όλων των ηλεκτροδίων.



Εικόνα 22. Μαθηματικός υπολογισμός της αναφοράς στον μέσο όρο των ηλεκτροδίων.

Ξεκινάμε από την παραδοχή του μέσου όρου δηλαδή την υπόθεση ότι το άθροισμα των τάσεων σε όλα τα ηλεκτρόδια είναι μηδέν. Κατόπιν υπολογίζουμε την δραστηριότητα στο ηλεκτρόδιο αναφοράς πχ TP10 που με βάση τους υπολογισμούς της εικόνας είναι  $TP10 = -(\text{Άθροισμα της δραστηριότητας σε όλα τα ηλεκτρόδια})/65$  και στην συνέχεια προσθέτουμε αυτό το αποτέλεσμα που βρήκαμε στις τάσεις όλων των ηλεκτροδίων υπολογίζοντας με αυτό τον τρόπο την αναφορά στον μέσο όρο των ηλεκτροδίων.

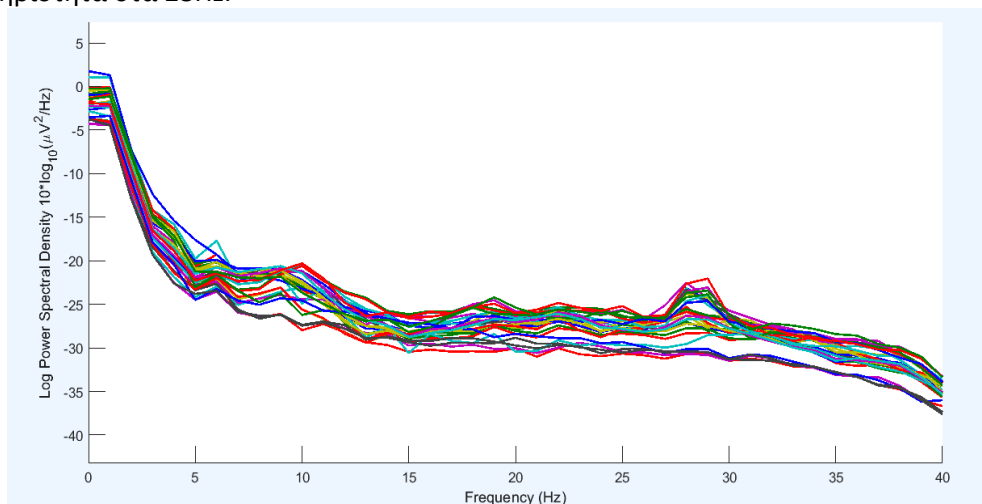
Στο παρακάτω σχήμα βλέπουμε πως είναι τοποθετημένα τα 30 ηλεκτρόδια στο κεφάλι μετά την απόρριψη των ηλεκτροδίων των αυτιών και την αναφορά στον μέσο όρο τους.



Εικόνα 23. Οι τοποθεσίες των ηλεκτροδίων κατά μήκος του κεφαλιού μετά την απόρριψη των ηλεκτροδίων των αυτιών και την αναφορά στο μέσο όρο των ηλεκτροδίων.

### **Bandpass filtering**

Το τρίτο βήμα της προεπεξεργασίας είναι η εφαρμογή ενός ζωνοπερατού φιλτραρίσματος του σήματος στην ζώνη των 0.5-40Hz με την χρήση ενός ψηφιακού φίλτρου FIR μέσω του EEGLAB. Το φιλτράρισμα αυτό είναι απαραίτητο α) για την αποφυγή του θορύβου τόσο στις χαμηλές όσο και στις υψηλές συχνότητες και β) για να κρατήσουμε μόνο τις συχνότητες του EEG σήματος που σχετίζονται με τους ρυθμούς  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ,  $\delta$  και  $\theta$  οι οποίοι παίζουν κυρίαρχο ρόλο στην κατανόηση της λειτουργίας του εγκεφάλου. Μέσω αυτών των ρυθμών εξάγουμε χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με διάφορες καταστάσεις του ανθρώπινου εγκεφάλου όπως εξηγήθηκε και στο θεωρητικό μέρος της εργασίας. Ακολουθώντας, απεικονίσαμε σε ένα σχήμα την φασματική πυκνότητα ισχύος του EEG σήματος για όλες τις συχνότητες από 0.5-40 Hz. Παρατηρούμε λοιπόν ότι η εγκεφαλική δραστηριότητα είναι πιο έντονη στις συχνότητες που αντιπροσωπεύουν τους δύο πρώτους ρυθμούς δέλτα, θήτα αφού σε αυτές τις συχνότητες η φασματική πυκνότητα ισχύος είναι πιο μεγάλη. Καθώς, η συχνότητα αυξάνεται παρατηρείται μείωση της ισχύος, η οποία στην συνέχεια σταθεροποιείται περίπου στο επίπεδο των -27 db στις συχνότητες 13 έως 40Hz που αντιπροσωπεύουν τις μπάντες βήτα και γάμα. Τέλος, αξίζει να παρατηρηθεί μια έντονη δραστηριότητα στα 28Hz.



Εικόνα 24. Φασματική πυκνότητα ισχύος του EEG σήματος στην ζώνη συχνοτήτων 0.5-40Hz.

### **Extract epochs**

Στα προηγούμενα στάδια της διαδικασίας επεξεργαστήκαμε το σήμα ως προς το φασματικό του περιεχόμενο με τα διαδοχικά φιλτραρίσματα. Θα ακολουθήσει λοιπόν στα επόμενα βήματα η χρονική επεξεργασία/ανάλυση του σήματος. Η διαδικασία αυτή αποσκοπεί στην μετατροπή του EEG σήματος σε μια μορφή πιο πρακτική η οποία να βοηθάει στην εξαγωγή χρήσιμων πληροφοριών για το πείραμα που διεξάγουμε. Κατόπιν της χρονικής ανάλυσης που θα γίνει προκύπτουν τα λεγόμενα Event-Related Potentials (ERPs). Στο πείραμα μας, το γεγονός-event είναι η δραστηριοποίηση του εγκεφάλου του ατόμου με σκοπό να σκεφτεί το εκάστοτε ρήμα στον χρόνο που ορίζει το ερέθισμα (stimuli) που μόλις άκουσε (Υψηλή συχνότητα=παρελθόν, Χαμηλή συχνότητα=μέλλον). Για αυτό το λόγο θα χωρίσουμε το σήμα σε χρονικά παράθυρα των 3sec (epochs) που αντιστοιχούν στα 210 ρήματα που άκουσε το άτομο στην διάρκεια των 840sec που διήρκεσε όλη η διαδικασία του πειράματος.

Αυτή η διαδικασία επιτυγχάνεται εισάγοντας στο EEGLAB τον πίνακα Si\_eventtable του ατόμου, τον πίνακα δηλαδή που περιέχει με την σειρά τις διάφορες κατηγορίες ρημάτων που άκουσε το άτομο. Στην συνέχεια, εκτελούμε την εντολή **extract epochs** για την

δημιουργία των χρονικών παραθύρων-epochs (από 1sec πριν το κάθε ερέθισμα μέχρι 2sec μετά από αυτό και πιο συγκεκριμένα στο παράθυρο [-1000msec,1999msec]) στο σήμα. Μετά την επεξεργασία αυτή έχουμε το EEG σήμα στην μορφή 30x630000. Έπειτα, εφαρμόζουμε σε κάθε epoch **baseline correction**.

