

Εθνικό Μετσοβίο Πολύτεχνειό Σχολή Ηλεκτρολογών Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών Τομέας Συστηματών Μεταδοσής Πληροφορίας & Τεχνολογίας Υλικών

Ανάλυση Κινητικών Λειτουργιών Υπό Συνθήκη Φανταστικής Κίνησης βάσει Δεδομένων Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Analysis of Motor Functions under Imaginary Movement Based on Electroencephalography Data

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ευαγγέλια Δ. Μανιουδάκη

Επιβλέπων: Γεώργιος Ματσόπουλος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Απρίλιος 2025



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ Σχολή Ηλεκτρολογών Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών Τομέας Συστηματών Μεταδοσής Πληροφορίας & Τεχνολογίας Υλικών

Ανάλυση Κινητικών Λειτουργιών Υπό Συνθήκη Φανταστικής Κίνησης βάσει Δεδομένων Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Analysis of Motor Functions under Imaginary Movement Based on Electroencephalography Data

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ευαγγέλια Δ. Μανιουδάκη

Επιβλέπων: Γεώργιος Ματσόπουλος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 28^η Απριλίου 2025.

..... Γεώργιος Ματσόπουλος Καθηγητής Ε.Μ.Π. Παναγιώτης Τσανάκας Καθηγητής Ε.Μ.Π. Αθανάσιος Δ. Παναγόπουλος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Απρίλιος 2025

.....

Ευαγγελία Δ. Μανιουδάκη

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

Copyright © Ευαγγελία Μανιουδάκη, 2025. 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

Αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας αποτελεί η ανάλυση ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων (EEG) κατά τη διάρκεια νοητικής απεικόνισης κίνησης, με σκοπό την ανάδειξη στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ διαφορετικών νοητικών απεικονίσεων κίνησης. Η έρευνα βασίστηκε σε τέσσερα δημόσια διαθέσιμα σύνολα δεδομένων EEG, τα οποία περιλάμβαναν νοητικές απεικονίσεις κινήσεων των χεριών, των ποδιών, της γλώσσας καθώς και μια παθητική παρατήρηση των συμμετεχόντων.

Η ανάλυση πραγματοποιήθηκε στο περιβάλλον MATLAB, με χρήση του εργαλείου EEGLAB και η προεπεξεργασία των σημάτων περιλάμβανε εφαρμογή φίλτρων, αφαίρεση γραμμικής τάσης και εφαρμογή ανάλυσης ανεξαρτήτων συνιστωσών (ICA) για την απομάκρυνση του θορύβου. Έπειτα, υπολογίστηκε η ισχύς ζώνης στις ζώνες συχνοτήτων δέλτα, θήτα, άλφα, βήτα και γάμμα. Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με τον έλεγχο κανονικής κατανομής Lilliefors, ακολούθησε έλεγχος Kruskal-Wallis για τον εντοπισμό των στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ των ομάδων ανά ηλεκτρόδιο καταγραφής και στη συνέχεια εφαρμόστηκε ο έλεγχος Wilcoxon Rank-Sum για να εντοπιστούν οι ακριβείς συνδυασμοί ομάδων που εμφάνισαν στατιστικά σημαντικές διάφορες. Τα αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι ορισμένα ηλεκτρόδια, τοποθετημένα κυρίως σε μετωπιαίες, κεντρικές και βρεγματικές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού, παρουσιάζουν διακριτική ικανότητα ανάμεσα στις ομάδες νοητικών απεικονίσεων κινήσεων.

Λέξεις Κλειδιά

EEG, νοητική απεικόνιση κίνησης, συχνοτικές ζώνες, ισχύς ζώνης, Lilliefors, Kruskal-Wallis έλεγχος, Wilcoxon Rank-Sum έλεγχος, ανάλυση ανεξαρτήτων συνιστωσών (ICA), MATLAB

Abstract

The present thesis focuses on the analysis of electroencephalograms (EEG) during motor imagery movement, aiming to identify statistically significant differences between various motor imagery tasks. The study is based on four publicly available EEG Datasets, which include motor imagery movements of hand, foot, and tongue, as well as passive observation.

The analysis was conducted in the MATLAB environment using the EEGLAB toolbox. The preprocessing of EEG signals involved filtering, linear trend removal and the application of Independent Component Analysis (ICA) to remove noise. Subsequently, the band power was calculated across the frequency bands, delta, theta, alpha, beta and gamma. Statistical analysis was performed using Lilliefors test for normality, followed by the Kruskal-Wallis Test to identify significant differences across groups per electrode. The Wilcoxon Rank-Sum Test was then used to determine which specific group combinations exhibited statistically significant differences. The results indicate that certain electrodes, primarily in the frontal, central and parietal regions of the cerebral cortex, show strong discriminative ability between the examined motor imagery tasks.

KeyWords

EEG, motor imagery, frequency bands, band power, Lilliefors Test, Kruskal-Wallis Test, Wilcoxon Rank-Sum Test, EEG preprocessing, ICA, MATLAB

Ευχαριστίες

Θα ήθελα καταρχήν να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου, κ. Γεώργιο Ματσόπουλο, για την ανάθεση ενός τόσο ενδιαφέροντος και ουσιαστικού θέματος, καθώς και για την εμπιστοσύνη που έδειξε στην εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Επίσης, ιδιαίτερη ευγνωμοσύνη οφείλω στον κ. Σταύρο Μηλούλη για την πολύτιμη καθοδήγηση, την υποστήριξη και τις καίριες συμβουλές του σε κάθε στάδιο της εκπόνησης της εργασίας. Ευχαριστώ θερμά την οικογένειά μου για την αδιάκοπη στήριξη και πίστη τους σε εμένα, που αποτέλεσαν θεμέλιο για την ολοκλήρωση των σπουδών μου. Τέλος, ευχαριστώ τις φίλες μου Τλια και Λίνα για την αμέριστη βοήθεια και τη συνεχή ενθάρρυνση καθ' όλη τη διάρκεια της προσπάθειάς μου.

Περιεχόμενα

Περίληψη	5
Abstract	7
Ευχαριστίες	9
Περιεχόμενα	11
Αρκτικόλεξα	13
Ευρετήριο Πινάκων	14
Ευρετήριο Εικόνων	15
1. Εισαγωγή	16
2. Εγκέφαλος και κινητικές λειτουργίες	18
2.1 Βασικά χαρακτηριστικά εγκεφάλου	18
2.2 Δομή του εγκεφαλικού φλοιού	19
2.3 Διαχωρισμός εγκεφάλου	20
2.3.1 Λοβοί του εγκεφαλικού φλοιού	20
2.3.2 Εξειδίκευση στις περιογές του εγκεφαλικού φλοιού	22
2.5 Εκδήλωση κινητικών λειτουογιών στον εγκέφαλο	25
	20
λ_{0} I LOOVIIOTIKU EKTELEGU KOI VOUTIKU O π EIKOVIGU KIVUGUC	/ 0
2.0 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινήσης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία	28
2.0 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινήσης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία	28 29
 2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινήσης	28 29 29 30
 2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινήσης	28 29 29 30
 2.6 Πραγματική εκτελεσή και νοητική απεικονισή κινήσης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 	28 29 30 31 32
 2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινησης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Ποοκλητά δυναμικά 	28 29 30 31 32 32
 2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινησης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 	28 29 30 31 32 34 34
 2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινήσης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 	29 29 30 31 32 34 35 35
2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινησης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής	29 29 30 31 32 34 35 36
 2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινήσης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής σήματος EEG 	29 29 30 31 32 34 35 36 37
 2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινήσης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής 3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος EEG 3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των EEG 	29 29 30 31 32 34 35 36 37
 2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινήσης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής 3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος ΕΕG 3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των ΕΕG καναλιών 	29 29 30 31 32 36 36 37 41
 2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινήσης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής 3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος ΕΕG 3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των ΕΕG καναλιών 3.5.3 Ενισχυτικές διατάξεις και τεχνικές καταγραφής ΕΕG. 	29 29 30 31 32 34 35 36 37 41 42
 2.6 Πραγματική εκτελεσή και νοητική απεικονισή κινησής 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής 3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος ΕΕG 3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των ΕΕG καναλιών 3.5.3 Ενισχυτικές διατάξεις και τεχνικές καταγραφής ΕΕG. 4. Θεωρία επεξεργασίας ΕΕG 	29 29 30 31 32 34 35 36 37 41 42 44
 2.6 Πραγματική εκτελέση και νοητική απεικονιση κινησης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής 3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος ΕΕG 3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των ΕΕG καναλιών 3.5.3 Ενισχυτικές διατάξεις και τεχνικές καταγραφής ΕΕG. 4. Θεωρία επεξεργασίας ΕΕG 	29 29 30 31 32 34 35 36 37 41 42 44 44
 2.6 Πραγματική εκτελεσή και νοητική απεικονισή κινησής 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος. 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά. 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός. 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής 3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος ΕΕG. 3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των ΕΕG καναλιών 3.5.3 Ενισχυτικές διατάξεις και τεχνικές καταγραφής ΕΕG. 4. Θεωρία επεξεργασίας ΕΕG 	29 29 30 31 32 34 35 36 37 41 42 44 44
 2.6 Πραγματική εκτελεσή και νοητική απεικονισή κινήσης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος. 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά. 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός. 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής σήματος ΕΕG 3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος ΕΕG 3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των ΕΕG καναλιών 3.5.3 Ενισχυτικές διατάξεις και τεχνικές καταγραφής ΕΕG. 4. Θεωρία επεξεργασίας ΕΕG 4.1 Αφαίρεση θορύβου 4.2 Ανάλυση ηλεκτροφυσιολογικών δεδομένων. 	29 29 30 31 32 34 35 36 37 41 42 44 44 44 44 44
 2.6 Πραγματική εκτελεσή και νοητική απεικονισή κινησής 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής 3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος ΕΕG 3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των ΕΕG καναλιών 3.5.3 Ενισχυτικές διατάξεις και τεχνικές καταγραφής ΕΕG 4. Θεωρία επεξεργασίας ΕΕG 4.1 Αφαίρεση θορύβου 4.2 Ανάλυση δεδομένων 5. Ανάλυση ηλεκτροφυσιολογικών δεδομένων 5.1 Καταγραφή παραμέτρων και ανάλυση δεδομένων ΕΕG 	29 29 29 30 31 32 34 35 36 37 41 42 44 44 44 44 44 48
 2.6 Πραγματική εκτελεσή και νοητική απεικονισή κινησής 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής 3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος EEG 3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των EEG καναλιών 3.5.3 Ενισχυτικές διατάξεις και τεχνικές καταγραφής ΕEG 4. Θεωρία επεξεργασίας EEG 4.1 Αφαίρεση θορύβου 4.2 Ανάλυση δεδομένων 5. Ανάλυση ηλεκτροφυσιολογικών δεδομένων 5.1 Καταγραφή παραμέτρων και ανάλυση δεδομένων EEG 5.2 Περιληπτική παρουσίαση όλων των συνόλων δεδομένων 	29 29 30 31 32 34 35 36 37 41 42 44 44 44 44 44 48 50
 2.6 Πραγματική εκτελεσή και νοητική απεικονισή κινήσης 3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία 3.1 Εισαγωγή 3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος 3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά 3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά 3.5 Προκλητά δυναμικά 3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός 3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής 3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος ΕΕG 3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των ΕΕG καναλιών 3.5.3 Ενισχυτικές διατάξεις και τεχνικές καταγραφής ΕΕG. 4. Θεωρία επεξεργασίας ΕΕG 4.1 Αφαίρεση θορύβου 4.2 Ανάλυση δεδομένων 5. Ανάλυση ηλεκτροφυσιολογικών δεδομένων 5.1 Καταγραφή παραμέτρων και ανάλυση δεδομένων ΕΕG 5.2.1 OpenVibe Dataset of Hand Motor Imagery 	29 29 30 31 32 34 35 36 37 41 42 44 44 44 44 44 46 48 50 50

5.2.3 BCI Competition IV Datasets	52
5.2.4 BNCI Horizon 2020 Datasets	53
5.2.5 EEG Motor Movement/Imagery Dataset	54
5.2.6 UCI Machine Learning Repository — Planning Relax Dataset	54
5.2.7 High Gamma Dataset	54
5.2.8 Motor Imagery Dataset	54
5.2.9 Grasp-and-Lift EEG Detection	55
5.2.10 GIGADB Dataset	55
5.2.11 EEG-NIRS Single-Trial Dataset	55
5.2.12 7-Day Motor Imagery BCI DatasetΚάντε κλικ ή πατήστε εδώ για να	
εισαγάγετε κείμενο	55
5.3 Ανάλυση των επιλεγμένων ερευνητικών δεδομένων	55
5.3.1 BNCI Horizon 2020 Datasets – Dataset 13: Individual Imagery	56
5.3.2 BCI Competition IV Datasets – Dataset 2a: 4-class Motor Imagery	58
5.3.3 Motor Imagery Dataset	59
5.4 Διαδικασία ανάλυσης	62
5.4.1 Προεπεξεργασία δεδομένων ΕΕG	63
5.4.2 Υπολογισμός ισχύος ζώνης	72
5.4.3 Στατιστική ανάλυση των συνόλων δεδομένων	75
6. Αποτελέσματα	80
6.1 Αποτελέσματα BNCI Horizon Dataset-13: Individual Imagery	80
6.2 Αποτελέσματα BCI IV Dataset-2a: 4-class Motor Imagery	87
6.3 Αποτελέσματα Motor Imagery Dataset CLA Paradigm	93
6.4 Αποτελέσματα Motor Imagery Dataset για το Πείραμα HALT	96
6.4 Σύγκριση ερευνών	104
7. Συζήτηση – Συμπεράσματα	108
Βιβλιογραφία	111
Παράρτημα Α: Κώδικας ΜΑΤLAB	118
Παράρτημα Β: Αναλυτικά αποτελέσματα	139

Αρκτικόλεξα

ΚΝΣ	Κεντρικό Νευρικό Σύστημα
A/D	Analog to Digital
BA	Brodmann's Areas
BCI	Brain-Computer Interface
CCA	Canonical Correlation Analysis
CNN	Convolutional Neural Network
DTI	Diffusion Tensor Imaging
EEG	Electroencephalogram
EPSP	Excitatory Postsynaptic Potential
ERD	Event-Related Desynchronization
ERP	Event Related Potentials
ERS	Event-Related Synchronization
fMRI	Functional Magnetic Resonance Imaging
FEF	Frontal Eye Field
FFT	Fast Fourier Transform
IC	Independent Component
ICA	Independent Component Analysis
IPSP	Inhibitory Postsynaptic Potential
ME	Motor Execution
MEG	Magnetoencephalography
MI	Motor Imagery
MRI	Magnetic Resonance Imaging
NIRS	Near-Infrared Spectroscopy
PCA	Principal Component Analysis
PET	Positron Emission Tomography
PSP	Postsynaptic Potential
SII	Secondary Somatosensory Cortex
SMA	Supplementary Motor Area
SVM	Support Vector Machine
tDCS	Transcranial Direct Current Stimulation
TES	Transcranial Electrical Stimulation
l	

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1: Παράμετροι καταγραφής EEG48
Πίνακας 2: Πληροφορίες για τους συμμετέχοντες
Πίνακας 3: Παράμετροι κίνησης49
Πίνακας 4: Πειραματικό πρωτόκολλο49
Πίνακας 5: Επεξεργασία δεδομένων50
Πίνακας 6: Πρόσθετες πληροφορίες δεδομένων50
Πίνακας 7: Καταγραφή δεδομένων EEG Individual Imagery
Πίνακας 8: Δομή των .mat αρχείων στη ΜΑΤLAB57
Πίνακας 9: Καταγραφή δεδομένων EEG 4-class Motor Imagery
Πίνακας 10: Καταγραφή δεδομένων ΕΕG Motor Imagery Dataset61
Πίνακας 11: Δομή των .mat αρχείων στη ΜΑΤLAB62
Πίνακας 12: Παρουσίαση των αποτελεσμάτων p-value του ελέγχου Kruskal-Wallis
των στατιστικά σημαντικών διαφορών της ανάλυσης Individual Imagery μεταξύ των
ομάδων ανά ηλεκτρόδιο και ζώνη81
Πίνακας 13: Ηλεκτρόδια ανάλυσης Individual Imagery με στατιστικά σημαντικές
διαφορές βάσει του ελέγχου Wilcoxon Rank-Sum, ταξινομημένα ανά ζώνη και ζεύγος
ομάδων82
Πίνακας 14: Ηλεκτρόδια στατιστικά σημαντικών διαφορών της ανάλυσης Individual
Imagery του Wilcoxon Rank-Sum ανά ζώνη συχνοτήτων82
Πίνακας 15: Παρουσίαση αποτελεσμάτων p-value του ελέγχου Kruskal-Wallis των
στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ όλων των ομάδων ανάλυσης 4-class Motor
Imagery
Πίνακας 16: Ηλεκτρόδια εμφάνισης στατιστικά σημαντικών διαφορών της
ανάλυσης 4-class Motor Imagery του Wilcoxon Rank-Sum ελέγχου
Πίνακας 17: Ηλεκτρόδια στατιστικά σημαντικών διαφορών Wilcoxon Rank-Sum
ανά ζώνη της ανάλυσης 4-class Motor Imagery89
Πίνακας 18: Παρουσίαση αποτελεσμάτων στατιστικά σημαντικών διαφορών p-value
από τον έλεγχο Kruskal-Wallis ανάλυσης Motor Imagery CLA Paradigm94
Πίνακας 19: Ηλεκτρόδια στατιστικά σημαντικών διαφορών Wilcoxon Rank-Sum της
ανάλυσης Motor Imagery CLA Paradigm94
Πίνακας 20: Ηλεκτρόδια στατιστικά σημαντικών διαφορών Wilcoxon Rank-Sum
ανά ζώνη της ανάλυσης Motor Imagery CLA Paradigm

Πίνακας 21: Αποτελέσματα στατιστικά σημαντικών διαφορών p-value από τον
έλεγχο Kruskal-Wallis για κάθε ηλεκτρόδιο και ζώνη συχνοτήτων ανάλυσης HALT
Paradigm
Πίνακας 22: Ηλεκτρόδια εμφάνισης στατιστικά σημαντικών διαφορών του
Wilcoxon Rank-Sum ελέγχου ανά ζώνη για το HALT Paradigm98

Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1: Οι κύριες δομές του εγκεφάλου	18
Εικόνα 2: Δομή ενός τυπικού νευρώνα	19
Εικόνα 3: Δομή του εγκεφαλικού φλοιού	21
Εικόνα 4: Λειτουργική απεικόνιση του εγκεφαλικού φλοιού	23
Εικόνα 5: Περιοχές Brodmann	25
Εικόνα 6: Δυναμικό δράσης	30
Εικόνα 7: Κυματομορφές βασικών ζωνών συχνοτήτων	33
Εικόνα 8: Διάταξη 21 ηλεκτροδίων του διεθνούς συστήματος 10-20	38
Εικόνα 9: Σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων ΕΕG 10-10	38
Εικόνα 10: Δομή BNCI horizon Individual Imagery στη MATLAB	64
Εικόνα 11: Δομή BCI IV 4-class Motor Imagery στη MATLAB	64
Εικόνα 12: Δομή Motor Imagery Dataset στη MATLAB	64
Εικόνα 15: Απεικόνιση ανεξαρτήτων συνιστωσών μετά την αφαίρεση θορύβου	71
Εικόνα 16: Δομή BandPower αποτελεσμάτων συνάρτησης powerband() της	
ανάλυσης Individual Imagery	74

1. Εισαγωγή

Η μελέτη της λειτουργίας του ανθρώπινου εγκεφάλου και της σχέσης του με τις κινητικές λειτουργίες αποτελεί πεδίο αιχμής στη σύγχρονη επιστήμη. Η αλληλεπίδραση πραγματικής κίνησης (Motor Execution) και νοητικής απεικόνισης κίνησης (Motor Imagery) έχει αναδειχθεί ως κρίσιμο εργαλείο τόσο για την κατανόηση της λειτουργικής οργάνωσης του εγκεφάλου όσο και για την εφαρμογή σε τομείς όπως η νευροαποκατάσταση, τα συστήματα διεπαφών εγκεφάλου-υπολογιστή (BCIs) και οι κλινικές θεραπείες.

Η παρούσα διπλωματική εργασία εστιάζει στη μελέτη των ηλεκτροφυσιολογικών δεδομένων που προέρχονται από την καταγραφή σημάτων μέσω Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG) κατά τη νοητική απεικόνιση κίνησης. Σκοπός είναι η ανάλυση EEG σημάτων, από τέσσερα διαφορετικά σύνολα δεδομένων, με στόχο την αποτελεσματική επεξεργασία, την οργάνωση και την διερεύνηση των στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ διαφορετικών νοητικών απεικονίσεων κίνησης. Οι διαφορές αυτές εντοπίζονται ανάμεσα στις υπό εξέταση ομάδες, ξεχωριστά για κάθε ηλεκτρόδιο και για κάθε ζώνη συχνοτήτων.

Τα δεδομένα προέρχονται από τέσσερα σύνολα δεδομένων και συγκεκριμένα από το BNCI Horizon-Dataset-13: Individual Imagery [1], το BCI IV Dataset-2a: 4-class Motor Imagery [2] και το Motor Imagery Dataset οπού αναλύθηκαν δύο πειράματα, το CLA Paradigm και το HALT Paradigm [3]. Από το πρώτο σύνολο δεδομένων, αναλύθηκαν οι νοητικές απεικονίσεις κίνησης του δεξιού χεριού και των δύο ποδιών. Από το δεύτερο σύνολο, αναλύθηκαν οι νοητικές απεικονίσεις της κίνησης του δεξιού και αριστερού χεριού, των δύο ποδιών καθώς και της γλώσσας. Από το τρίτο σύνολο μελετήθηκαν δύο διαφορετικά πειράματα. Το πρώτο πείραμα ονομάζεται Classic (CLA) Paradigm και περιλαμβάνει νοητικές απεικονίσεις της κίνησης του δεξιού και αριστερού χεριού καθώς και μια παθητική παρατήρηση των συμμετεχόντων. Το δεύτερο πείραμα ονομάζεται Hand-Leg-Tongue (HALT) Paradigm και περιλαμβάνει νοητικές απεικονίσεις από την κίνηση του δεξιού και αριστερού χεριού, της γλώσσας, του δεξιού και αριστερού ποδιού, καθώς και μια παθητική παρατήρηση.

Η διαδικασία επεξεργασίας των δεδομένων περιλάμβανε αρχικά, την εισαγωγή όλων των δεδομένων στο υπολογιστικό περιβάλλον MATLAB [4]. Η προεπεξεργασία

πραγματοποιήθηκε με την χρήση του εργαλείου EEGLAB [5], εφαρμόζοντας φίλτρα, αφαίρεση γραμμικής τάσης, διαφοροποίηση αναφοράς του σήματος στον μέσο όρο καθώς και αφαίρεση θορύβου με την εφαρμογή του αλγορίθμου ανάλυσης ανεξάρτητων συνιστωσών (Independent Component Analysis – ICA) [6].

Έπειτα, κατά την επεξεργασία των δεδομένων πραγματοποιήθηκε ανάλυση στις ζώνες συχνοτήτων δέλτα, θήτα, άλφα, βήτα και γάμμα για την εύρεση της ισχύος ζώνης κατά τη νοητική απεικόνιση κινήσεων των συμμετεχόντων για κάθε ηλεκτρόδιο καταγραφής. Η ισχύς ζώνης κάθε δοκιμής, αποτέλεσε την κύρια είσοδο για τη στατιστική ανάλυση. Σε πρώτο στάδιο, εφαρμόστηκε ο έλεγχος Lilliefors [7] με σκοπό να ελεγχθεί αν τα δεδομένα ακολουθούσαν κανονική κατανομή. Στη συνέχεια, χρησιμοποιήθηκε ο μη παραμετρικός έλεγχος Kruskal-Wallis [8] για τον εντοπισμό στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ ομάδων νοητικής απεικόνισης. Για τη διερεύνηση των συγκεκριμένων συνδυασμών ομάδων που παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές διαφορές εφαρμόστηκε ανάλυση με τη χρήση του Wilcoxon Rank-Sum ελέγχου [9]. Τα αποτελέσματα, ανά ηλεκτρόδιο και ζώνη συχνοτήτων, καταγράφηκαν και οπτικοποιήθηκαν σε πίνακες και στη συνέχεια ακολούθησε ερμηνεία των αποτελεσμάτων, με επισήμανση ομοιοτήτων και διαφορών μεταξύ των εξεταζόμενων ερευνών. Στόχος της ερμηνείας ήταν η εύρεση ηλεκτροδίων ικανών να διαχωρίσουν τις ομάδες με βάση τη θεωρία των κινητικών λειτουργιών της νοητικής απεικόνισης.

2. Εγκέφαλος και κινητικές λειτουργίες

2.1 Βασικά χαρακτηριστικά εγκεφάλου

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος είναι μια εξαιρετικά πολύπλοκη και εξειδικευμένη δομή, που αποτελεί το κέντρο ελέγχου όλων των γνωστικών, αισθητηριακών και κινητικών λειτουργιών του οργανισμού. Ως βασικό μέρος του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ), συνεργάζεται με τον νωτιαίο μυελό και το περιφερικό νευρικό σύστημα, ώστε να επεξεργάζεται πληροφορίες, να ρυθμίζει τις αισθήσεις, να ελέγχει τις κινήσεις και να επιτρέπει την εκδήλωση ανώτερων πνευματικών λειτουργιών. Ανατομικά, ο εγκέφαλος χωρίζεται σε τέσσερα κύρια μέρη, τα οποία περιλαμβάνουν επιμέρους εξειδικευμένες δομές. Οι λειτουργίες του βασίζονται στη δράση των νευρώνων, οι οποίοι λαμβάνουν, επεξεργάζονται και μεταδίδουν ερεθίσματα μέσω πολύπλοκων νευρωνικών δικτύων. Παράλληλα, οι νευρικές οδοί που διατρέχουν τον εγκέφαλο, συνδέουν τις διαφορετικές περιοχές του και ρυθμίζουν τόσο τις εκούσιες όσο και τις αυτόνομες λειτουργίες του σώματος [10]. Η μελέτη της δομής και της οργάνωσης του εγκεφάλου είναι θεμελιώδης για την κατανόηση της λειτουργίας του, καθώς και για τη διερεύνηση των μηχανισμών σχετίζονται με τη συμπεριφορά, τη μάθηση, τη μνήμη και την αντίληψη.



Εικόνα 1: Οι κύριες δομές του εγκεφάλου¹

¹ Πηγή: Cancer Research UK/Wikipedia Commons. Άδεια: CC BY-SA 4.0

Ο Μεγάλος εγκέφαλος (Cerebrum) [11] είναι το μεγαλύτερο και πιο ανεπτυγμένο μέρος του εγκεφάλου. Περιλαμβάνει το αριστερό και δεξί ημισφαίριο τα οποία συνδέονται μέσω του μεσολόβιου (corpus callosum). Ο εξωτερικός του φλοιός αποτελείται από φαιά ουσία, ενώ οι εσωτερικές δομές περιλαμβάνουν λευκή ουσία. Είναι υπεύθυνος για την κίνηση, τη σκέψη, τη μνήμη, τα συναισθήματα, την ομιλία, την ακοή, την όραση και την αίσθηση της αφής. Το εγκεφαλικό στέλεχος (Brainstem) [12] βρίσκεται στο κατώτερο τμήμα του εγκεφάλου, συνδέοντας τον εγκέφαλο με τον νωτιαίο μυελό. Ελέγχει βασικές λειτουργίες όπως η αναπνοή, η καρδιακή λειτουργία και η αφύπνιση. Η παρεγκεφαλίδα (Cerebellum) [13] βρίσκεται στο οπίσθιο τμήμα του εγκεφάλου και συμβάλλει στη ρύθμιση της ισορροπίας και του συντονισμού των κινήσεων. Τα βασικά γάγγλια (Basal Ganglia) [14] βρίσκονται βαθιά στο εσωτερικό του εγκεφάλου, ανάμεσα στον μετωπιαίο και τον κροταφικό λοβό και αποτελούν μια ομάδα υποφλοιωδών δομών που συμμετέχουν στον έλεγχο των εκούσιων κινήσεων, στη ρύθμιση της κινητικής μάθησης, καθώς και σε γνωστικές και συναισθηματικές διεργασίες.

2.2 Δομή του εγκεφαλικού φλοιού

Ο εγκεφαλικός φλοιός αποτελείται από φαιά ουσία (Grey Matter) [15], η οποία περιλαμβάνει κυρίως νευρώνες και νευρογλοιακά κύτταρα, καθώς και συνάψεις που επιτρέπουν τη μετάδοση και επεξεργασία σημάτων. Η φαιά ουσία είναι υπεύθυνη για βασικές ανώτερες λειτουργίες, όπως η αισθητηριακή αντίληψη, η ρύθμιση της κίνησης, η μνήμη, η γλώσσα και η λήψη αποφάσεων.



Εικόνα 2: Δομή ενός τυπικού νευρώνα²

² Πηγή: Wikimedia Commons, δημιουργός Dhp1080, μετάφραση και τροποποίηση από Badseed, Αδεια: CC BY-SA 3.0

Οι νευρώνες [16] είναι τα κύρια κύτταρα του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνα για τη μεταφορά και επεξεργασία πληροφοριών μέσω ηλεκτροχημικών σημάτων. Το σώμα των νευρώνων περιέχει τον πυρήνα και τις κυτταρικές δομές που υποστηρίζουν τη λειτουργία του κυττάρου. Σε αυτόν συμβαίνει η βασική επεξεργασία των σημάτων. Οι δενδρίτες αποτελούν διακλαδώσεις που εκτείνονται από το σώμα του νευρώνα και λειτουργούν ως υποδοχείς σημάτων από άλλους νευρώνες. Όσο περισσότερες συνδέσεις έχουν οι δενδρίτες, τόσο πιο σύνθετη είναι η δικτύωση του νευρώνα με τα υπόλοιπα νευρικά κύτταρα. Ο νευράζονας (Axon) αποτελεί μια νευρική ίνα που μεταφέρει τα ηλεκτρικά σήματα από το σώμα των νευρώνων προς άλλους νευρώνες, μυϊκά κύτταρα ή αδένες. Στις απολήξεις του νευράζονα σχηματίζονται συναπτικές συνδέσεις, μέσω των οποίων οι νευρώνες επικοινωνούν μεταξύ τους.

Ο εγκεφαλικός φλοιός περιλαμβάνει έλικες (Gyri) και αύλακες (Sulci) [17]. Οι έλικες είναι οι ανασηκωμένες περιοχές του, οι οποίες διαχωρίζονται από τις αύλακες. Οι αύλακες διακρίνονται σε σχισμές, δηλαδή βαθιές αύλακες που διαπερνούν ολόκληρο το πάχος του ημισφαιρίου και φλοιώδεις αύλακες, που αποτελούν ρηχότερες αύλακες που περιορίζονται αποκλειστικά στον εγκεφαλικό φλοιό. Οι αύλακες συμβάλλουν στην ανατομική οριοθέτηση των διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου. Διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στη λειτουργική οργάνωση του εγκεφάλου, καθώς επιτρέπουν την κατηγοριοποίηση των εγκεφαλικών λοβών. Μεταξύ των σημαντικότερων αυλάκων συγκαταλέγεται η κεντρική αύλακα (central sulcus), η οποία διαχωρίζει τον μετωπιαίο από τον βρεγματικό λοβό, η πλάγια αύλακα (lateral sulcus), που διαχωρίζει τον κροταφικό λοβό από τον μετωπιαίο και βρεγματικό, και η βρεγματοϊνιακή αύλακα (parieto-occipital sulcus), που καθορίζει το όριο μεταξύ του βρεγματικού και του ινιακού λοβού.

2.3 Διαχωρισμός εγκεφάλου

2.3.1 Λοβοί του εγκεφαλικού φλοιού

Ο εγκεφαλικός φλοιός περιλαμβάνει τέσσερις λοβούς που ο καθένας έχει χαρακτηριστική δομή και λειτουργίες.



Εικόνα 3: Δομή του εγκεφαλικού φλοιού³

Ο μετωπιαίος λοβός (Frontal lobe) [18] εκτείνεται στην πρόσθια περιοχή του εγκεφαλικού φλοιού, ακριβώς πίσω από το μέτωπο. Αποτελεί τον μεγαλύτερο σε έκταση λοβό, καταλαμβάνοντας περίπου το 1/3 του συνολικού εγκεφαλικού φλοιού. Συνορεύει προς τα πίσω με την κεντρική αύλακα, η οποία τον διαχωρίζει από τον βρεγματικό λοβό. Η πλάγια αύλακα τον διαχωρίζει από τον κροταφικό λοβό. Περιλαμβάνει την προκεντρική έλικα (precentral gyrus), που αποτελεί κύρια κινητική περιοχή του εγκεφάλου υπεύθυνη για τον εκούσιο έλεγχο των κινήσεων. Ο μετωπιαίος λοβός συμμετέχει σε ανώτερες γνωστικές και εκτελεστικές λειτουργίες, όπως η σκέψη η κρίση και η λήψη αποφάσεων. Επίσης, περιλαμβάνει την περιοχή Βroca, η οποία είναι υπεύθυνη για την παραγωγή της ομιλίας και τη γραμματική επεξεργασία της γλώσσας.

Ο βρεγματικός λοβός (Parietal lobe) [19] εκτείνεται στο ανώτερο τμήμα του εγκεφάλου, ακριβώς πίσω από τον μετωπιαίο λοβό, και διαδραματίζει καθοριστικό ρόλο στην επεξεργασία αισθητηριακών πληροφοριών και στη χωρική αντίληψη. Συνορεύει προς τα εμπρός με την κεντρική αύλακα που τον διαχωρίζει από τον μετωπιαίο λοβό, ενώ προς τα πίσω οριοθετείται από τη βρεγματοϊνιακή αύλακα, η οποία τον διαχωρίζει από τον ινιακό λοβό. Προς τα κάτω, χωρίζεται από τον κροταφικό λοβό μέσω της πλάγιας αύλακας. Περιλαμβάνει τη μετακεντρική έλικα, που αποτελεί την κύρια αισθητηριακή περιοχή του εγκεφάλου και είναι υπεύθυνη για την

³ Πηγή: OpenStax, "Anatomy and Physiology". Άδεια: CC BY 4.0

επεξεργασία της αφής, της πίεσης, της θερμοκρασίας και του πόνου. Ο βρεγματικός λοβός συμβάλει στην αντίληψη της θέσης και της κίνησης του σώματος στον χώρο. Ρυθμίζει τις ανώτερες γνωστικές λειτουργίες που σχετίζονται με τη γλώσσα, την ομιλία, τη γραφή και την ανάγνωση. Επίσης, συμμετέχει στη συντονισμένη κίνηση και εκούσιο κινητικό έλεγχο, καθώς συνδέεται με τον μετωπιαίο λοβό και τις κινητικές περιοχές.

Ο κροταφικός λοβός (Temporal lobe) [20] βρίσκεται στα πλάγια του εγκεφαλικού φλοιού, κάτω από την πλάγια αύλακα και μπροστά από τον ινιακό λοβό. Συμβάλλει στην επεξεργασία της ακοής, της μνήμης, της γλώσσας και των συναισθημάτων. Ο κροταφικός λοβός περιέχει τον πρωτογενή ακουστικό φλοιό όπου σε αυτόν πραγματοποιείται η βασική επεξεργασία των ηχητικών ερεθισμάτων. Περιλαμβάνει την άνω, μεσαία και κάτω κροταφική έλικα, με την άνω κροταφική έλικα να αποτελεί την κύρια ακουστική περιοχή. Στην κάτω επιφάνειά του, ενσωματώνει την παραϊπποκάμπια έλικα (parahippocampal gyrus) και την αύλακα του ιππόκαμπου (hippocampal sulcus), οι οποίες συνδέονται με τη μνήμη και τη συναισθηματική επεξεργασία. Φιλοξενεί σημαντικές δομές του μεταιχμιακού συστήματος, όπως τον ιππόκαμπο και την αμυγδαλή. Ο ιππόκαμπος έχει σημαντικό ρόλο στη μάθηση και στη δημιουργία νέων αναμνήσεων. Η αμυγδαλή εμπλέκεται στην επεξεργασία συναισθημάτων, ιδιαίτερα του φόβου και της συναισθηματικής μνήμης.

Ο ινιακός λοβός (Occipital lobe) [21] βρίσκεται στο πίσω μέρος του εγκεφαλικού φλοιού και αποτελεί κέντρο της επεξεργασίας των οπτικών πληροφοριών. Οριοθετείται από τη βρεγματοϊνιακή αύλακα, η οποία τον διαχωρίζει από τον βρεγματικό λοβό, ενώ συνδέεται με τον κροταφικό λοβό χωρίς σαφή ανατομικά όρια. Η αύλακα (calcarine sulcus) αποτελεί βασικό ανατομικό στοιχείο του ινιακού λοβού και περιλαμβάνει τον πρωτογενή οπτικό φλοιό, ο οποίος είναι υπεύθυνος για την αρχική επεξεργασία των οπτικών πληροφοριών.

2.3.2 Εξειδίκευση στις περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος παρουσιάζει εξειδίκευση στις λειτουργικές του περιοχές, οι οποίες συνεργάζονται για την εκτέλεση πολύπλοκων διεργασιών και τη συντονισμένη δραστηριότητα του. Ο Korbinian Brodmann (1868-1918) [22] κατηγοριοποίησε τον εγκεφαλικό φλοιό σε 52 περιοχές (Brodmann's areas – BA) με βάση τη δομή και τη

λειτουργία τους. Ο λειτουργικός διαχωρισμός του εγκεφαλικού φλοιού βασίζεται στην αρχιτεκτονική των περιοχών του Brodmann και στις σύγχρονες νευροαπεικονιστικές μελέτες που ανέδειξαν τη σημασία κάθε περιοχής στη συμπεριφορά και τη γνωστική λειτουργία. Συνολικά, οι λειτουργικές περιοχές του εγκεφάλου διακρίνονται σε κινητικές, αισθητηριακές και συνειρμικές περιοχές, με κάθε μία να επιτελεί διαφορετικές γνωστικές και εκτελεστικές διεργασίες.



Motor and Sensory Regions of the Cerebral Cortex

Εικόνα 4: Λειτουργική απεικόνιση του εγκεφαλικού φλοιού⁴

Οι κινητικές περιοχές (Motor areas) του εγκεφαλικού φλοιού, είναι υπεύθυνες για τον σχεδιασμό, τον έλεγχο και την εκτέλεση των εκούσιων κινήσεων. Μέσω πολύπλοκων νευρωνικών δικτύων, μεταδίδουν κινητικά σήματα προς τους εκτελεστικούς μηχανισμούς του νευρικού συστήματος, ρυθμίζοντας τη μυϊκή δραστηριότητα και τη συντονισμένη κίνηση του σώματος. Ο πρωτογενής κινητικός φλοιός (BA4) εντοπίζεται στο πρόσθιο τοίχωμα της κεντρικής αύλακας, στην προκεντρική έλικα και είναι υπεύθυνος για την έναρξη των εκούσιων κινήσεων. Τα μέρη του σώματος που απαιτούν πιο ακριβείς κινήσεις, όπως τα χέρια και το πρόσωπο, εκπροσωπούνται από μεγαλύτερες περιοχές του κινητικού φλοιού. Αυτό σημαίνει ότι περισσότερα νευρικά κύτταρα αφιερώνονται στον έλεγχό τους, επιτρέποντας μεγαλύτερη ακρίβεια και

⁴ Πηγή: Blausen.com staff (2014). "Medical gallery of Blausen Medical 2014". WikiJournal of Medicine 1 (2). *Άδεια: CC BY 3.0 DOI: 10.15347/wjm/2014.010*

λεπτομερή κινητικό έλεγχο. Μπροστά από την περιοχή αυτή, βρίσκεται ο προκινητικός φλοιός (BA6), ο οποίος ρυθμίζει τον προγραμματισμό των κινήσεων, τη χωρική τους οργάνωση και τη μνήμη των κινητικών εμπειριών, ενώ αποτελεί τη βασική πηγή των κινητικών οδών. Στην εσωτερική επιφάνεια του ημισφαιρίου, ο συμπληρωματικός κινητικός φλοιός (Supplementary Motor Area – SMA, BA6) συμβάλλει στη συντονισμένη εκτέλεση πολύπλοκων κινήσεων, ιδιαίτερα εκείνων που απαιτούν ανάκληση μνημονικών ακολουθιών. Ο μετωπιαίος οφθαλμικός φλοιός (Frontal Eye Field – FEF, BA8), ελέγχει τις εκούσιες κινήσεις των ματιών, διασφαλίζοντας τον συγχρονισμό και την εστίαση του βλέμματος. Τέλος, η περιοχή Broca (BA44, BA45) [23], που βρίσκεται στην κατώτερη μετωπιαία έλικα του κυρίαρχου ημισφαιρίου, παίζει καθοριστικό ρόλο στη γλωσσική έκφραση, ελέγχοντας τις κινήσεις των μυών που απαιτούνται για την άρθρωση της ομιλίας.

Οι αισθητηριακές περιοχές (Sensory areas) του εγκεφαλικού φλοιού λαμβάνουν και επεξεργάζονται αισθητηριακές πληροφορίες, οι οποίες μεταφέρονται μέσω των ανιόντων νευρωνικών οδών. Αυτές οι οδοί διαβιβάζουν τα αισθητηριακά ερεθίσματα από την περιφέρεια προς το ΚΝΣ, περνώντας πρώτα από τον θάλαμο και τελικά φτάνουν στον φλοιό για ανώτερη επεξεργασία.

Ο πρωτογενής σωματοαισθητικός φλοιός (BA3, BA1, BA2) [24] βρίσκεται στη μετακεντρική έλικα και επεξεργάζεται αισθητηριακές πληροφορίες όπως η αφή, η θερμοκρασία, ο πόνος και η ιδιοδεκτικότητα. Παρουσιάζει επίσης σωματοτοπική οργάνωση, όπου κάθε περιογή του σώματος αντιπροσωπεύεται στον φλοιό. Η δευτερογενής σωματοαισθητική περιοχή (Secondary Somatosensory Cortex - SII, BA5, BA7) συμβάλλει στην αναγνώριση των αντικειμένων μέσω της αφής και ολοκληρώνει σύνθετες αισθητηριακές πληροφορίες. Ο πρωτογενής οπτικός φλοιός (BA17) [25], που βρίσκεται στην εσωτερική επιφάνεια του ινιακού λοβού, επεξεργάζεται τα οπτικά ερεθίσματα, χαρτογραφώντας τα σημεία του αμφιβληστροειδούς. Επιπλέον, ο πρωτογενής ακουστικός φλοιός (BA41, BA42) [26], που εντοπίζεται στην άνω κροταφική έλικα, διακρίνει τις διαφορετικές συχνότητες του ήχου, ρυθμίζοντας την αναγνώριση του τόνου, της έντασης και της χωρικής θέσης του. Επίσης, η αιθουσαία περιοχή, που βρίσκεται κοντά στον κροταφικό λοβό, διαδραματίζει κρίσιμο ρόλο στην ισορροπία και στην αντίληψη της κίνησης.