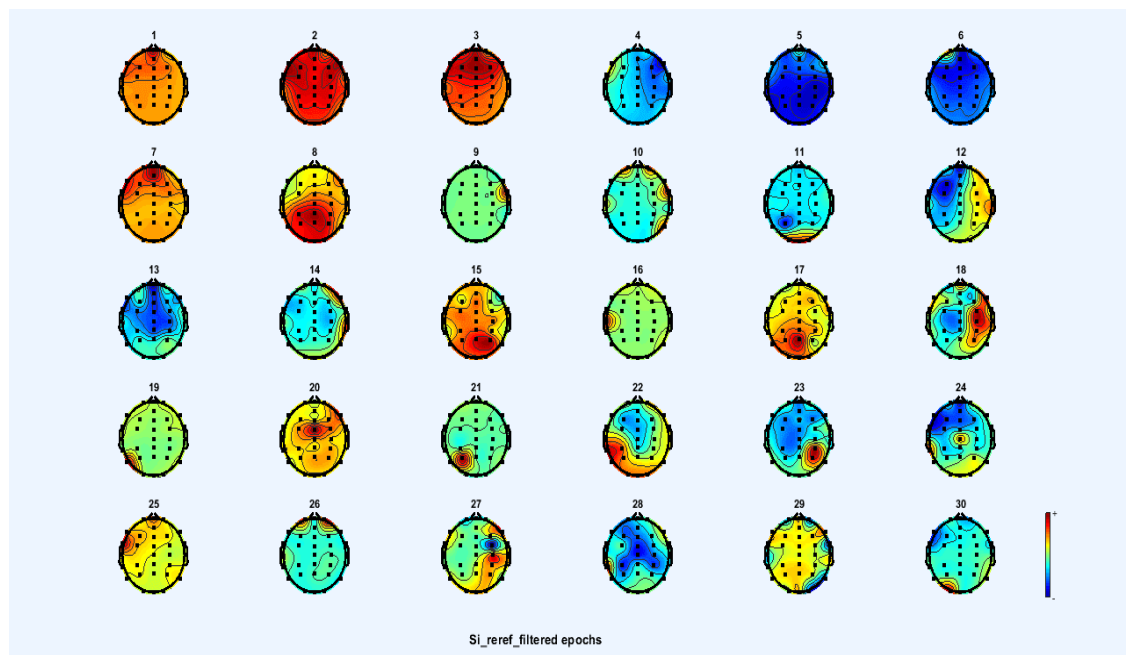
### Baseline correction

Η μέθοδος αυτή είναι μια γραμμική διαδικασία κατά την οποία υπολογίζουμε τον μέσο όρο των σημείων της κυματομορφής πριν το ερέθισμα σε κάθε epoch και στην συνέχεια αφαιρούμε αυτόν τον μέσο όρο από κάθε σημείο της κυματομορφής σε αυτό το epoch. Με αυτό τον τρόπο λοιπόν, πετυχαίνουμε α) την αφαίρεση μερικών θορυβωδών πηγών που παραμορφώνουν το χρήσιμο σήμα που προκύπτει μετά το εκάστοτε ερέθισμα και β) το κεντράρισμα της τιμής της κυματομορφής κάθε epoch την χρονική στιγμή 0 όσο το δυνατόν πιο κόντα στο μηδέν. Πιο συγκεκριμένα στην δικιά μας περίπτωση εφαρμόσαμε **baseline correction** στο διάστημα [-300 msec,0msec].

### Compute ICA

Αφού πλέον έχουμε χωρίσει το EEG σήμα σε χρονικά παράθυρα των 3sec και αφαιρέσαμε την DC συνιστώσα του σήματος πριν το ερέθισμα, ακολουθεί η διαδικασία κατά την οποία θα αφαιρεθούν από το σήμα οι κύριες πηγές θορύβου του, τα *artifacts*. Για αυτό το λόγο, εφαρμόζουμε την μέθοδο *ICA* μέσω του EEGLAB με την οποία θα προσπαθήσουμε να εντοπίσουμε και να αφαιρέσουμε από τα δεδομένα τα πιθανά *artifacts*. Η διαδικασία αυτή μετατρέπει τον πίνακα *Si\_reref\_filtered\_epochs* [30X 630000] που περιέχει το επεξεργασμένο EEG σήμα στα 30 ηλεκτρόδια του ατόμου σε ένα πίνακα *Si\_reref\_filtered\_epochs\_ica* [30X 630000] που περιέχει τις 30 ανεξάρτητες συνιστώσες (*Independent components*) του EEG dataset μετά το *ICA*.

Έπειτα αφού πλέον εξαγάγαμε τις ανεξάρτητες συνιστώσες, απεικονίζουμε σε 30 τοπογραφικούς χάρτες του εγκεφάλου την δραστηριότητα των 30 *IC*.



Εικόνα 25. Οι 30 τοπογραφικοί χάρτες που απεικονίζουν την δραστηριότητα των 30 *IC components*.

Παρατηρώντας τους παραπάνω τοπογραφικούς χάρτες, προσπαθούμε να διακρίνουμε πιθανά ICs που αντιστοιχούν σε artifacts. Δεν υπάρχουν συγκεκριμένοι κανόνες για τον χαρακτηρισμό ενός IC ως artifact, επομένως η διαδικασία αυτή απαιτεί προσοχή ώστε να μην διαγραφούν ICs που εμπεριέχουν θόρυβο αλλά και χρήσιμη νευρωνική δραστηριότητα. Γενικώς, η διαδικασία απόρριψης θορυβωδών ICs υπακούει στον κανόνα: «καλύτερα να συμπεριληφθεί θόρυβος στην ανάλυση, παρά να χαθεί χρήσιμο σήμα».

Συμπερασματικά, αναζητούμε artifacts προς απόρριψη στις πρώτες βαθμίδες ICA significance (1-15 order), τα οποία συγκεντρώνουν θορυβώδη δραστηριότητα. Η διαδικασία αυτή καταλήγει στην απόρριψη τέτοιων συνιστωσών, παρέχοντας σημαντική αποθρομβοποίηση των αρχικών δεδομένων μέσω ανακατασκευής (reconstruction) των χρονοσειρών των ICs που δεν απορρίφθηκαν. Η ανωτέρω διαδικασία αποτυπώνεται με τις παρακάτω εξισώσεις :

1. Μετασχηματισμός ICA των δεδομένων:

$$ICs = W \times E$$

Όπου W είναι ο 30\*30 πίνακας με τα βάρη που επιστρέφει ο αλγόριθμος ICA decomposition και E ο 30\*630000 πίνακας με τα scalp data.

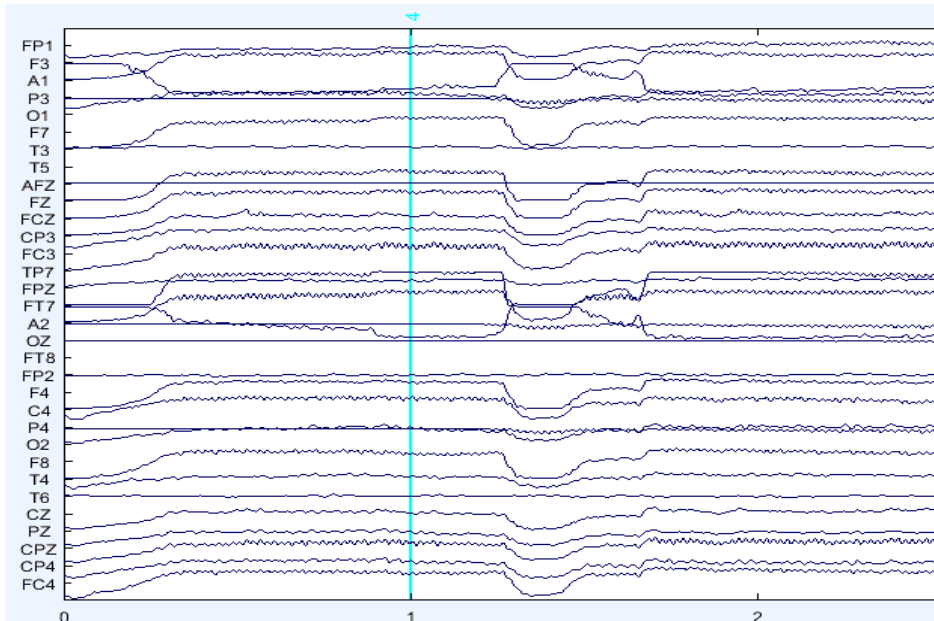
2. Ανακατασκευή των ICs μέσω απόρριψης των artifact ICs:

$$E_{corrected} = W^{-1} \times ICs_{corrected}$$

Όπου  $W^{-1}$  είναι ο αντίστροφος του W,  $ICs_{corrected}$  ο πίνακας χωρίς τα artifact components και  $E_{corrected}$  η αποθρομβοποιημένη εκδοχή των scalp data.

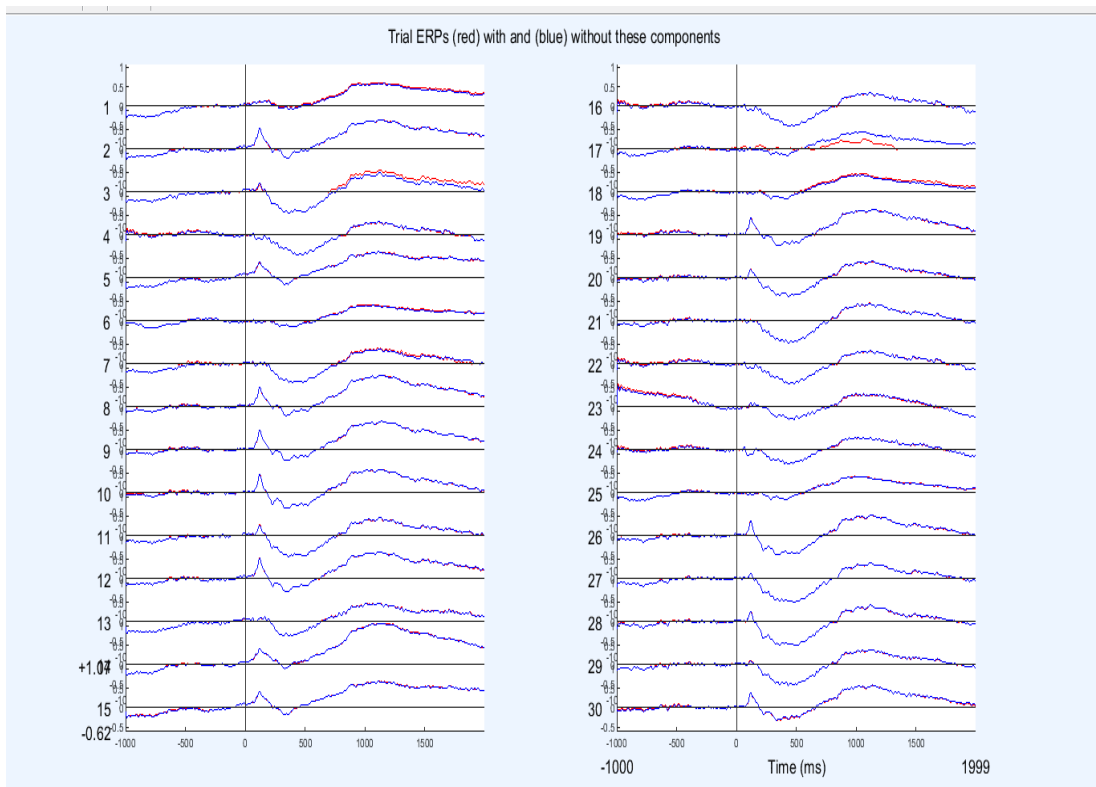
Στο παράδειγμα που παρουσιάζεται στο σχήμα παρατηρούμε ότι το component 16 έχει αυξημένη δραστηριότητα κοντά στο αριστερό αυτί, ενώ ταυτόχρονα στην υπόλοιπη περιοχή του χάρτη η δραστηριότητα κατανέμεται ομοιόμορφα. Το γεγονός αυτό μας επιτρέπει να συμπεράνουμε ότι αυτή η αυξημένη δραστηριότητα στο μέρος του αυτιού οφείλεται κυρίως σε μυϊκή κίνηση (muscle artifact) και πολύ λιγότερο σε χρήσιμο σήμα. Επιπλέον, το component 26 είναι πιθανώς ένα eye blink artifact, δεδομένου ότι η δραστηριότητα συγκεντρώνεται στις μετωπιαίες περιοχές του χάρτη στις οποίες οι κινήσεις ή τα blinks των ματιών προβάλλονται έντονα.

Για να επαληθεύσουμε τον ισχυρισμό μας εξετάσαμε τις κυματομορφές των ηλεκτροδίων των αρχικών μη επεξεργασμένων δεδομένων (Raw\_Data) και παρατηρήσαμε ότι πράγματι σε κάποια epochs το άτομο ανοιγόκλεισε τα μάτια του, αφού οι κυματομορφές είχαν την παρακάτω μορφή η οποία και με βάση τα σχήματα που παραθέσαμε στην θεωρία υποδεικνύει eye blink ή eye movements artifacts (εκτροπές των κυματομορφών προς τα κάτω ή προς τα πάνω).



Εικόνα 26. Παρατηρούμε τις εκτροπές προς τα κάτω σε ένα από τα epochs των ακατέργαστων EEG δεδομένων, γεγονός που υποδηλώνει την ύπαρξη eyes blink artifacts.

Με βάση λοιπόν την προηγούμενη ανάλυση, διαγράφουμε το IC 26 και αναπαράγουμε τα αρχικά δεδομένα σε μορφή `Si_reref_filtered_epochs_ica_corrected [30X630000]`. Επειδή τελικά δεν διαγράψαμε κάποια από τα πρώτα components, δεν αναμένουμε μεγάλη βελτίωση στις κυματομορφές γεγονός που παρατηρείται και στο επόμενο σχήμα το οποίο δείχνει ότι οι κυματομορφές των ERPs πριν (κόκκινη γραμμή) και μετά (μπλε γραμμή) την απόρριψη του component 26 είναι σχεδόν πανομοιότυπες.



Εικόνα 27. Οι κυματομορφές των ERPs πριν (κόκκινη γραμμή) και μετά (μπλε γραμμή) την απόρριψη του IC 26.



## 7.3 Ανάλυση προεπεξεργασμένων δεδομένων

### Extract ERPs waveforms for each condition

Αρχικά ,θα υπολογιστεί η μέση ERP κυματομορφή του ατόμου για κάθε μια από τις 8 καταστάσεις σε καθένα από τα 30 ηλεκτρόδια για τα 210 trials .

$$ERP_i[n]_{per\_electrode} = \frac{\sum_{j=1}^N ERP_j^i[n]}{N}$$

Όπου

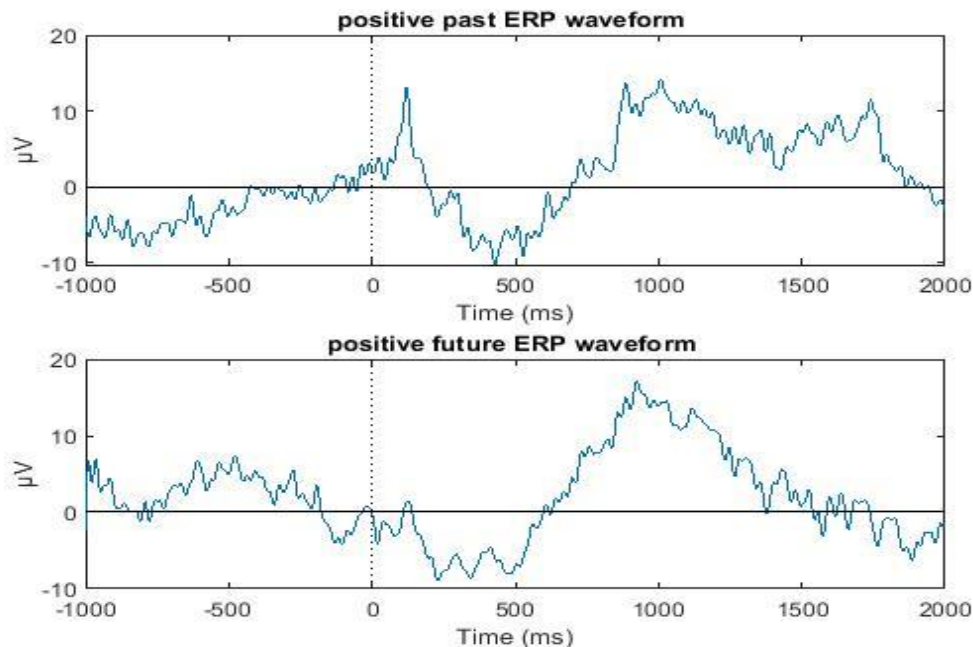
- $i = 1,2, \dots, 8$  ο αριθμός των καταστάσεων .
- $j = 1,2, \dots, 30$  ο αριθμός των trials για τα condition 1 έως 6 και  $j = 1,2, \dots, 15$  ο αριθμός των trials για τα condition 7,8.
- $N = 30$  for conditions 1,2,3,4,5,6 και  $N = 15$  for conditions 7,8 ο συνολικός αριθμός των trials σε κάθε condition.
- $n = [-1000,1999]$  ο αριθμός των time points του κάθε epoch.