Οι συνειρμικές περιοχές (Association areas) του εγκεφαλικού φλοιού, συμμετέχουν σε ανώτερες γνωστικές διεργασίες, συμπεριλαμβανομένης της μνήμης, της αντίληψης, της λήψης αποφάσεων και της επεξεργασίας αισθητηριακών πληροφοριών. Λειτουργούν ως ενοποιητικά κέντρα που συνδυάζουν δεδομένα από διαφορετικά αισθητηριακά και κινητικά συστήματα, συμβάλλοντας στη σύνθεση νοητικών και συμπεριφορικών αποκρίσεων. Ο προμετωπιαίος φλοιός (BA8, BA9, BA10, BA46, BA47), αποτελεί κέντρο των εκτελεστικών λειτουργιών, καθορίζοντας τη λήψη αποφάσεων, την προσοχή και τη μνήμη εργασίας. Η περιοχή Wernicke (BA39, BA40) [27], που βρίσκεται στη γωνιώδη και υπερχείλια έλικα, είναι υπεύθυνη για την κατανόηση του λόγου και της γραφής. Βλάβες στη συγκεκριμένη περιοχή προκαλούν αφασία Wernicke [28], η οποία οδηγεί σε αδυναμία κατανόησης της ομιλίας και σε παραγωγή ακατάληπτων προτάσεων. Τέλος, ο δευτερογενής οπτικός φλοιός (BA18, BA19) υποστηρίζει την οπτική αναγνώριση των αντικειμένων.



Brodmann's cytotechtonic map (1909): Lateral surface Brodmann's cytotechtonic map (1909): Medial surface

2.5 Εκδήλωση κινητικών λειτουργιών στον εγκέφαλο

Τα νευρικά κυκλώματα, που είναι υπεύθυνα για τον έλεγχο της κίνησης, [29] μπορούν να χωριστούν σε τέσσερα διακριτά, αλλά αλληλοεπιδρώντα υποσυστήματα, το καθένα από τα οποία συνεισφέρει στην εκδήλωση των κινητικών λειτουργιών στον εγκέφαλο.

Εικόνα 5: Περιοχές Brodmann⁵

⁵ Πηγή: Wikimedia Commons. Δημιουργός: Was a bee. Άδεια: CC BY 4.0

Το πρώτο υποσύστημα αποτελείται από τα τοπικά κυκλώματα που βρίσκονται στη φαιά ουσία του νωτιαίου μυελού, καθώς και από ανάλογες δομές του εγκεφαλικού στελέχους. Τα κύρια κύτταρα που εμπλέκονται είναι οι κατώτεροι κινητικοί νευρώνες και οι τοπικοί διανευρώνες. Οι κατώτεροι κινητικοί νευρώνες, εκτείνουν τους άξονές τους έξω από τον εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό προκειμένου να ενεργοποιήσουν τους σκελετικούς μύες της κεφαλής και του σώματος. Όλες οι εντολές για κίνηση, είτε αντανακλαστικές είτε εκούσιες, μεταδίδονται τελικά στους μυς μέσω της δραστηριότητας τους. Επιπλέον, οι τοπικοί διανευρώνες, που αποτελούν την κύρια πηγή συναπτικών εισόδων προς τους κατώτερους κινητικούς νευρώνες, διαδραματίζουν επίσης σημαντικό ρόλο στον συντονισμό μεταξύ διαφορετικών μυϊκών ομάδων, ο οποίος είναι απαραίτητος για την κίνηση.

Το δεύτερο κινητικό υποσύστημα, αποτελείται από τους ανώτερους κινητικούς νευρώνες, οι οποίοι εντοπίζονται είτε στο εγκεφαλικό στέλεχος είτε στον εγκεφαλικό φλοιό. Οι νευρικές απολήξεις τους κατέρχονται και συνάπτονται είτε με τους τοπικούς διανευρώνες του νωτιαίου μυελού, που μεσολαβούν στη μετάδοση της κινητικής πληροφορίας, είτε άμεσα με τους κατωτέρους κινητικούς νευρώνες, οι οποίοι μεταβιβάζουν τις κινητικές εντολές προς τους σκελετικούς μυς.

Οι φθίνουσες κινητικές οδοί (Descending motor pathways) που προέρχονται από τον εγκεφαλικό φλοιό, αποτελούν την κύρια οδό μέσω της οποίας ελέγχονται οι εκούσιες κινήσεις και οργανώνονται οι σύνθετες χρονικές ακολουθίες της κίνησης. Ο κινητικός έλεγχος στον φλοιό οργανώνεται πρωτίστως στις μετωπιαίες περιοχές. Ο πρωτογενής κινητικός φλοιός είναι η κύρια κινητική περιοχή του φλοιού και ενεργοποιείται λίγο πριν την έναρξη μίας κίνησης. Η λειτουργία του συνίσταται στην αποστολή κινητικών εντολών μέσω των πυραμιδικών οδών προς τους κινητικούς νευρώνες του νωτιαίου μυελού και του εγκεφαλικού στελέχους.

Ο προκινητικός φλοιός διαδραματίζει καθοριστικό ρόλο στον σχεδιασμό, την προετοιμασία και την επιλογή της κατάλληλης κινητικής στρατηγικής πριν από την εκτέλεση της κίνησης. Σε αντίθεση με τον πρωτογενή κινητικό φλοιό, ο οποίος ενεργοποιείται λίγο πριν από την έναρξη μιας κίνησης, ο προκινητικός φλοιός εμπλέκεται νωρίτερα, ενσωματώνοντας αισθητηριακές πληροφορίες και καθορίζοντας τις χωρικές και χρονικές παραμέτρους της κίνησης. Οι κινητικές του προβολές,

επικοινωνούν με τον πρωτογενή κινητικό φλοιό, τον νωτιαίο μυελό και με άλλες δομές του φλοιού, όπως ο βρεγματικός λοβός, που παρέχει αισθητηριακά δεδομένα απαραίτητα για την προσαρμογή της κίνησης στο περιβάλλον.

Η συμπληρωματική κινητική περιοχή διαδραματίζει κεντρικό ρόλο στον συντονισμό πολύπλοκων και ακολουθιακών κινήσεων. Σε αντίθεση με τον προκινητικό φλοιό, η περιοχή SMA εμπλέκεται κυρίως στην εσωτερικά καθοδηγούμενη κίνηση, χωρίς να απαιτεί άμεση αισθητηριακή καθοδήγηση. Επιπλέον, είναι υπεύθυνη για διμερείς κινήσεις, δηλαδή εκείνες που περιλαμβάνουν τον συντονισμό και των δύο ημισφαιρίων του σώματος, όπως ο χειρισμός αντικειμένων με τα δύο χέρια. Η δραστηριότητα της περιοχής SMA έχει αποδειχθεί ότι προηγείται χρονικά της ενεργοποίησης του πρωτογενούς κινητικού φλοιού, γεγονός που υποδηλώνει ότι εμπλέκεται στην κινητική προετοιμασία και την οργάνωση της ακολουθίας των κινήσεων.

Εκτός από τον εγκεφαλικό φλοιό, οι ανώτεροι κινητικοί νευρώνες του εγκεφαλικού στελέχους συμμετέχουν ενεργά στη ρύθμιση της κίνησης, κυρίως μέσω της διατήρησης του μυϊκού τόνου και του προσανατολισμού των αισθητηριακών πληροφοριών στον χώρο. Οι κινητικές τους προβολές ελέγχουν την κινητική σταθερότητα, την ισορροπία και τον συντονισμό των κινήσεων σε σχέση με πληροφορίες που προέρχονται από το αιθουσαίο σύστημα, το σωματοαισθητικό σύστημα, το ακουστικό σύστημα.

Το τρίτο σύστημα περιλαμβάνει την παρεγκεφαλίδα [13], η οποία δεν έχει άμεση πρόσβαση στους τοπικούς ή τους κατώτερους κινητικούς νευρώνες. Ελέγχει την κίνηση ρυθμίζοντας τη δραστηριότητα των ανώτερων κινητικών νευρώνων. Βρίσκεται στη ραχιαία επιφάνεια της γέφυρας και λειτουργεί ως μηχανισμός που ανιχνεύει διαφορές μεταξύ μιας επιδιωκόμενης κίνησης και της κίνησης που εκτελείται πραγματικά. Διορθώνει σε πραγματικό χρόνο τις κινήσεις και μειώνει μακροπρόθεσμα τα κινητικά λάθη μέσω μηχανισμών κινητικής μάθησης.

Το τέταρτο υποσύστημα βρίσκεται βαθιά στον πρόσθιο εγκέφαλο και περιλαμβάνει τα βασικά γάγγλια, μια ομάδα δομών που ρυθμίζουν την κινητική δραστηριότητα. Τα βασικά γάγγλια [14] καταστέλλουν ανεπιθύμητες κινήσεις και προετοιμάζουν τα κινητικά κυκλώματα των ανώτερων κινητικών νευρώνων για την έναρξη των κινήσεων.

2.6 Πραγματική εκτέλεση και νοητική απεικόνιση κίνησης

Η πραγματική εκτέλεση κίνησης και η νοητική απεικόνιση κίνησης είναι δύο διαφορετικές, αλλά στενά συνδεδεμένες διεργασίες, οι οποίες περιλαμβάνουν κοινούς νευρωνικούς μηχανισμούς [30]. Η πραγματική κίνηση αφορά την εκούσια εκτέλεση μιας κινητικής ενέργειας μέσω της ενεργοποίησης των μυών, ενώ η νοητική απεικόνιση κίνησης αποτελεί νοητική αναπαράσταση μιας κίνησης χωρίς τη φυσική εκτέλεση της.

Η πραγματική εκτέλεση κίνησης αποτελεί τη διαδικασία κατά την οποία ο εγκέφαλος μετατρέπει μια κινητική πρόθεση σε μια εκούσια και συντονισμένη μυϊκή δραστηριότητα. Η εκτέλεση μιας κίνησης απαιτεί τη συνεργασία φλοιωδών, υποφλοιωδών και νωτιαίων δομών [31]. Ο πρωτογενής κινητικός φλοιός είναι η κύρια περιοχή που στέλνει κινητικές εντολές μέσω του φλοιονωτιαίου δεματίου προς τους κατωτέρους κινητικούς νευρώνες, οι οποίοι ενεργοποιούν τους σκελετικούς μύες. Ο προκινητικός φλοιός συμβάλλει στον κινητικό σχεδιασμό, ενώ ο σωματοαισθητικός φλοιός παρέχει ανατροφοδότηση για τη θέση και την κίνηση των άκρων. Παράλληλα, οι υποφλοιώδεις δομές ρυθμίζουν και συντονίζουν την κίνηση.

Η νοητική απεικόνιση κίνησης ενεργοποιεί συγκεκριμένες εγκεφαλικές περιοχές που συμμετέχουν και στην πραγματική εκτέλεση κίνησης, χωρίς ωστόσο να υπάρχει ενεργοποίηση των τελικών κινητικών εκτελεστικών δομών. Αυτή η διαδικασία επιτρέπει στον εγκέφαλο να προσομοιώσει και να επεξεργαστεί μια κίνηση εσωτερικά, χωρίς να πραγματοποιείται η αντίστοιχη κίνηση του σώματος. Η νοητική απεικόνιση κίνησης ενεργοποιεί ένα εκτεταμένο νευρωνικό δίκτυο, το οποίο περιλαμβάνει κυρίως τον κινητικό φλοιό, τον βρεγματικό φλοιό, τη συμπληρωματική κινητική περιοχή, καθώς και υποφλοιώδεις δομές.

3. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία

3.1 Εισαγωγή

Οι σύγχρονες τεχνικές νευροαπεικόνισης επιτρέπουν τη μελέτη της δομής και της λειτουργίας του εγκεφάλου, προσφέροντας σημαντικές πληροφορίες για τη νευρωνική δραστηριότητα. Μεταξύ αυτών, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) [32] παρέγει δεδομένα υψηλής χρονικής ανάλυσης, επιτρέποντας την απεικόνιση της εγκεφαλικής λειτουργίας σε πραγματικό χρόνο. Παράλληλα, η μαγνητική τομογραφία (MRI) και η εξειδικευμένη της παραλλαγή, Diffusion Tensor Imaging (DTI), επιτρέπουν την αναλυτική αποτύπωση των εγκεφαλικών δομών και τη χαρτογράφηση της λευκής ουσίας του εγκεφάλου. Η λειτουργική μαγνητική τομογραφία (fMRI) καταγράφει αλλαγές στη ροή οξυγόνου στο αίμα, παρέγοντας δεδομένα για τη λειτουργική χαρτογράφηση του εγκεφάλου και η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET) ανιχνεύει μεταβολικές αλλαγές μέσω της πρόσληψης γλυκόζης, συμβάλλοντας στη διάγνωση νευρολογικών παθήσεων. Επιπλέον, η φασματοσκοπία της εγγύς υπέρυθρης ακτινοβολίας (NIRS) αποτελεί λύση για τη μέτρηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας, ενώ η μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG) παρέχει ακριβείς μετρήσεις της ηλεκτρικής δραστηριότητας μέσω των μαγνητικών πεδίων που παράγουν οι νευρώνες. Τέλος, η διακρανιακή ηλεκτρική διέγερση (TES), συμπεριλαμβανομένης της tDCS, χρησιμοποιείται για τη ρύθμιση της εγκεφαλικής δραστηριότητας [33].

Το ΕΕG αποτελεί μια μη επεμβατική νευροαπεικονιστική μέθοδο για την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου, μέσω ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στην επιφάνεια του τριχωτού της κεφαλής [32]. Διακρίνεται για την υψηλή χρονική ανάλυσή της, επιτρέποντας την καταγραφή δυναμικών των ηλεκτρικών σημάτων που αντικατοπτρίζουν τη λειτουργική κατάσταση του εγκεφάλου σε πραγματικό χρόνο. Το ΕΕG χρησιμοποιείται εκτενώς τόσο σε κλινικές όσο και σε ερευνητικές εφαρμογές, συμπεριλαμβανομένης της ανάλυσης των προκλητών δυναμικών (ERPs), της μελέτης λειτουργικής συνδεσιμότητας και της ανάπτυξης συστημάτων BCI. Επιπλέον, η ανάλυση των φασματικών χαρακτηριστικών του ΕΕG, όπως η ισχύς ζώνης συχνοτήτων, επιτρέπει τη διερεύνηση νοητικών και κινητικών διεργασιών. Αυτό καθιστά το ΕΕG ιδιαίτερα χρήσιμο για την αξιολόγηση της νοητικής απεικόνισης κίνησης, η οποία αποτελεί κεντρικό αντικείμενο της παρούσας μελέτης.

3.2 Φυσιολογία δημιουργίας σήματος

Η ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου προκαλείται από ρεύματα ιόντων που προέρχονται από μία σειρά βιοχημικών διαδικασιών που συμβαίνουν σε κυτταρικό επίπεδο. Όπως στα περισσότερα κύτταρα του σώματος, οι νευρώνες έχουν υψηλές συγκεντρώσεις ιόντων καλίου (K⁺) και χλωρίου (Cl⁻) στο εσωτερικό τους, ενώ στο εξωτερικό τους περιβάλλον βρίσκονται υψηλές συγκεντρώσεις νατρίου (Na⁺) και ασβεστίου (Ca²⁺), γεγονός που δημιουργεί μια διαφορά δυναμικού περίπου -60 mV έως -70 mV μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού της κυτταρικής μεμβράνης [34].



Εικόνα 6: Δυναμικό δράσης⁶

Οι μεταβολές αυτής της τάσης εξαρτώνται από τη ροή των ιόντων, η οποία ρυθμίζεται από την ενεργοποίηση ή απενεργοποίηση διαύλων ιόντων λόγω ηλεκτρικών ή χημικών ερεθισμάτων. Όταν θετικά φορτισμένα ιόντα (Na⁺) εισέρχονται στο κύτταρο, η μεμβρανική τάση γίνεται λιγότερο αρνητική. Αν το ερέθισμα είναι αρκετά ισχυρό και ξεπερνά μια τιμή κατωφλίου V_{th}, το οποίο σε κατάσταση ηρεμίας αντιστοιχεί περίπου στα -50 mV, δημιουργείται δυναμικό δράσης (action potential). Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται αποπόλωση (Depolarization). Σε επόμενο στάδιο συμβαίνει η επαναπόλωση (Repolarization), δηλαδή μετά την κορύφωση του δυναμικού δράσης, κλείνουν οι δίαυλοι Na⁺ και ανοίγουν οι ηλεκτρικά ελεγχόμενοι δίαυλοι K⁺, επιτρέποντας την έξοδο K⁺ από το κύτταρο. Αυτή η εκροή θετικών ιόντων επαναφέρει τη μεμβράνη σε πιο αρνητικές τιμές, επιστρέφοντας σταδιακά προς το αρχικό δυναμικό ηρεμίας (-70 mV). Η επαναπόλωση είναι σημαντική για την αποκατάσταση της φυσιολογικής ηλεκτρικής δραστηριότητας του νευρώνα, ώστε να είναι ξανά έτοιμος

⁶ Πηγή: Wikimedia Commons. Δημιουργός: OpenStax College. Άδεια: CC BY-SA 3.0

να πυροδοτήσει νέο δυναμικό δράσης. Το φαινόμενο της υπερπόλωσης (Hyperpolarization) συμβαίνει όταν αυξάνεται ο διαχωρισμός φορτίου και το δυναμικό γίνεται πιο αρνητικό. Μερικές φορές, λόγω υπερβολικής εκροής K⁺, το δυναμικό της μεμβράνης φτάνει κάτω από το επίπεδο ηρεμίας (-70mV), περίπου στα -80 mV. Σε αυτή τη φάση, ο νευρώνας γίνεται πιο δύσκολο να ενεργοποιηθεί ξανά, επειδή απαιτείται ισχυρότερο ερέθισμα για να φτάσει το Vth. Η υπερπόλωση διορθώνεται από την αντλία Na⁺/K⁺ (sodium-potassium pump), η οποία επαναφέρει σταδιακά τη συγκέντρωση ιόντων στις φυσιολογικές τιμές. Μετά από κάθε δυναμικό δράσης, υπάρχει μια περίοδος ανερεθιστότητας (refractory period), κατά την οποία δεν μπορεί να παραχθεί νέο δυναμικό.

3.3 Μετασυναπτικά δυναμικά

Το δυναμικό δράσης μπορεί να διαδοθεί σε μεγάλες αποστάσεις κατά μήκος του νευρικού κυκλώματος, φτάνοντας στην προσυναπτική απόληξη χωρίς απώλεια έντασης. Εκεί, ενεργοποιεί την απελευθέρωση νευροδιαβιβαστών, οι οποίοι διαχέονται μέσω της συναπτικής σχισμής και δεσμεύονται σε υποδοχείς της μετασυναπτικής μεμβράνης, μεταδίδοντας το σήμα στον επόμενο νευρώνα.

Η ενεργοποίηση των μετασυναπτικών υποδοχέων οδηγεί σε μεταβολές της μεμβρανικής αγωγιμότητας, προκαλώντας μετασυναπτικά δυναμικά (Postsynaptic Potentials – PSPs) [35], τα οποία συνιστούν μικρές ηλεκτρικές αποκρίσεις στη μετασυναπτική μεμβράνη. Ανάλογα με τη φύση τους, τα PSPs διακρίνονται σε διεγερτικά μετασυναπτικά δυναμικά (Excitatory Postsynaptic Potentials – EPSPs) και σε ανασταλτικά μετασυναπτικά δυναμικά (Inhibitory Postsynaptic Potentials – IPSPs). Τα EPSP προκαλούν αποπόλωση της μετασυναπτικής μεμβράνης, αυξάνοντας την πιθανότητα πρόκλησης δυναμικού δράσης. Αντιθέτως, τα IPSP προκαλούν υπερπόλωση ή σταθεροποίηση του δυναμικού δράσης.

Το βασικό σήμα που καταγράφει το EEG προέρχεται από το συνολικό ηλεκτρικό πεδίο που δημιουργείται από τα EPSP και IPSP στους δενδρίτες και στα κυτταρικά σώματα των νευρώνων του εγκεφαλικού φλοιού, ειδικά των πυραμιδικών κυττάρων. Όταν ένα EPSP δημιουργείται στους δενδρίτες των πυραμιδικών κυττάρων, προκαλεί εισροή θετικών ιόντων, δημιουργώντας αρνητικό φορτίο εξωτερικά, το οποίο καταγράφεται ως αρνητικό δυναμικό στο EEG. Αντίθετα, όταν ένα IPSP δημιουργείται κοντά στο σώμα του κυττάρου, οδηγεί σε εξαγωγή θετικών ιόντων, δημιουργώντας ένα θετικό δυναμικό στην επιφάνεια του φλοιού. Το EEG ανιχνεύει κυρίως τις διπολικές διατάξεις των ηλεκτρικών ρευμάτων που παράγονται από τη συντονισμένη δραστηριότητα των νευρικών κυττάρων στον εγκεφαλικό φλοιό. Αυτές οι ροές ρεύματος που είναι προσανατολισμένες κάθετα προς την επιφάνεια του φλοιού καταγράφονται πιο αποτελεσματικά από τα ηλεκτρόδια. Αντίθετα, οι παράλληλες προς την επιφάνεια ροές, όπως αυτές που προκύπτουν εντός των αυλάκων (sulci), είναι λιγότερο ανιχνεύσιμες [34]. Εκτός από τον εγκεφαλικό φλοιό, οι δομές που συμμετέχουν στη δημιουργία των ρυθμών ΕΕG περιλαμβάνουν τον θάλαμο, ο οποίος δρα ως ενδιάμεσος σταθμός επεξεργασίας και μετάδοσης αισθητηριακών πληροφορίων στον εγκεφαλικό φλοιό, το εγκεφαλικό στέλεχος και τον προσεγκέφαλο, οι οποίοι συμβάλλουν στη ρύθμιση της συνολικής δραστηριότητας.

3.4 Ρυθμοί ΕΕG και βασικά χαρακτηριστικά

Η φασματική ανάλυση επιτρέπει την αποσύνθεση του σήματος σε συχνοτικές συνιστώσες, αποκαλύπτοντας την κατανομή της ισχύος σε διάφορες συχνότητες. Αυτοί οι κυρίαρχοι ρυθμοί (dominant rhythms) αντικατοπτρίζουν συγκεκριμένες γνωστικές ή φυσιολογικές καταστάσεις, όπως η ανάπαυση, η εγρήγορση, η συγκέντρωση ή ο ύπνος, επιτρέποντας την ανάλυση της εγκεφαλικής δραστηριότητας σε διαφορετικά πλαίσια. Η συνηθέστερη ταξινόμηση του ΕΕG βασίζεται στη συχνότητα των κυμάτων του. Οι βασικές ζώνες συχνοτήτων που αντιπροσωπεύουν κυρίαρχους ρυθμούς είναι:



Εικόνα 7: Κυματομορφές βασικών ζωνών συχνοτήτων⁷

Δέλτα (0,5-4 Hz): Αυτά τα κύματα έχουν το μεγαλύτερο πλάτος μεταξύ 75-200μV, αλλά είναι τα πιο αργά σε ταχύτητα εγκεφαλικά κύματα και εμφανίζονται όταν το άτομο βρίσκεται σε βαθύ ύπνο. Συνδέονται επίσης με την αναγέννηση των ιστών [36] και εντοπίζονται κυρίως στις κεντρομετωπιαίες περιοχές. Τέτοιου είδους κύματα παρατηρούνται συχνότερα σε βρέφη και μικρά παιδιά. Σε γενικευμένες εγκεφαλικές διαταραχές εμφανίζονται ανεξέλεγκτα. [33]

Θήτα (4-8 Hz): Αυτά τα κύματα εμφανίζονται συχνότερα στον ύπνο και στον βαθύ διαλογισμό και έχουν μέγιστο πλάτος 100μV [37]. Συνδέονται με τα ακατέργαστα συναισθήματα και τη δημιουργικότητα. Τα κύματα αυτά, συνηθέστερα σε καταγραφές παιδιών παρατηρούνται κυρίως στη βρεγματική και κροταφική περιοχή.

Άλφα (8-13 Hz): Οι κυματομορφές άλφα έχουν μέγιστο πλάτος 50μV. Η δραστηριότητα της ζώνης άλφα στις μετωπιαίες περιοχές αντιστοιχεί σε κατάσταση χαλάρωσης και εμφανίζεται στην ινιακή περιοχή, όταν τα μάτια είναι κλειστά. Αυτά τα κύματα είναι κυρίαρχα όταν το άτομο βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας. Όταν ένα άτομο έχει κλειστά τα μάτια, η δραστηριότητα των κυμάτων άλφα αυξάνεται κατά τη

⁷ Πηγή: Wikipedia Commons. Δημιουργός: Laurens R. Krol. Άδεια: creative Commons CC0 1.0 Universal Public Domain Dedication

διάρκεια διανοητικής και σωματικής ηρεμίας, συγκριτικά με όταν τα μάτια είναι ανοιχτά. Αντίθετα, η δραστηριότητά τους μειώνεται όταν το άτομο εκτελεί διανοητικές ή σωματικές δραστηριότητες με τα μάτια ανοιχτά. Η αύξηση της άλφα δραστηριότητας σε συγκεκριμένες περιοχές δηλώνει καταστολή ανεπιθύμητων ερεθισμάτων και προστασία από περισπασμούς. [38]

Βήτα (13-30 Hz): Οι κυματομορφές βήτα έχουν πλάτος μέγιστο πλάτος 30μV και κυριαρχούν στις μετωπιαίες και κεντρικές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού. Παρατηρούνται όταν το άτομο βρίσκεται σε κατάσταση εγρήγορσης και εστιασμένης προσοχής κατά τη διάρκεια ολοκλήρωσης μίας εργασίας. Σχετίζονται, επίσης, με τη συμπεριφορά, τις ενέργειες και τα συναισθήματα.

Γάμμα (30-100 Hz): Παρουσιάζουν χαμηλό πλάτος και συνδέονται με τη γνωστική λειτουργία, τη μνήμη και τη μάθηση [33]. Βρίσκονται σε υψηλή δραστηριότητα κατά τη διαδικασία επεξεργασίας αισθητηριακών πληροφορίων και ανωτέρων γνωστικών διεργασιών.

3.5 Προκλητά δυναμικά

Τα δυναμικά που σχετίζονται με γεγονότα (Event-Related Potentials – ERPs) [39] είναι μικρές διακυμάνσεις τάσης στον εγκέφαλο που συνδέονται χρονικά με κάποιο γεγονός. Τα ERPs καταγράφονται μέσω EEG και αποτελούν ένα μη επεμβατικό μέσο για τη μελέτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας που σχετίζεται με την αντίληψη νέων ερεθισμάτων και της συμπεριφοράς. Οι αλλαγές που παρατηρούνται στο EEG είναι χρονικά συνδεδεμένες με αισθητηριακά, κινητικά ή γνωστικά γεγονότα και προσφέρουν μια ασφαλή και μη επεμβατική προσέγγιση για τη μελέτη των ψυχοφυσιολογικών συσχετίσεων των νοητικών διεργασιών.

Τα ERPs [40] παρουσιάζουν συσχέτιση με το ερέθισμα τόσο σε επίπεδο χρόνου όσο και σε επίπεδο φάσης, δηλαδή εμφανίζονται σε σταθερό χρονικό διάστημα μετά το ερέθισμα και έχουν συγκεκριμένη φάση. Αυτό τα διακρίνει από άλλες μορφές εγκεφαλικής δραστηριότητας και τα καθιστά αξιόπιστα για την ανάλυση εγκεφαλικών αποκρίσεων.

Τα ERPs διαχωρίζονται ανάλογα με το είδος του ερεθίσματος σε ακουστικά, οπτικά και σωματοαισθητικά. Επίσης, διαχωρίζονται ανάλογα με τον λανθάνοντα χρόνο τους

σε πρώιμα, μεσαία και ύστερα. Τα πρώιμα δυναμικά αντιπροσωπεύουν την αρχική επεξεργασία των φυσικών χαρακτηριστικών ενός ερεθίσματος. Τα μεσαία ERPs σχετίζονται με τις γνωστικές διεργασίες όπως προσοχή αντίληψη και αναγνώριση ερεθισμάτων. Τα ύστερα δυναμικά σχετίζονται με τη συνειδητή αξιολόγηση του ερεθίσματος, τη λήψη αποφάσεων και εκτελεστικές λειτουργίες.

Ένας ακόμα διαχωρισμός των ERPs αφορά την εξάρτηση τους από εσωτερικά η εξωτερικά χαρακτηριστικά. Τα εξωγενή ERPs σχετίζονται άμεσα με τα χαρακτηριστικά του ερεθίσματος. Τα ενδογενή σχετίζονται με γνωστικές διεργασίες, προσοχή και επεξεργασία πληροφοριών. Αυτά εμφανίζονται σε μεταγενέστερο χρόνο και σχετίζονται με την επεξεργασία της πληροφορίας, την προσοχή και την αντίδραση στο ερέθισμα. Τα ERPs διακρίνονται από χαρακτηριστικές κυματομορφές που ονομάζονται συστατικά και αναλύονται βάσει του πλάτους, του λανθάνοντα χρόνου και της πολικότητας τους.

3.6 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός και αποσυγχρονισμός

Ένα γεγονός, είτε είναι εσωτερικά είτε εξωτερικά καθοδηγούμενο, μπορεί να προκαλέσει ERPs και αλλαγές στο EEG με τη μορφή αποσυγχρονισμού ή συγχρονισμού. Τα φαινόμενα αυτά αφορούν μεταβολές της ισχύος ζώνης που δεν είναι φασικά συγχρονισμένες με το γεγονός (non-phase locked).

Ο αποσυγχρονισμός που σχετίζεται με το γεγονός (Event-Related Desynchronization – ERD) [41] αντιπροσωπεύει μείωση στον συγχρονισμό των νευρώνων στον εγκεφαλικό φλοιό και συνοδεύεται από μείωση της ισχύος σε συγκεκριμένες συχνότητες. Αυτή η μείωση της ισχύος συμβαίνει επειδή οι νευρώνες σε μια περιοχή ενεργοποιούνται ασύγχρονα, δηλαδή δεν ταλαντώνονται με ομοιογενή τρόπο. Ο συγχρονισμός που σχετίζεται με το γεγονός (Event-Related Synchronization – ERS) αφορά την αύξηση του συγχρονισμού των νευρώνων. Το ERS χαρακτηρίζεται από αύξηση της ισχύος σε μια συγκεκριμένη ζώνη συχνοτήτων. Με αυτόν τον τρόπο εξετάζεται αν η ισχύς των εγκεφαλικών κυμάτων αυξάνεται ή μειώνεται σε σχέση με την κατάσταση ηρεμίας. Εάν η ισχύς μειωθεί, τότε παρατηρείται ERD ενώ αντίθετα

Η χρονική ανάλυση του ERD και του ERS δείχνει ότι οι μεταβολές στην εγκεφαλική δραστηριότητα ακολουθούν διακριτά πρότυπα κατά την εκτέλεση γνωστικών και κινητικών διεργασιών. Πριν από την έναρξη μίας κίνησης εμφανίζεται ERD στις ζώνες άλφα και βήτα στις κινητικές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού. Έπειτα κατά την εκτέλεση της κίνησης το ERD παραμένει έντονο υποδεικνύοντας τη συνεχή κινητική ενεργοποίηση. Συγκεκριμένα, οι ζώνες άλφα και βήτα παραμένουν μειωμένες, καθώς οι νευρώνες πυροδοτούνται ασύγχρονα για να διευκολύνουν την ροή των κινητικών εντολών. Αμέσως μετά τη λήξη μιας κίνησης, εμφανίζεται ERS στη ζώνη βήτα, που ονομάζεται beta rebound. Αυτός ο συγχρονισμός της ζώνης βήτα σχετίζεται με τη διακοπή της κινητικής δραστηριότητας και τη μείωση της διεγερσιμότητας του κινητικού φλοιού, υποδεικνύοντας ότι το σύστημα επιστρέφει σε μια κατάσταση ηρεμίας μετά την εκτέλεση μιας κίνησης.

Κατά τη διάρκεια αισθητηριακών και κινητικών διεργασιών, μπορεί να εμφανιστούν ταυτόχρονα ERD και ERS σε διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου [42]. Για παράδειγμα, όταν ένα άτομο λαμβάνει οπτικά ερεθίσματα, παρατηρείται ERD στον ινιακό λοβό, ενώ ταυτόχρονα ενδέχεται να παρατηρείται ERS στις κεντρικές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού. Ομοίως, κατά την κίνηση ενός χεριού, το ERD εμφανίζεται στον κινητικό φλοιό που αντιστοιχεί στο αντίθετο ημισφαίριο από το κινούμενο χέρι, ενώ ERS παρατηρείται στο ίδιο ημισφαίριο της κίνησης του χεριού, γεγονός που αντανακλά τη δυναμική ισορροπία μεταξύ της ενεργοποίησης και της αναστολής των νευρικών κυκλωμάτων.

Κατά τη νοητική αναπαράσταση μιας κίνησης παρατηρείται παρόμοιο ERD όπως κατά την εκτέλεση της κίνησης. Αυτό αποδεικνύει ότι η νοητική απεικόνιση ενεργοποιεί τους ίδιους κινητικούς μηχανισμούς με την πραγματική εκτέλεσης.

3.5 Λήψη σήματος και τεχνικές καταγραφής

Η λήψη ΕΕG πραγματοποιείται μέσω ενός τυπικού συστήματος καταγραφής, το οποίο αποτελείται από εξειδικευμένα στοιχεία που διασφαλίζουν την ακρίβεια και την αξιοπιστία των μετρήσεων. Πρωταρχικό ρόλο στη διαδικασία αυτή διαδραματίζουν τα ηλεκτρόδια καταγραφής, τα οποία συλλέγουν τη διαφορά δυναμικού από την επιφάνεια του κεφαλιού. Τα ηλεκτρόδια αυτά είναι συνδεδεμένα με διατάξεις ενίσχυσης και φιλτραρίσματος, οι οποίες βελτιώνουν την ποιότητα του σήματος, απομακρύνοντας
θορύβους και ανεπιθύμητες παρεμβολές. Ένα ακόμα κρίσιμο στοιχείο του συστήματος είναι ο αναλογικοψηφιακός μετατροπέας (A/D converter), ο οποίος μετατρέπει το ηλεκτρικό σήμα σε ψηφιακή μορφή, επιτρέποντας την περαιτέρω επεξεργασία και ανάλυση.

3.5.1 Ηλεκτρόδια και τεχνικές καταγραφής σήματος EEG

Τα ηλεκτρόδια EEG αποτελούν τον πυρήνα καταγραφής της εγκεφαλικής δραστηριότητας, καθώς ανιχνεύουν και καταγράφουν τη διαφορά δυναμικού που δημιουργείται από τη νευρωνική δραστηριότητα στον εγκεφαλικό φλοιό. Τα πιο συνηθισμένα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται είναι τα επιφανειακά ηλεκτρόδια (scalp electrodes), τα οποία τοποθετούνται στην επιφάνεια του κεφαλιού σύμφωνα με το διεθνές σύστημα 10-20. Το συγκεκριμένο σύστημα περιλαμβάνει προκαθορισμένες θέσεις τοποθέτησης ηλεκτροδίων με βάση ανατομικά σημεία της επιφάνειας του κεφαλιού, διασφαλίζοντας την επαναληψιμότητα και συγκρισιμότητα των καταγραφών μεταξύ διαφορετικών μελετών. Η βασική αρχή του συστήματος 10-20 είναι ότι τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε αποστάσεις 10% ή 20% από σταθερά ανατομικά σημεία και συγκεκριμένα, το ριζορρίνιο (nasion), το ίνιο (inion) και τα προωτιαία σημεία (preauricular points) [43]. Σε περιπτώσεις που απαιτείται υψηλότερη χωρική ανάλυση, εφαρμόζονται πιο πυκνά συστήματα τοποθέτησης, όπως το σύστημα 10-10 [44], το οποίο περιλαμβάνει περισσότερες ενδιάμεσες θέσεις ηλεκτροδίων καταγραφής, επιτρέποντας μεγαλύτερη λεπτομέρεια στην ανάλυση της εγκεφαλικής δραστηριότητας.

Η ονομασία των ηλεκτροδίων περιλαμβάνει ένα γράμμα και έναν αριθμό. Το γράμμα αναφέρεται στην περιοχή του εγκεφαλικού φλοιού που βρίσκεται κάτω από το ηλεκτρόδιο καταγραφής και περιλαμβάνει:

- **Fp:** Μετωπιαία πολική θέση (Frontal polar)
- **F**: Μετωπιαία θέση (Frontal)
- C: Κεντρική θέση (Central)
- Τ: Κροταφική θέση (Temporal)
- **Ρ:** Βρεγματική θέση (Parietal)
- **Ο:** Ινιακή θέση (Occipital)
- Α: Θέση λοβού αυτιού (Ear lobe)



Εικόνα 8: Διάταζη 21 ηλεκτροδίων του διεθνούς συστήματος 10-208

Κάθε ηλεκτρόδιο χαρακτηρίζεται ακόμα από έναν αριθμό. Οι άρτιοι αριθμοί αναφέρονται σε ηλεκτρόδια που έχουν τοποθετηθεί στην επιφάνεια του δεξιού εγκεφαλικού ημισφαιρίου, ενώ οι περιττοί αριθμοί αναφέρονται στην αριστερή επιφάνεια. Υπάρχει ακόμα μια τρίτη κατηγορία ηλεκτροδίων που αντί για αριθμό έχουν το γράμμα «Ζ» και τοποθετούνται κατά μήκος του κεντρικού κάθετου άξονα της επιφάνειας του κεφαλιού. [45]



Εικόνα 9: Σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων ΕΕG 10-10⁹

⁸ Εικόνα: "21 electrodes of International 10-20 system for EEG". Πηγή: Wikipedia Commons. Δημιουργός: Minoraxt. Άδεια: CC BY-SA 3.0

⁹ Εικόνα: "EEG 10-10 system with additional information". Δημιουργός: Osiris. Πηγή: Wikimedia Commons. Άδεια: CC BY-SA 4.0

Αντιστοίχιση ηλεκτροδίων με εγκεφαλικές περιοχές

Παρακάτω παρουσιάζεται η αντιστοίχιση των ηλεκτροδίων του συστήματος 10-20 και 10-10 με τις εγκεφαλικές περιοχές και τις λειτουργίες τους [46]:

1. Ηλεκτρόδια καταγραφής μετωπιαίου λοβού FP1, FP2, AF3, AF4, AF7, AF8, F3, F4, F7, F8:

- Τα ηλεκτρόδια AF7 και AF8 παρέχουν πληροφορίες για τις διαδικασίες συναισθηματικής ρύθμισης, αποκαλύπτοντας τους μηχανισμούς της έκφρασης και της διαχείρισης των συναισθημάτων.
- Τα ηλεκτρόδια F3 και F4 εμπλέκονται στην εκτελεστική λειτουργία και τη συγκέντρωση.
- Το ηλεκτρόδιο F7, τοποθετημένο επιφανειακά στο αριστερό εγκεφαλικό ημισφαίριο, βρίσκεται κοντά στην περιοχή Broca, υπεύθυνη για την παραγωγή λόγου.
- Το ηλεκτρόδιο F8, τοποθετημένο επιφανειακά στο δεξί εγκεφαλικό ημισφαίριο, σχετίζεται με συναισθηματική και κοινωνική επεξεργασία.

Ηλεκτρόδια καταγραφής του μετωπιαίου λοβού που αντιστοιχούν στον προκινητικό και συμπληρωματικό κινητικό φλοιό (BA6) Fz, FC3 και FC4:

Σχετίζονται με την προετοιμασία και τον προγραμματισμό κινήσεων

2. Ηλεκτρόδια καταγραφής της κεντρικής περιοχής του κινητικού και σωματοαισθητικού φλοιού (BA4, BA1, BA2, BA3) C3, C4, Cz, CP3, CP4, CPz:

- Σχετίζονται με εκούσιο έλεγχο των κινήσεων και την επεξεργασία απτικών ερεθισμάτων.
- Το ηλεκτρόδιο CZ σχετίζεται με την κινητική λειτουργία των κάτω άκρων.
- Το ηλεκτρόδιο C3 σχετίζεται με τον έλεγχο της κίνησης του δεξιού χεριού.
- Το ηλεκτρόδιο C4 σχετίζεται με τον έλεγχο της κίνησης του αριστερού χεριού.
- Τα ηλεκτρόδιο CP3 που βρίσκεται τοποθετημένο επιφανειακά στο αριστερό ημισφαίριο και το CP4 που βρίσκεται στο δεξί, ανήκουν στον σωματοαισθητικό φλοιό υπεύθυνο για την αντίληψη της αφής και της πίεσης.

 Το ηλεκτρόδιο CPz ανήκει στον σωματοαισθητικό φλοιό και σχετίζεται με την επεξεργασία της αφής, της πίεσης και της ιδιοδεκτικότητας, δηλαδή της ικανότητας του σώματος να αντιλαμβάνεται τη θέση, την κίνηση και την ισορροπία του στον χώρο, χωρίς την ανάγκη οπτικής πληροφορίας.

3. Ηλεκτρόδια καταγραφής κροταφικού λοβού T3, T4, T5, T6 (παλαιότερη ονομασία) ή FT7, FT8, TP7, TP8:

- Αντιστοιχούν στον πρωτογενή ακουστικό φλοιό και στο ανώτερο κροταφικό γύρο (BA41, BA42, BA22).
- Σχετίζονται με την αντίληψη της ομιλίας, την επεξεργασία ήχων και τη γλωσσική κατανόηση.
- Εμπλέκονται στη μνήμη και στην επεξεργασία των ακουστικών πληροφοριών.
- Το ηλεκτρόδιο Τ3 που βρίσκεται τοποθετημένο επιφανειακά στο αριστερό ημισφαίριο και το και το Τ4 που βρίσκεται στο δεξί, συνδέονται με την περιοχή Wernicke [28], υπεύθυνη για την κατανόηση του λόγου.
- 4. Ηλεκτρόδια καταγραφής βρεγματικού λοβού P3, P4, Pz:
- Αντιστοιχούν στον ανώτερο και κατώτερο βρεγματικό λοβό (BA5, BA7, BA39, BA40).
- Σχετίζονται με τη χωρική αντίληψη, την επεξεργασία αισθητηριακών δεδομένων και τη σωματική συνειδητοποίηση.
- Τα ηλεκτρόδια PO3 και PO4 βρίσκονται μεταξύ βρεγματικού και ινιακού λοβού δηλαδή στον βρεγματοϊνιακό φλοιό (BA19, BA7) και συμμετέχουν στην οπτικοχωρική επεξεργασία και στην αντίληψη της κίνησης.
- 5. Ηλεκτρόδια καταγραφής ινιακού λοβού O1, O2, Oz:
- Αντιστοιχούν στον πρωτογενή και δευτερογενή οπτικό φλοιό.
- Σχετίζονται με την οπτική επεξεργασία, την αναγνώριση σχημάτων και την αντίληψη κίνησης.