Επομένως, προέκυψαν 8 πίνακες της μορφής  $ERP_i = [30 \times 3000]$ .

Όπου

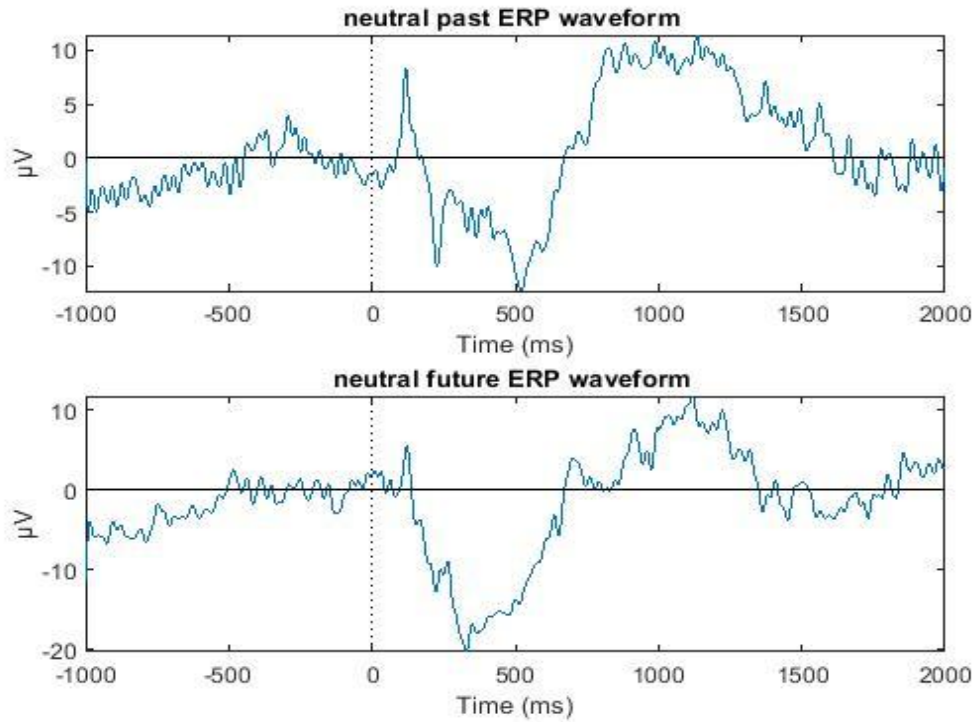
- ✓ Στην πρώτη διάσταση του πίνακα εμπεριέχονται τα ηλεκτρόδια .
- ✓ Στην δεύτερη διάσταση του η μέση κυματομορφή ERP για χρονική διάρκεια ενός epoch .

Στην συνέχεια παρουσιάζουμε τις γραφικές παραστάσεις των μέσων ERP κυματομορφών του ατόμου για κάθε κατάσταση σε ένα επιλεγμένο ηλεκτρόδιο και συγκεκριμένα στο ηλεκτρόδιο Pz.

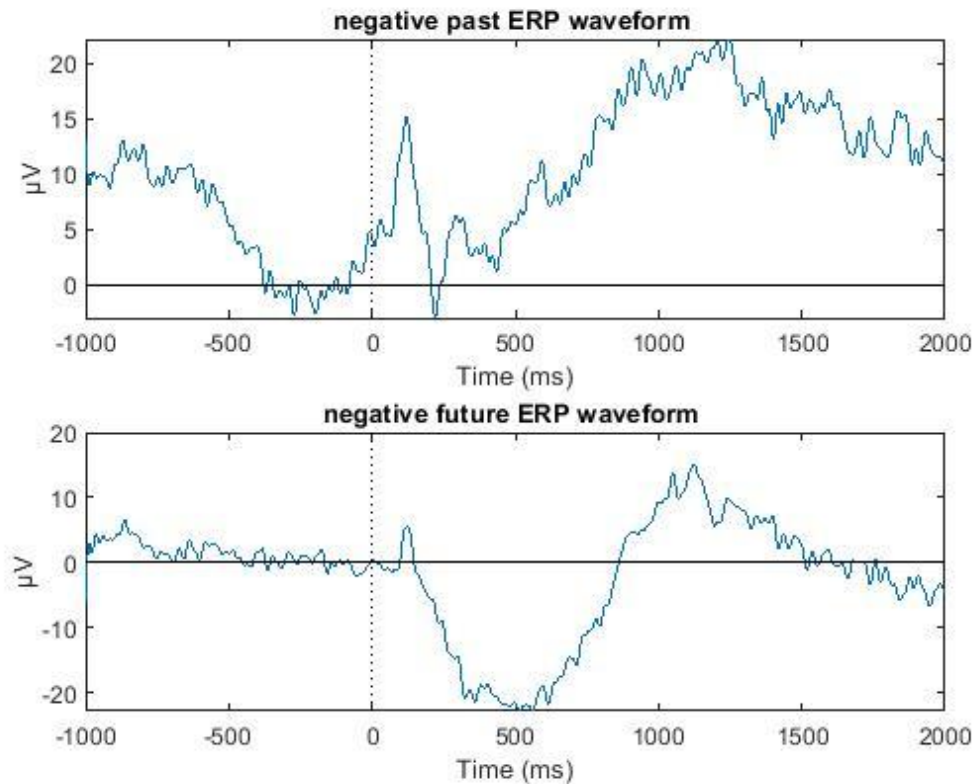


Εικόνα 28. Μέση ERP κυματομορφή για τα θετικά ρήματα τόσο του παρελθόντος όσο και του μέλλοντος.

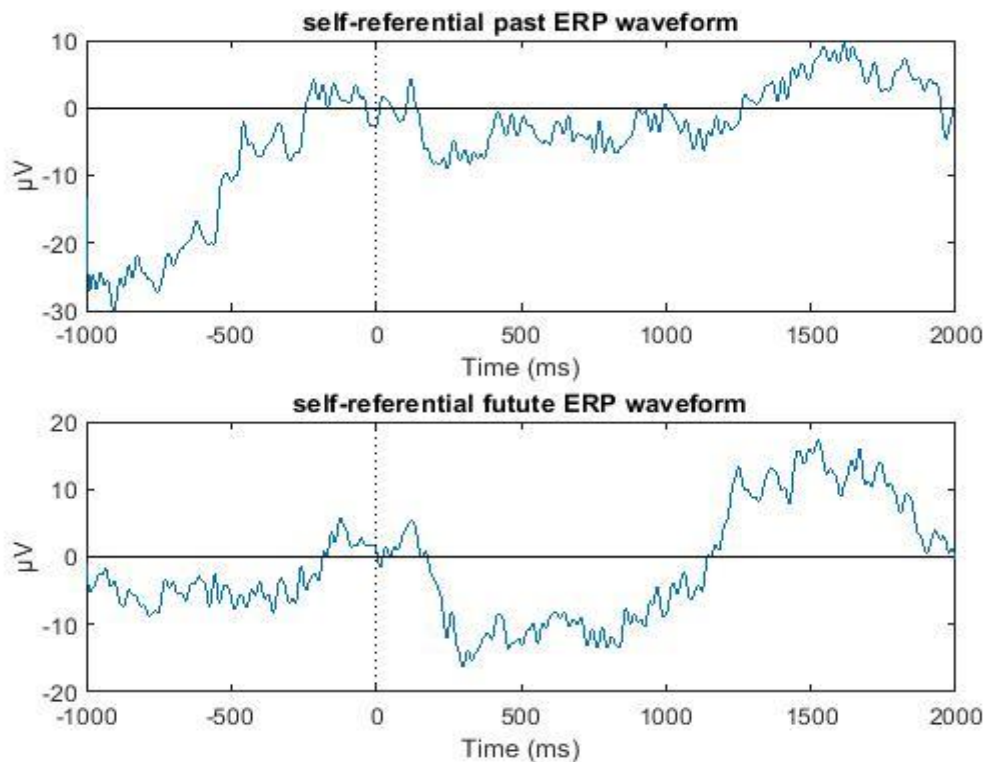




Εικόνα 29.. Μέση ERP κυματομορφή για τα ουδέτερα ρήματα τόσο του παρελθόντος όσο και του μέλλοντος .



Εικόνα 30. Μέση ERP κυματομορφή για τα θετικά ρήματα τόσο του παρελθόντος όσο και του μέλλοντος .



Εικόνα 31. Μέση ERP κυματομορφή για τα αυτοαναφορικά ρήματα τόσο του παρελθόντος όσο και του μέλλοντος .

Εξετάζοντας τις μέσες ERP κυματομορφές των 8 καταστάσεων εξάγουμε τα εξής συμπεράσματα:

- Παρατηρούμε και στις 8 κυματομορφές ένα early negative component μετά το ερέθισμα στο χρονικό παράθυρο από 60ms μέχρι 120ms το οποίο μπορεί να χαρακτηριστεί ως N100.
- Διαφαίνεται και στις 8 κυματομορφές ένα early positive component μετά το ερέθισμα στο χρονικό παράθυρο από 100ms μέχρι 190ms το οποίο μπορεί να χαρακτηριστεί ως P200.
- Επιπρόσθετα, στο επόμενο χρονικό παράθυρο από 150ms μέχρι 600ms παρατηρούμε ότι το σύνολο των κυματομορφών έχουν αρνητικές τάσεις. Χωρίζοντας αυτό το διάστημα σε δύο ενδιάμεσα παράθυρα μπορούμε να διακρίνουμε τουλάχιστον δύο αρνητικά components που εμφανίζονται το ένα στο πρώτο παράθυρο από 150ms μέχρι 300ms περίπου και το δεύτερο στο επόμενο παράθυρο από 300ms μέχρι 600ms. Λαμβάνοντας υπόψιν τα latencies αυτών των components ,το πρώτο μπορεί να χαρακτηριστεί ως N200 και το δεύτερο ως N400.
- Στην συνέχεια παρατηρούμε ότι οι κυματομορφές έχουν μια ανοδική τάση προς τα θετικά στο διάστημα από 600ms έως 1000ms οπότε σε αυτό το χρονικό παράθυρο δεν θα αναζητήσουμε κάποιο peak σε κάποιο latency αλλά θα μελετήσουμε την ανοδική συμπεριφορά της κυματομορφής μέσω του LPC component .
- Αξίζει να παρατηρήσουμε και την επίδραση του baseline correction που εφαρμόσαμε στις κυματομορφές αφού την χρονική στιγμή 0 όλες οι κυματομορφές έχουν τιμές κοντά στο μηδέν αποτέλεσμα που επιδιώκαμε να πετύχουμε με αυτή την μέθοδο .

### Extract ERP components

Το επόμενο βήμα της διαδικασίας είναι ο υπολογισμός των τεσσάρων components που αναφέρθηκαν παραπάνω από τις μέσες ERP κυματομορφές για κάθε condition στο ηλεκτρόδιο Pz (number of channel\_Pz=26).

#### Υπολογισμός N100 component

Βρίσκουμε το ελάχιστο της ERP κυματομορφής για κάθε condition στο ηλεκτρόδιο Pz στο διάστημα 60-120ms.

$$N100 = \min(ERP_i(26,60:120))$$

#### Υπολογισμός P200 component

Βρίσκουμε το μέγιστο της ERP κυματομορφής για κάθε condition στο ηλεκτρόδιο Pz στο διάστημα 100-190ms.

$$P200 = \max(ERP_i(26,100:190))$$

#### Υπολογισμός N200 component

Βρίσκουμε το ελάχιστο της ERP κυματομορφής για κάθε condition στο ηλεκτρόδιο Pz στο διάστημα 150-300ms.

$$N200 = \min(ERP_i(26,150:300))$$

#### Υπολογισμός N400 component

Βρίσκουμε το μέγιστο της ERP κυματομορφής για κάθε condition στο ηλεκτρόδιο Pz στο διάστημα 300-600ms.

$$N400 = \min(ERP_i(26,300:600))$$

#### Υπολογισμός LPC component

Βρίσκουμε το μέσο όρο της ERP κυματομορφής για κάθε condition στο ηλεκτρόδιο Pz στο διάστημα 700-1000ms.

$$LPC = \text{mean}(ERP_i(26,600:1000))$$

Επιλέξαμε να ασχοληθούμε στην ανάλυση που θα επιτελέσουμε με ένα από αυτά τα components και συγκεκριμένα με το P200. Στην συνέχεια, παρουσιάζουμε τον πίνακα με τις τιμές των πλατών του P200 component που υπολογίστηκαν για το κάθε condition του πειράματος. Οι τιμές αυτές προέκυψαν από τον εξής τύπο  $P200 = \max(ERP\_per\_epoch(26,100:190)) - \text{mean}(ERP\_per\_epoch(26,100:190))$  όπου υπολογίζουμε για κάθε epoch το P200 και αφαιρούμε το μέσο όρο της κυματομορφής στα πρώτα 1000msec μετά το ερέθισμα. Η κίνηση αυτή αποσκοπεί στο να αφαιρέσουμε από το σήμα την EEG πληροφορία και να διατηρήσουμε την χρήσιμη ERP που είναι και το δεδομένο για τις περαιτέρω συγκρίσεις που θα επιτελέσουμε μεταξύ των καταστάσεων. Ως γνωστόν, η EEG δραστηριότητα του σήματος έχει μεγαλύτερα πλάτη (της τάξης των  $\pm 100\mu V$ ) σε σχέση με την ERP δραστηριότητα η οποία έχει αισθητά μικρότερα πλάτη (της τάξης των  $\pm 20\mu V$ ). Στο παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται οι προκύπτουσες τιμές του πλάτους του P200 για τις 8 καταστάσεις του πειράματος.