Η ακριβής τοποθέτηση των ηλεκτροδίων μπορεί να διαφέρει μεταξύ των ατόμων λόγω ανατομικών διαφορών. Ορισμένα ηλεκτρόδια, όπως τα C3, C4, P3 και P4

παρουσιάζουν μεταβλητότητα στην τοποθέτηση τους [46], γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε διαφορετικές ερμηνείες μεταξύ των ερευνών.

3.5.2 Διαφορική ενίσχυση – Διαφορετικοί τρόποι οργάνωσης των EEG καναλιών

Η καταγραφή του EEG βασίζεται στη μέθοδο διαφορικής ενίσχυσης [47] (differential amplification), μια τεχνική που μετρά τη διαφορά του σήματος μεταξύ δύο ηλεκτροδίων. Κάθε διαφορικός ενισχυτής αντιστοιχεί σε ένα κανάλι καταγραφής, ενώ τα ηλεκτρόδια που συνδέονται στις δύο εισόδους του σχηματίζουν ένα ζεύγος καταγραφής γνωστό ως απαγωγή (derivation). Σε αυτή τη διάταξη, η μία είσοδος του ενισχυτή λαμβάνει το κύριο σήμα (non-reference electrode), ενώ η άλλη χρησιμοποιείται ως σημείο αναφοράς (reference electrode). Το σήμα που προκύπτει ενισχύεται και στη συνέχεια εμφανίζεται ως κανάλι δραστηριότητας EEG. Ο συνδυασμός όλων των απαγωγών που χρησιμοποιούνται σε μία καταγραφή αποτελεί ένα μοντάζ (montage). Τα βασικότερα μοντάζ ΕΕG που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας περιλαμβάνουν διάφορες μεθόδους διαφορικής ενίσχυσης που περιγράφονται παρακάτω:

Στο διπολικό μοντάζ (Bipolar montage), κάθε ηλεκτρόδιο συγκρίνεται με το γειτονικό του, σχηματίζοντας αλυσίδες είτε οριζόντια είτε εγκάρσια. Η μέθοδος αυτή είναι ιδανική για την ανίχνευση συγκεκριμένων ηλεκτρικών δραστηριοτήτων, καθώς απορρίπτει σήματα που διαχέονται σε μεγάλη έκταση. Επιπλέον, στο αναφορικό μοντάζ (Referential montage), κάθε ηλεκτρόδιο συγκρίνεται με ένα κοινό σημείο αναφοράς. Το αναφορικό μοντάζ επιτρέπει τη μελέτη εκτεταμένων περιοχών του εγκεφάλου και είναι χρήσιμο για τη γενική ανάλυση της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Στο μοντάζ κοινού ηλεκτροδίου αναφοράς (Common electrode reference montage), ένα συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο χρησιμοποιείται ως κοινή αναφορά για όλα τα υπόλοιπα. Η επιλογή της θέσης αναφοράς είναι σημαντική, καθώς πρέπει να βρίσκεται σε περιοχή χαμηλής ηλεκτρικής δραστηριότητας. Αυτό το μοντάζ αναδεικνύει ευρεία εγκεφαλική δραστηριότητα, ενώ παράγει σήμα μεγαλύτερου πλάτους. Στο μοντάζ μέσης αναφοράς (Common Average Reference), ο μέσος όρος της δραστηριότητας όλων των ηλεκτροδίων χρησιμοποιείται ως σημείο αναφοράς. Η τεχνική αυτή μειώνει την επίδραση εξωτερικών παρεμβολών και παρέχει ομοιόμορφη καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Στην παρούσα εργασία αξιοποιήθηκε η

συγκεκριμένη μέθοδος μοντάζ για την επεξεργασία των δεδομένων EEG, με σκοπό να επιτευχθεί μια ομοιόμορφη καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Το μοντάζ σταθμισμένου μέσου (Weighted Average Reference) αποτελεί τροποποιημένη εκδοχή του μοντάζ μέσης αναφοράς, όπου τα ηλεκτρόδια δεν συνεισφέρουν εξίσου στη μέση τιμή, αλλά με ένα συντελεστή βάρους, ο οποίος καθορίζεται από τη χωρική του απόσταση από ένα κεντρικό ηλεκτρόδιο ή από μια αναφορά. Με αυτόν τον τρόπο, δίνεται μεγαλύτερη έμφαση στις τοπικές διαφορές του σήματος, βελτιώνοντας την εντοπισμένη καταγραφή της δραστηριότητας. Επιπλέον, το μοντάζ μέσης αναφοράς προέλευσης (Laplacian - source derivation) χρησιμοποιεί μαθηματικούς υπολογισμούς για τη βελτίωση της χωρικής ανάλυσης του ΕΕG, λαμβάνοντας υπόψη μόνο τα γειτονικά ηλεκτρόδια για τον υπολογισμό της αναφοράς. Η τεχνική αυτή επιτρέπει τον αποδοτικότερο εντοπισμό μικρών αλλαγών στη νευρωνική δραστηριότητα, αλλά έχει περιορισμούς σε περιοχές με μικρό αριθμό ηλεκτροδίων.

3.5.3 Ενισχυτικές διατάξεις και τεχνικές καταγραφής EEG

Οι ενισχυτικές διατάξεις EEG διαδραματίζουν κρίσιμο ρόλο στην καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας, καθώς επηρεάζουν την ακρίβεια των μετρήσεων [48]. Οι προδιαγραφές που χρειάζεται να πληρούν αφορούν την ελαχιστοποίηση της παραμόρφωσης του καταγεγραμμένου σήματος, τον αποτελεσματικό διαχωρισμό του επιθυμητού σήματος από παρεμβολές και θόρυβο καθώς και την επαρκή ηλεκτρική μόνωση για την αποφυγή διαρροών και ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών. Δεδομένου ότι τα σήματα EEG έχουν εξαιρετικά χαμηλό πλάτος από μερικές δεκάδες nV μέχρι μερικές εκατοντάδες μV, οι ενισχυτικές διατάζεις πρέπει να διαθέτουν υψηλό κέρδος (gain) διαφορικής ενίσχυσης περίπου 10⁴ και πολύ χαμηλό θόρυβο. Επιπλέον, η ικανότητά τους να απορρίπτουν ηλεκτρικές παρεμβολές πρέπει να είναι τουλάχιστον 100 dB και σε πιο απαιτητικές καταγραφές μπορεί να φτάσει μέχρι 130-140 dB. Για να μειωθούν οι επιδράσεις εξωτερικών παραγόντων, η αντίσταση εισόδου των ενισχυτιών πρέπει να είναι τουλάχιστον 100 MΩ, ώστε να διασφαλίζεται η σωστή καταγραφή του σήματος.

Οι ενισχυτικές διατάξεις EEG διαθέτουν φίλτρα συχνοτήτων για την απομόνωση του επιθυμητού σήματος. Συγκεκριμένα διαθέτουν ένα υψιπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 0.1-0.7 Hz, το οποίο αποτρέπει παρεμβολές χαμηλής συχνότητας. Επιπλέον, διαθέτουν ένα βαθυπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 40 Hz έως τη μισή τιμή του

ρυθμού δειγματοληψίας, για την αποφυγή φαινομένων αναδίπλωσης συχνοτήτων (aliasing) καθώς και ένα ζωνοφρακτικό φίλτρο (notch filter) [32] για την απόρριψη παρεμβολών που προέρχονται από την ηλεκτρική τροφοδοσία (συχνότητες 50/60 Hz). Για την ακριβή ψηφιοποίηση του σήματος απαιτείται μετατροπέας A/D τουλάχιστον 12 bits, με ανάλυση τουλάχιστον 0.5 μV, ώστε να καταγράφονται με ακρίβεια οι μικρές διακυμάνσεις του ΕΕG. Τέλος, για την επιλογή του κατάλληλου ρυθμού δειγματοληψίας πρέπει να εφαρμόζεται το κριτήριο Nyquist, δηλαδή η συχνότητα δειγματοληψίας χρειάζεται να είναι τουλάχιστον διπλάσια από τη μέγιστη συχνότητα του σήματος. Συγκεκριμένα, για ΕΕG σήματα, όπου το χρήσιμο εύρος ζώνης φτάνει περίπου 100 Hz, απαιτείται συχνότητα δειγματοληψίας τουλάχιστον 200 Hz.

4. Θεωρία επεξεργασίας EEG

Η επεξεργασία των σημάτων EEG επιτρέπει την εξαγωγή ουσιαστικών πληροφοριών από τα ακατέργαστα δεδομένα. Το σήμα EEG, καθώς καταγράφεται από τα ηλεκτρόδια καταγραφής στην επιφάνεια του κεφαλιού, περιέχει τόσο τη νευρωνική δραστηριότητα όσο και διάφορες πηγές θορύβου που μπορούν να επηρεάσουν την ανάλυση. Ως εκ τούτου, η κατάλληλη επεξεργασία των δεδομένων είναι απαραίτητη για την απομόνωση των εγκεφαλικών ρυθμών και την αξιόπιστη ερμηνεία των αποτελεσμάτων. Η επεξεργασία των σημάτων ΕΕG περιλαμβάνει την αφαίρεση θορύβου, καθώς και μεθόδους για την ανίχνευση και εξαγωγή χαρακτηριστικών του σήματος. Η ανάλυση των δεδομένων ΕΕG πραγματοποιείται με διάφορες τεχνικές, όπως η ανάλυση φάσματος (spectral analysis), η ανάλυση στο πεδίο του χρόνουσυχνότητας (time-frequency analysis) και η χρήση στατιστικών ή μεθόδων μηχανικής μάθησης για την ταξινόμηση των εγκεφαλικών σημάτων.

4.1 Αφαίρεση θορύβου

Το EEG αποτελεί ένα σημαντικό εργαλείο για την ανάλυση της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Ωστόσο, τα σήματα EEG επηρεάζονται από διάφορες πηγές θορύβου, δηλαδή ανεπιθύμητα σήματα που προέρχονται είτε από εξωτερικούς είτε από εσωτερικούς παράγοντες, δηλαδή φυσιολογικές λειτουργίες του σώματος, όπως κινήσεις των ματιών, καρδιακή δραστηριότητα, μυϊκή δραστηριότητα και ηλεκτρικές παρεμβολές από το περιβάλλον [49]. Η απομάκρυνση αυτών των θορύβων είναι κρίσιμη για τη αξιόπιστη ανάλυση των δεδομένων EEG.

Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται για την απομάκρυνση των ανεπιθύμητων σημάτων περιλαμβάνουν μεταξύ άλλων την εφαρμογή φίλτρων (συμπεριλαμβανομένων και notch φίλτρων), τη μέθοδο ανάλυσης κύριων συνιστωσών (Principal Component Analysis – PCA), τη μέθοδο ανάλυσης ανεξάρτητων συνιστωσών (Independent Component Analysis – ICA) καθώς και τη μέθοδο ανάλυσης κανονικών συσχετίσεων (Canonical Correlation Analysis – CCA). Επιπλέον, ο μετασχηματισμός Wavelet επιτρέπει την ανάλυση των σημάτων σε διαφορετικές χρονικές και συχνοτικές ζώνες, προσφέροντας υψηλή απόδοση στην απομάκρυνση των οποίων οι παράμετροι είναι

μεταβαλλόμενοι χρονικά ως συνάρτηση της τρέχουσας μορφής του σήματος εισόδου και επιτυγχάνουν αποτελεσματική αφαίρεση θορύβου.

Ανάλυση Ανεξάρτητών Συνιστωσών – Independent Component Analysis (ICA)

Η ανάλυση ανεξάρτητών συνιστωσών (Independent Component Analysis – ICA) [50] είναι μία από τις πιο κοινές μεθόδους αφαίρεσης θορύβου στα σήματα EEG. Πρόκειται για μια τεχνική «τυφλού διαχωρισμού πηγών» (Blind Source Separation – BSS), η οποία μπορεί να διαχωρίσει τις συνιστώσες ενός σήματος, ακόμα και αν δεν είναι γνωστό εκ των προτέρων τι περιέχει το σήμα. Η ICA εφαρμόζεται σε συνιστώσες που είναι στοχαστικά ανεξάρτητες και δεν ακολουθούν κανονική κατανομή. Η ICA λειτουργεί με τη λογική ότι τα ηλεκτρόδια EEG καταγράφουν ένα μείγμα σημάτων, το οποίο περιλαμβάνει τόσο το καθαρό σήμα της εγκεφαλικής δραστηριότητας όσο και θόρυβο που προέρχεται από εξωτερικές ή εσωτερικές πηγές. Ο θόρυβός μπορεί να περιλαμβάνει παρεμβολές από κινήσεις των ματιών, καρδιακή δραστηριότητα ή από το περιβάλλον.

Η ΙCA βασίζεται στην υπόθεση ότι τα καταγεγραμμένα σήματα αποτελούνται από ανεξάρτητες μεταξύ τους πηγές. Αυτό σημαίνει ότι οι διαφορετικές συνιστώσες του σήματος δεν έχουν συσχέτιση μεταξύ τους, επιτρέποντας τον διαχωρισμό τους. Μέσω μαθηματικών αλγορίθμων, η ICA διαχωρίζει το καταγεγραμμένο EEG σε ένα σύνολο ανεξάρτητων συνιστωσών (independent components - ICs), κάθε μία από τις οποίες αντιπροσωπεύει ένα διακριτό σήμα που συμβάλλει στο συνολικό καταγεγραμμένο EEG. Ορισμένες από αυτές τις συνιστώσες αντιστοιχούν σε πραγματικά εγκεφαλικά δυναμικά, ενώ άλλες αντιπροσωπεύουν πηγές θορύβου. Οι ανεπιθύμητες συνιστώσες εντοπίζονται βάσει των χωρικών, χρονικών και φασματικών χαρακτηριστικών τους. Οι συνιστώσες που έχουν αναγνωριστεί ως πηγές θορύβου αφαιρούνται και διατηρούνται μόνο οι συνιστώσες που αντιπροσωπεύουν εγκεφαλική δραστηριότητα και έπειτα το σήμα EEG ανακατασκευάζεται. Με αυτόν τον τρόπο, το νέο EEG περιέχει ελάχιστο θόρυβο και βελτιωμένη ανάλυση σήματος. Η ΙCA είναι μπορεί να αφαιρέσει πηγές θορύβου από ΕΕG δεδομένα χωρίς αναφορά των καναλιών που καταγράφουν τον θόρυβο. Τέλος, απομονώνει διαφορετικά ειδή θορύβου αποτελεσματικά διατηρώντας τη χωρική και χρονική πληροφορία των σημάτων ΕΕG, όμως περιορίζεται στο γεγονός ότι απαιτεί πολλαπλά κανάλια EEG για την αποτελεσματική της λειτουργία.

4.2 Ανάλυση δεδομένων

Η προεπεξεργασία των σημάτων ΕΕG περιλαμβάνει στάδια τα οποία εφαρμόζονται για την απομάκρυνση θορύβου και την ενίσχυση της αξιοπιστίας των αποτελεσμάτων. Συγκεκριμένα, εφαρμόζεται διαφοροποίηση της αναφοράς των δεδομένων, μείωση της δειγματοληψίας, ζωνοπερατό φιλτράρισμα καθώς και αφαίρεση της γραμμικής συνιστώσας τάσης των δεδομένων.

Πιο αναλυτικά, η διαφοροποίηση της αναφοράς των δεδομένων (Re-reference) [51] εφαρμόζεται ώστε η ηλεκτρική δραστηριότητα να μην εξαρτάται από ένα σημείο αναφοράς, αλλά να επαναπροσδιορίζεται από μια νέα σταθερή αναφορά. Με την εφαρμογή αυτή, αναδεικνύονται αποτελεσματικότερα οι μεταβολές των σημάτων. Στη συνέχεια, η μείωση της δειγματοληψίας (Downsampling) [52] εφαρμόζεται βάση της αρχής του κριτηρίου του Nyquist προκειμένου η νέα συχνότητα να είναι τουλάχιστον διπλάσια της μέγιστης αναμενόμενης συχνότητας του σήματος. Επιπλέον, το ζωνοπερατό φιλτράρισμα (Band-Pass Filter) [53], βοηθάει στην αφαίρεση του θορύβου που αντιστοιχεί σε υψηλές η χαμηλές συχνότητες. Τέλος, η αφαίρεση της γραμμικής συνιστώσας (De-trending) [54] έχει ως αποτέλεσμα την εξάλειψη των ανεπιθύμητων παραμορφώσεων κατά την ανάλυση στο πεδίο χρόνου και συχνότητας.

Η επεξεργασία των δεδομένων περιλαμβάνει την αφαίρεση θορύβου, καθώς και την οπτικοποίηση και ποσοτικοποίηση της εγκεφαλικής λειτουργίας. Η ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας αποτελεί μία σημαντική μεθοδολογία, η οποία επιτυγχάνεται μέσω του Γρήγορου Μετασχηματισμού Fourier (Fast Fourier Transform – FFT) [55]. Ο αλγόριθμος FFT επιτρέπει τον υπολογισμό του διακριτού μετασχηματισμού Fourier, αναλύοντας το σήμα και υπολογίζοντας την κατανομή της ισχύος στις διάφορες ζώνες συχνοτήτων.

Ο Μετασχηματισμός Wavelet [56] είναι ιδιαίτερα χρήσιμος για την ανάλυση μη στάσιμων σημάτων. Σε αντίθεση με τον FFT, έχει τη δυνατότητα να εξετάζει το σήμα ταυτόχρονα τόσο στο πεδίο του χρόνου όσο και στο πεδίο της συχνότητας, προσφέροντας καλύτερη χρονική και συχνοτική ανάλυση.

Η συνδεσιμότητα του εγκεφάλου μπορεί να μελετηθεί μέσω του EEG, επιτρέποντας την κατανόηση του τρόπου αλληλεπίδρασης διαφορετικών εγκεφαλικών περιοχών. Οι

κυριότερες τεχνικές περιλαμβάνουν τη λειτουργική συνδεσιμότητα, δηλαδή την ανάλυση συγχρονισμού περιοχών του EEG, τη δομική συνδεσιμότητα για τον εντοπισμό νευρωνικών συνδέσεων και την κατευθυνόμενη συνδεσιμότητα για την κατανόηση της ροής πληροφοριών μεταξύ των εγκεφαλικών περιοχών.

Η μηχανική μάθηση εφαρμόζεται ολοένα και περισσότερο στην ανάλυση ΕΕG, ιδιαίτερα στη διάγνωση παθήσεων, την κατηγοριοποίηση συναισθημάτων και την ανάπτυξη διεπαφών εγκεφάλου-υπολογιστή. Οι κύριες τεχνικές περιλαμβάνουν τα βαθιά νευρωνικά δίκτυα (Deep Learning) [57], τις μηχανές διανυσμάτων υποστήριξης (Support Vector Machines – SVM) και τα συνελικτικά νευρωνικά δίκτυα (Convolutional Neural Networks – CNNs).

5. Ανάλυση ηλεκτροφυσιολογικών δεδομένων

Στην παρούσα ενότητα περιγράφεται η διαδικασία συλλογής και ανάλυσης δεδομένων από επιλεγμένες επιστημονικές μελέτες που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία. Κατά τη διαδικασία αναζήτησης δεδομένων, μελετήθηκαν 21 σχετικά σύνολα δεδομένων από τα οποία επιλέχθηκαν τα πιο κατάλληλα (4), με κριτήριο το περιεχόμενό τους. Πιο συγκεκριμένα, επιλέχθηκαν προς ανάλυση σύνολα που περιλάμβαναν νοητική απεικόνιση κίνησης των χεριών, των ποδιών, της γλώσσας καθώς και παθητική παρατήρηση των συμμετεχόντων, με επαρκή αριθμό συμμετεχόντων και δοκιμών, ώστε να διασφαλιστεί η αξιόπιστη στατιστική ανάλυση. Σημαντικός παράγοντας ήταν και η παρουσία αναλυτικών πληροφοριών σχετικά με τις τοποθεσίες και τα ονόματα των ηλεκτροδίων καταγραφής, τη συχνότητα δειγματοληψίας και την εφαρμογή φίλτρων, διευκολύνοντας τη σύγκριση των δεδομένων και την ερμηνεία των αποτελεσμάτων.

5.1 Καταγραφή παραμέτρων και ανάλυση δεδομένων EEG

Οι πληροφορίες που καταγράφηκαν αρχικά για κάθε σύνολο δεδομένων πριν την τελική επιλογή αυτών που τελικά αξιοποιήθηκαν περιλαμβάνουν τα εξής:

Πλήθος καναλιών	Καταγραφή του αριθμού των ηλεκτροδίων που
	χρησιμοποιήθηκαν σε κάθε πείραμα
Λίστα καναλιών	Πληροφορίες των τοποθεσιών των ηλεκτροδίων,
	σύμφωνα με το σύστημα που ακολουθούσε η
	εκάστοτε έρευνα
Montage/Αναφορά	Εξετάστηκε ο τρόπος τοποθέτησης και σύνδεσης
	των ηλεκτροδίων, καθώς και το σημείο αναφοράς
	της καταγραφής
Συχνότητα δειγματοληψίας	Καταγραφή της συχνότητας δειγματοληψίας
	σημάτων
Μοντέλο εγκεφαλογράφου	Καταγραφή του εξοπλισμού και των συσκευών
	καταγραφής EEG

Πίνακας	1:	Παρά	ίμετρ	οι κατα	γραφής	EEG
					1	

Πλήθος δοκιμών	Αναφέρθηκε ο αριθμός των επαναλήψεων ανά
	πείραμα, καθώς και η διάρκεια κάθε δοκιμής

Πίνακας 2: Πληροφορίες για τους συμμετέχοντες

Αριθμός συμμετεχόντων	Καταγράφηκε το πλήθος των συμμετεχόντων	
	κάθε συνόλου	
Ηλικία και φύλο	Καταγράφηκε η ηλικιακή ομάδα και η κατανομή	
	των συμμετεχόντων ως προς το φύλο	
Κατάσταση υγείας	Διαχωρίστηκαν οι συμμετέχοντες σε υγιείς και	
	ασθενείς ομάδες	

Πίνακας 3: Παράμετροι κίνησης

Γενική περιγραφή	Καταγράφηκαν οι τύποι των κινητικών και γνωστικών εργασιών που εκτελέστηκαν
Πραγματική	Καταγράφηκε εάν οι κινήσεις ήταν πραγματικές
εκτέλεση/νοητική απεικόνιση	ή αφορούσαν νοητική απεικόνιση κινήσεων
κίνησης	
Σημείο του σώματος	Καταγράφηκαν τα μέρη του σώματος που
	χρησιμοποιήθηκαν στη φανταστική ή πραγματική
	κίνηση
Τύπος κίνησης	Καταγράφηκε με ακρίβεια το είδος της κίνησης
	που εκτέλεσε ο κάθε συμμετέχοντας

Πίνακας 4: Πειραματικό πρωτόκολλο

Καταγραφή διαφορετικών	Αναφέρθηκε αν εκτός από ΕΕG καταγράφηκαν και
σημάτων	άλλα βιοηλεκτρικά σήματα
Κατάσταση ματιών	Σημειώθηκε αν οι συμμετέχοντες είχαν τα μάτια
	ανοιχτά ή κλειστά κατά τη διάρκεια της καταγραφής
Τρόπος χορήγησης	Περιγραφή του τρόπου παρουσίασης των
ερεθίσματος	ερεθισμάτων που σηματοδοτούσαν την έναρξη της
	νοητικής απεικόνισης

Πίνακας 5: Επεξεργασία δεδομένων

Μέθοδοι προεπεξεργασίας	Καταγραφή τεχνικών φιλτραρίσματος και	
	βημάτων προεπεξεργασίας δεδομένων	
Ανίχνευση και αφαίρεση	Αναφέρθηκε αν χρησιμοποιήθηκαν μέθοδοι για	
πηγών θορύβου	την ανίχνευση και απομάκρυνση πηγών θορύβου	

Πίνακας 6: Πρόσθετες πληροφορίες δεδομένων

Μορφή δεδομένων	Καταγράφηκε η μορφή αποθήκευσης των		
	δεδομένων		
Απουσία καναλιών	Εντοπίστηκαν πιθανές ελλείψεις, όπως απώλεια		
	καναλιών		
Αναφορές επιστημονικών	Καταγράφηκαν οι επιστημονικές πηγές που		
πηγών	χρησιμοποιήθηκαν, εξασφαλίζοντας τη		
	βιβλιογραφική τεκμηρίωση των δεδομένων.		

5.2 Περιληπτική παρουσίαση όλων των συνόλων δεδομένων

5.2.1 OpenVibe Dataset of Hand Motor Imagery

Χρησιμοποιείται για την ανάλυση της δραστηριότητας του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια της νοητικής απεικόνισης [58]. Περιλαμβάνει καταγραφές EEG από συμμετέχοντες που εκτελούσαν νοητική απεικόνιση κίνησης του αριστερού και δεξιού χεριού. Ο αριθμός συμμετεχόντων ήταν 40, η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν τα 512 Hz, η τοποθέτηση ηλεκτροδίων πραγματοποιήθηκε σύμφωνα με το σύστημα 10-20 και ο αριθμών των ηλεκτροδίων ήταν 11 κανάλια.

5.2.2 BCI Competition III

Τα σύνολα δεδομένων BCI Competition III [59], οργανώθηκαν με σκοπό την αξιολόγηση μεθόδων επεξεργασίας σήματος και ταξινόμησης συστημάτων BCI. Ακολουθεί μια συνοπτική περιγραφή των διαθέσιμων συνόλων δεδομένων:

1. Dataset IIIa: 4-class EEG data [60]

Το Dataset IIIa: 4-class EEG data περιλαμβάνει 60 κανάλια ηλεκτροδίων για την καταγραφή EEG σημάτων με συχνότητα δειγματοληψίας 250 Hz. Ο αριθμός των συμμετεχόντων ήταν τρεις και εκτελούσαν τέσσερις διαφορετικές νοητικές απεικονίσεις. Συγκεκριμένα εκτελούσαν νοητική απεικόνιση κίνησης του αριστερού χεριού, των ποδιών και της γλώσσας.

2. Dataset IIIb: Non-stationary 2-class BCI data [61]

Το σύνολο δεδομένων αυτό, περιλαμβάνει καταγραφές με συχνότητα δειγματοληψίας 125 Hz, από τρία κανάλια EEG, τα C3, Cz και C4 για τρεις συμμετέχοντες. Συνολικά οι συμμετέχοντες εκτελούσαν δύο διαφορετικές νοητικές απεικονίσεις κίνησης του δεξιού και του αριστερού χεριού.

3. Dataset IVa: motor imagery, small training sets [62]

Το σύνολο δεδομένων αυτό περιλαμβάνει καταγραφές για 5 συμμετέχοντες από 118 κανάλια ΕΕG τοποθετημένα σύμφωνα με επέκταση του συστήματος 10-20. Η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν 1000 Hz. Οι νοητικές απεικονίσεις αφορούσαν τη νοητική απεικόνιση κίνησης του δεξιού και του αριστερού χεριού. Συνολικά για κάθε συμμετέχοντα πραγματοποιήθηκαν 280 δοκιμές.

4. Dataset IVb: motor imagery, uncued classifier application [63]

Το σύνολο δεδομένων αυτό περιλαμβάνει καταγραφές από 118 ηλεκτρόδια, τοποθετημένα σύμφωνα με επέκταση του συστήματος 10-20, σε ένα συνεχές σήμα ΕΕG διάρκειας 12 λεπτών. Οι καταγραφές αφορούν έναν συμμετέχοντα που εκτελούσε νοητικές απεικονίσεις κίνησης του δεξιού και του αριστερού χεριού.

5. Dataset IVc: motor imagery, time-invariance problem [64]

Το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων περιλαμβάνει επίσης καταγραφές από 118 ηλεκτρόδια τοποθετημένα σύμφωνα με επέκταση του συστήματος 10-20. Οι καταγραφές αφορούν έναν συμμετέχοντα ο οποίος εκτελούσε νοητικές απεικονίσεις κίνησης του αριστερού χεριού, του δεξιού ποδιού, καθώς και της γλώσσας.

6. Dataset V: mental imagery, multi-class [65]

Το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων περιλαμβάνει καταγραφές από 32 ηλεκτρόδια, με συχνότητα δειγματοληψίας 512 Hz. Οι καταγραφές περιλαμβάνουν τρεις νοητικές απεικονίσεις για τρεις συμμετέχοντες. Οι απεικονίσεις περιλαμβάνουν νοητική απεικόνιση της κίνησης του δεξιού και αριστερού χεριού καθώς και μια τυχαία δημιουργία λέξεων.

5.2.3 BCI Competition IV Datasets

Τα σύνολα δεδομένων BCI Competition IV Datasets [66] παρέχουν πειραματικά καταγεγραμμένα EEG σήματα που σχετίζονται με τη νοητική απεικόνιση κίνησης τεσσάρων κατηγοριών και συγκεκριμένα του δεξιού και αριστερού χεριού, του δεξιού και του αριστερού ποδιού καθώς και της γλώσσας, με στόχο την αξιολόγηση και την επεξεργασία του EEG σήματος στο πλαίσιο εφαρμογών BCI.

1. Dataset 1: motor imagery, uncued classifier application [67]

Το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων περιλαμβάνει καταγραφές από 64 κανάλια EEG, με συχνότητα δειγματοληψίας 1000 Hz, για 7 συμμετέχοντες. Περιλαμβάνει νοητικές απεικονίσεις του δεξιού και αριστερού χεριού καθώς και νοητική απεικόνιση της κίνησης του ενός ή των δύο ποδιών με επιλογή των συμμετεχόντων.

2. Dataset 2a: 4-class motor imagery [2]

Το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων αποτελεί ένα από τα σύνολα που επιλέχτηκαν για την ανάλυση της συγκεκριμένης έρευνας. Περιέχει καταγραφές από 22 κανάλια EEG και 3 EOG με συχνότητα δειγματοληψίας 250 Hz, για εννέα συμμετέχοντες. Περιλαμβάνει νοητική απεικόνιση του δεξιού και αριστερού χεριού, των δύο ποδιών και της γλώσσας.

3. Dataset 2b: motor imagery [68]

Το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων περιλαμβάνει καταγραφές από 3 κανάλια EEG και 3 EOG με συχνότητα δειγματοληψίας 250 Hz για εννέα συμμετέχοντες. Περιέχει δύο ομάδες νοητικών απεικονίσεων του δεξιού και του αριστερού χεριού.

5.2.4 BNCI Horizon 2020 Datasets

Τα BNCI Horizon 2020 Datasets [69] αποτελούν μια δημόσια συλλογή δεδομένων EEG, παρέχοντας καταγραφές πραγματικής και νοητικής απεικόνισης κίνησης, χρήσιμες για την ανάπτυξη και αξιολόγηση συστημάτων BCI.

1. Dataset 2: Motor Imagery Brain-Computer Interfaces: Random Forests vs Regularized LDA - Non-linear Beats Linear [70]

Το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων περιλαμβάνει καταγραφές από 15 ηλεκτρόδια με συχνότητα δειγματοληψίας 512 Hz. Οι καταγραφές πραγματοποιούνται για 14 συμμετέχοντες και οι νοητικές απεικονίσεις περιλαμβάνουν κινήσεις του δεξιού και του αριστερού χεριού.

2. Dataset 11: Neuroprosthetic control of an EEG-EOG BNCI system by a paralyzed patient with high spinal cord injury [71]

Το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων περιλαμβάνει καταγραφές για έναν συμμετέχοντα χρησιμοποιώντας 5 ηλεκτρόδια καταγραφής EEG και ένα ηλεκτρόδιο EOG. Ο συμμετέχοντας είχε υποστεί κάκωση του νωτιαίου μυελού. Σκοπός της καταγραφής ήταν να παρατηρηθεί ο έλεγχος μιας νευροπροσθετικής συσκευής συνδεδεμένης στο παράλυτο δεξί χέρι του συμμετέχοντα. Οι νοητικές απεικονίσεις του συμμετέχοντα περιλαμβάνουν τη νοητική απεικόνιση κίνησης του δεξιού χεριού καθώς και μια παθητική παρατήρηση.

3. Dataset 13: Individual Imagery [1]

Το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων επιλέχθηκε στην ανάλυση της συγκεκριμένης εργασίας. Αποτελείται από καταγραφές 30 καναλιών EEG, σύμφωνα με το σύστημα 10-20, με συχνότητα δειγματοληψίας 250 Hz. Περιλαμβάνει καταγραφές από εννέα που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο ή κάκωση του νωτιαίου μυελού. Οι νοητικές απεικονίσεις των συμμετεχόντων περιλαμβάνουν την κίνηση του δεξιού χεριού, των δύο ποδιών, μια νοητική πλοήγηση στον χώρο, μια τυχαία αναπαραγωγή λέξεων και μια νοητική αφαίρεση αριθμών. Από αυτές τις νοητικές απεικονίσεις μελετήθηκαν μόνο οι νοητικές απεικονίσεις κινήσεων των συμμετεχόντων.

5.2.5 EEG Motor Movement/Imagery Dataset

Η καταγραφή EEG Motor Movement/Imagery Dataset [72] πραγματοποιείται για 109 συμμετέχοντες από 64 ηλεκτρόδια καταγραφής τοποθετημένα σύμφωνα με το σύστημα 10-10. Η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν 160 Hz. Το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων περιλαμβάνει πραγματικές και νοητικές απεικονίσεις κινήσεων. Συγκεκριμένα, για κάθε συμμετέχοντα περιλαμβάνει το άνοιγμα και κλείσιμο του δεξιού και αριστερού χεριού, καθώς και των ποδιών τόσο σε νοητική απεικόνιση όσο και σε πραγματική εκτέλεση κινήσεων.

5.2.6 UCI Machine Learning Repository — Planning Relax Dataset

Το σύνολο δεδομένων UCI Machine Learning Repository — Planning Relax DataSet [73] περιλαμβάνει νοητικές απεικονίσεις κίνησης του δεξιού αντίχειρα για έναν συμμετέχοντα. Οι καταγραφές περιλαμβάνουν 8 ηλεκτρόδια καταγραφής EEG τοποθετημένα σύμφωνα με το σύστημα 10-20 και η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν 256 Hz.

5.2.7 High Gamma Dataset

Το σύνολο δεδομένων High Gamma Dataset [74] περιλαμβάνει καταγραφές από 128 ηλεκτρόδια με ρυθμό δειγματοληψίας 250 Hz, για 14 υγιείς συμμετέχοντες. Οι καταγραφές αφορούν πραγματική και νοητική απεικόνιση κινήσεων του δεξιού και αριστερού χεριού, του αριστερού και του δεξιού ποδιού, καθώς και μια παθητική παρατήρηση.

5.2.8 Motor Imagery Dataset

Το σύνολο δεδομένων Motor Imagery Dataset "A large electroencephalographic motor imagery dataset for electroencephalographic brain computer interfaces" [3] επιλέχθηκε για ανάλυση στην παρούσα εργασία. Περιλαμβάνει καταγραφές για 13 συμμετέχοντες από 19 ηλεκτρόδια τοποθετημένα σύμφωνα με το σύστημα 10-20. Η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν είτε 250 Hz είτε 1000 Hz. Οι νοητικές απεικονίσεις αφορούσαν την κίνηση του δεξιού και αριστερού χεριού, του αριστερού και δεξιού ποδιού, την κίνηση της γλώσσας και μία παθητική παρατήρηση. Υπήρχαν πέντε διαφορετικά πειράματα με διαφορετικό συνδυασμό νοητικών απεικονίσεων.

5.2.9 Grasp-and-Lift EEG Detection

Το σύνολο δεδομένων Grasp-and-Lift EEG Detection [75] περιλαμβάνει καταγραφές από 32 EEG ηλεκτρόδια με συχνότητα δειγματοληψίας 512 Hz, για 12 συμμετέχοντες. Περιλαμβάνει πραγματικές απεικονίσεις ανοίγματος και κλεισίματος της παλάμης των χεριών.

5.2.10 GIGADB Dataset

Το σύνολο GIGADB Dataset [76] αποτελείται από 64 ΕΕG ηλεκτρόδια τοποθετημένα σύμφωνα με το σύστημα 10-10, με συχνότητα δειγματοληψίας 512 Hz, για 52 συμμετέχοντες. Οι καταγραφές περιλαμβάνουν νοητική απεικόνιση κίνησης του δεξιού και αριστερού χεριού καθώς και αντίστοιχες πραγματικές εκτελέσεις κινήσεων.

5.2.11 EEG-NIRS Single-Trial Dataset

Η καταγραφή EEG-NIRS Single-Trial Dataset [77] περιλαμβάνει 30 ηλεκτρόδια EEG τοποθετημένα σύμφωνα με το σύστημα 10-5, με ρυθμό δειγματοληψίας 1000 Hz για 29 συμμετέχοντες. Οι συμμετέχοντες πραγματοποιούσαν νοητική απεικόνιση κίνησης του δεξιού και αριστερού χεριού καθώς και υπολογισμό νοητικών αριθμητικών πράξεων.

5.2.12 7-Day Motor Imagery BCI DatasetΚάντε κλικ ή πατήστε εδώ για να εισαγάγετε κείμενο.

Το σύνολο δεδομένων 7-Day Motor Imagery BCI Dataset [78] περιλαμβάνει καταγραφές από 64 κανάλια EEG, τοποθετημένα σύμφωνα με το σύστημα 10-20, με συχνότητα δειγματοληψίας 500 Hz, για 20 συμμετέχοντες. Σε αυτό το σύνολο δεδομένων πραγματοποιήθηκαν νοητικές απεικονίσεις κινήσεων του δεξιού και του αριστερού χεριού, των ποδιών, καθώς και μία παθητική παρατήρηση.

5.3 Ανάλυση των επιλεγμένων ερευνητικών δεδομένων

Παρακάτω περιγράφονται τα τέσσερα σύνολα δεδομένων που πληρούσαν τα κριτήρια καταγραφής και τελικά αξιοποιήθηκαν στην έρευνα. Πιο συγκεκριμένα, επιλέχθηκαν σύνολα δεδομένων που περιλάμβαναν νοητικές απεικονίσεις κινήσεων των χεριών, των ποδιών, της γλώσσας καθώς και παθητική παρατήρηση, με επαρκή αριθμό

συμμετεχόντων και δοκιμών, για την αποτελεσματική ανάλυση και σύγκριση των αποτελεσμάτων.

5.3.1 BNCI Horizon 2020 Datasets – Dataset 13: Individual Imagery

To Individual Imagery Dataset [1] αποτελεί μέρος της βάσης δεδομένων BNCI Horizon 2020, η οποία συγκεντρώνει σύνολα δεδομένων BCI από διάφορες μελέτες. Το Individual Imagery περιλαμβάνει δεδομένα νοητικής απεικόνισης και έχει χρησιμοποιηθεί εκτενώς στην έρευνα BCI.

Τα δεδομένα καταγράφονται κατά την εκτέλεση πέντε διαφορετικών νοητικών απεικονίσεων σε δύο διαφορετικές ημέρες. Ο αριθμός των συμμετεχόντων ήταν 9 και είχαν υποστεί είτε εγκεφαλικό επεισόδιο είτε κάκωση του νωτιαίου μυελού.

Οι νοητικές απεικονίσεις που πραγματοποιήθηκαν από τους συμμετέχοντες χωρίζονται σε διαφορετικές ομάδες και είναι οι παρακάτω:

- Mental Word Association (WORD): Νοητική εργασία όπου οι συμμετέχοντες έπρεπε να παράγουν όσο το δυνατόν περισσότερες λέξεις που ξεκινούσαν από ένα συγκεκριμένο γράμμα που εμφανίζονταν με τυχαία σειρά.
- Mental Subtraction (SUB): Νοητική αφαίρεση αριθμών.
- Spatial Navigation (NAV): Νοητική πλοήγηση στον χώρο.
- Right-Hand Motor Imagery (HAND): Νοητική αναπαράσταση της επαναλαμβανόμενης κίνησης συμπίεσης μιας μπάλας στο μέγεθος της παλάμης με το δεξί χέρι.
- Feet Motor Imagery (FEET): Νοητική κίνηση των δύο ποδιών.

Οι συμμετέχοντες πραγματοποίησαν συνολικά 200 δοκιμές για δύο διαφορετικές ημέρες. Οι δοκιμές περιλάμβαναν 8 επαναλήψεις με 25 ερεθίσματα για κάθε νοητική απεικόνιση. Για κάθε μια από τις 5 ομάδες νοητικών απεικονίσεων περιέχονται 40 δοκιμές για κάθε ημέρα.

Κάθε δοκιμή διήρκησε 10 δευτερόλεπτα. Τη χρονική στιγμή $\mathbf{t} = \mathbf{0}\mathbf{s}$ εμφανιζόταν ένας σταυρός στο κέντρο μιας οθόνης. Τη χρονική στιγμή $\mathbf{t} = \mathbf{3}\mathbf{s}$ ακουγόταν ένας ήχος για να εστιάσει την προσοχή των συμμετεχόντων στο επερχόμενο ερέθισμα. Στο διάστημα μεταξύ $\mathbf{3}\mathbf{s} - \mathbf{4.25s}$ παρουσιαζόταν ένα σύμβολο στην οθόνη που υποδείκνυε την

απαιτούμενη νοητική απεικόνιση. Η εμφάνιση των συμβόλων γινόταν με τυχαία σειρά για κάθε ομάδα. Τη χρονική στιγμή $\mathbf{t} = 10\mathbf{s}$ ακουγόταν ένας δεύτερος ήχος που σηματοδοτούσε το τέλος της κάθε δοκιμής. Μεταξύ κάθε δοκιμής υπήρχε ένα διάστημα διάρκειας 2.5s – 3.5s, όπου οι συμμετέχοντες μπορούσαν να κινηθούν και να ανοιγοκλείσουν τα μάτια τους.

Κανάλια EEG	30 ηλεκτρόδια		
Τοποθέτηση ηλεκτροδίων	Σύμφωνα με το διεθνές σύστημα 10-20		
Ετικέτες ηλεκτροδίων	AFz, F7, F3, Fz, F4, F8, FC3, FCz, FC4, T3, C3, Cz,		
	C4, T4, CP3, CPz, CP4, P7, P5, P3, P1, Pz, P2, P4,		
	P6, P8, PO3, PO4, O1, O2		
Αναφορά	Τοποθετημένη επιδερμικά στην αριστερή μαστοειδή		
	απόφυση		
Γείωση	Τοποθετημένη επιδερμικά στη δεξιά μαστοειδή		
	απόφυση		
Σύστημα καταγραφής	 g.tec GAMMAsys με g.LADYbird 		
	 Δύο ενισχυτές g.USBamp (Guger Technologies, 		
	Graz, Austria)		
Συχνότητα	256 Hz		
δειγματοληψίας			
Φιλτράρισμα	 Band-pass φίλτρο 0.5 – 100 Hz 		
	 Notch φίλτρο 50 Hz 		

Πίνακας 7: Καταγραφή δεδομένων EEG Individual Imagery

Τα δεδομένα ήταν αποθηκευμένα σε .mat αρχεία της MATLAB. Κάθε αρχείο αντιστοιχούσε σε έναν συμμετέχοντα και περιείχε μία δομή δεδομένων με δύο υποδομές, μία για κάθε ημέρα καταγραφής.