Pos_P	Pos_F	Neu_P	Neu_F	Neg_P	Neg_F	Ex_P	Ex_F
26,56	26,86	0,67	71,27	0,95	2,85	19,99	23,24
15,58	19,4	-7,22	20,62	-4,53	-2,77	2,44	21,97
19,29	31,59	14,17	4,64	13,97	15,22	21,61	19,31
17,5	4,92	0,55	-6,42	26,74	85,8	10,51	143,61
-0,04	5,45	3,42	9,5	17,44	0,06	26,99	15,61
34,01	-7,02	12,56	52,63	8,51	31,93	1,53	23,93
8,29	-5,97	8,73	11,85	29,19	17,83	15,75	-0,54
-8,62	6,51	9,87	27,04	30,17	1,8	-7,96	-16,56
25,67	-1,14	19,74	18,5	6,82	7,93	-3,39	24,78
22,44	9,71	11,84	80,66	21,63	13,76	16,5	8,11
66,81	2,06	26,61	-9,74	42,23	18,44	27,66	3,57
21,09	2,28	3,5	17,45	-1,07	15,51	-20,03	16,05
4,35	9,64	13,75	8,31	2,6	13,31	3,63	19,94
25,6	13,82	4,85	15,21	24,3	30,05	31,07	-20,69
-2,91	10,91	64,99	7,15	-17,1	14,7	21,49	4,35
17,15	-8,45	30,49	27,92	14,74	19,62		
8,2	2,8	37,5	10,35	7,26	24,61		
19,51	11,65	12,34	6,11	9,34	4,31		
31,94	24,04	1,48	8,74	15,18	24,54		
26,62	-35,23	12,31	11,94	7,53	-9,8		
13,33	5,44	5,45	-7,5	14,03	-0,69		
23,12	12,08	-17,04	17,87	21,84	179,38		
-9,91	-5,3	36,68	4,66	4,47	29,38		
25,83	0,98	18,81	22,52	23,46	55,31		
10,32	-7,74	16,16	-4,68	-14,91	6,75		
7,4	30,55	15,8	-1,31	27	7,32		
-0,45	18,48	19,24	-8,02	-34,67	24,92		
26,47	3,53	-10,95	-11,73	3,98	-9,56		
-0,45	23,14	21,86	20,97	6,11	-3,83		
-10,54	-22,65	-16,63	0,87	26,12	-8,89		

Πίνακας 3. Πλάτη του P200 component στα 8 condition του πειράματος υπολογισμένα στο ηλεκτρόδιο Pz .

## 7.4 Στατιστικός έλεγχος των πλατών του P200

Το τελικό βήμα της ανάλυσης μας είναι η εφαρμογή μιας στατιστικής μεθόδου στα αποτελέσματα του πίνακα των πλατών του P200 που υπολογίστηκαν ανωτέρω.

Εν προκειμένω, θα χρησιμοποιήσουμε τον έλεγχο 2-way repeated-measures ANOVA με στόχο να διερευνήσουμε την επίδραση των μετρήσεων (P200 amplitudes) ως προς δύο παράγοντες (factors): κατηγορία ρήματος (4 επίπεδα: θετικά, ουδέτερα, αρνητικά και αυτοαναφορικά) και

χρόνος ρήματος (2 επίπεδα: αόριστος και μέλλοντας). Στόχος μας είναι να εντοπίσουμε αν επηρεάζεται η μέτρηση του P200 από την κατηγορία του ρήματος ή/και τον χρόνο (ή από τον συνδυασμό τους – interaction effect).

Χρησιμοποιήσαμε το λογισμικό SPSS για να εφαρμόσουμε την 2-way repeated ANOVA στα δεδομένα μας. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την εκτέλεση του τεστ παρουσιάζονται παρακάτω:

1. Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντικό main effect ως προς την κατηγορία του ρήματος αφού  $F(3,42) = 0.166, p = 0.919$ .
2. Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντικό main effect ως προς τον χρόνο του ρήματος αφού  $F(1,14) = 0.420, p = 0.527$ .
3. Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντικό interaction effect μεταξύ της κατηγορίας του ρήματος και του χρόνου του ρήματος αφού  $F(3,42) = 1.312, p = 0.283$ .

#### Σχολιασμός αποτελεσμάτων

Το πιο πιθανό σενάριο στο στατιστικό τεστ που εφαρμόσαμε στα δεδομένα μας ήταν να βγάλει σαν αποτέλεσμα ότι δεν υπάρχει σε καμία συνθήκη του πειράματος για αυτό το άτομο στατιστικά σημαντική διαφορά, πράγμα το οποίο και συνέβη. Το αποτέλεσμα που βγάλαμε ήταν λίγο πολύ αναμενόμενο. Η αποτυχία του τεστ (all p-values > .05) οφείλεται στους παρακάτω παράγοντες :

1. Εξετάσαμε ένα άτομο από τα 39 του πειράματος. Εξ αρχής, ακόμα και να πρόκυπτε κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών δεν θα μπορούσαμε να γενικεύσουμε κάποιο συμπέρασμα και για τα 39 άτομα γιατί η συμπεριφορά του ενός ατόμου δεν σημαίνει ότι αντικατοπτρίζει την συνολική συμπεριφορά του δείγματος από την στιγμή που δεν έχουμε μελετήσει όλους τους συμμετέχοντες.
2. Οι τιμές των πλατών του P200 (ακόμα και μετά την τεχνική που εφαρμόσαμε με την αφαίρεση της μέσης κυματομορφής μετά το ερέθισμα) προέκυψαν από κυματομορφές οι οποίες πρακτικά είναι πολύ θορυβώδης. Αυτό εξηγείται από το γεγονός ότι δεν εφαρμόσαμε (γιατί εξετάσαμε ένα άτομο) την κυρίαρχη τεχνική αποθρομβοποίησης για τον υπολογισμό των ERP components η οποία είναι ο υπολογισμός της μέσης κυματομορφής από όλους τους συμμετέχοντες για κάθε δοκιμή. Καταλαβαίνει κανείς λοιπόν από την παραπάνω ανάλυση γιατί είναι απαραίτητο να έχεις αρκετούς συμμετέχοντες σε τέτοιου είδους πειράματα. Όσο περισσότερους συμμετέχοντες εξετάσουμε, τόσο πιο ισχυρά συμπεράσματα μπορούμε να εξάγουμε για την συμπεριφορά του πληθυσμού, είτε σε σχέση με ψυχοφυσιολογικές μετρικές, είτε σε σχέση με συμπεριφορικά δεδομένα. Στην περίπτωση που ένα τεστ (π.χ. ANOVA), λαμβάνοντας υπόψη τα δεδομένα όλου του group, επιστρέψει στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των conditions (π.χ. παρελθοντικά vs. μελλοντικά ρήματα) ή/και των subjects (π.χ. άνδρες vs. γυναίκες), τότε μπορούμε να χαρακτηρίσουμε τα συμπεράσματά μας ως ισχυρά (solid conclusions). Ως εκ τούτου, κανένα στατιστικό συμπέρασμα που λαμβάνει υπόψη μόνο ένα άτομο (single-subject testing) δεν μπορεί να καταστεί αξιόπιστο. Στα πλαίσια της διπλωματικής αυτής περιοριζόμαστε στον στατιστικό έλεγχο ενός ατόμου, έχοντας κατά νου ότι η ανάλυση όλου του πληθυσμού μπορεί να ανατρέψει τους σχολιασμούς μας.

## 8. Μελέτη όλων των συμμετεχόντων (Group Level Analysis)

Στα πλαίσια της παρούσας εργασίας δεν πραγματοποιήθηκε επεξεργασία όλων των datasets του πειράματος. Παρακάτω, παρουσιάζουμε τα βασικά σημεία- ιδέες που αφορούν την ανάλυση για όλους τους συμμετέχοντες (Group - Level Analysis).

Η διαδικασία της επεξεργασίας των δεδομένων για το ένα άτομο που παρουσιάστηκε παραπάνω θα πρέπει να υλοποιηθεί και για τα 39 άτομα που συμμετείχαν στο πείραμα. Για την εξαγωγή ψυχοφυσιολογικών ή άλλων συμπερασμάτων που αφορούν τα 39 άτομα είναι απαραίτητη, όπως διαφαίνεται και από τον σχολιασμό των συμπερασμάτων που προέκυψαν από το ένα άτομο, η στατιστική επεξεργασία του δείγματος.

Η προαναφερόμενη διαδικασία μόλις εφαρμοστεί και στα 39 άτομα θα προκύψουν 39 πίνακες της μορφής  $ERP_{subject_i} = [30 \times 3000 \times 8]$ . Στην συνέχεια, θα υπολογιστούν οι grand μέσες ERP κυματομορφές των 39 ατόμων για κάθε condition και στα 30 ηλεκτρόδια .

$$Grand\_ERP_i[n] = \frac{\sum_{j=1}^N ERP_j^i[n]}{N}$$

Όπου

- $i = 1,2, \dots, 8$  ο αριθμός των καταστάσεων .
- $j = 1,2, \dots, 39$  ο αριθμός των ατόμων .
- $N = 39$  ο συνολικός αριθμός των ατόμων.
- $n = [-1000, 1999]$  ο αριθμός των time points του κάθε epoch.

Κατόπιν αυτής της διαδικασίας θα προκύψουν 8 πίνακες της μορφής  $Grand\_ERP_{cond_i} = [30 \times 3000]$  με τις grand ERP κυματομορφές σε κάθε ηλεκτρόδιο.

Το επόμενο βήμα της διαδικασίας είναι να καθοριστούν τα components που θα μελετηθούν, βάση των οποίων θα προκύψουν οι τελικές συγκρίσεις της ομάδας των 39 ατόμων μεταξύ των 8 συνθηκών του πειράματος. Για τον εντοπισμό αυτών των components μπορεί να εξαχθεί μέσω των Grand\_ERP κυματομορφών το Global Field Power (GFP) και στις 8 καταστάσεις, μια μετρική που μας βοηθάει στον εντοπισμό των components και των αντίστοιχων latency του καθενός [57]. Το τελικό βήμα της διαδικασίας είναι η εφαρμογή ενός στατιστικού τεστ για τον εντοπισμό στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ των καταστάσεων.

## 9. Μελλοντικές προεκτάσεις

Η μελέτη των εγκεφαλικών σημάτων αποτελεί ένα πολύ σύγχρονο πεδίο της επιστήμης. Όλη η επιστημονική κοινότητα έχει στρέψει το ενδιαφέρον της γύρω από θέματα που αφορούν την εξήγηση του ανθρώπινου εγκεφάλου. Το γεγονός αυτό διαφαίνεται από το πλήθος πρόσφατων δημοσιεύσεων σχετικά με αλγόριθμους επεξεργασίας και στατιστικής ανάλυσης δεδομένων EEG.

Όπως έχει ήδη εννοηθεί, το σήμα EEG είναι πολυδιάστατο, γεγονός που επιτρέπει στους επιστήμονες να πειραματιστούν με διάφορες παραμέτρους (ERP analysis, time-frequency analysis, source-localization, etc). Επιπροσθέτως, μια ERP μελέτη έχει στη διάθεσή της μεγάλο εύρος επιλογών ως προς τα components ενδιαφέροντος. Ως αποτέλεσμα αυτών, το συγκεκριμένο πείραμα μπορεί να επεκταθεί, ώστε να προσεγγίσει πτυχές του mental time travel, τόσο σε χρονικό όσο και σε συχνοτικό επίπεδο ή/και να αποκαλύψει και άλλες διεργασίες που ενδεχομένως «κρύβονται» σε άλλα ERP components.

Σε κάθε περίπτωση, αναζητούμε εγκεφαλικές μετρικές που θα εμφανίσουν κανονικότητες σε όλα τα υποκείμενα του πειράματος, χτίζοντας έτσι ισχυρά συμπεράσματα για τις εγκεφαλικές διεργασίες που επιτελούνται στον εγκέφαλο κατά τη προβολή του στο παρελθόν ή το μέλλον. Από την σκοπιά του Ηλεκτρολόγου Μηχανικού, έχουν ενδιαφέρον και οι αλγόριθμοι επεξεργασίας και dimensionality reduction, γεγονός που θα επιτρέψει στους επιστήμονες να έχουν σαφέστερη οπτική στα θέματα του EEG. Η πείρα έχει δείξει ότι ο τομέας αυτός υπόσχεται πληθώρα μελλοντικών επεκτάσεων λόγω των προκλήσεων που εμφανίζονται καθημερινά.

## 10. Βιβλιογραφία

- [1] M. X. Cohen, *Analyzing neural time series data: theory and practice*. MIT press, 2014.
- [2] T. Suddendorf, D. R. Addis, and M. C. Corballis, "Mental time travel and shaping of the human mind," *M. Bar*, pp. 344–354, 2011.
- [3] T. Suddendorf and M. C. Corballis, "The evolution of foresight: What is mental time travel, and is it unique to humans?," *Behav. Brain Sci.*, vol. 30, no. 3, pp. 299–313, 2007.
- [4] P. L. Nunez and R. Srinivasan, *Electric fields of the brain: the neurophysics of EEG*. Oxford University Press, USA, 2006.
- [5] E. Niedermeyer and F. H. L. da Silva, *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [6] M. X. Cohen, "It's about time," *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 5, p. 2, 2011.
- [7] P. M. Vespa, V. Nenov, and M. R. Nuwer, "Continuous EEG monitoring in the intensive care unit: early findings and clinical efficacy," *J. Clin. Neurophysiol.*, vol. 16, no. 1, pp. 1–13, 1999.
- [8] S. O. Regan, S. Faul, and W. Marnane, "Automatic detection of EEG artefacts arising from head movements," in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010, pp. 6353–6356.
- [9] A. Schlögl, M. Slater, and G. Pfurtscheller, "Presence research and EEG," in *Proceedings of the 5th International Workshop on Presence*, 2002, vol. 1, pp. 9–11.
- [10] R. Oostenveld and P. Praamstra, "The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 112, no. 4, pp. 713–719, 2001.
- [11] S.-Y. Cheng, "Mental Fatigue Measurement Using EEG," H.-T. H. E.-G. Nota, Ed. Rijeka: IntechOpen, 2011, p. Ch. 11.
- [12] S. C. C. O. F. T. H. E. J. S. O. F. S. R. S. (JSSR): *et al.*, "Proposed supplements and amendments to 'a manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects', the Rechtschaffen & Kales (1968) standard," *Psychiatry Clin. Neurosci.*, vol. 55, no. 3, pp. 305–310, 2001.
- [13] G. Buzsáki, "Theta oscillations in the hippocampus," *Neuron*, vol. 33, no. 3, pp. 325–340, 2002.
- [14] T. Takahashi *et al.*, "Changes in EEG and autonomic nervous activity during meditation and their association with personality traits," *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 55, no. 2, pp. 199–207, 2005.
- [15] H. Merica and R. D. Fortune, "State transitions between wake and sleep, and within the ultradian cycle, with focus on the link to neuronal activity," *Sleep Med. Rev.*, vol. 8, no. 6, pp. 473–485, 2004.
- [16] T. Kowalczyk, R. Bocian, and J. Konopacki, "The generation of theta rhythm in hippocampal formation maintained in vitro," *Eur. J. Neurosci.*, vol. 37, no. 5, pp. 679–699, 2013.
- [17] Y. Kubota *et al.*, "Frontal midline theta rhythm is correlated with cardiac autonomic activities during the performance of an attention demanding meditation procedure," *Cogn. Brain Res.*, vol. 11, no. 2, pp. 281–287, 2001.
- [18] A. Gevins, M. E. Smith, L. McEvoy, and D. Yu, "High-resolution EEG mapping of cortical activation related to working memory: effects of task difficulty, type of processing, and practice.," *Cereb. cortex (New York, NY 1991)*, vol. 7, no. 4, pp. 374–



385, 1997.