Πίνακας 8: Δομή των .mat αρχείων στη MATLAB

X	Πίνακας EEG δεδομένων (channels x samples)
fs	Συχνότητα δειγματοληψίας (256 Hz)
trial	Δείκτες έναρξης των δοκιμών σε δείγματα

У	Ετικέτες των νοητικών απεικονίσεων για κάθε δοκιμή: 1 = WORD, 2 =
	SUB, $3 = NAV$, $4 = HAND$, $5 = FEET$
classes	Περιγραφή των ομάδων νοητικών απεικονίσεων
session	Αριθμός συνεδρίας

5.3.2 BCI Competition IV Datasets – Dataset 2a: 4-class Motor Imagery

Το σύνολο δεδομένων 4-class Motor Imagery [2] προέρχεται από το BCI Competition IV, μια πρωτοβουλία που στοχεύει στη βελτίωση και αξιολόγηση αλγορίθμων για συστήματα BCI. Το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων περιλαμβάνει καταγραφές EEG από εννέα υγιείς συμμετέχοντες και χρησιμοποιείται για την ταξινόμηση νοητικών απεικονίσεων κίνησης. Περιλαμβάνει καταγραφές από δύο διαφορετικές ημέρες και κάθε συνεδρία περιλαμβάνει 288 δοκιμές.

Οι συμμετέχοντες πραγματοποιούσαν τέσσερις διαφορετικές νοητικές απεικονίσεις κινήσεων οι οποίες περιλάμβαναν:

- Νοητική απεικόνιση κίνησης αριστερού χεριού
- Νοητική απεικόνιση κίνησης δεξιού χεριού
- Νοητική απεικόνιση κίνησης και των δύο ποδιών
- Νοητική απεικόνιση κίνησης γλώσσας

Οι συμμετέχοντες κάθονταν μπροστά από μια οθόνη υπολογιστή και ακολουθούσαν μια συγκεκριμένη διαδικασία. Στο 0 δευτερόλεπτο εμφανιζόταν ένας σταυρός στο κέντρο της οθόνης και ακουγόταν ένας ήχος. Στα 2 δευτερόλεπτα εμφανιζόταν ένα βέλος που υποδείκνυε την κίνηση που έπρεπε να φανταστούν. Από τα 3.25 έως 6 δευτερόλεπτα, οι συμμετέχοντες εκτελούσαν τη νοητική απεικόνιση κίνησης. Από 6 έως 8 δευτερόλεπτα υπήρχε παύση (μαύρη οθόνη).

Κανάλια EEG	Τα δεδομένα καταγράφηκαν με 22 EEG
	ηλεκτρόδια και 3 EOG ηλεκτρόδια για την
	καταγραφή των κινήσεων των ματιών
Τοποθέτηση ηλεκτροδίων	Σύμφωνα με το διεθνές σύστημα 10-20

Πίνακας 9: Καταγραφή δεδομένων EEG 4-class Motor Imagery

Ετικέτες ηλεκτροδίων	Fz, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2,
	C4, C6, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, P1, Pz, P2,
	POz, EOG-left, EOG-right, EOG-central
Αναφορά	Η αναφορά τοποθετήθηκε στην αριστερή
	μαστοειδή απόφυση
Γείωση	Η γείωση τοποθετήθηκε στη δεξιά μαστοειδή
	απόφυση
Συχνότητα δειγματοληψίας	250 Hz
Φιλτράρισμα	Χρησιμοποιήθηκαν φίλτρα band-pass (0.5 - 100
	Hz) και Notch φίλτρο στα 50Hz

Τα δεδομένα είναι αποθηκευμένα σε αρχεία τύπου GDF. Για κάθε συμμετέχοντα περιέχονται δύο αρχεία, ένα για την εκπαίδευση (Training) και ένα για την αξιολόγηση (Evaluation). Οι ομάδες των νοητικών απεικονίσεων αντιστοιχούν στις ακόλουθες ετικέτες:

- 769: Κίνηση αριστερού χεριού
- 770: Κίνηση δεξιού χεριού
- 771: Κίνηση ποδιών
- 772: Κίνηση γλώσσας
- 1023: Δοκιμές που περιέχουν θόρυβο

5.3.3 Motor Imagery Dataset

Το σύνολο δεδομένων Motor Imagery Dataset [3] "A large electroencephalographic motor imagery dataset for electroencephalographic brain computer interfaces" περιλαμβάνει καταγραφές EEG, όπου οι συμμετέχοντες φαντάζονταν την κίνηση συγκεκριμένων σημείων του σώματός τους.

Το συγκεκριμένο σύνολο περιέχει μεγάλο αριθμό καταγραφών ΕΕG που χρησιμοποιούνται για την ανάπτυξη BCI. Τα δεδομένα συλλέχθηκαν από 13 συμμετέχοντες σε 75 συνεδρίες, περιλαμβάνοντας πάνω από 60 ώρες ΕΕG καταγραφών και 60.000 δοκιμές νοητικών απεικονίσεων. Περιλαμβάνονται συνολικά 5 διαφορετικά πειράματα, όπου στην συγκεκριμένη έρευνα αναλύθηκαν τα δύο. Κάθε συνεδρία ξεκινούσε με μία αρχική περίοδο χαλάρωσης διάρκειας 2,5 λεπτών, κατά την οποία οι συμμετέχοντες παρέμεναν σε παθητική κατάσταση. Οι συνεδρίες περιλάμβαναν τρία τμήματα, το καθένα διάρκειας 15 λεπτών. Κάθε τμήμα περιείχε περίπου 300 δοκιμές (trials) που αφορούσαν διαφορετικές νοητικές απεικονίσεις. Οι νοητικές απεικονίσεις περιλάμβαναν κίνηση του δεξιού και αριστερού χεριού, του δεξιού και του αριστερού ποδιού, κινήσεις δακτύλων καθώς και μία παθητική παρατήρηση.

Οι συμμετέχοντες έπρεπε να εστιάσουν την προσοχή τους σε ένα σταθερό σημείο στην οθόνη ενός υπολογιστή. Κατά τη διάρκεια του πειράματος, εμφανιζόταν στην οθόνη ένα οπτικό ερέθισμα, το οποίο υποδείκνυε στους συμμετέχοντες να εκτελέσουν μια συγκεκριμένη νοητική απεικόνιση. Μετά από 1 δευτερόλεπτο, το ερέθισμα εξαφανιζόταν και ακολουθούσε ένα τυχαίο διάστημα παύσης διάρκειας 1,5 έως 2,5 δευτερολέπτων, σηματοδοτώντας το τέλος της δοκιμής. Κάθε δοκιμή είχε διάρκεια κατά μέσο όρο περίπου 3 δευτερόλεπτα, λαμβάνοντας υπόψη τόσο την εκτέλεση της νοητικής απεικόνισης όσο και την επακόλουθη παύση.

Το πρώτο πείραμα που επικεντρώθηκε η έρευνα είναι το **CLA (Classic) Paradigm.** Το CLA Paradigm επικεντρώθηκε στη νοητική απεικόνιση της κίνησης του δεξιού και αριστερού χεριού, καθώς και σε μια παθητική παρατήρηση. Οι συμμετέχοντες λάμβαναν οπτικά ερεθίσματα σε μία οθόνη, τα οποία τους υποδείκνυαν ποια κίνηση έπρεπε να φανταστούν. Τα δεδομένα περιλάμβαναν καταγραφές από 7 συμμετέχοντες.

Το δεύτερο πείραμα που επικεντρώθηκε η έρευνα είναι το HALT (Hand-Leg-Tongue) Paradigm. Σε αυτό το πείραμα, οι συμμετέχοντες έπρεπε να φανταστούν κινήσεις που περιλάμβαναν το δεξί και αριστερό χέρι, το δεξί και αριστερό πόδι, καθώς και τη γλώσσα. Οι συμμετέχοντες λάμβαναν οπτικά ερεθίσματα σε μία οθόνη, τα οποία τους υποδείκνυαν ποια κίνηση έπρεπε να φανταστούν. Κάθε συμμετέχων πραγματοποίησε 29 συνεδρίες καταγραφής.

Οι ακριβείς νοητικές απεικονίσεις ήταν:

- Νοητική απεικόνιση κίνησης αριστερού χεριού
- Νοητική απεικόνιση κίνησης δεξιού χεριού
- Παθητική παρατήρηση

- Νοητική απεικόνιση κίνησης αριστερού ποδιού
- Νοητική απεικόνιση κίνησης γλώσσας
- Νοητική απεικόνιση κίνησης δεξιού ποδιού

Το τρίτο πείραμα ονομαζόταν **5F** (Five Fingers) Paradigm. Σε αυτό το πείραμα οι συμμετέχοντες καλούνταν να φανταστούν την κίνηση ενός από τα πέντε δάχτυλα του χεριού τους. Το τέταρτό πείραμα ονομαζόταν NoMT (No Motor Task) Paradigm και λειτουργούσε ως ομάδα ελέγχου. Οι συμμετέχοντες εκτελούσαν καμία νοητική απεικόνιση, αντίθετα, έπρεπε να παρακολουθούν παθητικά μια σειρά από οπτικά ερεθίσματα χωρίς να αντιδρούν. Σκοπός του πειράματος ήταν να παρέχει δεδομένα για σύγκριση με τα υπόλοιπα πειράματα. Το τελευταίο πείραμα ονομαζόταν FreeForm Paradigm. Σε αυτή την πειραματική προσέγγιση, οι συμμετέχοντες είχαν ελεύθερη βούληση να επιλέξουν πότε και πώς θα εκτελέσουν κινήσεις. Η διαφορά με τα άλλα πειράματα είναι ότι δεν υπήρχαν προκαθορισμένα ερεθίσματα ή καθοδήγηση. Οι συμμετέχοντες μπορούσαν επιλέξουν με ένα πληκτρολόγιο ποια κίνηση ήθελαν να φανταστούν, ενώ το ΕΕG σύστημα κατέγραφε τις αντιδράσεις τους.

Η απόδοση των συμμετεχόντων στην ταξινόμηση της νοητικής απεικόνισης διέφερε ανάλογα με το πείραμα:

- CLA paradigm: Μέση ακρίβεια 75% ± 10%
- HALT paradigm: Μέση ακρίβεια 57% ± 20%
- 5F paradigm: Μέση ακρίβεια 43% ± 10%

Κανάλια EEG	Τα δεδομένα καταγράφηκαν με 19 ηλεκτρόδια
Τοποθέτηση ηλεκτροδίων	Σύμφωνα με το σύστημα 10-20
Ονόματα ηλεκτροδίων	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8,
	T3, T4, T5, T6, Fz, Cz και Pz
Αναφορά	"System-0" σταθμισμένος μέσος όρος δυναμικών
	των ηλεκτροδίων C3 και C4
Γείωση	Ηλεκτρόδια Α1 και Α2 τοποθετημένα επιδερμικά
	στις αποφύσεις
Συγχρονισμός δεδομένων	Διπολικό ηλεκτρόδιο Χ3

Πίνακας 10: Καταγραφή δεδομένων EEG Motor Imagery Dataset

Συχνότητα δειγματοληψίας	Είτε 200 Hz είτε 1000 Hz για κάποιες καταγραφές
Φιλτράρισμα	 Band-pass φίλτρο 0.53 – 70 Hz ή 0.53 – 100
	Ηz για καταγραφές 1000 Hz
	 Notch φίλτρο 50 Hz

Κάθε αρχείο .mat των δεδομένων περιλαμβάνει τα EEG σήματα των νοητικών απεικονίσεων σε μορφή πινάκων, τις χρονικές σημάνσεις (markers) των ερεθισμάτων καθώς και δείκτες για την ένδειξη έναρξης των δοκιμών.

Πίνακας 11: Δομή των .mat αρχείων στη MATLAB

X	Πίνακας σημάτων EEG (samples × channels)
fs	Συχνότητα δειγματοληψίας
trial	Χρονικές θέσεις της αρχής των δοκιμών
У	Ετικέτες για κάθε τύπο κίνησης
marker	Σημάνσεις που αντιστοιχούν στα ερεθίσματα
session	Αριθμός συνεδρίας

Το συγκεκριμένο Dataset είναι ένα από τα μεγαλύτερα δημόσια διαθέσιμα σύνολα δεδομένων ΕΕG. Επιτρέπει τη μελέτη νοητικής απεικόνισης, την ανάπτυξη αλγορίθμων μηχανικής μάθησης και την ανάλυση σημάτων με εφαρμογές σε συστήματα BCI.

5.4 Διαδικασία ανάλυσης

Στα τέσσερα σύνολα δεδομένων που αναλύθηκαν στη συγκεκριμένη εργασία, ακολουθήθηκε μια διαδικασία προεπεξεργασίας των σημάτων. Αρχικά, τα ακατέργαστα δεδομένα EEG μόνο από τις νοητικές απεικονίσεις κινήσεων των συμμετεχόντων εισήχθησαν στο εργαλείο EEGLAB της MATLAB.

Η MATLAB (Matrix Laboratory) [4] αποτελεί ένα λογισμικό περιβάλλον προγραμματισμού αριθμητικών μεθόδων, προσομοίωσης και γραφικής οπτικοποίησης που αναπτύχθηκε από τη MathWorks. Χρησιμοποιείται ευρέως για την ανάλυση δεδομένων, για την ανάπτυξη αλγορίθμων για τη μοντελοποίηση και προσομοίωση συστημάτων. Το **EEGLAB** [5] είναι ένα εργαλείο της MATLAB που αναπτύχθηκε για την ανάλυση και την επεξεργασία δεδομένων EEG. Αποτελεί λογισμικό ανοιχτού κώδικα και περιέχει ένα γραφικό περιβάλλον (GUI) που διευκολύνει την επεξεργασία και την ανάλυση των δεδομένων. Το EEGLAB χρησιμοποιείται ευρέως για τη μελέτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας.

Με τη χρήση συναρτήσεων του EEGLAB, εφαρμόστηκαν διάφορα στάδια προεπεξεργασίας δεδομένων, με στόχο τη βελτίωση της ποιότητας των καταγραφών και την απομάκρυνση του θορύβου. Σε επόμενο στάδιο, τα δεδομένα από κάθε δοκιμή νοητικής απεικόνισης, αναλύθηκαν στις ζώνες συχνοτήτων. Στη συνέχεια, υπολογίστηκε η ισχύς ζώνης όλων των δοκιμών. Έπειτα ελέγχθηκε αν τα δεδομένα των ισχύων ζώνης των δοκιμών από όλες τις νοητικές απεικονίσεις ακολουθούν κανονική κατανομή με το στατιστικό έλεγχο Lilliefors [7].

Αποφασίστηκε η εφαρμογή του ελέγχου Kruskal-Wallis [8] για τη στατιστική ανάλυση τους. Οι συγκρίσεις προς στατιστική ανάλυση αφορούσαν την εύρεση στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων, με τα δεδομένα να έχουν συνενωθεί σε επίπεδο συμμετεχόντων, ξεχωριστά για κάθε ηλεκτρόδιο καταγραφής και για κάθε ζώνη συχνοτήτων. Το εργαλείο αυτό δεν ήταν ικανό να εντοπίσει μεταξύ ποιων ομάδων εμφανίζονταν στατιστικές διαφορές αλλά μόνο να επιβεβαιώσει την ύπαρξη τους.

Για την ακριβή εύρεση των στατιστικών διαφορών μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων πραγματοποιήθηκε ο έλεγχος Wilcoxon Rank-Sum [9]. Έπειτα, οι στατιστικά σημαντικές διαφορές αποθηκεύτηκαν σε δομές και μελετήθηκαν για κάθε ηλεκτρόδιο και κάθε ζώνη συχνοτήτων ξεχωριστά.

5.4.1 Προεπεξεργασία δεδομένων EEG

Αρχικά, σχηματίστηκαν δομές για κάθε σύνολο ώστε τα δεδομένα να βρίσκονται ομαδοποιημένα στη MATLAB. Οι δομές περιείχαν τις σημαντικές πληροφορίες που αφορούσαν τα σύνολα δεδομένων καθώς και τα δεδομένα όλων των δοκιμών των νοητικών απεικονίσεων όλων των συμμετεχόντων. Η απεικόνιση τους στη MATLAB παρουσιάζεται στις παρακάτω εικόνες:

Field 🔺	Value	Size
🕩 name	'Bcni Horizon Dataset 13'	1x23
👍 description	'Individually adapted imagery improves brain- comput	1x104
Η participants	9	1x1
Η patients	9	1x1
Η healthy	0	1x1
condition	'disability (spinal cord injury and stroke)'	1x42
ҧ motion	'motor imagery'	1x13
ҧ limb	'mental word association, mental subtraction, spatial	1x112
փ side	'right hand and bilateral foot'	1x29
🔛 channels	30x1 table	30x1
Η sampling_freq	256	1x1
圭 data	1x1 struct	1x1

Εικόνα 10: Δομή BNCI horizon Individual Imagery στη MATLAB

Field 🔺	Value	Size
👍 name	'BCI Competition IV Datasets - Dataset 2a-4-cla	1x62
description	'EEG,cued motor imagery (left hand, right hand, f	1x77
Η participants	9	1x1
Η patients	0	1x1
🛨 healthy	9	1x1
👍 condition	'9 healthy subjects'	1x18
👍 motion	'motor imagery'	1x13
🕩 limb	'hand, leg feet and tongue'	1x25
🕩 side	'left hand,right hand and bilateral foot'	1x39
🔛 channels	25x1 table	25x1
Η sampling_freq	250	1x1
圭 data	1x1 struct	1x1

Εικόνα 11: Δομή BCI IV 4-class Motor Imagery στη MATLAB

Field 🔺	Value	Size
ҧ name	'A large electroencephalographic motor imagery dataset for	1x107
description	'BCI interaction session-segments, and over 60 000 examp	1x105
Η participants	13	1x1
Η patients	0	1x1
Η healthy	13	1x1
👍 condition	'healthy subjects'	1x16
📑 motion	'motor imagery'	1x13
ҧ limb	'hands, legs, fingers, tongue, passive state'	1x43
ҧ side	'left and right hand, left and right leg'	1x39
🔜 channels	22x1 table	22x1
i sampling_freq	'200 Hz unless otherwise indicated in the data file HFREQ,	1x106
ا data	1x1 struct	1x1

Εικόνα 12: Δομή Motor Imagery Dataset στη MATLAB

Για κάθε σύνολο δεδομένων που αναλύθηκε, εισήχθησαν τα σήματα EEG από τις προηγούμενες δομές στο εργαλείο EEGLAB της MATLAB. Το EEGLAB επέτρεπε την προεπεξεργασία και ανάλυση δεδομένων EEG.

Βήμα 1: Αρχικοποίηση και φόρτωση δεδομένων ΕΕG

eeglab; eegData = DataName.data; eegChan = size(EEGData, 1); EEG = EEG_emptyset(); EEG.data = eegData; EEG.nbchan = eegChan; EEG.srate = DataNamesampling_freq;

Αρχικά, με την εκτέλεση της συνάρτησης eeglab ενεργοποείται το περιβάλλον εργασίας του EEGLAB. Με την eegData = DataName.data καθώς και με την eegChan = size(EEGData,1) εκχωρήθηκαν οι πληροφορίες από τα αρχικά δεδομένα στις αντίστοιχες δομές. Με τη συνάρτηση size(EEGData, 1) υπολογίστηκε ο αριθμός των ηλεκτροδίων. Η συνάρτηση του EEGLAB EEG_emptyset() δημιουργήσε μια κενή δομή EEG στο EEGLAB για την αποθήκευση σημάτων. Η δομή EEG αποτέλεσε τη δομή που αποθηκεύτηκαν όλα τα δεδομένα του σήματος. Επειτα, εκχωρήθηκαν τα δεδομένα από τις αρχικές δομες στις αντιστοιχες δομές EEG. Με αυτόν τον τρόπο εκχωρήθηκαν στο EEGLAB η συχνότητα δειγματοληψίας, τα δεδομένα των σημάτων EEG και ο αριθμός των ηλεκτροδίων από τις αρχικές δομές για κάθε σύνολο δεδομένων.

Βήμα 2: Ορισμός ετικετών καναλιών καταγραφής EEG

Οι ετικέτες των καναλιών καταγραφής ΕΕG εκχωρήθηκαν από τις πληροφορίες του κάθε συνόλου δεδομένων και αποθηκεύτηκαν στον πίνακα **channel_table**. Εφαρμόστηκε ένας βρόχος for για να αντιστοιχηθεί κάθε ετικέτα στο αντίστοιχο κανάλι καταγραφής ΕΕG. Η πληροφορίες των ετικετών εκχωρήθηκαν στο πεδίο **EEG.chanlocs(i).labels** του EEGLAB.

Βήμα 3: Γραμμική αφαίρεση τάσεων (Detrend)

Για τη διόρθωση πιθανών παραμορφώσεων του σήματος, πραγματοποιήθηκε γραμμική αφαίρεση τάσης με τη συνάρτηση της MATLAB detrend().

```
for ch = 1:EEG.nbchan
    EEG.data(ch,:) = detrend(EEG.data(ch,:), 'linear');
end
```

Χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση **detrend()**, η οποία αφαιρεί τη γραμμική τάση από κάθε κανάλι EEG. Η παράμετρος 'linear' καθορίζει ότι αφαιρείται συγκεκριμένα η γραμμική τάση από το σήμα.

Βήμα 4: Διαφοροποίηση αναφοράς σήματος (Re-reference)

Η διαφοροποίηση της αναφοράς στο average reference βοηθά στην ομοιόμορφη κατανομή του θορύβου μεταξύ των καναλιών και πραγματοποιήθηκε με την παρακάτω συνάρτηση:

```
EEG = pop_reref(EEG, []);
```

Η συνάρτησης **pop_reref()** προσάρμοσε τα δεδομένα ΕΕG με βάση τη νέα αναφορά. Η επιλογή παραμέτρου [] σημαίνει ότι χρησιμοποιήθηκε ο μέσος όρος όλων των καναλιών ως αναφορά.

Βήμα 5: Μείωση της συχνότητας δειγματοληψίας (Downsampling)

Στις περιπτώσεις όπου η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν πολύ υψηλή, το EEG ήταν πιθανό να περιείχε πληροφορίες που αποτελούσαν κυρίως θόρυβο. Η εφαρμογή της μείωσης της συχνότητας δειγματοληψίας στα 256 Hz μείωσε το μέγεθος των δεδομένων και διατήρησε μόνο τις σημαντικές πληροφορίες του EEG.

```
if EEG.srate > 256
    EEG = pop_resample(EEG, 256);
end
```

Με τη σύγκριση if EEG.srate > 256 ελέγχθηκε εάν η συχνότητα δειγματοληψίας του EEG ήταν μεγαλύτερη από 256 Hz. Αν αυτό ίσχυε, εφαρμόστηκε μείωση της δειγματοληψίας στα 256 Hz με εφαρμογή της συνάρτησης **pop_resample(EEG, 256)**.

Βήμα 6: Εφαρμογή ζωνοπερατού φίλτρου (Band-pass Filter)

Εφαρμόστηκε ζωνοπερατό φίλτρο, ώστε να αφαιρεθούν συχνότητες εκτός του εύρους ενδιαφέροντος, μειώνοντας τον θόρυβο. Το ζωνοπερατό φίλτρο **[1-40 Hz]** απομάκρυνε τις πολύ χαμηλές συχνότητες, κάτω από 1 Hz, καθώς και τις υψηλές συχνότητες πάνω από 40 Hz που θα μπορούσαν να αποτελούν θόρυβο και δεν παρείχαν κάποια ιδιαίτερη πληροφορία για την ανάλυση των δεδομένων μας.

```
EEG = pop_eegfiltnew(EEG, 1, 40, [], 0, [], 0);
```

Η παράμετρος '1' της συνάρτηση **pop_eegfiltnew** ήταν η κατώτερη συχνότητα αποκοπής ενώ η παράμετρος '40' η ανώτερη. Το πρώτο [] που συναντάται στη συνάρτηση δηλώνει ότι δεν ορίστηκε συγκεκριμένο εύρος ζώνης για το φίλτρο. Το '0' πεδίο δηλώνει ότι δεν χρησιμοποιήθηκε συμμετρικό φιλτράρισμα. Το δεύτερο [] αποτελεί προεπιλογή παραμέτρου FIR φίλτρου.

Βήμα 7: Ανίχνευση και αφαίρεση πηγών θορύβου μέσω ΙCA

Χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος ICA για την απομάκρυνση πηγών θορύβου των EEG σημάτων. Το εργαλείο ICLabel του EEGLAB ταξινόμησε τις ανεξάρτητες συνιστώσες και αφαίρεσε τις πήγες θορύβου.

```
EEG = pop_runica(EEG, 'extended', 1);
EEG = iclabel(EEG);
labels = EEG.etc.ic_classification.ICLabel.classes;
classifications= EEG.etc.ic_classification.ICLabel.classifications;
pop_viewprops(EEG,0,1:size(EEG.icaweights,1),{'freqrange',[1 40]},1,'ICLabel');
```

Εκτελέστηκε ICA στα EEG δεδομένα με τη συνάρτηση **pop_runica(EEG, 'extended', 1)**. Η παράμετρος της συνάρτησης **'extended'** ενεργοποίησε την εκτεταμένη ICA, η οποία μπορούσε να ανιχνεύσει sub-Gaussian κατανομές σημάτων, βελτιώνοντας την αφαίρεση του θορύβου. Στη συνέχεια εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος ICLabel με τη συνάρτηση **EEG = iclabel(EEG)** ο οποίος κατηγοριοποίησε τις ανεξάρτητες συνιστώσες που βρέθηκαν από την ICA σε κατηγορίες. Οι κατηγορίες περιλάμβαναν τις ετικέτες Brain, Line Noise, Other, Heart, Eye, Muscle και Channel Noise.



Εικόνα 13: Απεικόνιση πιθανοτήτων κατηγοριοποίησης ΙC

Για κάθε ανεξάρτητή συνιστώσα, το ICLabel εμφάνισε ποσοστιαία πιθανότητα για κάθε κατηγορία. Το πεδίο **EEG.etc.ic_classification.ICLabel.classifications** ήταν ένας πίνακας μεγέθους [Number_of_ICs x N_Classes], οπού κάθε γραμμή αντιστοιχούσε σε μία IC ενώ κάθε στήλη αντιστοιχούσε σε μία πιθανότητα η IC να ανήκει σε μία συγκεκριμένη κατηγορία από τις 'Brain', 'Muscle', 'Eye', 'Line Noise', 'Channel Noise', 'Heart' και 'Other'.

```
pop_viewprops(EEG,0,1:size(EEG.icaweights,1),{'freqrange',[1 40]},1, 'ICLabel');
```

Η συνάρτηση **pop_viewprops** παρουσίασε τις ανεξάρτητες συνιστώσες που ανιχνεύθηκαν από την ICA. Στη συγκεκριμένη περίπτωση η παράμετρος **freqrange**,[1 **40**] όρισε το εύρος συχνοτήτων 1-40 Hz, με σκοπό την εστίαση στις κρίσιμες ζώνες του EEG. Η οπτικοποίηση της συνάρτησης **pop_viewprops()** παρουσιάζεται στην παρακάτω εικόνα:



Εικόνα 14: Οπτικοποίηση αποτελεσμάτων ΙCA πριν από την αφαίρεση θορύβου

Βήμα 8: Κριτήριο διατήρησης ανεξάρτητων συνιστωσών

Στην περίπτωση που η πρώτη πιθανότητα ανεξάρτητης συνιστώσας ήταν Brain, η συνιστώσα διατηρήθηκε. Επιπλέον, εάν η πρώτη πιθανότητα ανήκε στην κατηγορία Other, εξετάστηκε εάν η δεύτερη πιθανότητα ήταν Brain, οπότε και διατηρήθηκε. Όλες οι υπόλοιπες κατηγορίες απορρίφθηκαν, καθώς δεν θεωρήθηκαν σχετικές με την ανάλυση των EEG σημάτων.

Για την εφαρμογή του συγκεκριμένου κριτηρίου απόρριψης ανεξάρτητων συνιστωσών εκτελέστηκε ο επόμενος κώδικας στη MATLAB:

```
for ic = 1:size(classifications, 1)
  [sorted_probs,sorted_indices]=sort(classifications(ic,:), 'descend');
  primary_class = classes{sorted_indices(1)};
  secondary_class = classes{sorted_indices(2)};
  if strcmp(primary_class, 'Other')
            if ~strcmp(secondary_class, 'Brain')
                reject_indices(ic) = true
            end
  elseif ismember(primary_class, {'Heart', 'Eye', 'Muscle', 'Channel Noise', 'Line Noise'})
            reject_indices(ic) = true;
    end
end
```

Ο εξωτερικός βρόχος διέτρεξε όλες τις ανεξάρτητες συνιστώσες για το συγκεκριμενο ΕΕG σήμα που είχαν αναγνωριστεί στα προηγούμενα βήματα. Η συνάρτηση:

```
[sorted_probs,sorted_indices] = sort(classifications(ic,:), 'descend')
```

ταξινόμησε τις κατηγορίες πιθανοτήτων των ανεξαρτήτων συνιστώσεων σε φθίνουσα σειρά. Το πεδίο sorted_probs περιήχε τις ταξινομημένες πιθανότητες και το πεδίο sorted_indeces περιήχε τους δείκτες των ταξινομημένων κατηγοριών.

```
primary_class = classes{sorted_indices(1)};
secondary_class = classes{sorted_indices(2)};
```

Με την παραπάνω εκχώρηση, ανακτήθηκε η πρώτη κατηγορία με τη μεγαλύτερη πιθανότητα καθώς και η δεύτερη κατηγορία με την αμέσως επόμενη. Με την εφαρμογή του επόμενου βρόχου πραγματοποιήθηε η απορριψη των ανεξάρτητων συνιστώσεων που περιήχαν θόρυβο.

Ο παραπάνω κώδικας έλεγχε εάν η πρώτη πιθανότητα της ανεξάρτητης συνιστώσας ηταν 'Brain' και σε αυτή την περίπτωση η συνιστώσα διατηρήθηκε. Επιπλέον, εάν η πρωτή πιθανότητα ήταν 'Other' και η δεύτερη πιθανότητα ηταν 'Brain', η συνιστώσα επίσης διατηρήθηκε. Ολες οι υπολοιπες συνιστώσες των κατηγοριών 'Heart', 'Eye', 'Muscle', 'Channel Noise' και 'Line Noise' απορριφθηκαν. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στην παρακάτω εικόνα:



Εικόνα 13: Απεικόνιση ανεξαρτήτων συνιστωσών μετά την αφαίρεση θορύβου

Οι νέες ανεξάρτητες συνιστώσες μετά την αφαίρεση του θορύβου αποθηκεύτηκαν για περαιτέρω ανάλυση. Καθώς η ICA αποτελεί γραμμική μετατροπή που διατηρεί τη χρονική ακολουθία των σημάτων, οι χρονικές στιγμές των γεγονότων παρέμειναν αμετάβλητες σε σχέση με τα αρχικά δεδομένα.

Βήμα 9: Διαχωρισμός των ζωνών συχνοτήτων

Έπειτα, ακολούθησε για κάθε σύνολο η εφαρμογή φίλτρου για την εξαγωγή σημάτων για κάθε μία από τις βασικές ζώνες συχνοτήτων ΕΕG. Αυτές ήταν η ζώνη δέλτα (0,5-4 Hz), η ζώνη θήτα (4-8 Hz), η ζώνη άλφα (8-13 Hz) ή ζώνη βήτα (13-30 Hz) και η ζώνη γάμμα (30-40 Hz). Η διαδικασία πραγματοποιήθηκε με τον παρακάτω κώδικα:

```
freq_bands = struct('delta', [0.5 4], 'theta', [4 8], 'alpha', [8 13], 'beta', [13
30], 'gamma', [30 40]);
```

Βήμα 10: Διαχωρισμός των ομάδων νοητικών απεικονίσεων

Σε αυτό το βήμα της ανάλυσης διαχωρίστηκαν τα EEG σήματα των ξεχωριστών ομάδων νοητικών απεικονίσεων που εφαρμόζονταν σε κάθε σύνολο δεδομένων. Τα

νέα δεδομένα αποθηκευτήκαν σε ξεχωριστά αρχεία για κάθε ζώνη συχνοτήτων ώστε να υπολογιστεί η ισχύς ζώνης για κάθε δοκιμή στο επόμενο στάδιο της ανάλυσης.

5.4.2 Υπολογισμός ισχύος ζώνης

5.4.2.1 Υπολογισμός ισχύος ζώνης για την ανάλυση Individual Imagery Dataset

Για τη βελτίωση της ακρίβειας η ισχύς ζώνης δεν υπολογίστηκε από ολόκληρη τη διάρκεια της δοκιμής (10 δευτερόλεπτα). Η ισχύς ζώνης ανακτήθηκε σε χρονικό διάστημα 6,5 δευτερόλεπτών. Συγκεκριμένα, υπολογίστηκε από το $\mathbf{t} = 3,5\mathbf{s}$ μέχρι το $\mathbf{t} = 10\mathbf{s}$, δηλαδή 0,5 δευτερόλεπτα μετά την ένδειξη για το ποια νοητικής κίνηση έπρεπε να απεικονίσουν οι συμμετέχοντες, η οποία παρουσιαζόταν στο $\mathbf{t} = 3\mathbf{s}$, έως το τέλος της δοκιμής. Ο παρακάτω κώδικας υπολόγισε την ισχύ ζώνης για κάθε δοκιμή και κάθε ηλεκτρόδιο καταγραφής εντός ενός προκαθορισμένου χρονικού διαστήματος.

Κώδικας: extract_event_segments.m

```
for e_idx = 1:num_events
    raw_event_latency = round(EEG.event(e_idx).latency);
    event_latency = raw_event_latency + round(3.5 * fs);
    event_duration = round(6.5 * fs);
    end_sample = min(event_latency + event_duration - 1,total_samples);
    event_data = EEG.data(:, event_latency:end_sample);
    for ch = 1:num_channels
    event_bandpowers(e_idx,ch)=bandpower(event_data(ch,:),fs,freq_range);
    end
end
```

Ο βρόχος for e_idx = 1:num_events διέτρεξε όλες τις δοκιμές του συνόλου δεδομένων. Η εκχώρηση raw_event_latency = round(EEG.event(e_idx).latency) αποθήκευσε την χρονική στιγμή έναρξης των δοκιμών σε δείγματα. Η εκχώριση event_latency = raw_event_latency + round(3.5 * fs) μετατοπίσε την έναρξη του event κατά 3.5 δευτερόλεπτα. Η διάρκεια της κάθε δοκιμής ορίστηκε στα 6,5 δευτερόλεπτα με την εκχώριση event_duration = round(6.5 * fs). Το τέλος της δοκιμής υπολογίστηκε με την end_sample = min(event_latency + event_duration -1, total_samples), διασφαλίζοντας ότι δεν υπερβένεται το διαθέσιμο μήκος του EEG dataset. Τα χρονικά όρια που βρέθηκαν προηγουμένως, υπολογίστηκαν για κάθε δοκιμή με την εκχώρηση event_data = EEG.data(:,event_latency:end_sample). Στο
επόμενο βήμα εφαρμόστηκε ο υπολογισμός της ισχύος ζώνης bandpower() για κάθε ηλεκτρόδιο και για κάθε δοκιμή, με την εκχώριση event_bandpowers(e_idx, ch) = bandpower(event_data(ch,:), fs, freq_range). Στο τελευταίο βήμα του κώδικα αποθηκεύτηκε το αποτέλεσμα στον πίνακα event_bandpowers(e_idx, ch).

Ο παρακάτω κώδικας powerband.m αποτελεί εξώτερο βρόχο του προηγούμενου κώδικα extract_event_segments.m και παρουσίαζει το πώς επιτυγχάνεται η αποθήκευση των δοκιμών στη δομή BandPower.

Κώδικας script: powerband.m

Ο κώδικας εκτελούσε πολλαπλούς βρόχους για να διατρέξει όλες τις διαθέσιμες διαστάσεις των δεδομένων ΕΕG. Αρχικά, εφαρμόστηκε για όλους τους συμμετέχοντες της ανάλυσης, όλες τις διαθέσιμες συνεδρίες και ολές τις διαθέσιμες ομάδες που περιλάμβαναν τα δεδομένα. Για κάθε συνεδρία αναλύθηκε ξεχωριστά η κάθε κατηγορία νοητικής απεικόνισης. Επίσης, ο βρόχος εκτελέστηκε για κάθε διαθέσιμη ζώνη συχνοτήτων. Ο υπολογισμός της δομής **BandPower**, όπου αποθηκεύτηκαν τα δεδομένα για την ισχύ ζώνης όλων των συμμετεχόντων, πραγματοποιήθηκε με την εκχώρηση ολόκληρου του πίνακα του **event_bandpowers** από τον προηγούμενο κώδικα **extract_event_segments.m** στη νεα δομή **BandPower**. Η τελική δομή περιείχε οργανωμένα τα αποτελέσματα, επιτρέποντας τη μελλοντική ανάλυση των δεδομένων ανά ομάδα και ζώνη. Η δομή της παρουσιάζεται στην παρακάτω εικόνα:

	BandPower(1).session(1).class										
	Ð	delta	Ð	theta	Ð	alpha	6	beta	Ъ	gamma	
1	40x30	double	40x30) double	40x30) double	40x30	double	40x3	0 double	
2	40x30	double	40x30) double	40x30) double	40x30	double	40x3	0 double	
3	40x30	double	40x30) double	40x30) double	40x30	double	40x3	0 double	
4	40x30	double	40x30) double	40x30) double	40x30	double	40x3	0 double	
5	40x30	double	40x30) double	40x30) double	40x30	double	40x3	0 double	

Εικόνα 14: Δομή BandPower αποτελεσμάτων συνάρτησης powerband() της ανάλυσης Individual Imagery

5.4.2.2 Υπολογισμός ισχύος ζώνης για την ανάλυση 4-class Motor Imagery

Ο υπολογισμός της ισχύος ζώνης όλων των δοκιμών για τη συγκεκριμένη ανάλυση πραγματοποιήθηκε μεταξύ του $\mathbf{t} = 2,5\mathbf{s}$ και $\mathbf{t} = 6\mathbf{s}$, δηλαδή 0,5 δευτερόλεπτα μετά από τη στιγμή που εμφανίστηκε η ένδειξη της ομάδας νοητικής απεικόνισης που έπρεπε να εκτελέσουν οι συμμετέχοντες, μέχρι το τέλος της δοκιμής στα 6 δευτερόλεπτα.

5.4.2.3 Υπολογισμός ισχύος ζώνης για την ανάλυση των πειραμάτων CLA και HALT του Motor Imagery Dataset

Για το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων, αναλύθηκαν δύο διαφορετικά πειράματα. Το πείραμα CLA και το πείραμα HALT. Οι δοκιμές κάθε ομάδας νοητικής απεικόνισης διατηρήθηκαν αναλλοίωτες από τα αρχικά δεδομένα και αποθηκεύτηκαν σε διαφορετικά πεδία της ίδιας δομής.

Ο ορισμός του χρονικού περιθωρίου του υπολογισμού της ισχύος ζώνης των νοητικών απεικονίσεων πραγματοποιήθηκε από τον παρακάτω κώδικα:

```
% Ορισμός έναρξης και τέλους του event
start_sample = latencies(i) + round(0.5 * sampling_rate);
end_sample = start_sample + round(1.5 * sampling_rate) - 1;
```

Η ισχύς ζώνης υπολογίστηκε **0,5s** μετά την εμφάνιση της ένδειξης που παρουσίαζε στους συμμετέχοντες ποια ομάδα νοητικής απεικόνισης κίνησης έπρεπε να πραγματοποιήσουν και διήρκησε **1,5s** συνολικά και για τα δύο πειράματα.

5.4.3 Στατιστική ανάλυση των συνόλων δεδομένων

Ο έλεγχος κανονικής κατανομής των δεδομένων εξετάστηκε για όλες τις αναλύσεις με τη χρήση του στατιστικού ελέγχου Lilliefors [7] ξεχωριστά για κάθε ηλεκτρόδιο, κάθε ομάδα νοητικών απεικονίσεων και κάθε ζώνη. Κατά τη διαδικασία αυτή, οι δοκιμές από όλους τους συμμετέχοντες συνενώθηκαν και για κάθε ζώνη και ομάδα διαμορφώθηκε ένα ενιαίο σύνολο προς ανάλυση.

```
[h_original, p_original] = lillietest(class_data);
normality_summary(1, ch, f, class_id) = (p_original > 0.05);
```

Για τον έλεγχο κανονικότητας, χρησιμοποιήθηκε η σύνάρτηση lillietest(class_data) όπου το class_data περιλάμβανε τα δεδομένα ενός συγκεκριμένου ηλεκτροδίου, μίας ομάδας, μίας ζώνης και όλων των συμμετεχόντων.

Ο έλεγχος αυτός επέστρεφε στη μεταβλητή εξόδου h_original, '0' εάν τα δεδομένα ακολουθούσαν κανονική κατανομή ή '1' αν δεν ακολουθούσαν. Στη μεταβλητη p_original επιστρεφόταν η τιμή p-value που παρουσίαζε την πιθανότητα τα δεδομένα να εμφανίζουν κανονική κατανομή. Δηλαδή εάν p_original ήταν μεγαλύτερο του 0.05 τότε δεν απορρίπτοταν η κανονικότητα, ενώ αντίθετα απορριπτόταν. Το αποτέλεσμα του ελεγχου κανονικής κατανομής αποθηκευόταν στον πίνακα normality_summary.

Όπως προέκυψε από την ανάλυση, τα δεδομένα δεν ακολουθούσαν κανονική κατανομή για καμία από τις έρευνες. Ως εκ τούτου, για την εύρεση των στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ των ομάδων για κάθε ηλεκτρόδιο, επιλέχθηκε η χρήση του ελέγχου Kruskal-Wallis [8].

Ο Kruskal-Wallis έλεγχος αποτελεί μια μη παραμετρική μέθοδο στατιστικής ανάλυσης που δεν προϋποθέτει την κανονική κατανομή των δεδομένων. Χρησιμοποιείται για να ελέγξει αν τρία ή περισσότερα ανεξάρτητα δείγματα προέρχονται από την ίδια κατανομή. Η μηδενική υπόθεση της δοκιμής είναι ότι όλες οι ομάδες προέρχονται από τον ίδιο πληθυσμό, ή ισοδύναμα, έχουν την ίδια κατανομή. Αν το αποτέλεσμα του ελέγχου είναι στατιστικά σημαντικό, δηλαδή αν το p-value είναι μικρότερο του 0.05, αυτό υποδηλώνει ότι τουλάχιστον μία ομάδα διαφέρει στατιστικά από τις άλλες. Ωστόσο, ο έλεγχος αυτός δεν προσδιορίζει ποιες ακριβώς ομάδες διαφέρουν μεταξύ τους.

Στην παρούσα εργασία, εφαρμόστηκε ο έλεγχος Kruskal-Wallis στις καταγεγραμμένες τιμές της ισχύος ζώνης. Οι τιμές που συγκρίθηκαν αφορούσαν την ισχύ ζώνης κάθε δοκιμής, ξεχωριστά για κάθε ζώνη και για όλες τις ομάδες νοητικών απεικονίσεων. Τα δεδομένα από όλους τους συμμετέχοντες ενοποιήθηκαν και οι στατιστικές διάφορες μεταξύ των συγκρινόμενων ομάδων αποθηκεύτηκαν για περαιτέρω ανάλυση.

[p_value,~,stats]= kruskalwallis(combined_data, group_labels, 'off');

Ο έλεγχος Kruskal-Wallis λειτουργούσε με την εφαρμογή της παραπάνω συνάρτησης. Τα δεδομένα εισόδου, βρίσκονταν στον πίνακα combined data που αποτελούσε όρισμα της συνάρτησης. Ο μονοδιάστατος αυτός πίνακας, περιείχε όλες τις τιμές της ισχύος ζώνης από όλες τις ομάδες προς σύγκριση και εφαρμόστηκε ξεχωριστά για κάθε ηλεκτρόδιο και για κάθε ζώνη. Το όρισμα group labels περιείχε τις ετικέτες των ομάδων και η δομή του ήταν ένας πίνακας ίδιου μεγέθους με το combined data, όπου κάθε στοιχείο δήλωνε σε ποια ομάδα άνηκε η αντίστοιχη τιμή του combined data. Τέλος, το πεδίο 'off ' χρησιμοποιήθηκε, ώστε να μην εμφανιστεί το γράφημα της συνάρτησης. Ως αποτέλεσμα της δοκιμής, η έξοδος p value περιείχε μία τιμή. Συγκεκριμένα, αν **p** value < 0.05 τότε τουλάγιστον μία ομάδα διέφερε στατιστικά από τις υπόλοιπες. Αν **p** value > 0.05, τότε δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων για το συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο και ζώνη. Η έξοδος της συνάρτησης stats ήταν η δομή με τα στατιστικά στοιχεία του ελέγχου Kruskal-Wallis. Περιείχε τα rank values των δεδομένων και το χ^2 τεστ (chi-square statistic). Το χ^2 αποτελούσε το μέγεθος που χρησιμοποιήθηκε για να μετρήσει πόσο διέφεραν οι διαβαθμίσεις των ομάδων μεταξύ τους. Αν οι ομάδες ήταν παρόμοιες, οι διαβαθμίσεις ήταν κοντά μεταξύ τους, ενώ αν υπήρχαν διαφορές μεταξύ των ομάδων, οι διαβαθμίσεις διέφεραν σημαντικά.

Ο έλεγχος αυτός, δεν ήταν δυνατόν να εντοπίσει αναμεσά σε ποιες συγκεκριμένες ομάδων εντοπίστηκαν οι στατιστικά σημαντικές διαφορές. Για αυτό τον λόγο εφαρμόστηκε επιπλέον ανάλυση, ώστε να εντοπιστούν ακριβώς μεταξύ ποιων ομάδων παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Στην περίπτωση που το Kruskal-Wallis Test [8] εμφάνισε στατιστική διαφορά σε κάποιο ηλεκτρόδιο, σε κάποια συγκεκριμένη ζώνη ανάμεσα στις ομάδες, εκτελέστηκε το Wilcoxon Rank-Sum Test [9], για αυτό το συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο και ζώνη για κάθε συνδυασμό ομάδων. Το Wilcoxon Test αποτελεί ένα μη παραμετρικό στατιστικό εργαλείο που χρησιμοποιείται για την εύρεση στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ δύο ομάδων.

Υπάρχουν δύο τύποι Wilcoxon Test, ανάλογα με το αν οι δύο ομάδες αποτελούν ανεξάρτητα ή εξαρτημένα δείγματα. Το Wilcoxon Rank-Sum Test χρησιμοποιείται για ανεξάρτητα δείγματα και Wilcoxon Signed-Rank Test χρησιμοποιείται για εξαρτημένα δείγματα. Στην παρούσα εργασία, μελετήθηκαν οι διαφορές μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων χωρίς να υπολογίζονται στατιστικές διάφορες μεταξύ των συμμετεχόντων, άρα τα δείγματα θεωρήθηκαν ανεξάρτητα.

Ο Wilcoxon Rank-Sum έλεγχος συγκρίνει τις κατανομές δύο ανεξάρτητων δειγμάτων για να εξετάσει αν προέρχονται από τον ίδιο πληθυσμό. Χρησιμοποιείται όταν συγκρίνονται δύο διαφορετικές ομάδες και όταν τα δεδομένα δεν ακολουθούν κανονική κατανομή. Τα δύο δείγματα πρέπει να είναι ανεξάρτητα μεταξύ τους και οι τιμές τους να είναι συνεχείς, επιτρέποντας τη σύγκριση με βάση μια σειρά κατάταξης. Η διαδικασία περιλαμβάνει την ταξινόμηση όλων των παρατηρήσεων από τα δύο δείγματα σε αύξουσα σειρά, τον υπολογισμό του αθροίσματος των ranks για κάθε ομάδα και την αξιολόγηση της διαφοράς. Αν η διαφορά στο άθροισμα των ranks είναι σημαντικά μεγάλη, απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση, σύμφωνα με την οποία οι ομάδες έχουν την ίδια κατανομή.

Στην παρούσα μελέτη, συγκρίθηκε κάθε ζεύγος ομάδων με τον έλεγχο Wilcoxon Rank-Sum, καθώς οι κατανομές των δειγμάτων δεν ήταν εξαρτημένες. Στην περίπτωση που η σύγκριση εμφάνιζε p-value μικρότερο από 0.05, αυτό σήμαινε ότι υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων.

Τα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν στο τεστ, ήταν τα δεδομένα που ο Kruskal-Wallis έλεγχος είχε ήδη εμφανίσει στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύτων ομάδων, σε συγκεκριμένα ηλεκτρόδια και ζώνες. Στα υπόλοιπα δεδομένα δεν εφαρμόστηκε το Wilcoxon Rank-Sum Test καθώς δεν παρουσίαζαν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Αυτή η διαδικασία επιτεύχθηκε με τον παρακάτω κώδικα:

```
if p_kruskal >= 0.05
    fprintf('Kruskal-Wallis δεν έδειξε σημαντικές διαφορές\n', p_kruskal);
        continue;
    end
```

Έπειτά, εφαρμόστηκε το Wilcoxon Rank-Sum Test που επέστρεφε ένα p-value για κάθε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων στην συγκεκριμένη ζώνη και για το συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο προς εξέταση.

```
for i = 1:num_comparisons
    class1 = comparisons(i, 1);
    class2 = comparisons(i, 2);
    % Wilcoxon Rank-Sum Test
    p_values(i) = ranksum(combined_data(group_labels == class1),...
combined_data(group_labels == class2));
    end
```

To comparisons περιείχε όλα τα δυνατά ζεύγη των ομάδων προς σύγκριση. Ο βρόχος for εκτελέστηκε για κάθε δυνατή σύγκριση ομάδων. Οι μεταβλητές class1 και class2 λάμβαναν τις τιμές των ομάδων που συγκρίνονταν κάθε φορά.

Έπειτα, καθώς πραγματοποιήθηκαν πολλαπλές συγκρίσεις για να αποφευχθεί ο κίνδυνος των ψευδώς θετικών αποτελεσμάτων εφαρμόστηκε η διόρθωση Bonferroni Correction [79].

```
bonferroni_threshold = 0.05 / num_comparisons;
significant_comparisons = p_values < bonferroni_threshold;</pre>
```

Το αρχικό p-value ήταν 0.05, δηλαδή υπήρχε πιθανότητα 5% για λανθασμένη απόρριψη της μηδενικής υπόθεσης. Αυτή η πιθανότητα διαιρέθηκε με τον αριθμό των συγκρίσεων **num_comparisons** για να προσαρμοστεί στις πολλαπλές συγκρίσεις. Όσο περισσότερες συγκρίσεις εφαρμόστηκαν, τόσο πιο αυστηρό έγινε το κατώφλι για την αποδοχή μιας σύγκρισης ως στατιστικά σημαντικής.

Με αυτή τη διόρθωση μειώθηκαν οι πιθανότητες ψευδώς θετικών αποτελεσμάτων, δηλαδή να εξεταζόταν μια σημαντική διαφορά που στην πραγματικότητα ήταν τυχαία. Επίσης, το κριτήριο αποδοχής έγινε πιο αυστηρό, καθώς απαιτούνταν μικρότερο pvalue για να θεωρηθεί μια διαφορά στατιστικά σημαντική. Η ολοκληρωμένη αυτή διαδικασία εξασφαλίζει την εγκυρότητα των δεδομένων, μειώνοντας την επίδραση του θορύβου, ενώ παράλληλα επέτρεπε την αξιόπιστη στατιστική ανάλυση των EEG σημάτων.

Η αποθήκευση των αποτελεσμάτων πραγματοποιήθηκε σε αρχεία μορφής .mat .txt και .csv για περαιτέρω ανάλυση των ευρημάτων. Για την οπτικοποίηση των

αποτελεσμάτων δημιουργήθηκαν CSV αρχεία που παρουσιάζουν τις στατιστικά σημαντικές διαφορές. Με τη συγκεκριμένη ανάλυση, επιτεύχθηκε η στατιστική αξιολόγηση των διαφορών μεταξύ των ομάδων στις διάφορες έρευνες, παρέχοντας μία εικόνα της δραστηριότητας του εγκεφάλου σε συγκεκριμένα ηλεκτρόδια καταγραφής κατά τη διάρκεια των νοητικών απεικονίσεων.

6. Αποτελέσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης των ομάδων νοητικών απεικονίσεων κινήσεων. Η ανάλυση βασίστηκε στους υπολογισμούς της ισχύος ζώνης, με τα δεδομένα όλων των συμμετεχόντων να έχουν ενοποιηθεί. Στη συνέχεια εξετάστηκαν οι στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των υπό εξέταση νοητικών απεικονίσεων, ξεχωριστά για κάθε ζώνη και για κάθε ηλεκτρόδιο. Αρχικά, ο έλεγχος κανονικότητας πραγματοποιήθηκε με το Lilliefors Test. Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με Kruskal-Wallis έλεγχο, ακολουθούμενη από Wilcoxon Rank-Sum Test με Bonferroni Correction προκειμένου να εντοπιστούν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων. Για κάθε ηλεκτρόδιο που εντοπίστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων, πραγματοποιήθηκε ερμηνεία που αποσκοπεί στην κατανόηση αυτών των διαφορών. Συνολικά, η ανάλυση επικεντρώνεται στον ρόλο των ηλεκτροδίων σε σχέση με την τοποθέτηση τους, στις ζώνες όπου εμφανίζονται οι διαφορές καθώς και στα κοινά χαρακτηριστικά μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων κίνησης. Όλα τα αποτελέσματα οπτικοποιήθηκαν σε πίνακες για την αποτελεσματικότερη ερμηνεία τους.

6.1 Αποτελέσματα BNCI Horizon Dataset-13: Individual Imagery

Ο έλεγχος κανονικότητας Lilliefors, δεν εντόπισε κανένα σύνολο με κανονική κατανομή και για αυτό τον λόγο η ανάλυση συνεχίστηκε με τον έλεγχο Kruskal-Wallis. Τα αποτελέσματα από τον έλεγχο Kruskal-Wallis αποθηκεύτηκαν σε δομές της MATLAB. Για την οπτικοποίηση τους, οι στατιστικά σημαντικές διαφορές (p-values) αποθηκεύτηκαν σε CSV και παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα. Ο πίνακας περιλαμβάνει τα ηλεκτρόδια που εξετάστηκαν ως γραμμές και τις ζώνες που εντοπίστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ως στήλες.

Πίνακας 12: Παρουσίαση των αποτελεσμάτων p-value του ελέγχου Kruskal-Wallis των στατιστικά σημαντικών διαφορών της ανάλυσης Individual Imagery μεταξύ των ομάδων ανά ηλεκτρόδιο και ζώνη

Ετικέτες ηλεκτροδίων	Ζώνη δέλτα	Ζώνη θήτα	Ζώνη άλφα	Ζώνη βήτα	Ζώνη γάμμα
AFz			0.00000053		0.037532250
F7			0.000008328		
F3	0.012078784	0.016570975	0.000000000		
Fz	0.002367806		0.000000000		
F4	0.017442086		0.00000043		0.008490698
F8			0.000009651		
FC3	0.010080660	0.004918650	0.000000100		
FCz	0.003155200		0.000000000	0.035823431	
FC4	0.023677936		0.000004926		0.012826268
Т3			0.010564349		
C3			0.004642887		
Cz			0.000022540		
C4			0.015414921		
Τ4			0.000204579		
CP3					
CPz			0.000156488		
CP4		0.031996924			
P7			0.000051179		
P5	0.029865471	0.014027967	0.000980390		
P3	0.015043765	0.034053916	0.001087133		
P1		0.043129574	0.000030519	0.004502267	
Pz		0.019355520	0.00000001	0.000682899	0.019902696
P2		0.022998436	0.000057020	0.018064507	
P4		0.023090796	0.001001361		
P6	0.030336241	0.011496746	0.000120272		
P8		0.046052397	0.000145570		
PO3	0.021652445		0.000006292		
PO4		0.002409137	0.00000056		
01			0.000033279		
02		0.020005640	0.000006859		

Από τα αποτελέσματα των p-values παρατηρήθηκε ότι για το ηλεκτρόδιο CP3 δεν βρέθηκε καμία σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων.

Στον παρακάτω πίνακα καταγράφονται τα ηλεκτρόδια στα οποία παρουσιάστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων στον έλεγχο Wilcoxon Rank-Sum. Όσον αφορά τα αποτελέσματα αυτά, δεν μελετήθηκε η ερμηνεία των διαφορών μεταξύ των ομάδων που δεν ανήκαν σε νοητική απεικόνιση κίνησης. Συγκεκριμένα, στην παρούσα μελέτη δεν αναλύθηκαν οι στατιστικές διαφορές που παρουσιάστηκαν μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων SUB vs WORD, NAV vs WORD και SUB vs NAV.

Πίνακας 13: Ηλεκτρόδια ανάλυσης Individual Imagery με στατιστικά σημαντικές διαφορές βάσει του ελέγχου Wilcoxon Rank-Sum, ταξινομημένα ανά ζώνη και ζεύγος ομάδων

Ζώνη συχνοτήτων	Συγκρίσεις ομάδων	Ηλεκτρόδια εντοπισμού στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ των ομάδων
Ζώνη θήτα	NAV - HAND	PO4
	SUB - FEET	FC3 P6
	SUB - HAND	PO4
Ζώνη άλφα	NAV - HAND	FC3 PO4
	SUB - FEET	AFz F7 F3 Fz F4 F8 FC3 FCz FC4 Cz T4 CPz P7 P5 P3 P1 Pz P2 P4 P6 P8 PO3 PO4 O1 O2
	SUB - HAND	AFz F7 F3 Fz F4 F8 FC3 FCz FC4 T3 C3 Cz C4 T4 CPz P7 P5 P3 P1 Pz P2 P4 P6 P8 PO3 PO4 O1 O2
	WORD - FEET	AFz F7 F3 Fz F4 F8 FC3 FCz Cz CPz P7 P1 Pz PO3 PO4 O1 O2
	WORD - HAND	AFz F7 F3 Fz F4 F8 FC3 FCz FC4 Cz CPz P1 Pz P2 PO3 PO4 O1 O2
Ζώνη βήτα	SUB - FEET	FCz P1 Pz
	SUB - HAND	P1 Pz
Ζώνη γάμμα	SUB - HAND	F4 FC4 Pz

Πίνακας 14: Ηλεκτρόδια στατιστικά σημαντικών διαφορών της ανάλυσης Individual Imagery του Wilcoxon Rank-Sum ανά ζώνη συχνοτήτων

Ομάδα_1	Ομάδα_2	Ζώνη δέλτα	Ζώνη θήτα	Ζώνη άλφα	Ζώνη βήτα	Ζώνη γάμμα
WORD	HAND			AFz F7 F3 Fz F4 F8 FC3 FCz FC4 Cz CPz P1 Pz P2 PO3 PO4 O1 O2		
WORD	FEET			AFz F7 F3 Fz F4 F8 FC3 FCz Cz CPz P7 P1 Pz PO3 PO4 O1 O2		
SUB	HAND		PO4	AFz F7 F3 Fz F4 F8 FC3 FCz FC4 T3 C3 Cz C4 T4 CPz P7 P5 P3 P1 Pz P2 P4 P6 P8 PO3 PO4 O1 O2	P1 Pz	F4 FC4 Pz
SUB	FEET		FC3 P6	AFz F7 F3 Fz F4 F8 FC3 FCz FC4 Cz T4 CPz P7 P5 P3 P1 Pz P2 P4 P6 P8 PO3 PO4 O1 O2	FCz P1 Pz	
NAV	HAND		PO4	FC3 PO4		

Παρατηρήθηκε ότι για τη ζώνη δέλτα κανένα ηλεκτρόδιο δεν διαχωρίζει στατιστικά τις ομάδες.

Ανάλυση αποτελεσμάτων ως προς τις συγκρίσεις των νοητικών απεικονίσεων

Παρατηρήθηκε από τα αποτελέσματα, ότι η σύγκριση των ομάδων NAV-FEET καθώς και HAND-FEET δεν εμφάνισε καμία στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ηλεκτροδίων. Άρα κανένα από τα ηλεκτρόδια δεν μπορεί να διαχωρίσει αυτές τις ομάδες.

1. WORD vs HAND

Η στατιστική ανάλυση των δεδομένων της νοητικής παραγωγής λέξεων και της νοητικής απεικόνισης κίνησης έδειξε ότι τα ηλεκτρόδια AFz, F7, F3, Fz, F4, F8, FC3, FCz, FC4, Cz, CPz, P1, Pz, P2, PO3, PO4, O1 και O2 παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο ομάδων στη ζώνη άλφα. Τα ηλεκτρόδια αυτά είναι τοποθετημένα σε προμετωπιαίες, μετωπιαίες, κεντρικές, βρεγματικές και ινιακές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού. Η παρουσία αυτών διαφορών δηλώνει ότι τα παραπάνω ηλεκτρόδια διαχωρίζουν τις δύο ομάδες αποτελεσματικα στη ζώνη άλφα, ενώ στις υπόλοιπες ζώνες κανένα ηλεκτρόδιο δεν διαχωρίζει τις συγκεκριμένες ομάδες.

2. WORD vs FEET

Η σύγκριση μεταξύ της νοητικής παραγωγής λέξεων και της κίνησης των ποδιών ανέδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές αποκλειστικά στη ζώνη άλφα. Συγκεκριμένα στα ηλεκτρόδια AFz, F7, F3, Fz, F4, F8, FC3, FCz, Cz, CPz, P7, P1, Pz, PO3, PO4, O1 και O2 τα οποία βρίσκονται σε προμετωπιαίες, μετωπιαίες, κεντρικές, βρεγματικές και ινιακές περιοχές. Τα ηλεκτρόδια αυτά, διαχωρίζουν αποτελεσματικά τις ομάδες στη ζώνη άλφα, ενώ τις υπόλοιπες ζώνες δεν εντοπίστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές.

3. SUB vs HAND

Η σύγκριση μεταξύ νοητικής αφαίρεσης και νοητικής απεικόνισης κίνησης του δεξιού χεριού ανέδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές σε πολλαπλές ζώνες, με τις πιο εκτεταμένες διαφορές να εντοπίζονται στη ζώνη άλφα.

Στη ζώνη θήτα, εντοπίστηκαν στατιστικές διαφορές μόνο στο ηλεκτρόδιο PO4. Το ηλεκτρόδιο αυτό τοποθετείται στη βρεγματοϊνιακή περιοχή του εγκεφαλικού φλοιού

που σχετίζεται με την οπτικοχωρική επεξεργασία και με ανώτερες γνωστικές λειτουργίες. Το ηλεκτρόδιο PO4 είναι ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες στη ζώνη θήτα αποτελεσματικά. Στη ζώνη άλφα, εκτεταμένες διαφορές παρατηρήθηκαν στα ηλεκτρόδια AFz, F7, F3, Fz, F4, F8, FC3, FCz, FC4, T3, C3, Cz, C4, T4, CPz, P7, P5, P3, P1, Pz, P2, P4, P6, P8, PO3, PO4, O1 και O2. Τα ηλεκτρόδια αυτά βρίσκονται σε μετωπιαίες, κεντρικές, βρεγματικές, κροταφικές και ινιακές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού και διαχωρίζουν τις ομάδες στη ζώνη άλφα. Στη ζώνη βήτα διαφορές παρατηρήθηκαν στα ηλεκτρόδια P1 και Pz. Τα ηλεκτρόδια αυτά αντιστοιχούν σε βρεγματικές περιοχές και σχετίζονται με την αντίληψη του χώρου, τη συγκέντρωση, τη λήψη αποφάσεων και διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Στη ζώνη γάμμα διαφορές παρατηρήθηκαν στα ηλεκτρόδια F4, FC4 και Pz. Το ηλεκτρόδιο F4 αντιστοιχεί στον μετωπιαίο λοβό και σχετίζεται με γνωστικές λειτουργίες. Το ηλεκτρόδιο FC4 βρίσκεται στην προκινητική περιοχή του εγκεφαλικού φλοιού που είναι υπεύθυνη για την προετοιμασία της κίνησης. Το ηλεκτρόδιο Pz βρίσκεται στη βρεγματική περιοχή και συνδέεται με επεξεργασία αισθητηριακών πληροφοριών. Συνολικά, τα ηλεκτρόδια F4, FC4 και Pz είναι ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες SUB vs HAND αποτελεσματικά στη ζώνη γάμμα.

4. SUB vs FEET

Η σύγκριση μεταξύ νοητικής αφαίρεσης και νοητικής απεικόνισης κίνησης των ποδιών ανέδειξε σημαντικές διαφορές στις ζώνες θήτα, άλφα και βήτα με τα πιο πολλά ηλεκτρόδια να εντοπίζονται στη ζώνη άλφα.

Στη ζώνη θήτα, διαφορές εντοπίστηκαν στα ηλεκτρόδια FC3 και P6. Το ηλεκτρόδιο FC3 τοποθετείται στην προκινητική περιοχή και συνδέεται με την προετοιμασία της κίνηση. Το ηλεκτρόδιο P6 βρίσκεται στη βρεγματική περιοχή και σχετίζεται επεξεργασία αισθητηριακών πληροφοριών. Τα ηλεκτρόδια αυτά, διαχωρίζουν τις ομάδες στη ζώνη θήτα αποτελεσματικά. Στη ζώνη άλφα, διαφορές παρατηρήθηκαν στα ηλεκτρόδια AFz, F7, F3, Fz, F4, F8, FC3, FCz, FC4, Cz, T4, CPz, P7, P5, P3, P1, Pz, P2, P4, P6, P8, PO3, PO4, O1 και O2. Όλα τα παραπάνω ηλεκτρόδια είναι ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Στη ζώνη βήτα διαφορές παρατηρήθηκαν στα ηλεκτρόδια FCz, P1 και Pz. Το ηλεκτρόδιο FCz βρίσκεται στη κεντρομετωπιαία περιοχή ενώ τα ηλεκτρόδια P1 και Pz βρίσκονται σε βρεγματικές περιοχές και είναι

ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες στη ζώνη βήτα αποτελεσματικά. Αντιθέτως, στη ζώνη γάμμα κανένα ηλεκτρόδιο δεν διαχωρίζει τις ομάδες.

5. NAV vs HAND

Η σύγκριση μεταξύ νοητικής πλοήγησης και νοητικής απεικόνισης κίνησης του χεριού ανέδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές στις ζώνες θήτα και άλφα.

Στη ζώνη θήτα εντοπίστηκαν διαφορές στο ηλεκτρόδιο PO4 που βρίσκεται σε βρεγματοϊνιακή περιοχή και διαχωρίζει τις δύο ομάδες. Στην άλφα ζώνη εντοπίστηκαν διαφορές στα ηλεκτρόδια FC3 και PO4. Το ηλεκτρόδιο FC3 αντιστοιχεί σε προκινητική περιοχή, σχετίζεται με την προετοιμασία τις κίνησης και ελέγχει τη δεξιά πλευρά του σώματος. Τα ηλεκτρόδια FC3 και PO4 διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά στη ζώνη άλφα.

Παρατηρήσεις ως προς τα ηλεκτρόδια και τις ομάδες που διαγωρίζουν ανά ζώνη

Το ηλεκτρόδιο PO4 βρίσκεται στη βρεγματοϊνιακή περιοχή του εγκεφαλικού φλοιού και είναι ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες SUB vs HAND στη ζώνη θήτα καθώς και τις ομάδες NAV vs HAND στις ζώνες θήτα και άλφα. Πρόκειται για ένα ηλεκτρόδιο που εμπλέκεται στις ανώτερες γνωστικές λειτουργίες, στην οπτικοχωρική αντίληψη, στην εστίαση της προσοχής και στην αντίληψη των κινήσεων.

Τα ηλεκτρόδια FC3 και P6 διαχωρίζουν τις νοητικές απεικονίσεις SUB vs FEET στη ζώνη θήτα. Αυτά τα ηλεκτρόδια σχετίζονται με τη χωρική αντίληψη, την επεξεργασία αισθητηριακών πληροφοριών, καθώς και με την προετοιμασία της κίνησης. Δείχνουν ότι η νοητική αφαίρεση και η νοητική απεικόνιση κίνησης των ποδιών παρουσιάζουν διαφορετικά χαρακτηριστικά που καθιστούν αυτά τα ηλεκτρόδια ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες στη ζώνη θήτα.

Τα βρεγματικά ηλεκτρόδια P1 και Pz διαχωρίζουν τις ομάδες SUB vs HAND και SUB vs FEET στη ζώνη βήτα. Τα ηλεκτρόδια αυτά βρίσκονται στον βρεγματικό λοβό και σχετίζονται με την επεξεργασία αισθητηριακών πληροφοριών.

Επιπλέον, τα ηλεκτρόδια F4, FC4 και Pz διαχωρίζουν τις ομάδες SUB vs HAND στη ζώνη γάμμα αποτελεσματικά. Το ηλεκτρόδιο F4 βρίσκεται στη μετωπιαία περιοχή και είναι υπεύθυνο για τις γνωστικές διεργασίες όπως η προσοχή και η λήψη αποφάσεων. Το ηλεκτρόδιο FC4 βρίσκεται στην προκινητική περιοχή και σχετίζεται με τον προγραμματισμό κινήσεων. Τέλος, το ηλεκτρόδιο Pz τοποθετείται στον βρεγματικό λοβό.

Όσον αφορά τις ζώνες, στη ζώνη δέλτα δεν εντοπίστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές για καμία σύγκριση μεταξύ των ομάδων.

Η ζώνη θήτα παρουσίασε διαφορές στη σύγκριση NAV vs HAND στο ηλεκτρόδιο PO4, στη σύγκριση SUB vs FEET στα ηλεκτρόδια FC3 και P6 και στη σύγκριση SUB vs HAND για το ηλεκτρόδιο PO4. Η ζώνη αυτή, παρουσίασε στατιστικά σημαντικές διαφορές που σχετίζονται με περιοχές ηλεκτροδίων που καταγράφουν γνωστικές διεργασίες, με την πλοήγηση και την κινητική αναπαράσταση. Συγκεκριμένα, το PO4 σχετίζεται με οπτικοχωρική επεξεργασία, το FC3 ανήκει στη κεντρομετωπιαία περιοχή, η οποία σχετίζεται με την προετοιμασία της κίνησης και το P6 βρίσκεται στη βρεγματική περιοχή, υπεύθυνη για την αντίληψη της θέσης του σώματος στον χώρο.

Η ζώνη άλφα εμφάνισε έντονες διάφορες μεταξύ των συγκρινόμενων ομάδων σε ηλεκτρόδια που αντιστοιχούν στις περισσότερες περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού. Η ζώνη άλφα διαφοροποιήθηκε ανάμεσα στις ομάδες στον εκτελεστικό έλεγχο και τη γνωστική προετοιμασία, στη ρύθμιση της αισθητηριακής επεξεργασίας και της χωρικής αντίληψης και στην αναστολή μη σχετικών πληροφοριών.

Η ζώνη βήτα παρουσίασε διαφορές μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων SUB vs HAND, στα ηλεκτρόδια P1, Pz και στις συγκρίσεις SUB vs FEET στα ηλεκτρόδια FCz, P1 και Pz. Η βήτα ζώνη σχετίζεται με τον κινητικό έλεγχο, την προετοιμασία κίνησης καθώς και την αισθητικοκινητική λειτουργία. Τα βρεγματικά ηλεκτρόδια P1 και Pz, τα οποία σχετίζονται με τη χωρική αντίληψη και την επεξεργασία των αισθητηριακών πληροφορίων είναι ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες SUB vs HAND καθώς και τις ομάδες SUB vs FEET αποτελεσματικά.

Στη ζώνη γάμμα διαφορές παρατηρήθηκαν μόνο στη σύγκριση SUB vs HAND στα ηλεκτρόδια F4, FC4 και Pz. Το ηλεκτρόδιο F4 βρίσκεται στη μετωπιαία περιοχή και είναι υπεύθυνο για τις γνωστικές διεργασίες όπως η προσοχή και η λήψη αποφάσεων.

Το ηλεκτρόδιο FC4 βρίσκεται σε κεντρομετωπιαία περιοχή και σχετίζεται με τον προγραμματισμό των κινήσεων. Το ηλεκτρόδιο Pz που βρίσκεται στη βρεγματική περιοχή συνδέεται με τη χωρική αντίληψη. Η ζώνη γάμμα σχετίζεται με την ανώτερες γνωστικές λειτουργίες, με την αντίληψη και την ταχεία επεξεργασία πληροφορίων.

6.2 Αποτελέσματα BCI IV Dataset-2a: 4-class Motor Imagery

Τα δεδομένα της ανάλυσης δεν ακολουθούσαν κανονική κατανομή για κανένα από τα σύνολα που ελέγχθηκε με τον έλεγχο Lilliefors, άρα η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με την εφαρμογή Kruskal-Wallis καθώς και με την εφαρμογή του Wilcoxon Rank-Sum.

Πίνακας 15: Παρουσίαση αποτελεσμάτων p-value του ελέγχου Kruskal-Wallis των στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ όλων των ομάδων ανάλυσης 4-class Motor Imagery

Ετικέτα ηλεκτροδίων	Ζώνη δέλτα	Ζώνη θήτα	Ζώνη άλφα	Ζώνη βήτα	Ζώνη γάμμα
Fz	0.0000057	0.0464022	0.0000000	0.000002	
FC3			0.0000000	0.0000000	
FC1			0.0000000	0.0000000	
FCz		0.0369402	0.0000000	0.0000000	
FC2	0.0419992	0.0045077	0.0000000	0.0000000	
FC4	0.0070771	0.0003532	0.0000000	0.000006	
C5		0.0021933	0.0000000	0.0000458	
C3		0.0044816	0.0000000	0.0000000	0.0000043
C1		0.0077754	0.0000000	0.0000000	0.0000147
Cz		0.0053140	0.0000000	0.0000000	0.000007
C2			0.0000000	0.0000000	
C4			0.0000000	0.0000000	
C6			0.0000000	0.0000000	
СРЗ	0.0138156	0.0003491	0.0000000	0.0000000	0.0012454
CP1	0.0005534	0.0000168	0.0000000	0.0000000	
CPz	0.0016690	0.0022407	0.0000000	0.0000000	0.0012885
CP2	0.0002234		0.0000000	0.0000000	0.0005514
CP4			0.0000000	0.0000000	0.0000734
P1	0.0055515	0.0002411	0.0000000	0.0000000	
Pz	0.0066504	0.0029684	0.0000000	0.000000	
P2	0.0057883	0.0096238	0.000000	0.000000	
POz		0.0062623	0.0000000	0.0049257	

Παρατηρείται από τα αποτελέσματα ότι για όλα τα ηλεκτρόδια εντοπίστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ ομάδων, που παρουσιάζονται αναλυτικά παρακάτω με τον έλεγχο Wilcoxon Rank-Sum.

Πίνακας 16: Ηλεκτρόδια εμφάνισης στατιστικά σημαντικών διαφορών της ανάλυσης 4-class Motor Imagery του Wilcoxon Rank-Sum ελέγχου

Ζώνη συχνοτήτων	Συγκρίσεις ομάδων	Ηλεκτρόδια εντοπισμού στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ των ομάδων			
Ζώνη δέλτα	left hand-foot	CPz CP2 P2			
	left hand-tongue	Fz FC4 CP3 CP1 CPz CP2 P1 Pz P2			
Ζώνη θήτα Ζώνη άλφα	right hand-tongue	Fz FC4 CP1 P1 Pz			
	foot-tongue	FC4			
Ζώνη θήτα	left hand-foot	P1 POz			
	left hand-tongue	FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz CP3 CP1 CPz P1 Pz P2 POz			
	right hand-tongue	Fz FC2 FC4 CP3 CP1 CPz P1 Pz			
	foot-tongue	C5 CP3			
Ζώνη άλφα	left hand-right hand	CP3 CP1 CP2 CP4 P1 P2			
	left hand-foot	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CP2 CP4 P Pz P2 POz			
	left hand-tongue	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CPz CP CP4 P1 Pz P2 POz			
	right hand-foot	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CP2 CP4 P Pz P2 POz			
	right hand-tongue	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2 POz			
	foot-tongue	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C3 C1 Cz C2 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2 POz			
Ζώνη βήτα	left hand-right hand	C2 C4 C6 CP2 CP4 P2			
	left hand-foot	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2			
	left hand-tongue	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2 POz			
	right hand-foot	FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 CP3 CP1 P1			
	right hand-tongue	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2			
	foot-tongue	CP1 CPz CP2 CP4			
Ζώνη γάμμα	left hand-foot	Cz CPz CP2 CP4			
	left hand-tongue	Cz CP2 CP4			
	right hand-foot	C3 C1 Cz CPz			
	right hand-tongue	C3 C1 CP3 CP2			

Πίνακας 17: Ηλεκτρόδια στατιστικά σημαντικών διαφορών Wilcoxon Rank-Sum ανά ζώνη της ανάλυσης 4-class Motor Imagery

Ομάδα_1	Ομάδα_2	Ζώνη δέλτα	Ζώνη θήτα	Ζώνη άλφα	Ζώνη βήτα	Ζώνη γάμμα
left_hand	tongue	Fz FC4 CP3 CP1 CPz CP2 P1 Pz P2	FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz CP3 CP1 CPz P1 Pz P2 POz	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2 POz	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2 POz	Cz CP2 CP4
right_hand	tongue	Fz FC4 CP1 P1 Pz	Fz FC2 FC4 CP3 CP1 CPz P1 Pz	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2 POz	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2	C3 C1 CP3 CP2
left_hand	foot	CPz CP2 P2	P1 POz	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CP2 CP4 P1 Pz P2 POz	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2	Cz CPz CP2 CP4
right_hand	foot			Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 C6 CP3 CP1 CP2 CP4 P1 Pz P2 POz	FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C5 C3 C1 Cz C2 C4 CP3 CP1 P1	C3 C1 Cz CPz
foot	tongue	FC4	C5 CP3	Fz FC3 FC1 FCz FC2 FC4 C3 C1 Cz C2 CP3 CP1 CPz CP2 CP4 P1 Pz P2 POz	CP1 CPz CP2 CP4	
left_hand	right_hand			CP3 CP1 CP2 CP4 P1 P2	C2 C4 C6 CP2 CP4 P2	

Ερμηνεία αποτελεσμάτων ως προς τις νοητικές απεικονίσεις που συγκρίθηκαν

Για όλες τις ομάδες νοητικών απεικονίσεων που συγκρίθηκαν, εμφανίστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές σε συγκεκριμένα ηλεκτρόδια. Συνολικά, παρατηρήθηκαν πολλαπλές διαφορές μεταξύ των ομάδων, γεγονός που δηλώνει διαφορετική ενεργοποίηση μεταξύ των εγκεφαλικών περιοχών.

1. Left Hand vs Tongue

Η σύγκριση μεταξύ νοητικής απεικόνισης κίνησης του αριστερού χεριού και της γλώσσας ανέδειξε διαφορές σε όλες τις συχνοτικές ζώνες, με σημαντικές διαφορές σε κεντρικές και βρεγματικές περιοχές.

Στη ζώνη δέλτα, διαφορές μεταξύ των ομάδων εντοπίστηκαν στα ηλεκτρόδια Fz, FC4, CP3, CP1, CPz, CP2, P1, Pz και P2. Τα ηλεκτρόδια αυτά είναι τοποθετημένα σε μετωπιαίες, κεντροβρεγματικές και βρεγματικές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού και διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά στη ζώνη δέλτα. Στη ζώνη θήτα τα ηλεκτρόδια FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, CP3, CP1, CPz, P1, Pz, P2 και POz διαχωρίζουν τις ομάδες. Στην άλφα καθώς και στη ζώνη βήτα, οι διαφορές καταγράφηκαν στα ηλεκτρόδια Fz, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, P1, Pz, P2 και POz που βρίσκονται σε μετωπιαίες, κεντρικές, κεντροβρεγματικές και βρεγματικές περιοχές. Επιπλέον, στη ζώνη γάμμα τα κεντρικά και κεντροβρεγματικά ηλεκτρόδια Cz, CP2 και CP4 διαχωρίζουν τις ομάδες.

2. Right Hand vs Tongue

Η σύγκριση μεταξύ νοητικής απεικόνισης κίνησης του δεξιού χεριού και της γλώσσας ανέδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλες τις ζώνες, με ιδιαίτερη έμφαση σε μετωπιαίες κεντρικές και βρεγματικές περιοχές.

Στη ζώνη δέλτα τα ηλεκτρόδια Fz, FC4, CP1, P1 και Pz που βρίσκονται σε μετωπιαίες, κεντροβρεγματικές και βρεγματικές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Επιπλέον, στη ζώνη θήτα τα ηλεκτρόδια Fz, FC2, FC4, CP3, CP1, CPz, P1 και Pz διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Στην άλφα και ζώνη βήτα, τα ηλεκτρόδια που διαχωρίζουν τις ομάδες είναι σχεδόν τα ίδια, με τα Fz, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, P1, Pz και P2 να εμφανίζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στις δύο ζώνες, ενώ στη ζώνη βήτα τα C6 και POz δεν συμβάλλουν στον διαχωρισμό. Τέλος, στη ζώνη γάμμα τα ηλεκτρόδια C3, C1, CP3 και CP2 που βρίσκονται σε κεντρικές και κεντροβρεγματικές περιοχές υπεύθυνες για τον έλεγχο της κίνησης, διαχωρίζουν τις δύο ομάδες.

3. Left Hand vs Foot

Η σύγκριση μεταξύ νοητικής απεικόνισης κίνησης του αριστερού χεριού και των δύο ποδιών ανέδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλες τις ζώνες που μελετήθηκαν.

Ειδικότερα, στη ζώνη δέλτα τα ηλεκτρόδια CPz, CP2 και P2 είναι ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες αποτελεσματικα. Οι κεντροβρεγματικές περιοχές εμπλέκονται στην αισθητικοκινητική αναπαράσταση της κίνησης. Το P2 ανήκει στον βρεγματικό φλοιό ο οποίος είναι υπεύθυνος για τη χωρική αντίληψη και την αισθητηριακή επεξεργασία. Στη ζώνη θήτα τα ηλεκτρόδια P1 και POz που βρίσκονται σε βρεγματικά. Στη ζώνη άλφα, πολλαπλά ηλεκτρόδια Fz, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP3, CP1, CP2, CP4, P1, Pz, P2 και POz διαχωρίζουν τις ομάδες. Επίσης, στη ζώνη βήτα παρατηρούνται τα ίδια ηλεκτρόδια με τη ζώνη άλφα να διαχωρίζουν τις ομάδες, χωρίς το ηλεκτρόδια Cz, CPz, CP2 και CP4 διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Το ηλεκτρόδια Cz και συνδέεται με την εκτέλεση κινήσεων ειδικά των κάτω άκρων. Τα ηλεκτρόδια CPz, CP2 και CP4 εμπλέκονται στην αισθητηριακή επεξεργασία της κίνησης.

4. Right Hand vs Foot

Η σύγκριση μεταξύ νοητικής κίνησης του δεξιού χεριού και των δύο ποδιών ανέδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές στις ζώνες άλφα, βήτα και γάμμα.

Πιο αναλυτικά, στη ζώνη άλφα παρουσιαστήκαν ακριβώς τα ίδια ηλεκτρόδια με τη σύγκριση των ομάδων αριστερού χεριού και ποδιών επίσης στη ζώνη άλφα. Στη ζώνη βήτα τα ηλεκτρόδια FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, CP3, CP1 και P1 διαχωρίζουν αποτελεσματικά τις ομάδες. Τέλος, στη ζώνη γάμμα τα ηλεκτρόδια C3, C1, Cz και CPz είναι ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες. Το ηλεκτρόδιο C3 σχετίζεται με τον έλεγχο της κίνησης του δεξιού χεριού, το ηλεκτρόδιο C1 εμπλέκεται στον καταγραφή των κινήσεων, το Cz συνδέεται με τη κινητική λειτουργία των κάτω άκρων και το CPz σχετίζεται με αισθητηριακή επεξεργασία, την αντίληψη της θέσης και κίνησης του σώματος.

5. Foot vs Tongue

Η σύγκριση μεταξύ νοητικής απεικόνισης κίνησης των ποδιών και της γλώσσας ανέδειξε διαφορές στις ζώνες δέλτα, θήτα, άλφα και βήτα, με πολλαπλά ηλεκτρόδια να διαχωρίζουν τις δύο ομάδες.

Πιο αναλυτικά, στη ζώνη δέλτα το ηλεκτρόδιο FC4, που βρίσκεται στη κεντρομετωπιαία περιοχή που εμπλέκεται στην κινητική προετοιμασία διαχωρίζει τις ομάδες αποτελεσματικά. Στη ζώνη θήτα τα ηλεκτρόδια C5 και CP3, που συνδέονται την κίνηση και την αισθητηριακή επεξεργασία είναι ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες. Στη ζώνη άλφα τα ηλεκτρόδια Fz, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C3, C1, Cz, C2, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, P1, Pz, P2 και POz διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη βήτα τα ηλεκτρόδια CP1, CPz, CP2 και CP4 τα οποία βρίσκονται σε κεντροβρεγματικές περιοχές διαχωρίσουν τις ομάδες αποτελεσματικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων.

6. Left Hand vs Right Hand

Η σύγκριση μεταξύ νοητικής κίνησης του αριστερού και δεξιού χεριού ανέδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μόνο στις ζώνες άλφα και βήτα.

Συγκεκριμένα, στη ζώνη άλφα τα ηλεκτρόδια CP3, CP1, CP2, CP4, P1 και P2, τα οποία βρίσκονται σε κεντροβρεγματικές και βρεγματικές περιοχές διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Στη ζώνη βήτα τα ηλεκτρόδια C2, C4, C6, CP2, CP4 και P2 τα οποία βρίσκονται σε βρεγματικές και κεντρικές περιοχές υπεύθυνες για την κίνηση διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικα.