- [19] O. Bai, P. Lin, S. Vorbach, M. Kay Floeter, N. Hattori, and M. Hallett, *A high performance sensorimotor beta rhythm-based brain-computer interface associated with human natural motor behavior*, vol. 5. 2008.
- [20] T. Kingston, B. Dooley, A. Bates, E. Lawlor, and K. Malone, "Mindfulness-based cognitive therapy for residual depressive symptoms," *Psychol. Psychother. Theory, Res. Pract.*, vol. 80, no. 2, pp. 193–203, 2007.
- [21] T. M. Ringel, A. Heidrich, C. P. Jacob, and A. J. Fallgatter, "Sensory gating deficit in a subtype of chronic schizophrenic patients," *Psychiatry Res.*, vol. 125, no. 3, pp. 237–245, 2004.
- [22] K. Hagemann, "The alpha band as an electrophysiological indicator for internalized attention and high mental workload in real traffic driving," *PhD, Math. Nat. Sci. Heinrich-Heine Univ. Dusseldorf, Dusseld.*, 2008.
- [23] C. Tallon, O. Bertrand, P. Bouchet, and J. Pernier, "Gamma-range activity evoked by coherent visual stimuli in humans," *Eur. J. Neurosci.*, vol. 7, no. 6, pp. 1285–1291, 1995.
- [24] J.-P. Lachaux *et al.*, "The many faces of the gamma band response to complex visual stimuli," *Neuroimage*, vol. 25, no. 2, pp. 491–501, 2005.
- [25] D. Jokisch and O. Jensen, "Modulation of gamma and alpha activity during a working memory task engaging the dorsal or ventral stream," *J. Neurosci.*, vol. 27, no. 12, pp. 3244–3251, 2007.
- [26] J. Engel Jr and F. L. da Silva, "High-frequency oscillations—where we are and where we need to go," *Prog. Neurobiol.*, vol. 98, no. 3, pp. 316–318, 2012.
- [27] P. Suffczynski, S. Kalitzin, G. Pfurtscheller, and F. H. L. Da Silva, "Computational model of thalamo-cortical networks: dynamical control of alpha rhythms in relation to focal attention," *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 43, no. 1, pp. 25–40, 2001.
- [28] D. J. L. G. Schutter, A. D. de Weijer, J. D. I. Meuwese, B. Morgan, and J. van Honk, "Interrelations between motivational stance, cortical excitability, and the frontal electroencephalogram asymmetry of emotion: a transcranial magnetic stimulation study," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 29, no. 5, pp. 574–580, 2008.
- [29] J. Lopez-Calderon and S. J. Luck, "ERPLAB: an open-source toolbox for the analysis of event-related potentials," *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 8, p. 213, 2014.
- [30] W. G. Walter, "Contingent negative variation: an electric sign of sensori-motor association and expectancy in the human brain," *Nature*, vol. 230, pp. 380–384, 1964.
- [31] J. M. Fuster, "The prefrontal cortex, mediator of cross-temporal contingencies," *Hum. Neurobiol.*, vol. 4, no. 3, pp. 169–179, 1985.
- [32] S. A. Hillyard and R. Galambos, "Effects of stimulus and response contingencies on a surface negative slow potential shift in man," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 22, no. 4, pp. 297–304, 1967.
- [33] R. Klorman and E. Bentsen, "Effects of warning-signal duration on the early and late components of the contingent negative variation," *Biol. Psychol.*, vol. 3, no. 4, pp. 263–275, 1975.
- [34] A. W. K. Gaillard, "Effects of warning-signal modality on the contingent negative variation (CNV)," *Biol. Psychol.*, vol. 4, no. 2, pp. 139–153, 1976.
- [35] J. Correll, G. R. Urland, and T. A. Ito, "Event-related potentials and the decision to shoot: The role of threat perception and cognitive control," *J. Exp. Soc. Psychol.*, vol. 42, no. 1, pp. 120–128, 2006.
- [36] J. M. Clearwater, C. C. Kerr, C. J. Rennie, and P. A. Robinson, "Neural mechanisms of

- ERP change: combining insights from electrophysiology and mathematical modeling," *J. Integr. Neurosci.*, vol. 7, no. 04, pp. 529–550, 2008.
- [37] J. M. Clearwater, C. J. Rennie, and P. A. Robinson, "Mean field model of acetylcholine mediated dynamics in the cerebral cortex," *Biol. Cybern.*, vol. 97, no. 5–6, pp. 449–460, 2007.
- [38] R. Freunberger, W. Klimesch, M. Doppelmayr, and Y. Höller, "Visual P2 component is related to theta phase-locking," *Neurosci. Lett.*, vol. 426, no. 3, pp. 181–186, Oct. 2007.
- [39] S. J. LUCK and S. A. HILLYARD, "Electrophysiological correlates of feature analysis during visual search," *Psychophysiology*, vol. 31, no. 3, pp. 291–308, May 1994.
- [40] B. R. Dunn, D. A. Dunn, M. Languis, and D. Andrews, "The relation of ERP components to complex memory processing," *Brain Cogn.*, vol. 36, no. 3, pp. 355–376, 1998.
- [41] C. D. Lefebvre, Y. Marchand, G. A. Eskes, and J. F. Connolly, "Assessment of working memory abilities using an event-related brain potential (ERP)-compatible digit span backward task," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 116, no. 7, pp. 1665–1680, 2005.
- [42] E. W. Wlotko and K. D. Federmeier, "Finding the right word: Hemispheric asymmetries in the use of sentence context information," *Neuropsychologia*, vol. 45, no. 13, pp. 3001–3014, 2007.
- [43] K. D. Federmeier, H. Mai, and M. Kutas, "Both sides get the point: Hemispheric sensitivities to sentential constraint," *Mem. Cognit.*, vol. 33, no. 5, pp. 871–886, 2005.
- [44] K. D. Federmeier and M. Kutas, "Picture the difference: Electrophysiological investigations of picture processing in the two cerebral hemispheres," *Neuropsychologia*, vol. 40, no. 7, pp. 730–747, 2002.
- [45] J. E. Arruda, R. T. Amoss, L. D. Kizer, and K. L. Coburn, "The P2 visual evoked potential and the diagnosis of probable Alzheimer's dementia: A psychometric study," *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 45, p. 153, 2002.
- [46] M. Kutas and K. D. Federmeier, "Thirty years and counting: finding meaning in the N400 component of the event-related brain potential (ERP)," *Annu. Rev. Psychol.*, vol. 62, pp. 621–647, 2011.
- [47] M. Kutas and K. D. Federmeier, "Electrophysiology reveals semantic memory use in language comprehension," *Trends Cogn. Sci.*, vol. 4, no. 12, pp. 463–470, 2000.
- [48] C. Van Petten and M. Kutas, "Interactions between sentence context and word frequency in event-related brain potentials," *Mem. Cognit.*, vol. 18, no. 4, pp. 380–393, 1990.
- [49] C. Van Petten, M. Kutas, R. Kluender, M. Mitchiner, and H. Mclsaac, "Fractionating the word repetition effect with event-related potentials," *J. Cogn. Neurosci.*, vol. 3, no. 2, pp. 131–150, 1991.
- [50] M. S. Nieuwland and G. R. Kuperberg, "When the truth is not too hard to handle: An event-related potential study on the pragmatics of negation," *Psychol. Sci.*, vol. 19, no. 12, pp. 1213–1218, 2008.
- [51] T. P. Urbach and M. Kutas, "Quantifiers more or less quantify on-line: ERP evidence for partial incremental interpretation," *J. Mem. Lang.*, vol. 63, no. 2, pp. 158–179, 2010.
- [52] K. D. Federmeier and S. Laszlo, "Time for meaning: Electrophysiology provides insights into the dynamics of representation and processing in semantic memory," *Psychol. Learn. Motiv.*, vol. 51, pp. 1–44, 2009.
- [53] M. Kutas and S. A. Hillyard, "Reading senseless sentences: Brain potentials reflect

- semantic incongruity," *Science (80-. )*, vol. 207, no. 4427, pp. 203–205, 1980.
- [54] S. Finnigan, M. S. Humphreys, S. Dennis, and G. Geffen, "ERP 'old/new' effects: memory strength and decisional factor (s)," *Neuropsychologia*, vol. 40, no. 13, pp. 2288–2304, 2002.
- [55] D. Friedman and R. Johnson Jr, "Event-related potential (ERP) studies of memory encoding and retrieval: A selective review," *Microsc. Res. Tech.*, vol. 51, no. 1, pp. 6–28, 2000.
- [56] J. V Stone, *Independent component analysis: a tutorial introduction*. MIT press, 2004.
- [57] D. Brunet, M. M. Murray, and C. M. Michel, "Spatiotemporal analysis of multichannel EEG: CARTOOL," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2011, p. 2, 2011.