Παρατηρήσεις ως προς τα ηλεκτρόδια και τις ομάδες που διαγωρίζουν ανά ζώνη

Τα ηλεκτρόδια CPz, CP2, CP4, C3, C1 και Cz φαίνεται να είναι κρίσιμα για τον διαχωρισμό των ομάδων σε υψηλότερες ζώνες δηλαδή στις βήτα και γάμμα, ενώ τα ηλεκτρόδια FCz, FC3, FC4, C3 και C4 είναι πιο διακριτά στις ζώνες άλφα και βήτα.

Τα ηλεκτρόδια CPz, CP1, CP2, P1, Pz και FC4 εμφανίζονται συχνά στη ζώνη δέλτα, δείχνοντας ότι αυτές οι περιοχές τοποθέτησης των ηλεκτροδίων σχετίζονται με τη διαφοροποίηση της αισθητηριακής επεξεργασίας μεταξύ των άνω και κάτω άκρων

καθώς και της γλώσσας. Συγκεκριμένα, η παρουσία του ηλεκτροδίου FC4 που βρίσκεται σε κεντρομετωπιαία περιοχή μπορεί να αντικατοπτρίζει διαφορές στην κινητική προετοιμασία μεταξύ ποδιών και γλώσσας.

Στη ζώνη θήτα οι ομάδες διαχωρίστηκαν μέσω των ηλεκτρόδιων CP3, CP1, CPz, P1 και Pz κυρίως σε συγκρίσεις που περιλάμβαναν τη γλώσσα, γεγονός που μπορεί να σχετίζεται με την αυξημένη ανάγκη για την αισθητηριακή επεξεργασία και τον έλεγχο της κίνησης μεταξύ των ομάδων.

Η ζώνη άλφα είναι η πιο διακριτή ζώνη εμφάνισης στατιστικά σημαντικών διαφορών σε μετωπιαίες, κεντρικές και βρεγματικές περιοχές. Αυτό επιβεβαιώνει τον ρόλο της ζώνης άλφα στον κινητικό έλεγχο και στη γνωστική επεξεργασία κατά τη νοητική αναπαράσταση κινήσεων για τη συγκεκριμένη ανάλυση.

Στη ζώνη βήτα εμφανίζονται διαφορές στον κινητικό σχεδιασμό, με σημαντικές διαφορές στις μετωπιαίες, κεντρομετωπιαίες και βρεγματικές περιοχές. Οι διαφορές μεταξύ ποδιών, χεριών και γλώσσας αντικατοπτρίζουν την έντονη διαφοροποίηση της κινητικής αναπαράστασης μεταξύ των περιοχών που ελέγχουν τις αντίστοιχες κινήσεις.

Η ζώνη γάμμα συνδέεται με λεπτομερή κινητική επεξεργασία, ιδιαίτερα μεταξύ των χεριών, των ποδιών και της γλώσσας. Συνολικά, κεντρικά και κεντροβρεγματικά ηλεκτρόδια αποκλειστικά παρουσιάστηκαν σε όλες τις συγκρίσεις. Ο ρόλος αυτών τον ηλεκτροδίων αφορά τις κινητικές περιοχές, τον έλεγχο της κίνησης και τη χωρική αντίληψη.

6.3 Αποτελέσματα Motor Imagery Dataset CLA Paradigm

Παρακάτω παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του πειράματος CLA για το σύνολο δεδομένων Motor Imagery Dataset. Τα δεδομένα δεν ακολουθούσαν κανονική κατανομή για κανένα από τα σύνολα που ελέγχθηκε με τον έλεγχο Lilliefors, άρα η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με την εφαρμογή ελέγχου Kruskal-Wallis ακολουθούμενη από τον έλεγχο Wilcoxon Rank-Sum.

Ετικέτα ηλεκτροδίων	Ζώνη δέλτα	Ζώνη θήτα	Ζώνη άλφα	Ζώνη βήτα	Ζώνη γάμμα
Fp1					
Fp2					
F3		0.0004784	0.0063689	0.0006447	
F4	0.0095584	0.0141258	0.0186158	0.0234952	
С3		0.0000372	0.0000000	0.0000000	
C4	0.0007108	0.0000724	0.0000000	0.0000113	
P3			0.0352533		
P4	0.0028468		0.0016835		
01			0.0287324		
02	0.0045716				
F7		0.0360758	0.0150744		
F8					
тз		0.0062682	0.0000000	0.0054834	
Т4			0.000095	0.0202242	
Т5					
Т6	0.0031633	0.0011884	0.0405331		
Fz		0.0062648	0.0037289		
Cz	0.0150185	0.0000003	0.0001169		0.0210367
Pz			0.0163778		

Πίνακας 18: Παρουσίαση αποτελεσμάτων στατιστικά σημαντικών διαφορών p-value από τον έλεγχο Kruskal-Wallis ανάλυσης Motor Imagery CLA Paradigm

Από την απεικόνιση των αποτελεσμάτων παρατηρείται ότι για τα ηλεκτρόδια F8 και Τ5 δεν παρουσιάζεται καμία στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των συγκρίσεων.

Πίνακας 19: Ηλεκτρόδια στατιστικά σημαντικών διαφορών Wilcoxon Rank-Sum της ανάλυσης Motor Imagery CLA Paradigm

Ζώνη συχνοτήτων	Συγκρίσεις ομάδων	Ηλεκτρόδια εντοπισμού διαφορών μεταξύ των ομάδων			
Ζώνη δέλτα	Left Hand-Right Hand	F4 C4 P4 O2 T6			
	Left Hand-Passive	F4 P4 O2 T6 Cz			
	Right Hand-Passive	C4			
Ζώνη θήτα	Left Hand-Passive	F3 F4 C3 C4 F7 T3 T6 Fz Cz			
	Right Hand-Passive	F3 F4 C3 C4 T3 T6 Fz Cz			
Ζώνη άλφα	Right Hand-Passive	F3 F4 C3 C4 P3 O1 F7 T3 T4 T6 Fz Cz Pz			
	Left Hand-Passive	C3 C4 P4 T3 T4 Fz Cz			
Ζώνη βήτα	Left Hand-Right Hand	F3			
	Right Hand-Passive	F4 C3 C4 T3			
	Left Hand-Passive	C3 C4 T3 T4			
Ζώνη γάμμα	Left Hand-Passive	Cz			

Πίνακας 20: Ηλεκτρόδια στατιστικά σημαντικών διαφορών Wilcoxon Rank-Sum ανά ζώνη της ανάλυσης Motor Imagery CLA Paradigm

Ομάδα_1	Ομάδα_2	Ζώνη δέλτα	Ζώνη θήτα	Ζώνη άλφα	Ζώνη βήτα	Ζώνη γάμμα
Left_Hand	Right_Hand	F4, C4, P4, O2, T6			F3	
Left_Hand	Passive	F4, P4, O2, T6, Cz	F3, F4, C3, C4, F7, T3, T6, Fz, Cz	C3, C4, P4, T3, T4, Fz, Cz	C3, C4, T3, T4	Cz
Right_Hand	Passive	C4	F3, F4, C3, C4, T3, T6, Fz, Cz	F3, F4, C3, C4, P3, O1, F7, T3, T4, T6, Fz, Cz, Pz	F4, C3, C4, T3	

Ερμηνεία αποτελεσμάτων ως προς τις νοητικές απεικονίσεις που συγκρίθηκαν

<u>1. Left Hand vs Right Hand</u>

Στη δέλτα ζώνη, τα ηλεκτρόδια F4, C4, P4, O2 και T6 διαχωρίζουν τις δύο ομάδες αποτελεσματικά. Τα ηλεκτρόδια αυτά είναι τοποθετημένα σε μετωπιαίες, κεντρικές, βρεγματικές, ινιακές και κροταφικές περιοχές. Στη ζώνη βήτα το ηλεκτρόδιο του μετωπιαίου λοβού F3 διαχωρίζει τη νοητική απεικόνιση κίνησης του αριστερού με του δεξιού χεριού. Στις υπόλοιπες ζώνες κανένα ηλεκτρόδιο δεν παρουσιάζει στατιστική διαφοροποίηση μεταξύ των ομάδων.

2. Left Hand vs Passive

Στη ζώνη δέλτα, τα ηλεκτρόδια F4, P4, O2, T6 και Cz διαχωρίζουν τη νοητική απεικόνιση κίνησης του αριστερού χεριού από την παθητική κατάσταση, αντικατοπτρίζοντας διαφορές στην αισθητηριακή και οπτικοχωρική επεξεργασία. Στη ζώνη θήτα, τα ηλεκτρόδια F3, F4, C3, C4, F7, T3, T6, Fz και Cz διαφοροποιούν τις δύο ομάδες. Στη ζώνη άλφα, τα ηλεκτρόδια C3, C4, P4, T3, T4, Fz και Cz διαχωρίζουν τις δύο ομάδες. Στη ζώνη βήτα, τα ηλεκτρόδια C3, C4, T3 και T4 διαχωρίζουν τη νοητική κίνηση από την παθητική παρατήρηση, επιβεβαιώνοντας τη σημασία της ζώνης βήτα στον κινητικό έλεγχο. Τα ηλεκτρόδια αυτά βρίσκονται σε κεντρικές, βρεγματικές και κροταφικές περιοχές. Τέλος, στη ζώνη γάμμα το ηλεκτρόδιο Cz που σχετίζεται με τον έλεγχο της κίνησης διαφοροποιεί τις ομάδες αποτελεσματικά.

3. Right Hand vs Passive

Στη ζώνη δέλτα, το ηλεκτρόδιο C4 διαχωρίζει τη νοητική απεικόνιση κίνησης του δεξιού χεριού από την παθητική κατάσταση. Το ηλεκτρόδιο αυτό σχετίζεται βρίσκεται στην κεντρική περιοχή του εγκεφαλικού φλοιού υπεύθυνη για την κίνηση. Στη ζώνη θήτα, τα ηλεκτρόδια F3, F4, C3, C4, T3, T6, Fz και Cz διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Στη ζώνη άλφα, τα ηλεκτρόδια F3, F4, C3, C4, P3, O1, F7, T3, T4, T6, Fz, Cz και Pz διαφοροποιούν τις δύο ομάδες, αντανακλώντας διαφορές στην αισθητικοκινητική και εκτελεστική λειτουργία. Στη βήτα ζώνη, τα ηλεκτρόδια F4, C3, C4, T3 διαχωρίζουν τις δύο ομάδες.

Παρατηρήσεις ως προς τα ηλεκτρόδια και τις ομάδες που διαγωρίζουν ανά ζώνη

Παρατηρήθηκε ότι το ηλεκτρόδιο C3 που είναι υπεύθυνο για την καταγραφή της κίνησης του δεξιού χεριού είναι ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες νοητικής απεικόνισης κίνησης του δεξιού χεριού σε σχέση με την παθητική παρατήρηση, στις ζώνες θήτα, άλφα και βήτα αποτελεσματικά.

Οι δέλτα και θήτα ζώνες σχετίστηκαν περισσότερο με γνωστική και κινητική λειτουργία. Η ζώνη άλφα και βήτα παρουσιάζουν τις μεγαλύτερες διαφορές στον αισθητικοκινητικό φλοιό. Τέλος, η ζώνη γάμμα φαίνεται να αντικατοπτρίζει διαφοροποιημένο κινητικό έλεγχο από τις άλλες ζώνες καθώς μόνο το ηλεκτρόδιο Cz εμφάνισε διάφορες μεταξύ των ομάδων νοητικής απεικόνισης κίνησης του αριστερού χεριού σε σχέση με την παθητική παρατήρηση, στη ζώνη θήτα.

6.4 Αποτελέσματα Motor Imagery Dataset για το Πείραμα HALT

Τα δεδομένα δεν ακολουθούσαν κανονική κατανομή για κανένα από τα σύνολα που ελέγχθηκε με τον έλεγχο Lilliefors, άρα η ανάλυση για αυτό το πείραμα πραγματοποιήθηκε με την εφαρμογή Kruskal-Wallis ελέγχου και στη συνέχεια με Wilcoxon Rank-Sum έλεγχο.

Ετικέτα ηλεκτροδίων	Ζώνη δέλτα	Ζώνη θήτα	Ζώνη άλφα	Ζώνη βήτα	Ζώνη γάμμα
Fp1	0.0000000	0.0004977	0.0000000	0.0000000	0.0000018
Fp2	0.0000000	0.0000004	0.0000000	0.0000000	0.0000222
F3	0.0000000	0.0056424	0.0000000	0.0000000	0.0000000
F4	0.0000000	0.0005784	0.0000000	0.0000000	0.0000001
C3	0.0000000	0.0000219	0.0000000	0.0000000	0.0000000
C4	0.0000001	0.0000001	0.0000000	0.0000000	0.0000000
P3	0.0000000		0.0000000	0.0000000	0.0000000
P4	0.0000068	0.0397302	0.0000000	0.0000000	0.0000000
01	0.0000000	0.0052456	0.0000000	0.0000029	0.0000000
O2	0.0000000	0.0001050	0.0000000	0.0013056	0.0000000
F7	0.0000000	0.0005924	0.0000000	0.0000000	0.0000000
F8	0.0000000	0.0318229	0.0000000	0.0000000	0.0000000
Т3	0.0000000	0.0003259	0.0000000	0.0000000	0.0000000
Т4	0.0000000	0.0000264	0.0000000	0.0000000	0.0000000
Т5	0.0000000		0.0000000	0.0000000	0.0000000
Т6	0.0000000	0.0116652	0.0000000	0.0000000	0.0000000
Fz	0.0000000	0.0000000	0.0000000	0.0000000	0.0003965
Cz	0.0000000	0.0000000	0.0000000	0.0000000	0.0000000
Pz	0.0000000	0.0026614	0.0000000	0.0000000	0.0000000

Πίνακας 21: Αποτελέσματα στατιστικά σημαντικών διαφορών p-value από τον έλεγχο Kruskal-Wallis για κάθε ηλεκτρόδιο και ζώνη συχνοτήτων ανάλυσης HALT Paradigm

Παρατηρείται ότι τα ηλεκτρόδια εμφάνισαν στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλες τις ζώνες συχνοτήτων. Για το P3 και το T3 στη ζώνη θήτα δεν παρουσιαστήκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις ομάδες.

Πίνακας 22: Ηλεκτρόδια εμφάνισης στατιστικά σημαντικών διαφορών του Wilcoxon Rank-Sum ελέγχου ανά ζώνη για το HALT Paradigm

Ομάδα_1	Ομάδα_2	Ζώνη δέλτα	Ζώνη θήτα	Ζώνη άλφα	Ζώνη βήτα	Ζώνη γάμμα
Left_Hand	Right_Leg	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, P3, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Cz, Pz	Fp1, F4, O1, O2, F7, T3, T4, T6	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Cz, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Cz, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Cz, Pz
Right_Hand	Right_Leg	Fp1, Fp2, F3, F4, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Cz, Pz	F4, C4, O1, O2, T3, T4, T6	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Cz, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Cz, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz
Passive	Right_Leg	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Cz, Pz	O2, Cz	Fp1, Fp2, F3, C3, C4, P4, O1, O2, F7, F8, T4, T6	Fp1, Fp2, F3, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz
Left_Leg	Right_Leg	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz	Fz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz
Tongue	Right_Leg	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz	F4, Fz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz
Left_Hand	Left_Leg	Fp2, Fz, Cz	Fp1, Fp2, F3, O2, Fz, Cz	Fp2, F3, F4, C3, C4, P4, O2, T3, T4, T6, Fz, Cz	C3, C4, P3, Fz	
Passive	Left_Leg	Fp2, F8, T4, Fz, Cz	Fp2, C3, Fz	C3, C4, P3, P4, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz	F4, C3, C4, P3, T3, T4, T5, Cz, Pz	C3
Passive	Tongue	Fp2, F7, F8, T4, Fz, Cz, Pz	Fz, Cz	F4, C3, C4, P3, P4, F7, T3, T4, T5, Cz, Pz	F3, F4, C3, C4, P3, P4, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz	
Left_Hand	Right_Hand	C3, C4		C4, P4, T6	C4	C4
Right_Hand	Passive	C3, P3, F8, Cz	C3, C4, T3, Cz, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, F7, F8, T3, T4, T5, Fz, Cz, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, F8, T3, T4, T5, Fz, Cz	
Right_Hand	Left_Leg	C3, Fz, Cz	Fp1, Fp2, O2, Fz, Cz	F4, C3, C4, P3, T3, T5, Fz	C3, C4, P3, Fz	
Right_Hand	Tongue	C3, Fz, Cz	Fp1, Fp2, C4, F7, T4, Fz	C3, C4, P3, T5, Fz	C3, C4, P3, Fz	C4, P4
Left_Hand	Passive	C4, Cz	C3, C4, T3, Cz, Pz	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Cz, Pz	Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, F7, F8, T3, T4, T5, Fz, Cz	F3, C4
Left_Hand	Tongue	F8, T3, Fz, Cz	Fp1, Fp2, C4, F7, T3, T4, Fz	Fp1, F3, C3, C4, P4, T4, T6, Fz	C3, C4, P3, Fz	Fz

Παρατηρείται ότι οι συγκρίσεις των ομάδων **Tongue vs Left Leg** δεν παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές διαφορές για κανένα ηλεκτρόδιο.

Ερμηνεία αποτελεσμάτων ως προς τις νοητικές απεικονίσεις που συγκρίθηκαν

<u>1. Left Hand vs Right Leg</u>

Η συγκεκριμένη σύγκριση παρουσίασε εκτεταμένες διάφορες μεταξύ των ομάδων για πολλαπλά ηλεκτρόδια που τοποθετούνται σε προμετωπιαίες, μετωπιαίες, κεντρικές, βρεγματικές, κροταφικές και ινιακές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού.

Συγκεκριμένα, στη ζώνη δέλτα τα περισσότερα ηλεκτρόδια εκτός από το C4 και το P4 διαχωρίσουν τις ομάδες. Στη ζώνη θήτα, διαφορές παρατηρήθηκαν στα ηλεκτρόδια **Fp1, F4, O1, O2, F7, T3, T4** και **T6**. Στη ζώνη άλφα εντοπίστηκαν εκτεταμένες διαφορές για όλα τα ηλεκτρόδια που περιλαμβάνει η ανάλυση. Στη ζώνη βήτα, παρατηρήθηκαν παρόμοια ηλεκτρόδια με τη ζώνη άλφα να διαχωρίζουν τις ομάδες, χωρίς το ηλεκτρόδιο O2. Επιπλέον, στη ζώνη γάμμα όλα τα ηλεκτρόδια είναι ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες αποτελεσματικά.

2. Right Hand vs Right Leg

Εκτεταμένες διαφορές παρατηρήθηκαν επίσης σε όλες τις ζώνες σε προμετωπιαίες, μετωπιαίες, κεντρικές, κροταφικές, βρεγματικές και ινιακές περιοχές.

Συγκεκριμένα, στη ζώνη δέλτα όλα τα ηλεκτρόδια εκτός από το C3 διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη θήτα διαφορές παρατηρήθηκαν για τα ηλεκτρόδια **Fp1, F4, O1, O2, F7, T3, T4** και **T6.** Στις ζώνες άλφα και γάμμα όλα τα ηλεκτρόδια που περιλαμβάνει η ανάλυση είναι ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες. Τέλος, στη ζώνη βήτα διαχωρίζουν τις ομάδες όλα τα ηλεκτρόδια εκτός από το O2 της έρευνας.

3. Passive vs Right leg

Εκτεταμένες διαφορές παρατηρήθηκαν στα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται από τον προμετωπιαίο έως τον ινιακό λοβό.

Στη ζώνη δέλτα, όλα τα ηλεκτρόδια της έρευνας διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Στη ζώνη θήτα, διαφορές εντοπίζονται σε περιορισμένα ηλεκτρόδια και συγκεκριμένα στα **O2** και **Cz**. Το ηλεκτρόδιο O2 ανήκει στην ινιακή περιοχή, ενώ το Cz ανήκει σε κεντρική περιοχή υπεύθυνη για τον έλεγχο της κίνησης των κάτω

άκρων. Στη ζώνη άλφα, τα ηλεκτρόδια **Fp1, Fp2, F3, C3, C4, P4, O1, O2, F7, F8, T4** και **T6** διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Στη ζώνη βήτα, όλα τα ηλεκτρόδια εκτός από το Cz, F4 και το Fz διαχωρίζουν τις ομάδες. Τέλος, στη ζώνη γάμμα όλα τα ηλεκτρόδια της έρευνας διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά.

4. Left Leg vs Right Leg

Οι διαφορές εντοπίζονται σε όλη την επιφάνεια του εγκεφαλικού φλοιού από τα ηλεκτρόδια που περιλαμβάνονται στην έρευνα. Συγκεκριμένα στις ζώνες δέλτα, άλφα, βήτα και γάμμα όλα τα ηλεκτρόδια εκτός από το Fz είναι ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες. Αντίθετα, στη ζώνη θήτα, μόνο το μετωπιαίο ηλεκτρόδιο Fz υπεύθυνο για την προετοιμασία της κίνησης, διαχωρίζει τις ομάδες αποτελεσματικά.

5. Tongue vs Right Leg

Διαφορές εμφανίζονται επίσης σε όλες τις περιοχές που είναι τοποθετημένα τα ηλεκτρόδια της έρευνας. Συγκεκριμένα, όπως στη σύγκριση αριστερού και δεξιού ποδιού, εκτεταμένες διαφορές εμφανίστηκαν στις ζώνες δέλτα, άλφα, βήτα και γάμμα με όλα τα ηλεκτρόδια εκτός από το Fz να διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη θήτα μόνο τα μετωπιαία ηλεκτρόδια F4 και Fz διαχωρίζουν τις ομάδες.

6. Left Hand vs Left Leg:

Σε σχέση με τις προηγούμενες συγκρίσεις, λιγότερα ηλεκτρόδια διαχωρίζουν αυτές τις ομάδες. Συγκεκριμένα, στη ζώνη δέλτα τα προμετωπιαία, μετωπιαία και κεντρικά ηλεκτρόδια FPz, Fz και Cz διαχωρίζουν της ομάδες, με το ηλεκτρόδιο Cz να εμπλέκεται στην κίνηση των κάτω άκρων. Στη ζώνη θήτα παρατηρήθηκαν τα ίδια ηλεκτρόδια με τη ζώνη δέλτα, με την προσθήκη των ηλεκτροδίων Fp1, O2 και F3 να διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη άλφα, περισσότερες διαφορές εντοπίστηκαν στα ηλεκτρόδια C3, C4, P3, P4, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Cz και Pz. Στη ζώνη βήτα, τα ηλεκτρόδια C3, C4, P3 και Fz διαχωρίζουν τις ομάδες. Τέλος, για τη ζώνη γάμμα δεν βρέθηκε κανένα ηλεκτρόδιο ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες αποτελεσματικά.

7. Passive vs Left Leg

Στη ζώνη δέλτα τα ηλεκτρόδια **Fp2**, **F8**, **T4**, **Fz**, **Cz** διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη θήτα λιγότερα ηλεκτρόδια και συγκεκριμένα τα ηλεκτρόδια **Fp2**, **C3** και **Fz** που βρίσκονται σε μετωπιαίες και κεντρικές περιοχές, με το C3 υπεύθυνο για την κίνηση εμφανίζουν διαφορές. Στη ζώνη άλφα, περισσότερα ηλεκτρόδια εμφανίζουν διαφορές και συγκεκριμένα τα ηλεκτρόδια **C3**, **C4**, **P3**, **P4**, **F7**, **F8**, **T3**, **T4**, **T5**, **T6**, **Cz** και **Pz**. Στη ζώνη βήτα τα ηλεκτρόδια **F4**, **C3**, **C4**, **P3**, **T3**, **T4**, **T5**, **Cz** και **Pz** διαχωρίζουν τις ομάδες. Τέλος, στη ζώνη γάμμα μόνο το ηλεκτρόδιο **C3**, υπεύθυνο για τον έλεγχο της κίνησης είναι ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες αποτελεσματικά.

8. Passive vs Tongue

Σε αυτή τη σύγκριση διαφορές παρουσιάζονται σε όλες τις ζώνες εκτός από τη γάμμα. Συγκεκριμένα, στη ζώνη δέλτα, τα ηλεκτρόδια **Fp2**, **F7**, **F8**, **T4**, **Fz**, **Cz** και **Pz** διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη θήτα, μόνο τα μετωπιαία και κεντρικά ηλεκτρόδια **Fz** και **Cz** υπεύθυνα για την προετιμασία και τον έλεγχο της κίνησης διαχωρίζουν τις ομάδες. Περισσότερα ηλεκτρόδια ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες εμφανίστηκαν στη ζώνη άλφα και συγκεκριμένα τα **F4**, **C3**, **C4**, **P3**, **P4**, **F7**, **T3**, **T4**, **T5**, **Cz**, **Pz**. Στη ζώνη βήτα, τα ηλεκτρόδια **F3**, **F4**, **C3**, **C4**, **P3**, **P4**, **T3**, **T4**, **T5**, **T6**, **Cz**, **Pz** διαχωρίζουν τις ομάδες ενώ στη ζώνη γάμμα κανένα ηλεκτρόδιο δεν είναι ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες αποτελεσματικά.

9. Right hand vs Left Hand

Σημαντική σύγκριση αποτελεί η σύγκριση των διαφορών μεταξύ της νοητικής απεικόνισης κίνησης του δεξιού και του αριστερού χεριού. Διάφορες εντοπίστηκαν σε κεντρικές περιοχές υπεύθυνες για τον έλεγχο της κίνησης, σε βρεγματικές και σε κροταφικές περιοχές.

Συγκεκριμένα, στη ζώνη δέλτα διαφορές εμφανίστηκαν στα ηλεκτρόδια C3 και C4 υπεύθυνα για τον έλεγχο κίνησης του δεξιού και αριστερού χεριού αντίστοιχα. Στη ζώνη θήτα, δεν εντοπίστηκαν ηλεκτρόδια ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες. Στη ζώνη άλφα, τα ηλεκτρόδια C4, P4 και T6 διαχωρίζουν τις ομάδες. Στις ζώνες βήτα και γάμμα το ηλεκτρόδιο C4 διαχωρίζει τις ομάδες αποτελεσματικά.

10. Right hand vs Passive

Στη σύγκριση μεταξύ νοητικής απεικόνισης κίνησης του δεξιού χεριού και της παθητικής παρατήρησης, διαφορές εντοπίστηκαν σε ηλεκτρόδια μετωπιαίων, κεντρικών, κροταφικών και βρεγματικών περιοχών με σημαντική διαφορά να εντοπίζεται στο ηλεκτρόδιο C3 υπεύθυνο για την κίνηση του δεξιού χεριού.

Ειδικότερα, στη ζώνη δέλτα τα ηλεκτρόδια C3, P3, F8, Cz διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Στη ζώνη θήτα τα ηλεκτρόδια C3, C4, T3, Cz, Pz διαχωρίζουν τις ομάδες. Επιπλέον, στη ζώνη άλφα, τα ηλεκτρόδια F4, C3, C4, P3, T3, T5, Fz διαχωρίζουν τις ομάδες και στη ζώνη βήτα τα ηλεκτρόδια C3, C4, P3, Fz διαχωρίζουν τις ομάδες. Τέλος, στη ζώνη γάμμα κανένα ηλεκτρόδιο δεν είναι ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες.

11. Right hand vs Left leg

Στη σύγκριση μεταξύ του δεξιού χεριού και του αριστερού ποδιού, διαφορές παρατηρήθηκαν σε προμετωπιαίες, μετωπιαίες, κεντρικές, κροταφικές, βρεγματικές και ινιακές περιοχές.

Συγκεκριμένα, στη ζώνη δέλτα, τα μετωπιαία και κεντρικά ηλεκτρόδια υπεύθυνα για την προετοιμασία και τον έλεγχο της κίνησης C3, Fz και Cz διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικα. Το ηλεκτρόδιο C3 είναι υπεύθυνο για τον έλεγχο της κίνησης του δεξιού χεριού και το ηλεκτρόδιο Cz είναι υπεύθυνο για την κίνηση των κάτω άκρων. Στη ζώνη θήτα τα ηλεκτρόδια Fp1, Fp2, O2, Fz, Cz διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη άλφα, περισσότερα ηλεκτρόδια διαχωρίζουν τις ομάδες και συγκεκριμένα τα F4, C3, C4, P3, T3, T5, Fz. Στη ζώνη βήτα, σημαντικά ηλεκτρόδια διαχωρίζουν τις ομάδες και συγκεκριμένα τα ηλεκτρόδια των κινητικών περιοχών C3, C4, το ηλεκτρόδιο Fz υπεύθυνο για την προετοιμασία της κίνησης και το ηλεκτρόδιο P3 υπεύθυνο για την επεξεργασία αισθητηριακών πληροφοριών. Τέλος, στη ζώνη γάμμα κανένα ηλεκτρόδιο δεν είναι ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες.

12. Right hand vs Tongue

Σημαντικές διαφορές εντοπίζονται σε μετωπιαίες, κεντρικές, κροταφικές και βρεγματικές περιοχές.

Συγκεκριμένα, στη ζώνη δέλτα τα ηλεκτρόδια C3, Fz και Cz διαχωρίζουν τις ομάδες. Πρόκειται για ακριβώς τα ίδια ηλεκτρόδια που διαχώρισαν τις ομάδες δεξιού χεριού και αριστερού ποδιού στη ζώνη δέλτα. Στη ζώνη θήτα, τα ηλεκτρόδια Fp1, Fp2, C4, F7, T4, Fz διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη άλφα, τα ηλεκτρόδια C3, C4, P3, T5, Fz διαχωρίζουν τις ομάδες και στη ζώνη βήτα τα ίδια ηλεκτρόδια, εκτός από το T5 διαχωρίζουν επίσης τις ομάδες. Τέλος, στη ζώνη γάμμα, τα ηλεκτρόδια C4 και P4 διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά.

13. Left hand vs Passive

Στη σύγκριση μεταξύ αριστερού χεριού και παθητικής παρατήρησης εντοπίστηκαν περισσότερα ηλεκτρόδια ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες. Συγκεκριμένα, στη ζώνη δέλτα, τα ηλεκτρόδια υπεύθυνα για την κίνηση C4 και Cz διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Το ηλεκτρόδιο C4 σχετίζεται με την κίνηση του αριστερού χεριού. Στη ζώνη θήτα τα ηλεκτρόδια C3, C4, T3, Cz, Pz διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη άλφα, περισσότερα ηλεκτρόδια και συγκεκριμένα τα Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Cz, Pz μπορούν να διαχωρίσουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Επίσης, στη ζώνη βήτα, τα ηλεκτρόδια Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P7, F8, T3, T4, T5, Fz, Cz διαχωρίζουν τις ομάδες αποτελεσματικά. Τέλος, στη ζώνη γάμμα τα ηλεκτρόδια F3 και C4 διαχωρίζουν τις ομάδες.

14. Left hand vs Tongue

Μεταξύ των ομάδων της νοητικής απεικόνισης κίνησης του αριστερού χεριού και της γλώσσας εντοπίστηκαν διαφορές σε προμετωπιαίες, μετωπιαίες, κεντρικές, κροταφικές και βρεγματικές περιοχές.

Συγκεκριμένα, στη ζώνη δέλτα, τα ηλεκτρόδια F8, T3, Fz, Cz διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη θήτα, περισσότερα ηλεκτρόδια και συγκεκριμένα τα Fp1, Fp2, C4, F7, T3, T4 και Fz διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη άλφα, τα ηλεκτρόδια Fp1, F3, C3, C4, P4, T4, T6 και Fz διαχωρίζουν τις ομάδες. Στη ζώνη βήτα τα ηλεκτρόδια C3, C4, P3 και Fz διαχωρίζουν τις ομάδες. Τέλος, στη ζώνη γάμμα μόνο το ηλεκτρόδιο της μετωπιαίας περιοχής Fz διαχωρίζει τις ομάδες αποτελεσματικά.

Παρατηρήσεις ως προς τα ηλεκτρόδια και τις ομάδες που διαγωρίζουν ανά ζώνη

Από την ανάλυση των ηλεκτροδίων που διαφοροποιούν τις ομάδες νοητικών απεικονίσεων στις ζώνες, προκύπτουν ορισμένες παρατηρήσεις. Στα αποτελέσματα παρουσιάστηκε πληθώρα ηλεκτρόδιων ικανά να διαχωρίσουν τις νοητικές απεικονίσεις αποτελεσματικα. Τα ηλεκτρόδια των μετωπιαίων περιοχών Fp1, Fp2, F3 και F4 εμφανίστηκαν συχνά στη διαφοροποίηση μεταξύ ομάδων, ιδιαίτερα στις χαμηλές ζώνες, δηλαδή στις δέλτα, θήτα και άλφα, γεγονός που υποδηλώνει την εμπλοκή τους στη γνωστική επεξεργασία και στη νοητική προετοιμασία της κίνησης. Τα ηλεκτρόδια των κεντρικών περιοχών C3, C4 και Cz εμφάνισαν έντονη παρουσία στις διαφορές μεταξύ κινητικών απεικονίσεων καθώς σχετίζονται με τον πρωτογενή κινητικό φλοιό. Στις ζώνες βήτα και γάμμα, που αντικατοπτρίζουν πιο έντονες κινητικές διεργασίες και αισθητικοκινητική επεξεργασία, εμφανίστηκε συχνά η ενεργοποίηση των ηλεκτροδίων C3, C4, P3, P4, T3, T5, T6, υποδηλώνοντας ότι οι αισθητικοκινητικές και κροταφικές περιοχές είναι ζωτικής σημασίας για τη διάκριση κινητικών νοητικών απεικονίσεων. Τα ηλεκτρόδια του βρεγματικού και ινιακού λοβού Pz, O1, O2 εμφανίζονται σε πολλές συγκρίσεις, ιδιαίτερα στις άλφα και γάμμα ζώνες, γεγονός που αντικατοπτρίζει τον ρόλο τους στην επεξεργασία αισθητηριακών πληροφοριών, κατά τη διάρκεια νοητικών απεικονίσεων κίνησης.

6.4 Σύγκριση ερευνών

Σύγκριση αποτελεσμάτων στατιστικής ανάλυσης μεταξύ πειραμάτων CLA και HALT από το Motor Imagery σύνολο δεδομένων

Μεταξύ αυτών των πειραμάτων παρατηρήθηκαν ομοιότητες στα μοτίβα των ηλεκτροδίων που διαχωρίζουν τις νοητικές απεικονίσεις που περιέχονται και στα δύο πειράματα.

Left Hand vs Right Hand

Το ηλεκτρόδιο C4 είναι ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες αποτελεσματικά στη ζώνη δέλτα και για τα δύο πειράματα. Το C4 αποτελεί ένα βασικό ηλεκτρόδιο της κινητικής περιοχής, υπεύθυνο για τον κινητικό έλεγχο του αριστερού μέρους του σώματος.

Left Hand vs Passive

Στη ζώνη δέλτα το κοινό ηλεκτρόδιο Cz, υπεύθυνο για τον έλεγχο της κίνησης, διαχωρίσει τις ομάδες και στις δύο έρευνες αποτελεσματικά. Στη ζώνη θήτα, τα ηλεκτρόδια C3, C4, T3 και Cz εμφανίζονται και στα δύο πειράματα, υποδηλώνοντας τη σημασία τους στη στατιστική διαφοροποίηση μεταξύ των ομάδων. Τα ηλεκτρόδια C3, C4 και Cz είναι υπεύθυνα για τον έλεγχο της κίνησης. Το ηλεκτρόδιο T3 βρίσκεται στην κροταφική περιοχή είναι υπεύθυνο για την κατανόηση του λογού. Στη ζώνη άλφα τα ηλεκτρόδια C3, C4, P4, T3, T4, Fz και Cz εμφανίζονται και στις δύο περιπτώσεις, ενισχύοντας τη σημασία τους στην κινητική και γνωστική επεξεργασία. Στη ζώνη βήτα τα ηλεκτρόδια C3, C4, T3 και T4 είναι κοινά στις δύο αναλύσεις, δείχνοντας τη συμβολή τους στη διάκριση των ομάδων. Παρατηρείται ότι τα ηλεκτρόδια που είναι υπεύθυνα για την κίνηση καθώς και ηλεκτρόδια του κροταφικού λοβού είναι ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες αποτελεσματικά και στα δύο πειράματα.

Right Hand vs Passive

Στη ζώνη δέλτα δεν εντοπίστηκε κάποιο κοινό ηλεκτρόδιο ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες και στις δύο έρευνες. Στη ζώνη θήτα, τα ηλεκτρόδια C3, C4, T3 και Cz είναι κοινά και στα δύο πειράματα, δείχνοντας την εμπλοκή τους στον έλεγχο τις κίνησης. Στη ζώνη άλφα τα ηλεκτρόδια F3, F4, C3, C4, P3, F7, T3, T4, Fz, Cz και Pz εμφανίζονται και στις δύο αναλύσεις, υπογραμμίζοντας τη σημασία τους στον κινητικό σχεδιασμό και την αισθητικοκινητική επεξεργασία. Στη ζώνη βήτα τα ηλεκτρόδια F4, C3, C4 και T3 είναι κοινά και στα δύο πειράματα, γεγονός που πιθανώς αντικατοπτρίζει τις διαφορές στην κινητική ενεργοποίηση μεταξύ των δύο ομάδων. Στη ζώνη γάμμα κανένα ηλεκτρόδιο δεν παρουσίασε στατιστικά σημαντικές διαφορές για κανένα από τα δύο πειράματα.

Συνολικά, στη σύγκριση αυτών των δύο πειραμάτων εμφανίζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές στις ομάδες που αφορούν εντονότερα τις κινητικές, τις κροταφικές καθώς και κάποιες μετωπιαίες περιοχές.

Σύγκριση αποτελεσμάτων στατιστικής ανάλυσης των συνόλων δεδομένων BCI IV 4-class Motor Imagery και Motor Imagery HALT Paradigm

Ανάμεσα στις έρευνες 4-class Motor Imagery και Motor Imagery HALT Paradigm εντοπίστηκαν ομοιότητες ως προς τα ηλεκτρόδια που παρουσιάστηκαν στις έρευνες καθώς και τις ομάδες που συγκρίθηκαν. Τα κοινά ηλεκτρόδια και των δύο ερευνών είναι τα ηλεκτρόδια Fz, C3, C4, Cz και Pz. Οι κοινές νοητικές απεικονίσεις είναι η νοητική απεικόνιση του αριστερού χεριού, του δεξιού χεριού και της γλώσσας.

Left Hand vs Right Hand

Ανάμεσα σε αυτές τις δύο ομάδες, για τις δύο έρευνες, φαίνεται ότι το ηλεκτρόδιο C4, το οποίο σχετίζεται με τον έλεγχο της κίνησης του αριστερού χεριού και βρίσκεται στην κινητική περιοχή είναι ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες αποτελεσματικά στη ζώνη βήτα. Επίσης, κανένα ηλεκτρόδιο δεν ήταν ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες στη ζώνη θήτα και στις δύο έρευνες.

Right Hand vs Tongue

Παρατηρείται ότι το κοινό ηλεκτρόδιο Fz διαχωρίζει αποτελεσματικά τις ζώνες δέλτα, θήτα, άλφα και βήτα και για τις δύο έρευνες. Επιπλέον, στις ζώνες άλφα και βήτα τα κοινά ηλεκτρόδια C3 C4 και Fz διαχωρίζουν αποτελεσματικά τις ομάδες. Στη ζώνη γάμμα δεν εντοπίστηκε κάποιο κοινό ηλεκτρόδιο ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες.

Left Hand vs Tongue

Παρατηρείται ότι στη ζώνη δέλτα το κοινό ηλεκτρόδιο Fz διαχωρίζει και τις δύο έρευνες. Στη ζώνη θήτα δεν βρέθηκε κανένα κοινό ηλεκτρόδιο. Στη ζώνη άλφα καθώς και στη ζώνη βήτα τα ηλεκτρόδια C3, C4 και Fz διαχωρίζουν αποτελεσματικά και τις δύο έρευνες. Στη ζώνη γάμμα δεν βρέθηκε κανένα κοινό ηλεκτρόδιο για τις δύο αναλύσεις ικανό να διαχωρίσει τις ομάδες.

Συνολικά, τα κοινά ηλεκτρόδια που μπορούν να διαχωρίσουν τις ομάδες αποτελεσματικά και για τις δύο έρευνες C3 C4 που βρίσκονται στον πρωτογενή κινητικό φλοιό και είναι υπεύθυνα για την κίνηση του δεξιού και αριστερού χεριού

αντίστοιχα. Επιπλέον, το κοινό ηλεκτρόδιο Fz που τοποθετείται στον μετωπιαίο λοβό, υπεύθυνο για την προετοιμασία της κίνησης, διαχωρίζει επίσης τις ομάδες που περιλαμβάνουν νοητική απεικόνιση κίνησης της γλώσσας αποτελεσματικά.

7. Συζήτηση - Συμπεράσματα

Η παρούσα εργασία παραθέτει τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΕΕG σημάτων, εστιάζοντας στις στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ διαφορετικών ομάδων νοητικής απεικόνισης κίνησης. Η στατιστική ανάλυση για κάθε σύνολο δεδομένων πραγματοποιήθηκε σε ενοποιημένα δεδομένα από όλους τους συμμετέχοντες κάθε συνόλου, χρησιμοποιώντας ως είσοδο την ισχύ ζώνης κάθε νοητικής απεικόνισης των συμμετεχόντων, για κάθε ηλεκτρόδιο καταγραφής και για κάθε ζώνη συχνοτήτων. Πραγματοποιήθηκε με Kruskal-Wallis έλεγχο, ακολουθούμενο από Wilcoxon Rank-Sum έλεγχο, προκειμένου να εντοπιστούν οι στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις ομάδες νοητικών απεικονίσεων κίνησης.

Με την προσέγγιση αυτή, όπου εξετάστηκε κάθε ηλεκτρόδιο καταγραφής ξεχωριστά, τα στατιστικά αποτελέσματα έδειξαν ότι σε κάποιες συγκρίσεις μεταξύ νοητικών απεικονίσεων ένα ηλεκτρόδιο αρκεί για να διαχωρίσει αποτελεσματικά τις ομάδες. Αυτή η προσέγγιση μπορεί να βελτιώσει τις πρακτικές συστημάτων BCI καθώς εντοπίζονται οι ακριβείς εγκεφαλικές περιοχές που εμφανίζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων, αυξάνοντας την ακρίβεια της προσέγγισης. Επίσης, επιτρέπει τη βελτιστοποίηση της επιλογής ηλεκτροδίων καταγραφής για τις νοητικές απεικονίσεις μειώνοντας τη διάσταση των ΕΕG δεδομένων και αυξάνοντας την αποδοτικότητα των ταξινομητών.

Οι καταγεγραμμένες διαφορές στα αποτελέσματα αποδίδονται σε μια σειρά παραγόντων, όπως η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, η κατάσταση υγείας των συμμετεχόντων, καθώς και η φύση των νοητικών διεργασιών που διερευνήθηκαν. Επιπλέον, αν και εφαρμόστηκαν κατάλληλες τεχνικές απομάκρυνσης του θορύβου, η παρουσία του, είτε από τους συμμετέχοντες είτε από το σύστημα καταγραφής ενδέχεται να έχει επηρεάσει τα τελικά αποτελέσματα.

Ομοιότητα των τεσσάρων αναλύσεων αποτελεί η εμφάνιση των περισσοτέρων στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων κίνησης στη ζώνη άλφα και συγκεκριμένα σε μετωπιαίες, κεντρικές, βρεγματικές, ινιακές και κροταφικές περιοχές. Επιπλέον, η ζώνη γάμμα, η οποία είναι υπεύθυνη για ανώτερες γνωστικές λειτουργίες εμφάνισε διαφορετική εγκεφαλική ενεργοποίηση από τις
υπόλοιπες ζώνες σε όλες τις έρευνες, με χαρακτηριστικά ηλεκτρόδια να διαχωρίζουν τις ομάδες. Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκαν ηλεκτρόδια που βρίσκονται στις κεντρομετωπιαίες περιοχές, υπεύθυνες για την προετοιμασία της κίνησης, στις κεντρικές περιοχές υπεύθυνες για τον έλεγχο της κίνησης και στις κεντροβρεγματικές περιοχές υπεύθυνες για την αισθητικοκινητική επεξεργασία. Παρόμοια τοποθετημένα ηλεκτρόδια, εμφανίστηκαν ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες και στις υπόλοιπες ζώνες, γεγονός που συμφωνεί με τη θεωρία της προετοιμασίας και τον έλεγχο της κίνησης κατά τη νοητική απεικόνιση.

Η σύγκριση μεταξύ των αναλύσεων των BCI IV 4-class Motor Imagery και Motor Imagery HALT Paradigm ανέδειξε ότι στις κοινές νοητικές απεικονίσεις κίνησης, τα ηλεκτρόδια του πρωτογενούς κινητικού φλοιού C3 και C4 και το ηλεκτρόδιο του προκινητικού φλοιού Fz ήταν ικανά να διαχωρίσουν τις ομάδες σε αρκετές ζώνες. Αυτή η παρατήρηση μπορεί να υποδηλώνει τη διαφορετική ενεργοποίηση των κινητικών περιοχών του εγκέφαλου κατά τις νοητικές απεικονίσεις κίνησης του δεξιού και αριστερού χεριού καθώς και της γλώσσας. Η σημασία της υπογραμμίζεται από το γεγονός ότι επιβεβαιώνεται και από τις δύο έρευνες. Επιπλέον, συμφωνεί με τη θεωρία της νοητικής απεικόνισης για τον προγραμματισμό και τον έλεγχο της κίνησης, που πραγματοποιείται από τον προκινητικό φλοιό, τον πρωτογενή κινητικό φλοιό και τον συμπληρωματικό κινητικό φλοιό.

Τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης του συνόλου δεδομένων BNCI Horizon Dataset-13 Individual Imagery παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στη ζώνη άλφα, αλλά δεν παρουσίασαν έντονες στατιστικές διαφορές στη ζώνη βήτα όπως οι υπόλοιπες έρευνες. Επιπλέον, δεν παρουσιάστηκαν καθόλου στατιστικά σημαντικές διαφορές στη ζώνη δέλτα. Αντιθέτως, στις υπόλοιπές έρευνες εμφανίστηκαν ομοιότητες όσον αφορά χαρακτηριστικά ηλεκτρόδια και εγκεφαλικές περιοχές υπεύθυνες για την προετοιμασία και τον έλεγχο της κίνησης.

Επιπλέον, τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης του συνόλου δεδομένων BNCI Horizon Dataset-13 Individual Imagery, παρουσιάζουν αποκλίσεις σε σχέση με τις υπόλοιπες έρευνες που εξετάστηκαν σε κάποιες συγκρίσεις νοητικών απεικονίσεων, με χαρακτηριστικό παράδειγμα τη σύγκριση των ομάδων HAND vs FEET που δεν παρουσίασε στατιστικά σημαντικές διαφορές για κανένα ηλεκτρόδιο καταγραφής για καμία ζώνη σύγκρισης. Αντίθετα, στις υπόλοιπές έρευνες που μελετήθηκαν, οι στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των συγκεκριμένων ομάδων ήταν διακριτές. Τα αποτελέσματα αυτά συμφωνούν με τα συμπεράσματα προγενέστερης έρευνας Individually Adapted Imagery Improves Brain-Computer Interface Performance in End-Users with Disability [80], η οποία κατά την εύρεση στατιστικών διαφορών μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων για το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η ταξινόμηση HAND vs FEET είχε τη χαμηλότερη απόδοση του πειράματος, σε σχέση με τις συγκρίσεις SUB vs FEET και WORD vs HAND.

Η αναγνώριση των χαρακτηριστικών της εγκεφαλικής δραστηριότητας, σε επίπεδο ζώνης συχνοτήτων και σε επίπεδο εντοπισμού μέσω των θέσεων των ηλεκτροδίων καταγραφής, αναδεικνύεται ως κρίσιμο στοιχείο για την ανάπτυξη αποδοτικών BCI συστημάτων. Τα συστήματα αυτά επιτρέπουν σε άτομα με αναπηρία να ελέγχουν εξωτερικές συσκευές, όπως προσθετικά μέλη ή υπολογιστές, μόνο μέσω της σκέψης. Στην παρούσα εργασία, η ανάλυση διαφορετικών συνόλων δεδομένων συνέβαλε στην αποτύπωση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών, τα οποία μπορούν να αξιοποιηθούν ως βάση για τη βελτίωση της λειτουργικότητας αυτών των συστημάτων. Επιπλέον, οι πτυχές της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη νοητική απεικόνιση κίνησης μπορούν να συμβάλουν στη δημιουργία πρωτοκόλλων αποκατάστασης σε περιπτώσεις νευρολογικών διαταραχών, με αξιολόγηση των χαρακτηριστικών που μελετήθηκαν στην παρούσα εργασία.

Βιβλιογραφία

- [1] R. Scherer *et al.*, "Individual imagery (004-2015)," 2015.
- [2] C. Brunner, R. Leeb, G. R. Müller-Putz, A. Schlögl, and G. Pfurtscheller, "BCI Competition 2008-Graz data set A Experimental paradigm", Accessed: Feb. 27, 2025. [Online]. Available: <u>http://biosig.sourceforge.net/</u>.
- [3] M. Kaya, M. K. Binli, E. Ozbay, H. Yanar, and Y. Mishchenko, "A large electroencephalographic motor imagery dataset for electroencephalographic brain computer interfaces," *Scientific Data 2018 5:1*, vol. 5, no. 1, pp. 1–16, Oct. 2018, doi: 10.1038/sdata.2018.211.
- [4] "MATLAB." Accessed: Mar. 02, 2025. [Online]. Available: https://www.mathworks.com/products/matlab.html
- [5] "EEGLAB." Accessed: Mar. 02, 2025. [Online]. Available: https://sccn.ucsd.edu/eeglab/
- [6] J. Iriarte *et al.*, "Independent component analysis as a tool to eliminate artifacts in EEG: A quantitative study," *Journal of Clinical Neurophysiology*, vol. 20, no. 4, pp. 249–257, 2003, doi: 10.1097/00004691-200307000-00004.
- [7] F. Habibzadeh, "Data Distribution: Normal or Abnormal?," *J Korean Med Sci*, vol. 39, no. 3, 2024, doi: 10.3346/JKMS.2024.39.E35.
- [8] A. D. Sculco, "Spine Stats," *The Spine Journal*, vol. 1, no. 2, p. 153, Mar. 2001, doi: 10.1016/S1529-9430(01)00069-9.
- [9] S. M. Ross, "Nonparametric Hypotheses Tests," *Introductory Statistics*, pp. 647–697, Jan. 2010, doi: 10.1016/B978-0-12-374388-6.00014-4.
- [10] P. Bonotis, "Diploma Thesis: EEG Analysis for automated pain detection (in GREEK language)," 2019, doi: 10.13140/RG.2.2.10784.33280.
- [11] A. L. Rhoton, "The cerebrum. Anatomy," *Neurosurgery*, vol. 61, no. 1 Suppl, Jul. 2007, doi: 10.1227/01.NEU.0000255490.88321.CE.
- [12] C. Ran, J. C. Boettcher, J. A. Kaye, C. E. Gallori, and S. D. Liberles, "A brainstem map for visceral sensations," *Nature*, vol. 609, no. 7926, pp. 320–326, Sep. 2022, doi: 10.1038/S41586-022-05139-5.
- [13] J. D. Schmahmann, "The cerebellum and cognition," *Neurosci Lett*, vol. 688, pp. 62–75, Jan. 2019, doi: 10.1016/J.NEULET.2018.07.005.
- [14] R. L. Albin, A. B. Young, and J. B. Penney, "The functional anatomy of basal ganglia disorders," *Trends Neurosci*, vol. 12, no. 10, pp. 366–375, 1989, doi: 10.1016/0166-2236(89)90074-X.

- [15] "Brain Basics: The Life and Death of a Neuron | National Institute of Neurological Disorders and Stroke." Accessed: Mar. 06, 2025. [Online]. Available: <u>https://www.ninds.nih.gov/health-information/public-education/brain-basics/brain-basics-life-and-death-neuron</u>
- [16] G. Buzsáki and A. Draguhn, "Neuronal oscillations in cortical networks," *Science*, vol. 304, no. 5679, pp. 1926–1929, Jun. 2004, doi: 10.1126/SCIENCE.1099745.
- [17] A. Campero, P. Ajler, J. Emmerich, E. Goldschmidt, C. Martins, and A. Rhoton, "Brain sulci and gyri: a practical anatomical review," *J Clin Neurosci*, vol. 21, no. 12, pp. 2219–2225, Dec. 2014, doi: 10.1016/J.JOCN.2014.02.024.
- [18] P. C. Fletcher and R. N. A. Henson, "Frontal lobes and human memory Insights from functional neuroimaging," 2001.
- [19] H. B. Coslett and M. F. Schwartz, "The parietal lobe and language," *Handb Clin Neurol*, vol. 151, pp. 365–375, Jan. 2018, doi: 10.1016/B978-0-444-63622-5.00018-8.
- [20] J. A. Kiernan, "Anatomy of the Temporal Lobe," *Epilepsy Res Treat*, vol. 2012, pp. 1–12, Mar. 2012, doi: 10.1155/2012/176157.
- [21] L. Q. Uddin, J. S. Nomi, B. Hébert-Seropian, J. Ghaziri, and O. Boucher, "Structure and Function of the Human Insula," Jul. 01, 2017, *Lippincott Williams and Wilkins*. doi: 10.1097/WNP.00000000000377.
- [22] G. Šimić and P. R. Hof, "In search of the definitive Brodmann's map of cortical areas in human," Jan. 01, 2015, *Wiley-Liss Inc.* doi: 10.1002/cne.23636.
- [23] C. Code, "Aphasia," *The Handbook of Language and Speech Disorders*, pp. 286–309, Jan. 2021, doi: 10.1002/9781119606987.ch14.
- [24] E. Kropf, S. K. Syan, L. Minuzzi, and B. N. Frey, "From anatomy to function: the role of the somatosensory cortex in emotional regulation," May 01, 2019, *NLM (Medline)*. doi: 10.1590/1516-4446-2018-0183.
- [25] L. Renier, A. G. De Volder, and J. P. Rauschecker, "Cortical plasticity and preserved function in early blindness," 2014, *Elsevier Ltd.* doi: 10.1016/j.neubiorev.2013.01.025.
- [26] M. Chang and P. O. Kanold, "Development of Auditory Cortex Circuits," Jun. 01, 2021, *Springer*. doi: 10.1007/s10162-021-00794-3.
- [27] A. Ahmad, N. Jagdhane, K. Ademmer, and K. Choudhari, "Carl Wernicke of the Wernicke Area: A Historical Review," *World Neurosurg*, vol. 185, pp. 225–233, May 2024, doi: 10.1016/j.wneu.2024.02.103.
- [28] G. R. Ramazanov et al., "Wernicke Encephalopathy," Russian Neurological Journal, vol. 29, no. 2, pp. 34–42, Aug. 2023, doi: 10.30629/2658-7947-2024-29-2-34-42.

- [29] Dale Purves, S. Mark Williams, George J. Augustine, Lawrence C. Katz, Anthony-Samuel LaMantia, and David Fitzpatrick, "Neural Centers Responsible for Movement," in *Neuroscience. 2nd edition.*, 2001. Accessed: Feb. 22, 2025. [Online]. Available: <u>https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK10995/</u>
- [30] R. M. Hardwick, S. Caspers, S. B. Eickhoff, and S. P. Swinnen, "Neural Correlates of Motor Imagery, Action Observation, and Movement Execution: A Comparison Across Quantitative Meta-Analyses," Oct. 10, 2017. doi: 10.1101/198432.
- [31] D. García Carrasco and J. Aboitiz Cantalapiedra, "Effectiveness of motor imagery or mental practice in functional recovery after stroke: a systematic review," *Neurologia*, vol. 31, no. 1, pp. 43–52, Jan. 2016, doi: 10.1016/J.NRL.2013.02.003.
- [32] C. Yen, C. L. Lin, and M. C. Chiang, "Exploring the Frontiers of Neuroimaging: A Review of Recent Advances in Understanding Brain Functioning and Disorders," Jul. 01, 2023, *Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI)*. doi: 10.3390/life13071472.
- [33] J. N. Saby and P. J. Marshall, "The Utility of EEG Band Power Analysis in the Study of Infancy and Early Childhood," *Dev Neuropsychol*, vol. 37, no. 3, p. 253, Apr. 2012, doi: 10.1080/87565641.2011.614663.
- [34] "Physiologic Basis of the EEG Signal. Standard Electroencephalography in Clinical Psychiatry, 7–12 | 10.1002/9780470974612.ch2."
- [35] D. Purves *et al.*, "Excitatory and Inhibitory Postsynaptic Potentials," 2001, Accessed: Mar. 28, 2025. [Online]. Available: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK11117/
- [36] J. S. Kumar and P. Bhuvaneswari, "Analysis of Electroencephalography (EEG) Signals and Its Categorization–A Study," *Procedia Eng*, vol. 38, pp. 2525–2536, Jan. 2012, doi: 10.1016/J.PROENG.2012.06.298.
- [37] S. Tiwari, S. Goel, and A. Bhardwaj, "MIDNN- a classification approach for the EEG based motor imagery tasks using deep neural network," *Applied Intelligence*, vol. 52, no. 5, pp. 4824–4843, Mar. 2022, doi: 10.1007/S10489-021-02622-W.
- [38] W. Klimesch, "Alpha-band oscillations, attention, and controlled access to stored information," *Trends Cogn Sci*, vol. 16, no. 12, pp. 606–617, Dec. 2012, doi: 10.1016/J.TICS.2012.10.007/ASSET/E38EAF7A-12F6-4E92-A7CB-FD9D0C0CE1BE/MAIN.ASSETS/GR3.JPG.
- [39] S. Sur and V. K. Sinha, "Event-related potential: An overview," *Ind Psychiatry J*, vol. 18, no. 1, p. 70, 2009, doi: 10.4103/0972-6748.57865.

- [40] L. Landa, Z. Krpoun, M. Kolarova, and T. Kasparek, "EVENT-RELATED POTENTIALS AND THEIR APPLICATIONS," 2014. [Online]. Available: www.activitas.org
- [41] G. Pfurtscheller and F. H. Lopes Da Silva, "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles," *Clinical Neurophysiology*, vol. 110, no. 11, pp. 1842–1857, 1999, doi: 10.1016/S1388-2457(99)00141-8.
- [42] B. Graimann, J. E. Huggins, S. P. Levine, and G. Pfurtscheller, "Visualization of significant ERD/ERS patterns in multichannel EEG and ECoG data," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 1, pp. 43–47, 2002, doi: 10.1016/S1388-2457(01)00697-6.
- [43] U. Herwig, P. Satrapi, and C. Schönfeldt-Lecuona, "Using the International 10-20 EEG System for Positioning of Transcranial Magnetic Stimulation," *Brain Topogr*, vol. 16, no. 2, pp. 95–99, Dec. 2003, doi: 10.1023/B:BRAT.0000006333.93597.9d.
- [44] J. N. Acharya, A. Hani, J. Cheek, P. Thirumala, and ¶# T. N. T., "American Clinical Neurophysiology Society Guideline 2: Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature", doi: 10.1097/WNP.00000000000316.
- [45] "ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ Ταξινόμηση Σημάτων Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος Νοητικής Κίνησης με Χρήση Τεχνικών Βαθιάς Μάθησης".
- [46] C. L. Scrivener and A. T. Reader, "M E T H O D Variability of EEG electrode positions and their underlying brain regions: visualizing gel artifacts from a simultaneous EEG-fMRI dataset," 2022, doi: 10.1002/brb3.2476.
- [47] Jayant N Acharya and Vinita J Acharya, "Overview of EEG Montages and Principles of Localization. Journal of Clinical Neurophysiology, 36(5), 325– 329." Accessed: Feb. 25, 2025. [Online]. Available: <u>https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31490449/</u>
- [48] S. Beniczky and D. L. Schomer, "Electroencephalography: basic biophysical and technological aspects important for clinical applications," *Epileptic Disorders*, vol. 22, no. 6, pp. 697–715, Dec. 2020, doi: 10.1684/epd.2020.1217.
- [49] X. Jiang, G.-B. Bian, and Z. Tian, "Removal of Artifacts from EEG Signals: A Review," 2019, doi: 10.3390/s19050987.
- [50] T. Radüntz, J. Scouten, O. Hochmuth, and B. Meffert, "EEG artifact elimination by extraction of ICA-component features using image processing algorithms," J *Neurosci Methods*, vol. 243, pp. 84–93, 2015, doi: 10.1016/j.jneumeth.2015.01.030.
- [51] L. Dong *et al.*, "MATLAB Toolboxes for Reference Electrode Standardization Technique (REST) of Scalp EEG," *Front Neurosci*, vol. 11, no. OCT, Oct. 2017, doi: 10.3389/FNINS.2017.00601.

- [52] S. V. Gliske, Z. T. Irwin, C. Chestek, and W. C. Stacey, "Effect of sampling rate and filter settings on High Frequency Oscillation detections," *Clin Neurophysiol*, vol. 127, no. 9, pp. 3042–3050, Sep. 2016, doi: 10.1016/J.CLINPH.2016.06.029.
- [53] C. Weyer *et al.*, "The Strength of Alpha Oscillations in the Electroencephalogram Differently Affects Algorithms Used for Anesthesia Monitoring," *Anesth Analg*, vol. 133, no. 6, pp. 1577–1587, Dec. 2021, doi: 10.1213/ANE.000000000005704.
- [54] Y. L. Yeo *et al.*, "Linear versus Quadratic Detrending in Analyzing Simultaneous Changes in DC-EEG and Transcutaneous pCO2," *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2023, 2023, doi: 10.1109/EMBC40787.2023.10340855.
- [55] H. Zhang *et al.*, "The applied principles of EEG analysis methods in neuroscience and clinical neurology," Dec. 01, 2023, *BioMed Central Ltd.* doi: 10.1186/s40779-023-00502-7.
- [56] A. W. Pise and P. P. Rege, "Comparative Analysis of Various Filtering Techniques for Denoising EEG Signals," in 2021 6th International Conference for Convergence in Technology, I2CT 2021, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., Apr. 2021. doi: 10.1109/I2CT51068.2021.9417984.
- [57] A. Chaddad, Y. Wu, R. Kateb, and A. Bouridane, "Electroencephalography Signal Processing: A Comprehensive Review and Analysis of Methods and Techniques," *Sensors (Basel)*, vol. 23, no. 14, p. 6434, Jul. 2023, doi: 10.3390/S23146434.
- [58] "Dataset Downloads | OpenViBE." Accessed: Mar. 02, 2025. [Online]. Available: <u>https://openvibe.inria.fr/datasets-downloads/</u>
- [59] "BCI Competition III." Accessed: Mar. 02, 2025. [Online]. Available: https://www.bbci.de/competition/iii/
- [60] "Dataset IIIa: 4-class EEG data".
- [61] "Dataset IIIb: Non-stationary 2-class BCI data".
- [62] "Data Set IVa for the BCI Competition III." Accessed: Mar. 18, 2025. [Online]. Available: <u>https://www.bbci.de/competition/iii/desc_IVa.html</u>
- [63] "Data Set IVb for the BCI Competition III." Accessed: Mar. 18, 2025. [Online]. Available: <u>https://www.bbci.de/competition/iii/desc_IVb.html</u>
- [64] "Data Set IVc for the BCI Competition III." Accessed: Mar. 18, 2025. [Online]. Available: <u>https://www.bbci.de/competition/iii/desc_IVc.html</u>
- [65] "Data Set V for the BCI Competition III." Accessed: Mar. 18, 2025. [Online]. Available: <u>https://www.bbci.de/competition/iii/desc_V.html</u>

- [66] "BCI Competition IV." Accessed: Mar. 02, 2025. [Online]. Available: https://www.bbci.de/competition/iv/
- [67] "Data Set 1 for the BCI Competition IV." Accessed: Mar. 28, 2025. [Online]. Available: <u>https://www.bbci.de/competition/iv/desc_1.html</u>
- [68] R. Leeb, C. Brunner, G. R. Müller-Putz, A. Schlögl, and G. Pfurtscheller, "BCI Competition 2008-Graz data set B Experimental paradigm", Accessed: Mar. 18, 2025. [Online]. Available: <u>http://biosig.sourceforge.net/</u>.
- [69] "Data sets BNCI Horizon 2020." Accessed: Mar. 02, 2025. [Online]. Available: https://www.bnci-horizon-2020.eu/database/data-sets
- [70] D. Steyrl, R. Scherer, O. Förstner, and G. R. Müller-Putz, "Motor Imagery Brain-Computer Interfaces: Random Forests vs Regularized LDA-Non-linear Beats Linear", doi: 10.3217/978-3-85125-378-8-61.
- [71] "Neuroprosthetic control of an EEG-EOG BNCI system by a paralyzed patient with high spinal cord injury", doi: 10.1186/1743-0003-11-165.
- [72] "EEG Motor Movement/Imagery Dataset v1.0.0." Accessed: Mar. 02, 2025. [Online]. Available: <u>https://physionet.org/content/eegmmidb/1.0.0/</u>
- [73] "Planning Relax UCI Machine Learning Repository." Accessed: Mar. 11, 2025. [Online]. Available: https://archive.ics.uci.edu/dataset/230/planning+relax
- [74] R. T. Schirrmeister *et al.*, "Deep learning with convolutional neural networks for EEG decoding and visualization," *Hum Brain Mapp*, vol. 38, no. 11, pp. 5391– 5420, Nov. 2017, doi: 10.1002/HBM.23730.
- [75] "Grasp-and-Lift EEG Detection | Kaggle." Accessed: Mar. 02, 2025. [Online]. Available: <u>https://www.kaggle.com/c/grasp-and-lift-eeg-detection/data</u>
- [76] H. Cho, M. Ahn, S. Ahn, M. Kwon, and S. C. Jun, "EEG datasets for motor imagery brain-computer interface," *Gigascience*, vol. 6, no. 7, pp. 1–8, Jul. 2017, doi: 10.1093/GIGASCIENCE/GIX034.
- [77] J. Shin et al., "Open Access Dataset for EEG+NIRS Single-Trial Classification," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, no. 10, pp. 1735–1745, Oct. 2017, doi: 10.1109/TNSRE.2016.2628057.
- [78] "EEG dataset of 7-day Motor Imagery BCI | IEEE DataPort." Accessed: Mar. 02, 2025. [Online]. Available: <u>https://ieee-dataport.org/open-access/eeg-dataset-7-day-motor-imagery-bci#files</u>
- [79] R. A. Armstrong, "When to use the Bonferroni correction," *Ophthalmic Physiol Opt*, vol. 34, no. 5, pp. 502–508, Sep. 2014, doi: 10.1111/OPO.12131.

[80] R. Scherer *et al.*, "Individually Adapted Imagery Improves Brain-Computer Interface Performance in End-Users with Disability," *PLoS One*, vol. 10, no. 5, p. e0123727, May 2015, doi: 10.1371/JOURNAL.PONE.0123727.

Παράρτημα Α: Κώδικας MATLAB

Προεπεξεργασία συνόλου δεδομένων BNCI Horizon Dataset 13: Individual Imagery

ReprocessDataApplyIca.m

```
% Ορισμός διαδρομής για το EEGLAB
path_to_eeglab = 'path_to_eeglab_folder';
addpath(genpath(path_to_eeglab));
eeglab; % Initialize EEGLAB
save path = '/path/to/output/folder/UncleanedIca';
% Βρόχος subjects
for subj = 1:num_subjects
    subject_name = sprintf('Subject_%d', subj);
    num_sessions = length(DatasetName.participants.(subject_name).data);
    % Βρόχος sessions
    for sess = 1:num sessions
        % Load EEG data
        eegData = DatasetName.participants.(subject_name).data{1, sess}.X;
        eegChan = size(eegData, 1);
        % Ανάκτηση δεδομένων
        raw_data = DatasetName.participants.(subject_name).data{sess};
        trial latencies = raw data.trial;
        class_labels = raw_data.y;
        fs = raw_data.fs;
        % ΕΕG δομή
        EEG = eeg_emptyset();
        EEG.data = eegData;
        EEG.nbchan = eegChan;
        EEG.srate = fs;
        if ndims(EEG.data) == 3
            EEG.data = reshape(EEG.data, EEG.nbchan, []);
            EEG.trials = 1;
        else
            EEG.trials = 1;
            EEG.pnts = size(EEG.data, 2);
        end
        % Ετικέτες καναλίων
        for i = 1:height(channel_table)
            EEG.chanlocs(i).labels = channel_table.Var1{i};
        end
        % Ανάκτηση markers δοκιμών
        EEG.event = [];
        for i = 1:length(trial_latencies)
    EEG.event(i).type = sprintf('Class%d', class_labels(i));
            EEG.event(i).latency = trial_latencies(i);
            EEG.event(i).duration = fs * 10;
        end
        % Eq \alpha \rho \mu o \gamma \eta linear detrend
        for ch = 1:EEG.nbchan
           EEG.data(ch,:) = detrend(EEG.data(ch,:), 'linear');
        end
        % Re-reference data to average
        EEG = pop_reref(EEG, []);
        \% Eqapµoyή resample to 256 Hz
        if EEG.srate > 256
            EEG = pop_resample(EEG, 256);
        end
        % E\phi\alpha\rho\muoyή Band-pass from 1 Hz to 40 Hz
        EEG = pop_eegfiltnew(EEG, 1, 40, [], 0, [], 0);
```

```
% standard channel locations
chanlocs_file = fullfile(path_to_eeglab,'standard-10-5-cap385.elp');
EEG = pop_chanedit(EEG, 'lookup', chanlocs_file);
% Αλγόριθμος ICA
EEG = pop_runica(EEG, 'extended', 1);
% Αποθήκευση ICA αποτελεσμάτων
filename = sprintf('BNCIHorizonIcaS%dSess%d.set', subj, sess);
pop_saveset(EEG, 'filename', filename, 'filepath', save_path);
% Αποθήκευση στο EEGLAB
[ALLEEG, EEG, CURRENTSET] = eeg_store(ALLEEG, EEG);
end
```

```
end
```

CleaningIca.m

```
% Ορισμός διαδρομών εισόδου και εξόδου
input_base_path = '/path/to/input/folder/UncleanedIca';
output_base_path = '/path/to/output/folder/CleanedIca';
for sess = sessions
    %Φόρτωση των ΙCA αρχείων πριν την αφαιρεση των γραμμικών συνιστωσών
    filename = sprintf('BNCIHorizonIcaS%dSess%d.set', subj, sess);
EEG = pop_loadset('filename', filename, 'filepath', input_base_path);
    % ICLabel για την ευρεση των ICs
    EEG = iclabel(EEG);
    % ICLabel classifications
    classifications = EEG.etc.ic_classification.ICLabel.classifications; % Probabilities for each IC
    classes = EEG.etc.ic_classification.ICLabel.classes; % Class labels for the ICs
    % ICs προς απόρριψη
    reject_indices = false(size(classifications, 1), 1);
    for ic = 1:size(classifications, 1)
        [sorted_probs, sorted_indices] = sort(classifications(ic,:), 'descend'); % probabilities
        primary_class = classes{sorted_indices(1)}; % First class (highest probability)
        secondary_class = classes{sorted_indices(2)}; % Second class (second-highest probability)
        if strcmp(primary_class, 'Other')
    % Keep 'Other' only if the second class is 'Brain'
            if ~strcmp(secondary_class, 'Brain')
                 reject_indices(ic) = true; % Mark for rejection
            end
        elseif ismember(primary_class,{'Heart','Eye','Muscle','Channel... Noise','Line Noise'})
            % Classes προς αφαίρεση
            reject_indices(ic) = true;
        end
    end
    EEG = pop_subcomp(EEG, find(reject_indices), 0);
    % Επαναταξινόμηση των ICs μετά την απόρριψη
    EEG = iclabel(EEG);
    % Αποθήκευση ανεξάρτήτων συνιστωσών
    save_filename = sprintf('BNCICleanedIcaSubject%dSession%dNewOther.set', subj, sess);
    pop_saveset(EEG, 'filename', save_filename, 'filepath', output_base_path);
    % Αποθήκευση στο EEGLAB
    [ALLEEG, EEG, CURRENTSET] = eeg_store(ALLEEG, EEG);
```

end

FrequencySeperation.m

```
% Ορισμός διαδρομών εισόδου και εξόδου
input_filepath = '/path/to/input/folder/CleanedIcaWithEvents';
output_filepath = '/path/to/output/folder/FiltersWithEvents';
freq_bands = struct('delta',[0.5,4],'theta',[4,8],'alpha', [8,13],'beta', [13,30],'gamma',[30, 40]);
% Επεξεργασία κάθε subject και session
for subject_id = 1:num_subjects
    for session_id = 1:num_sessions
         % Δημιουργία ονόματος αρχείου για άνοιγμα
filename = sprintf('CleanedIcaSubject%dSession%d_Updated.set', subject_id, session_id);
         % Έλεγχος αν το αρχείο υπάρχει
         if exist(fullfile(input_filepath, filename), 'file') ~= 2
    warning('File not found: %s. Skipping...', filename);
              continue;
         end
         % Φόρτωση ΕΕG αρχείου
EEG = pop_loadset('filename', filename, 'filepath', input_filepath);
         % frequency band διαχωρισμός
         for field = fieldnames(freq_bands)
              band name = field{1};
              band_range = freq_bands.(band_name);
              % band-pass φίλτρο
              EEG_filtered = pop_eegfiltnew(EEG, band_range(1), band_range(2));
              % Αποθήκευση dataset
              new_filename = sprintf('CleanedIcaSubject%dSession%dEEG_%s.set', subject_id, session_id,
band name);
              pop_saveset(EEG_filtered, 'filename', new_filename, 'filepath', output_filepath);
         end
    end
end
```

SeperateClasses.m

```
% Ορισμός παραμέτρων
input_filepath = '/path/to/input/folder/FiltersWithEvents';
output_filepath = '/path/to/output/folder/Classes';
% Βρόχος για κάθε subject, session και συχνοτική ζώνη
for subject_id = 1:num_subjects
    for session_id = 1:num_sessions
         for field = fieldnames(freq_bands)'
              band_name = field{1};
              % Δημιουργία ονόματος αρχείου
filename = sprintf('IcaSubject%dSession%dEEG_%s.set',subject_id, session_id, band_name);
                    % Φόρτωση του EEG dataset
              EEG = pop_loadset('filename', filename, 'filepath', input_filepath);
              % Εύρεση των ομάδων στα events
              unique_classes = unique({EEG.event.type});
              % Βρόχος για κάθε ομάδα
for class_idx = 1:length(unique_classes)
                  class_name = unique_classes{class_idx};
                  % Επιλογή μόνο των events της ομάδας
                  EEG_class = EEG;
EEG_class.event = EEG.event(strcmp({EEG.event.type}, class_name));
                  % Αποθήκευση του νέου αρχείου
new_filename=sprintf('Subject%d_Session%d_Class%s_%s.set',subject_id,session_id,class_name,band_name
);
                  pop_saveset(EEG_class, 'filename', new_filename, 'filepath', output_filepath);
              end
         end
    end
end
```

ComputePowerband.m

```
%% Υπολογισμός Bandpower ανά Event και Κανάλι (με παράθυρο 3.5s - 10s)
% Ορισμός διαδρομών εισόδου και εξόδου
input_filepath = '/path/to/input/folder/Classes';
bandpower_output_filepath = '/path/to/output/folder/BandPower';
% Αρχικοποίηση δομής για αποθήκευση αποτελεσμάτων
BandPower = struct();
field_names = fieldnames(freq_bands);
% Βρόχος για όλα τα subjects, sessions, classes και frequency bands
for subject_id = 1:num_subjects
    for session_id = 1:num_sessions
        for class_id = 1:num_classes
            for band_idx = 1:length(field_names)
                band_name = field_names{band_idx}; % Λήψη ονόματος συχνοτικής ζώνης
                freq_range = freq_bands.(band_name); % Αντίστοιχο εύρος συχνοτήτων
               % Δημιουργία ονόματος αρχείου
                filename = sprintf('Subject%d_Session%d_Class%d_%s.set', subject_id, session_id,
class_id, band_name);
               file_path = fullfile(input_filepath, filename);
               % Φόρτωση του EEG dataset
                EEG = pop_loadset('filename',filename,'filepath',input_filepath);
               num_events = length(EEG.event);
               num_channels = EEG.nbchan; % 30 κανάλια
                event_bandpowers = nan(num_events, num_channels);%Events x Chan
                fs = EEG.srate; % Συχνότητα δειγματοληψίας
               total_samples = size(EEG.data, 2); % Συνολικά samples
                for e idx = 1:num events
                    raw_event_latency = round(EEG.event(e_idx).latency); % start
                   % Μετακίνηση του event κατά +3.5 δευτερόλεπτα
                    event_latency = raw_event_latency + round(3.5 * fs);
                   % Ορισμός διάρκειας segment
                   event_duration = round(6.5 * fs);
                   % Ορισμός ορίου για αποκοπή segment
                   end_sample = min(event_latency + event_duration - 1, total_samples);
                   % Εξαγωγή segment EEG δεδομένων για το event
                    event_data = EEG.data(:, event_latency:end_sample);
                    % Υπολογισμός Bandpower για κάθε κανάλι ξεχωριστά
                    for ch = 1:num channels
                        event_bandpowers(e_idx, ch) = bandpower(event_data(ch,:), fs, freq_range);
                    end
                end
               % Αποθήκευση των αποτελεσμάτων
                BandPower(subject_id).session(session_id).class(class_id).(band_name) =
event_bandpowers;
           end
       end
    end
end
% Αποθήκευση των αποτελεσμάτων
save(fullfile(bandpower_output_filepath, 'bandpowerResults.mat'), 'BandPower');
```

Προεπεξεργασία δεδομένων BCI IV Dataset-2a: 4-class Motor

Imagery

IcaUncleaned.m

```
% Προετοιμασία Περιβάλλοντος - Φόρτωση του EEGLAB
path_to_eeglab = '/path/to/eeglab_folder';
addpath(genpath(path_to_eeglab));
eeglab;
save_path = '/path/to/output/folder/IcaUncleaned';
% Ορισμός καναλιών προς αφαίρεση
channels_to_remove = {'EOG-central'};
num_subjects = size(fieldnames(bci_iv_2a.data.participants), 1);
% Επεξεργασία κάθε συμμετέχοντα
for subj = 1:num_subjects
    subject_name = sprintf('Subject_%d', subj);
    subject_data = bci_iv_2a.data.participants.(subject_name).data;
    sets = {'Training_set'}
    for set_idx = 1:length(sets)
        set_name = sets{set_idx};
eegData = subject_data.(set_name).data;
        set_type = set_name;
        % Δημιουργία EEG δομής
        EEG = eeg_emptyset();
        EEG.data = eegData;
        EEG.srate = bci_iv_2a.sampling_freq;
channel_labels = bci_iv_2a.channels.Var1;
        % Αντιγραφή events από τα raw δεδομένα
        EEG.event = raw_data.event;
        % Ορισμός ονομάτων καναλιών
        for i = 1:length(channel labels)
            EEG.chanlocs(i).labels = channel_labels{i};
        end
        EEG.nbchan = length(EEG.chanlocs);
        % Αφαίρεση ΕΟG καναλιών
        remove_indices = find(ismember({EEG.chanlocs.labels}, channels_to_remove));
            EEG.data(remove_indices, :) = [];
            EEG.chanlocs(remove_indices) = [];
            EEG.nbchan = size(EEG.data, 1);
        % Detrend ανά κανάλι
        for ch = 1:EEG.nbchan
            EEG.data(ch, :) = detrend(EEG.data(ch, :), 'linear');
        end
        % Re-reference
        EEG = pop_reref(EEG, []);
        % Επαναδειγματοληψία στα 256 Hz
        if EEG.srate > 256
            EEG = pop_resample(EEG, 256);
        end
        % Επιπλέον band-pass φίλτρο (1-40 Hz)
        EEG = pop_eegfiltnew(EEG, 1, 40, [], 0, [], 0);
        % Φόρτωση τοποθεσιών καναλιών
        chanlocs_file = '/path/to/eeglab_folder/standard-10-5-cap385.elp';
        EEG = pop_chanedit(EEG, 'lookup', chanlocs_file);
        % Εκτέλεση ΙCA
        EEG = pop_runica(EEG, 'extended', 1);
        EEG = iclabel(EEG);
        % Αποθήκευση αποτελέσματων ΙCA
        output_filename = sprintf('BciIv2aUncleaned_%s_%s.set', subject_name, set_type);
        pop_saveset(EEG, 'filename', output_filename, 'filepath', save_path);
    end
```

```
end
```

CleaningIca.m

```
% Ορισμός γενικών διαδρομών εισόδου και εξόδου
input_base_path = '/path/to/input/folder/BciIv2a/IcaUncleaned';
output_base_path = '/path/to/output/folder/BciIv2a/IcaCleaned';
% Ανάκτηση δομών των συμμετεχόντων
subject_fields = fieldnames(bci_iv_2a.data.participants);
% Βρόχος για κάθε συμμετέχοντα
for subj_idx = 1:length(subject_fields)
    subject_name = subject_fields{subj_idx};
    subject_data = bci_iv_2a.data.participants.(subject_name).data;
    sessions = {'Training_set'};
    for sess_idx = 1:length(sessions)
        session_name = sessions{sess_idx};
        session_data = subject_data.(session_name).data;
        % Δημιουργία ονόματος αρχείου
        filename = sprintf('BciIv2aUncleaned_%s_%s.set', subject_name, session_name);
        input_filepath = fullfile(input_base_path, filename);
        % Φόρτωση του ΙCA αρχείου
        EEG = pop_loadset('filename', filename, 'filepath', input_base_path);
        % Εκτέλεση ICLabel
        EEG = iclabel(EEG);
        % Λήψη των ταξινομήσεων
        classifications = EEG.etc.ic_classification.ICLabel.classifications;
        classes = EEG.etc.ic_classification.ICLabel.classes;
        % Εύρεση των ICs προς απόρριψη
        reject_indices = false(size(classifications, 1), 1);
        for ic = 1:size(classifications, 1)
            [sorted_probs, sorted_indices] = sort(classifications(ic, :), 'descend');
            primary_class = classes{sorted_indices(1)};
            secondary_class = classes{sorted_indices(2)};
            if strcmp(primary_class, 'Other')
                if ~strcmp(secondary_class, 'Brain')
                    reject_indices(ic) = true;
                end
            elseif ismember(primary_class, {'Heart', 'Eye', 'Muscle', 'Channel Noise', 'Line Noise'})
                 reject_indices(ic) = true;
            end
        end
        % Απόρριψη των ICs
        EEG = pop_subcomp(EEG, find(reject_indices), 0);
        % Επαναταξινόμηση των ICs μετά την απόρριψη
        EEG = iclabel(EEG);
        % Αποθήκευση του Cleaned ICA dataset
        save_filename = sprintf('BciIv2adIcaCleaned%s_%s_NewOther.set', subject_name, session_name);
        pop_saveset(EEG, 'filename', save_filename, 'filepath', output_base_path);
        % Αποθήκευση στο EEGLAB
        [ALLEEG, EEG, CURRENTSET] = eeg_store(ALLEEG, EEG);
    end
end
```

RejectTrials.m

```
%% Ορισμός διαδρομών εισόδου και εξόδου
input_filepath = '/path/to/input/folder/Classes';
output_filepath = '/path/to/output/folder/EventsWithRejectedTrials';
%% Καθορισμός IDs των κλάσεων
class_codes = {'769', '770', '771', '772'};
class_names = {'Class1', 'Class2', 'Class3', 'Class4'};
start_code = '768';
reject_code = '1023';
file_list = dir(fullfile(input_filepath, '*.set'));
% Επεξεργασία κάθε αρχείου .set
for f = 1:length(file_list)
    filename = file_list(f).name;
    % Φόρτωση αρχείου EEG
    EEG = pop_loadset('filename', filename, 'filepath', input_filepath);
    % Ανάλυση των events
    clean_events = cellfun(@num2str, {EEG.event.edftype}, 'UniformOutput', false);
    latencies = [EEG.event.latency];
    % Εύρεση trials που ξεκινούν και έλεγχος για επόμενο rejection event
    start_trials = find(contains(clean_events, start_code));
    rejected_trials = false(1, length(EEG.event));
    for i = 1:length(start_trials)
         current_index = start_trials(i);
         if current_index < length(clean_events) && strcmp(clean_events{current_index + 1},</pre>
reject_code)
             rejected_trials(current_index) = true;
             rejected_trials(current_index + 1) = true;
             if (current_index + 2) <= length(clean_events)</pre>
                  rejected_trials(current_index + 2) = true;
             end
         end
    end
    % Αφαίρεση των rejected events
    EEG.event = EEG.event(~rejected_trials);
    % Αποθήκευση του αρχείου χωρίς τα απορριφθέντα trials
    new_filename = sprintf('%s_Cleaned.set', filename(1:end-4));
    pop_saveset(EEG, 'filename', new_filename, 'filepath', output_filepath);
end
```

EventsFrequencySeperation.m

```
% Ορισμός διαδρομών εισόδου/εξόδου
input_filepath = '/path/to/input/folder/EventsWithClassesRej'
output_filepath = '/path/to/output/folder/FrequencyBands';
%% Καθορισμός των συχνοτήτων που θα φιλτράρουμε
%% Εντοπισμός όλων των αρχείων στον input_filepath
file_list = dir(fullfile(input_filepath, '*.set')); % Εντοπισμός όλων των .set αρχείων
% Επεξεργασία κάθε αρχείου
for f = 1:length(file_list)
    filename = file_list(f).name;
    fprintf('Processing file: %s\n', filename);
    % Φόρτωση αρχείου EEG
EEG = pop_loadset('filename', filename, 'filepath', input_filepath);
    % Βρόχος για κάθε φασματική ζώνη
    freq_names = fieldnames(freq_bands);
    for b = 1:length(freq_names)
         band_name = freq_names{b};
         freq_range = freq_bands.(band_name);
         % Εφαρμογή φίλτρου συχνοτήτων
         EEG_filtered = pop_eegfiltnew(EEG, freq_range(1), freq_range(2));
         % Διατήρηση των αρχικών events
         EEG filtered.event = EEG.event;
         % Αποθήκευση του νέου dataset
         new_filename = sprintf('%s_%s.set', filename(1:end-4), band_name);
pop_saveset(EEG_filtered, 'filename', new_filename, 'filepath', output_filepath);
    end
end
```

Bandpower.m

```
% Ορισμός διαδρομών εισόδου/εξόδου
input_filepath = '/path/to/input/folder/FrequencyBands';
output_filepath = '/path/to/output/folder/Powerband';
%% Καθορισμός των συχνοτήτων και κλάσεων
class_codes = [769, 770, 771, 772];
class_names = {'Class1', 'Class2', 'Class3', 'Class4'};
freq_bands = {'delta', 'theta', 'alpha', 'beta', 'gamma'};
%% Ανάγνωση όλων των αρχείων
file_list = dir(fullfile(input_filepath, '*.set'));
% Δομή για αποθήκευση των αποτελεσμάτων
bandpowerResults = struct();
% Βρόχος για κάθε αρχείο (Subject-Class-FrequencyBand)
for f = 1:length(file_list)
    filename = file_list(f).name;
filepath = fullfile(input_filepath, filename);
    subject_id = str2double(tokens{1}{1});
    class_index = str2double(tokens{1}{2});
    band_name = tokens{1}{3};
    class_name = class_names{class_index};
    class_code = class_codes(class_index);
    EEG = pop_loadset('filename', filename, 'filepath', input_filepath);
    fs = EEG.srate;
    offset = 0.5;
    epoch length = 3.5;
    samples_per_epoch = fs * epoch_length;
    samples_offset = fs * offset;
    event_types = [EEG.event.edftype];
    event_latencies = [EEG.event.latency];
    class_trials = find(event_types == class_code);
    num_channels = EEG.nbchan;
    num_trials = length(class_trials);
    power_values = nan(num_trials, num_channels);
    % Υπολογισμός bandpower για κάθε trial και κάθε κανάλι
    for t = 1:num_trials
         trial_start = round(event_latencies(class_trials(t)) + samples_offset);
         trial_end = trial_start + samples_per_epoch - 1;
         if trial_end > size(EEG.data, 2)
    fprintf('Trial %d out of range. Skipping...\n', t);
              continue;
         end
         for ch = 1:num_channels
              trial signal = EEG.data(ch, trial start:trial end);
              power_values(t, ch) = bandpower(trial_signal, fs, freq_ranges.(band_name));
         end
    end
    bandpowerResults(subject_id).session(1).(class_name).(band_name) = power_values;
end
% Αποθήκευση των αποτελεσμάτων
save(fullfile(output_filepath, 'PowerBandResults.mat'), 'bandpowerResults');
```

Προεπεξεργασία συνόλων δεδομένων Motor imagery Dataset των CLA και HALT Paradigm

UncleanIca.m

```
% Προσθήκη του EEGLAB στο path
path_to_eeglab = '/path/to/eeglab';
addpath(genpath(path_to_eeglab));
eeglab; % Εκκίνηση EEGLAB
% Ορισμός διαδρομών εισόδου/εξόδου
channel_table = MotorImagery.channels.Var1; % Φόρτωση ονομάτων καναλιών
save_path = '/path/to/output/folder/IcaUncleaned'; % Αποθήκευση ICA αρχείων
% Βρόχος για κάθε συμμετέχοντα
subjects = fieldnames(MotorImagery271124.data.participants);
for subj idx = 1:length(subjects)
    subject_name = subjects{subj_idx};
    sessions = fieldnames(MotorImagery271124.data.participants.(subject_name));
    for sess_idx = 1:length(sessions)
        session_name = sessions{sess_idx};
        % Αφαίρεση καναλιών A1, A2, X3
channels_to_remove = {'A1', 'A2', 'X3'};
keep_channels = ~ismember(MotorImagery271124.channels.Var1, channels_to_remove);
        eegData = eegData(keep_channels, :);
        % Δημιουργία EEG δομής
        EEG = eeg_emptyset();
        EEG.data = eegData;
        EEG.nbchan = size(eegData, 1);
        EEG.pnts = size(eegData, 2);
        EEG.srate = sampFreq;
        EEG.trials = 1;
        EEG.chanlocs = struct('labels', MotorImagery271124.channels.Var1(keep_channels));
        % Επαναναφορά στο average reference
        EEG = pop_reref(EEG, []);
        if EEG.srate > 256
             EEG = pop_resample(EEG, 256);
        end
        % Φιλτράρισμα 1-40 Hz
        EEG = pop_eegfiltnew(EEG, 1, 40, [], 0, [], 0);
        % Τοποθεσίες καναλιών
        chanlocs_file = fullfile(path_to_eeglab, 'standard-10-5-cap385.elp');
EEG = pop_chanedit(EEG, 'lookup', chanlocs_file);
        % Εκτέλεση ΙCA
        EEG = pop_runica(EEG, 'extended', 1);
        EEG = iclabel(EEG);
        % Αποθήκευση αποτελεσμάτων ΙCA
        filename = sprintf('MotorImageryIca%s_Session_%s.set', subject_name, session_name);
         pop_saveset(EEG, 'filename', filename, 'filepath', save_path);
         [ALLEEG, EEG, CURRENTSET] = eeg_store(ALLEEG, EEG);
    end
end
```

CleaningIca.m

```
% Ορισμός διαδρομών εισόδου και εξόδου
input_base_path = '/path/to/input/folder/IcaUncleaned';
output_base_path = '/path/to/output/folder/IcaCleaned';
% Λίστα αρχείων .set προς επεξεργασία
file_list = dir(fullfile(input_base_path, '*.set'));
for i = 1:length(file_list)
    input_file = fullfile(file_list(i).folder, file_list(i).name);
    EEG = pop_loadset('filename', file_list(i).name, 'filepath', input_base_path);
    % Εκτέλεση ICLabel
    EEG = iclabel(EEG);
    % Απόφαση για απόρριψη ICs με βάση την ταξινόμηση
    classifications = EEG.etc.ic_classification.ICLabel.classifications;
    classes = EEG.etc.ic_classification.ICLabel.classes;
    reject_indices = false(size(classifications, 1), 1);
    for ic = 1:size(classifications, 1)
    [sorted_probs, sorted_indices] = sort(classifications(ic, :), 'descend');
         primary_class = classes{sorted_indices(1)};
         secondary_class = classes{sorted_indices(2)};
         if strcmp(primary_class, 'Other')
    if ~strcmp(secondary_class, 'Brain')
                 reject_indices(ic) = true;
             end
         elseif ismember(primary_class, {'Heart', 'Eye', 'Muscle', 'Channel Noise', 'Line Noise'})
             reject_indices(ic) = true;
         end
    end
    % Αφαίρεση των ανεπιθύμητων ICs
    EEG = pop_subcomp(EEG, find(reject_indices), 0);
    % Νέα ταξινόμηση μετά την αφαίρεση
    EEG = iclabel(EEG);
    % Προβολή των νέων ICs
    pop_viewprops(EEG, 0, 1:size(EEG.icawinv, 2));
    % Αποθήκευση του cleaned dataset
    save_filename = sprintf('%s_CleanedIca.set', base_name);
pop_saveset(EEG, 'filename', save_filename, 'filepath', output_base_path);
    [ALLEEG, EEG, CURRENTSET] = eeg_store(ALLEEG, EEG);
end
```

Για τους επόμενους κώδικες της προεπεξεργασίας διαχωρίζονται τα δύο πειράματα

CLA και HALT Paradigm

CLAEvents.m

```
% Ορισμός διαδρομών
input_filepath = '/path/to/input/folder/IcaCla';
output_filepath = '/path/to/output/folder/NewFinalEventsForCla';
raw_data_struct = MotorImageryDataset.data.participants;
% Εύρεση όλων των .set αρχείων στον φάκελο
set_files = dir(fullfile(input_filepath, '*.set'));
for k = 1:length(set_files)
    set_filename = set_files(k).name;
    EEG = pop_loadset('filename', set_filename, 'filepath', input_filepath);
    % Εξαγωγή πληροφοριών από το όνομα του αρχείου
    tokens = regexp(set filename, 'MotorImagery (CLASubject[A-Z]\d+StLRHand).*\.set', 'tokens');
    if isempty(tokens)
        warning('Δεν αναγνωρίστηκε η αντιστοιχία για το αρχείο: %s', set_filename);
        continue;
    end
    tokens = tokens{1};
    subject_id = ['Subject_' tokens{1}];
session_id = tokens{2};
    % Εύρεση αντίστοιχων δεδομένων στα raw
    if isfield(raw_data_struct, subject_id)
        raw_subject = raw_data_struct.(subject_id);
         if isfield(raw_subject, session_id)
             raw_session = raw_subject.(session_id);
             raw_markers = raw_session.marker;
             % Αντικατάσταση των markers στο EEG
             EEG.event = [];
             for i = 1:length(raw_markers)
                 EEG.event(end+1).type = sprintf('Marker%d', raw_markers(i));
                 EEG.event(end).latency = i;
                 EEG.event(end).duration = 1;
             end
             EEG = eeg_checkset(EEG);
             % Αποθήκευση νέου αρχείου με ενημερωμένα markers
pop_saveset(EEG, 'filename', set_filename, 'filepath', output_filepath);
             fprintf('Αποθηκεύτηκε το ενημερωμένο αρχείο: %s\n', fullfile(output_filepath,
set filename));
        else
             warning('Δεν βρέθηκαν δεδομένα για το session: %s\n', session_id);
        end
    else
        warning('Δεν βρέθηκαν δεδομένα για το subject: %s\n', subject_id);
    end
end
```

CLAFrequencySeperation.m

```
%% Ορισμός διαδρομών εισόδου και εξόδου
input_filepath = '/path/to/input/folder/Events';
output_filepath = '/path/to/output/folder/FiltersWithEvents';
%% Ορισμός των συχνοτήτων που θα αναλυθούν
%% Εντοπισμός όλων των .set αρχείων στον φάκελο εισόδου
set_files = dir(fullfile(input_filepath, '*.set'));
for k = 1:length(set_files)
    set_filename = set_files(k).name;
    EEG = pop_loadset('filename', set_filename, 'filepath', input_filepath);
    for field = fieldnames(freq_bands)'
        band_name = field{1};
        band_range = freq_bands.(band_name);
        % Εφαρμογή Band-Pass Filter
        EEG_filtered = pop_eegfiltnew(EEG, band_range(1), band_range(2));
        % Διατήρηση των markers
        EEG_filtered.event = EEG.event;
        EEG_filtered = eeg_checkset(EEG_filtered);
        % Δημιουργία ονόματος αρχείου εξόδου
        new_filename = strrep(set_filename, '.set', sprintf('_%s.set', band_name));
        % Αποθήκευση του φιλτραρισμένου EEG
pop_saveset(EEG_filtered, 'filename', new_filename, 'filepath', output_filepath);
    end
end
```

CLABandpower.m

```
%% Ορισμός διαδρομών εισόδου και εξόδου
input_filepath = '/path/to/input/folder/FiltersWithEvents';
output_bandpower_mat = '/path/to/output/folder/BandPower/SegmentsBandPowerResults.mat';
%% Ανάκτηση όλων των .set αρχείων
set_files = dir(fullfile(input_filepath, '*.set'));
set_filenames = {set_files.name};
%% Αρχικοποίηση δομής για αποθήκευση bandpower
bandpower_results = struct();
%% Επεξεργασία κάθε αρχείου EEG
for f = 1:length(set_filenames)
    set_filename = set_filenames{f};
    EEG = pop_loadset('filename', set_filename, 'filepath', input_filepath);
    num_channels = EEG.nbchan;
    sampling_rate = EEG.srate;
    % Εξαγωγή συχνοτικής ζώνης από όνομα αρχείου
    freq_name = extractBetween(set_filename, '_CleanedIca_', '.set');
    if isempty(freq_name)
        fprintf(fileID, 'Αγνόηση αρχείου (δεν εντοπίστηκε συχνότητα): %s\n', set_filename);
        continue;
    end
    freq_name = freq_name{1};
    % Εξαγωγή ονόματος υποκειμένου
    subject_name = extractBetween(set_filename, 'Subject_', '_Session');
    if iscell(subject_name)
        subject_name = subject_name{1};
    end
    subject_name = matlab.lang.makeValidName(subject_name);
```

```
% Αρχικοποίηση δομών αποθήκευσης
    if ~isfield(bandpower_results, subject_name)
        bandpower_results.(subject_name) = struct();
    end
    if ~isfield(bandpower_results.(subject_name), freq_name)
        bandpower_results.(subject_name).(freq_name) = struct('event1', [], 'event2', [], 'event3',
[]);
    end
    % Εξαγωγή markers
    marker_values = extractAfter({EEG.event.type}, 'Marker');
    marker_values = str2double(marker_values);
    latencies = [EEG.event.latency];
   % Αρχικοποίηση event δεδομένων
    event1_bandpower = [];
    event2_bandpower = [];
    event3_bandpower = [];
   %% Ανάλυση γεγονότων
    i = 1;
    while i <= length(marker_values) - 1</pre>
        class_id = marker_values(i);
        if class_id == 0 || isnan(class_id)
            i = i + 1;
            continue;
        end
        start_sample = latencies(i) + round(0.5 * sampling_rate);
        end_sample = start_sample + round(1.5 * sampling_rate) - 1;
        if start_sample < 1 || end_sample > size(EEG.data, 2)
    fprintf(fileID, 'Trial εκτός ορίων: Start=%d, End=%d, Max=%d\n', start_sample,
end_sample, size(EEG.data, 2));
            i = i + 1;
            continue;
        end
        trial_data = EEG.data(:, start_sample:end_sample);
        trial_bandpower = nan(1, num_channels);
        for ch = 1:num_channels
            if any(isnan(trial_data(ch, :))) || all(trial_data(ch, :) == 0)
                fprintf(fileID, 'NaN ή μηδενικό trial: File=%s, Channel=%d\n', set_filename, ch);
                continue;
            end
            trial_bandpower(ch) = bandpower(trial_data(ch, :), EEG.srate, freq_bands.(freq_name));
        end
        if class_id == 1
            event1_bandpower = [event1_bandpower; trial_bandpower];
        elseif class id == 2
            event2_bandpower = [event2_bandpower; trial_bandpower];
        elseif class_id == 3
            event3_bandpower = [event3_bandpower; trial_bandpower];
        end
        fprintf(fileID, 'Event: Start=%d, End=%d, Duration=%.2f sec, Class=%d\n', start_sample,
end_sample, 1.5, class_id);
        while i <= length(marker_values) && marker_values(i) ~= 0</pre>
            i = i + 1;
        end
    end
    bandpower_results.(subject_name).(freq_name).event1 = event1_bandpower;
    bandpower_results.(subject_name).(freq_name).event2 = event2_bandpower;
    bandpower_results.(subject_name).(freq_name).event3 = event3_bandpower;
end
save(output_bandpower_mat, 'bandpower_results');
```

Προεπεξεργασία πειράματος HALT

Διαφοροποιείται από το πείραμα CLA στους επόμενους κώδικες που αφορούν την τοποθέτηση των δοκιμών, τον διαχωρισμό στις ζώνες συχνοτήτων και στον υπολογισμό της ισχύς ζώνης.

HALT_Events.m

```
%% Ορισμός διαδρομών εισόδου/εξόδου
input_filepath = '/path/to/input/folder/AfterIcaHalt';
output_filepath = '/path/to/output/folder/HaltWithEvents';
raw_data_struct = MotorImagery.data.participants;
% Βρίσκουμε όλα τα .set αρχεία
set_files = dir(fullfile(input_filepath, '*.set'));
for k = 1:length(set_files)
    set_filename = set_files(k).name;
    EEG = pop_loadset('filename', set_filename, 'filepath', input_filepath);
    % Εύρεση αντίστοιχων δεδομένων στα raw
    if isfield(raw_data_struct, subject_id)
        raw_subject = raw_data_struct.(subject_id);
        if isfield(raw_subject, session_id)
            raw_session = raw_subject.(session_id);
            raw_markers = raw_session.marker;
            % Αντικατάσταση των markers στο EEG
            EEG.event = [];
            for i = 1:length(raw_markers)
                EEG.event(end+1).type = sprintf('Marker%d', raw_markers(i));
                EEG.event(end).latency = i;
                 EEG.event(end).duration = 1;
            end
            EEG = eeg_checkset(EEG);
            % Αποθήκευση νέου αρχείου με ενημερωμένα markers
            pop_saveset(EEG, 'filename', set_filename, 'filepath', output_filepath);
        else
            warning('Δεν βρέθηκαν δεδομένα για το session: %s\n', session_id);
        end
    else
        warning('Δεν βρέθηκαν δεδομένα για το subject: %s\n', subject_id);
    end
end
```

FrequencySeperation.m

```
%% Ορισμός διαδρομών εισόδου και εξόδου
input_filepath = '/path/to/input/folder/HaltWithEvents';
output_filepath = '/path/to/output/folder/FiltersWithEvents';
%% Ορισμός των συχνοτήτων που θα αναλυθούν
%% Ανάκτηση όλων των .set αρχείων στον φάκελο εισόδου
set_files = dir(fullfile(input_filepath, '*.set'));
for k = 1:length(set_files)
     set_filename = set_files(k).name;
     EEG = pop_loadset('filename', set_filename, 'filepath', input_filepath);
     for field = fieldnames(freq_bands)'
         band_name = field{1};
band_range = freq_bands.(band_name);
          % Εφαρμογή Band-Pass Filter
         EEG_filtered = pop_eegfiltnew(EEG, band_range(1), band_range(2));
         % Διατήρηση των markers
EEG_filtered.event = EEG.event;
EEG_filtered = eeg_checkset(EEG_filtered);
          % Δημιουργία ονόματος αρχείου εξόδου
         new_filename = strrep(set_filename, '.set', sprintf('_%s.set', band_name));
         % Αποθήκευση του φιλτραρισμένου EEG
pop_saveset(EEG_filtered, 'filename', new_filename, 'filepath', output_filepath);
     end
end
```

Bandpower.m

```
%% Ορισμός διαδρομών
input_filepath = '/path/to/input/folder/FiltersWithEvents';
output bandpower mat = '/path/to/output/folder/Segments/BandPowerResults.mat';
set_files = dir(fullfile(input_filepath, '*.set'));
set_filenames = {set_files.name};
%% Δομή για αποθήκευση bandpower
bandpower_results = struct();
for f = 1:length(set_filenames)
    set_filename = set_filenames{f};
    EEG = pop_loadset('filename', set_filename, 'filepath', input_filepath);
    num_channels = EEG.nbchan;
    sampling_rate = EEG.srate;
    freq_name = extractBetween(set_filename, '_CleanedIca_', '.set');
    if isempty(freq_name)
        continue;
    end
    freq_name = freq_name{1};
   subject_name = extractBetween(set_filename, 'MotorImageryIcaSubject_', '_Session');
session_name = extractBetween(set_filename, '_Session_', '_CleanedIca_');
    if ~isfield(bandpower_results, subject_name)
        bandpower_results.(subject_name) = struct();
    end
    if ~isfield(bandpower_results.(subject_name), session_name)
        bandpower_results.(subject_name).(session_name) = struct();
    end
    if ~isfield(bandpower results.(subject name).(session name), freq name)
        for ev = 1:6
            bandpower_results.(subject_name).(session_name).(freq_name).(sprintf('event%d', ev)) =
[];
        end
    end
    marker_values = extractAfter({EEG.event.type}, 'Marker');
    marker_values = str2double(marker_values);
    latencies = [EEG.event.latency];
    [latencies, sort_idx] = sort(latencies);
    marker_values = marker_values(sort_idx);
    event_bandpower = cell(1, 6);
    i = 1;
    while i <= length(marker_values) - 1</pre>
        class id = marker values(i);
        if ~ismember(class_id, 1:6)
            i = i + 1;
            continue;
        end
        start_sample = latencies(i) + round(0.5 * sampling_rate);
        end_sample = start_sample + round(1.5 * sampling_rate) - 1;
        if start_sample < 1 || end_sample > size(EEG.data, 2)
            i = i + 1;
            continue:
        end
        trial_data = EEG.data(:, start_sample:end_sample);
        trial_bandpower = nan(1, num_channels);
        for ch = 1:num channels
            trial_bandpower(ch) = bandpower(trial_data(ch, :), EEG.srate, freq_bands.(freq_name));
        end
        event_bandpower{class_id} = [event_bandpower{class_id}; trial_bandpower];
        while i <= length(marker_values) && marker_values(i) ~= 0</pre>
            i = i + 1;
        end
    end
    for ev = 1:6
        bandpower_results.(subject_name).(session_name).(freq_name).(sprintf('event%d', ev)) =
event_bandpower{ev};
    end
end
save(output_bandpower_mat, 'bandpower_results');
```

Στατιστική ανάλυση των ερευνών

LilliesTest.m

```
% Αρχικοποίηση πίνακα κανονικότητας: [Κανάλι χ Συχνότητα χ Κλάση]
normality_summary = zeros(num_channels, length(freq_bands), num_classes);
for ch = 1:num_channels
   fprintf('\n Κανάλι %d\n', ch);
    for f = 1:length(freq_bands)
        freq_band = freq_bands{f};
        for class_id = 1:num_classes
           class_data = [];
           % Συλλογή δεδομένων για κάθε subject & session
            for subject_id = 1:num_subjects
                for session_id = 1:num_sessions
                    if isfield(BandPower(subject_id).session(session_id).class(class_id), freq_band)
                        power values
BandPower(subject_id).session(session_id).class(class_id).(freq_band);
                        if ~isempty(power_values)
                           class_data = cat(1, class_data, power_values(:, ch)); % κανάλι
                        end
                    end
                end
           end
            if isempty(class_data)
                fprintf('Δεν υπάρχουν δεδομένα\n', ch, freq_band, class_id);
                continue;
            end
            % Έλεγχος Κανονικότητας (Raw Data)
            [h_original, p_original] = lillietest(class_data);
           normality_summary(ch, f, class_id) = (p_original > 0.05);
       end
   end
end
for ch = 1:num_channels
  for f = 1:length(freq_bands)
        for class_id = 1:num_classes
           normal_count = sum(normality_summary(ch, f, class_id) == 1);
            fprintf( Κλάση %d -> Κανονικά: %d | Μη Κανονικά: %d\n',class_id, normal_count, 1 -
normal_count);
        end
   end
end
```

KruskalWallis.m

```
%% Ορισμός διαδρομών εισόδου/εξόδου
input_filepath = '/path/to/input/folder/BandPower';
output_folder = '/path/to/output/folder/BandPowers/KruskalWallis';
% Φόρτωση δεδομένων bandpower
load(fullfile(input_filepath, 'bandpowerResults.mat'), 'BandPower');
% Δομή για την αποθήκευση των αποτελεσμάτων
KruskalResults = struct();
% Βρόχος για κάθε κανάλι και συχνότητα
for ch = 1:num_channels
    for f = 1:length(freq_bands)
        freq_band = freq_bands{f};
        fprintf('
                    Συχνότητα: %s\n', freq_band);
        % Συλλογή δεδομένων για το συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο και συχνότητα
        combined_data = [];
        group_labels = [];
        % Συλλογή δεδομένων από όλα τα subjects για κάθε event
        for class_id = 1:num_classes
            event_data_all = [];
            for subject_id = 1:num_subjects
                 for session_id = 1:num_sessions
                     if isfield(BandPower(subject_id).session(session_id).class(class_id), freq_band)
                         power_values
BandPower(subject_id).session(session_id).class(class_id).(freq_band);
                         if ~isempty(power values)
                             reshaped_values = power_values(:, ch);
event_data_all = [event_data_all; reshaped_values];
                         end
                     end
                 end
            end
            % Αν υπάρχουν δεδομένα, τα προσθέτουμε στο συνολικό dataset
            if ~isempty(event_data_all)
                 combined_data = [combined_data; event_data_all];
                 group_labels = [group_labels; ones(size(event_data_all)) * class_id];
            end
        end
       % Έλεγχος ότι υπάρχουν αρκετά δεδομένα
        if isempty(combined_data) || length(unique(group_labels)) < 2</pre>
            continue:
        end
        % Εκτέλεση Kruskal-Wallis Test
        [p value,~,stats] = kruskalwallis(combined data, group labels, 'off');
        % Αποθήκευση αποτελεσμάτων
        KruskalResults(ch).(freq_band).p_value = p_value;
        KruskalResults(ch).(freq_band).stats = stats;
        KruskalResults(ch).(freq_band).combined_data = combined_data;
        KruskalResults(ch).(freq_band).group_labels = group_labels;
    end
end
% Αποθήκευση των αποτελεσμάτων
save(fullfile(output_folder, 'KruskalWallisResults.mat'), 'KruskalResults');
```

WilcoxonRankSumTest.m

```
% Ορισμός φακέλων
kruskal_results_path = '/path/to/input/folder/KruskalWallis/KruskalWallisResults.mat';
output_folder = '/path/to/output/folder/BandPower/Wilcoxon';
% Φόρτωση αποτελεσμάτων Kruskal-Wallis
load(kruskal_results_path, 'KruskalResults');
% Δομή για την αποθήκευση των αποτελεσμάτων
wilcoxon_results = struct();
%% Βρόχος για κάθε ηλεκτρόδιο και ζώνη
for ch = 1:num_channels
    electrode_name = electrode_names{ch};
    fprintf('\n Ηλεκτρόδιο: %s\n', electrode_name);
    for f = 1:length(freq_bands)
        freq_band = freq_bands{f};
        % Έλεγχος αν υπάρχουν αποτελέσματα Kruskal-Wallis
        if ~isfield(results(ch), freq_band)
            fprintf(' Δεν υπάρχουν αποτελέσματα %s, %s\n', electrode_name, freq_band);
            continue;
        end
        % Ανάκτηση των δεδομένων
        if isfield(KruskalResults(ch).(freq_band),'combined_data') &&
isfield(results(ch).(freq_band), 'group_labels')
            combined_data = KruskalResults(ch).(freq_band).combined_data;
            group_labels = KruskalResults(ch).(freq_band).group_labels;
        else
            continue;
        end
        % Έλεγχος ότι υπάρχουν τουλάχιστον 2 διαφορετικές κλάσεις
        if length(unique(group_labels)) < 2</pre>
            continue;
        end
        % ανάλυση Wilcoxon Test
        comparisons = nchoosek(1:num_classes, 2); % Όλα τα δυνατά ζεύγη ομάδων
        num comparisons = size(comparisons, 1);
        p_values = zeros(num_comparisons, 1);
        for i = 1:num_comparisons
            class1 = comparisons(i, 1);
            class2 = comparisons(i, 2);
            % Wilcoxon Rank-Sum Test
            p_values(i) = ranksum(combined_data(group_labels == class1), combined_data(group_labels
== class2));
        end
        % Bonferroni Correction
        bonferroni_threshold = 0.05 / num_comparisons;
        significant_comparisons = p_values < bonferroni_threshold;</pre>
        % Αποθήκευση αποτελεσμάτων
        wilcoxon_results.(electrode_name).(freq_band).comparisons = comparisons;
        wilcoxon_results.(electrode_name).(freq_band).p_values = p_values;
wilcoxon_results.(electrode_name).(freq_band).significant_comparisons =
significant_comparisons;
        % Εκτύπωση σημαντικών διαφορών
        for i = 1:num_comparisons
            class1 = class_names{comparisons(i, 1)};
            class2 = class_names{comparisons(i, 2)};
        end
    end
end
%% Αποθήκευση των αποτελεσμάτων
save(fullfile(output_folder, 'WilcoxonResults.mat'), 'wilcoxon_results');
```

Παράρτημα Β: Αναλυτικά αποτελέσματα

BNCI Horizon Dataset-13: Individual Imagery

Αποτελέσματα Wilcoxon Rank-Sum

Αναλυτικά αποτελέσματα p-value για τις στατιστικά σημαντικές διάφορες μεταξύ των νοητικών απεικονίσεων.

Electrode	Frequency	Class_1	Class_2	P_Value
AFz	alpha	WORD	HAND	0.000308
AC	alpha	WORD	FEET	0.000166
AFz	alpha	SUB	HAND	0.000001
AFz	alpha	SUB	FEET	0.000000
F7	alpha	WORD	HAND	0.000482
F7	alpha	WORD	FEET	0.001824
F7	alpha	SUB	HAND	0.000013
F7	alpha	SUB	FEET	0.000069
F3	alpha	WORD	HAND	0.000003
F3	alpha	WORD	FEET	0.000004
F3	alpha	SUB	HAND	0.000000
F3	alpha	SUB	FEET	0.000000
Fz	alpha	WORD	HAND	0.000009
Fz	alpha	WORD	FEET	0.000002
Fz	alpha	SUB	HAND	0.000000
Fz	alpha	SUB	FEET	0.000000
F4	alpha	WORD	HAND	0.000209
F4	alpha	WORD	FEET	0.000190
F4	alpha	SUB	HAND	0.000001
F4	alpha	SUB	FEET	0.000001
F4	gamma	SUB	HAND	0.002746
F8	alpha	WORD	HAND	0.000384
F8	alpha	WORD	FEET	0.000345
F8	alpha	SUB	HAND	0.000095
F8	alpha	SUB	FEET	0.000078
FC3	theta	SUB	FEET	0.000920
FC3	alpha	WORD	HAND	0.000007
FC3	alpha	WORD	FEET	0.000185
FC3	alpha	SUB	HAND	0.000001
FC3	alpha	SUB	FEET	0.000035

FC3	alpha	NAV	HAND	0.002953
FCz	alpha	WORD	HAND	0.000009
FCz	alpha	WORD	FEET	0.000006
FCz	alpha	SUB	HAND	0.000000
FCz	alpha	SUB	FEET	0.000000
FCz	beta	SUB	FEET	0.003363
FC4	alpha	WORD	HAND	0.001871
FC4	alpha	SUB	HAND	0.000004
FC4	alpha	SUB	FEET	0.000020
FC4	gamma	SUB	HAND	0.002101
ТЗ	alpha	SUB	HAND	0.003664
C3	alpha	SUB	HAND	0.003065
Cz	alpha	WORD	HAND	0.002593
Cz	alpha	WORD	FEET	0.000966
Cz	alpha	SUB	HAND	0.000101
Cz	alpha	SUB	FEET	0.000033
C4	alpha	SUB	HAND	0.001134
T4	alpha	SUB	HAND	0.000179
T4	alpha	SUB	FEET	0.000245
CPz	alpha	WORD	HAND	0.003867
CPz	alpha	WORD	FEET	0.002377
CPz	alpha	SUB	HAND	0.000579
CPz	alpha	SUB	FEET	0.000317
Р7	alpha	WORD	FEET	0.004889
Р7	alpha	SUB	HAND	0.000105
Р7	alpha	SUB	FEET	0.000055
Р5	alpha	SUB	HAND	0.000318
Р5	alpha	SUB	FEET	0.002017
Р3	alpha	SUB	HAND	0.000660
Р3	alpha	SUB	FEET	0.002242
P1	alpha	WORD	HAND	0.000130
P1	alpha	WORD	FEET	0.000699
P1	alpha	SUB	HAND	0.000147
P1	alpha	SUB	FEET	0.000914
P1	beta	SUB	HAND	0.002367
P1	beta	SUB	FEET	0.002234
Pz	alpha	WORD	HAND	0.000001
Pz	alpha	WORD	FEET	0.000010
Pz	alpha	SUB	HAND	0.000000
Pz	alpha	SUB	FEET	0.000001
Pz	beta	SUB	HAND	0.000797

Pz	beta	SUB	FEET	0.000414
Pz	gamma	SUB	HAND	0.004513
P2	alpha	WORD	HAND	0.001761
P2	alpha	SUB	HAND	0.000025
P2	alpha	SUB	FEET	0.000427
P4	alpha	SUB	HAND	0.000269
P4	alpha	SUB	FEET	0.000961
P6	theta	SUB	FEET	0.004688
P6	alpha	SUB	HAND	0.000034
P6	alpha	SUB	FEET	0.000378
P8	alpha	SUB	HAND	0.000067
P8	alpha	SUB	FEET	0.000173
PO3	alpha	WORD	HAND	0.000147
PO3	alpha	WORD	FEET	0.000292
PO3	alpha	SUB	HAND	0.000069
PO3	alpha	SUB	FEET	0.000140
PO4	theta	SUB	HAND	0.003960
PO4	theta	NAV	HAND	0.002128
PO4	alpha	WORD	HAND	0.000015
PO4	alpha	WORD	FEET	0.000547
PO4	alpha	SUB	HAND	0.000000
PO4	alpha	SUB	FEET	0.000025
PO4	alpha	NAV	HAND	0.000459
01	alpha	WORD	HAND	0.000377
01	alpha	WORD	FEET	0.000649
01	alpha	SUB	HAND	0.000171
01	alpha	SUB	FEET	0.000255
02	alpha	WORD	HAND	0.000121
02	alpha	WORD	FEET	0.001316
02	alpha	SUB	HAND	0.000017
02	alpha	SUB	FEET	0.000277

Aνάλυση BCI IV Dataset-2a: 4-class Motor Imagery

Αποτελέσματα Wilcoxon Rank-Sum

Electrode_ID	Electrode	Frequency	Class_1	Class_2	p_value
1	Fz	delta	left hand	tongue	0.000017029
1	Fz	delta	right hand	tongue	0.000003025
1	Fz	theta	right hand	tongue	0.006875070
1	Fz	alpha	left hand	foot	0.000000114
1	Fz	alpha	left hand	tongue	0.00000000

1	Fz	alpha	right hand	foot	0.00000006
1	Fz	alpha	right hand	tongue	0.00000000
1	Fz	alpha	foot	tongue	0.000028518
1	Fz	beta	left hand	foot	0.000034967
1	Fz	beta	left hand	tongue	0.000000123
1	Fz	beta	right hand	tongue	0.000426234
2	FC3	alpha	left hand	foot	0.00000055
2	FC3	alpha	left hand	tongue	0.00000000
2	FC3	alpha	right hand	foot	0.000000488
2	FC3	alpha	right hand	tongue	0.00000000
2	FC3	alpha	foot	tongue	0.000433252
2	FC3	beta	left hand	foot	0.000000168
2	FC3	beta	left hand	tongue	0.00000001
2	FC3	beta	right hand	foot	0.000093309
2	FC3	beta	right hand	tongue	0.000001232
3	FC1	alpha	left hand	foot	0.00000228
3	FC1	alpha	left hand	tongue	0.00000000
3	FC1	alpha	right hand	foot	0.00000436
3	FC1	alpha	right hand	tongue	0.00000000
3	FC1	alpha	foot	tongue	0.000104114
3	FC1	beta	left hand	foot	0.000000567
3	FC1	beta	left hand	tongue	0.00000000
3	FC1	beta	right hand	foot	0.000132436
3	FC1	beta	right hand	tongue	0.000000185
4	FCz	alpha	left hand	foot	0.000003312
4	FCz	alpha	left hand	tongue	0.00000000
4	FCz	alpha	right hand	foot	0.00000034
4	FCz	alpha	right hand	tongue	0.00000000
4	FCz	alpha	foot	tongue	0.000036618
4	FCz	beta	left hand	foot	0.00000313
4	FCz	beta	left hand	tongue	0.00000004
4	FCz	beta	right hand	foot	0.000319837
4	FCz	beta	right hand	tongue	0.000012868
5	FC2	theta	left hand	tongue	0.002985104
5	FC2	theta	right hand	tongue	0.001067948
5	FC2	alpha	left hand	foot	0.000002633
5	FC2	alpha	left hand	tongue	0.00000000
5	FC2	alpha	right hand	foot	0.00000004
5	FC2	alpha	right hand	tongue	0.00000000
5	FC2	alpha	foot	tongue	0.000139562
5	FC2	beta	left hand	foot	0.00000025
5	FC2	beta	left hand	tongue	0.00000000
5	FC2	beta	right hand	foot	0.000283391
5	FC2	beta	right hand	tongue	0.000006162
6	FC4	delta	left hand	tongue	0.004018735

6	FC4	delta	right hand	tongue	0.003212121
6	FC4	delta	foot	tongue	0.007705051
6	FC4	theta	left hand	tongue	0.000072794
6	FC4	theta	right hand	tongue	0.000546093
6	FC4	alpha	left hand	foot	0.000011682
6	FC4	alpha	left hand	tongue	0.00000000
6	FC4	alpha	right hand	foot	0.00000032
6	FC4	alpha	right hand	tongue	0.00000000
6	FC4	alpha	foot	tongue	0.001222470
6	FC4	beta	left hand	foot	0.000001938
6	FC4	beta	left hand	tongue	0.000005844
6	FC4	beta	right hand	foot	0.001849542
6	FC4	beta	right hand	tongue	0.003512367
7	C5	theta	left hand	tongue	0.000307153
7	C5	theta	foot	tongue	0.006644168
7	C5	alpha	left hand	foot	0.000047399
7	C5	alpha	left hand	tongue	0.00000003
7	C5	alpha	right hand	foot	0.000049183
7	C5	alpha	right hand	tongue	0.00000004
7	C5	beta	left hand	foot	0.001542438
7	C5	beta	left hand	tongue	0.000177126
7	C5	beta	right hand	foot	0.004060878
7	C5	beta	right hand	tongue	0.000416366
8	C3	theta	left hand	tongue	0.000323612
8	С3	alpha	left hand	foot	0.00000000
8	С3	alpha	left hand	tongue	0.00000000
8	C3	alpha	right hand	foot	0.00000000
8	С3	alpha	right hand	tongue	0.00000000
8	C3	alpha	foot	tongue	0.001756778
8	C3	beta	left hand	foot	0.00000000
8	C3	beta	left hand	tongue	0.00000000
8	C3	beta	right hand	foot	0.00000000
8	C3	beta	right hand	tongue	0.00000000
8	C3	gamma	right hand	foot	0.000019442
8	C3	gamma	right hand	tongue	0.000003488
9	C1	theta	left hand	tongue	0.000731743
9	C1	alpha	left hand	foot	0.000000155
9	C1	alpha	left hand	tongue	0.00000000
9	C1	alpha	right hand	foot	0.000001053
9	C1	alpha	right hand	tongue	0.00000000
9	C1	alpha	foot	tongue	0.000466518
9	C1	beta	left hand	foot	0.00000000
9	C1	beta	left hand	tongue	0.00000000
9	C1	beta	right hand	foot	0.00000001
9	C1	beta	right hand	tongue	0.00000000

9	C1	gamma	right hand	foot	0.000018940
9	C1	gamma	right hand	tongue	0.000028352
10	Cz	theta	left hand	tongue	0.001677692
10	Cz	alpha	left hand	foot	0.000857803
10	Cz	alpha	left hand	tongue	0.00000000
10	Cz	alpha	right hand	foot	0.000068078
10	Cz	alpha	right hand	tongue	0.00000000
10	Cz	alpha	foot	tongue	0.000192598
10	Cz	beta	left hand	foot	0.00000000
10	Cz	beta	left hand	tongue	0.00000000
10	Cz	beta	right hand	foot	0.00000001
10	Cz	beta	right hand	tongue	0.000000190
10	Cz	gamma	left hand	foot	0.000000940
10	Cz	gamma	left hand	tongue	0.006846003
10	Cz	gamma	right hand	foot	0.000004350
11	C2	alpha	left hand	foot	0.000023503
11	C2	alpha	left hand	tongue	0.00000000
11	C2	alpha	right hand	foot	0.000000145
11	C2	alpha	right hand	tongue	0.00000000
11	C2	alpha	foot	tongue	0.000633182
11	C2	beta	left hand	right hand	0.000972154
11	C2	beta	left hand	foot	0.00000000
11	C2	beta	left hand	tongue	0.00000000
11	C2	beta	right hand	foot	0.000000996
11	C2	beta	right hand	tongue	0.00000006
12	C4	alpha	left hand	foot	0.00000000
12	C4	alpha	left hand	tongue	0.00000000
12	C4	alpha	right hand	foot	0.00000004
12	C4	alpha	right hand	tongue	0.00000000
12	C4	beta	left hand	right hand	0.000025790
12	C4	beta	left hand	foot	0.00000000
12	C4	beta	left hand	tongue	0.00000000
12	C4	beta	right hand	foot	0.000037476
12	C4	beta	right hand	tongue	0.00000090
13	C6	alpha	left hand	foot	0.00000002
13	C6	alpha	left hand	tongue	0.00000000
13	C6	alpha	right hand	foot	0.000015432
13	C6	alpha	right hand	tongue	0.00000022
13	C6	beta	left hand	right hand	0.000010403
13	C6	beta	left hand	foot	0.00000057
13	C6	beta	left hand	tongue	0.00000000
14	CP3	delta	left hand	tongue	0.002161433
14	CP3	theta	left hand	tongue	0.000078038
14	CP3	theta	right hand	tongue	0.000725436
----	-----	-------	------------	------------	-------------
14	CP3	theta	foot	tongue	0.005034051
14	CP3	alpha	left hand	right hand	0.000010306
14	СРЗ	alpha	left hand	foot	0.00000002
14	CP3	alpha	left hand	tongue	0.00000000
14	CP3	alpha	right hand	foot	0.00000000
14	CP3	alpha	right hand	tongue	0.00000000
14	CP3	alpha	foot	tongue	0.002976888
14	CP3	beta	left hand	foot	0.00000023
14	CP3	beta	left hand	tongue	0.00000000
14	CP3	beta	right hand	foot	0.00000000
14	CP3	beta	right hand	tongue	0.00000000
14	CP3	gamma	right hand	tongue	0.000139938
15	CP1	delta	left hand	tongue	0.000108846
15	CP1	delta	right hand	tongue	0.004076817
15	CP1	theta	left hand	tongue	0.000001026
15	CP1	theta	right hand	tongue	0.001927659
15	CP1	alpha	left hand	right hand	0.001221636
15	CP1	alpha	left hand	foot	0.00000339
15	CP1	alpha	left hand	tongue	0.00000000
15	CP1	alpha	right hand	foot	0.00000000
15	CP1	alpha	right hand	tongue	0.00000000
15	CP1	alpha	foot	tongue	0.000066374
15	CP1	beta	left hand	foot	0.00000013
15	CP1	beta	left hand	tongue	0.00000000
15	CP1	beta	right hand	foot	0.00000063
15	CP1	beta	right hand	tongue	0.00000000
15	CP1	beta	foot	tongue	0.000642396
16	CPz	delta	left hand	foot	0.002435393
16	CPz	delta	left hand	tongue	0.001309251
16	CPz	theta	left hand	tongue	0.001584001
16	CPz	theta	right hand	tongue	0.001666133
16	CPz	alpha	left hand	tongue	0.00000000
16	CPz	alpha	right hand	tongue	0.00000000
16	CPz	alpha	foot	tongue	0.000000412
16	CPz	beta	left hand	foot	0.000045599
16	CPz	beta	left hand	tongue	0.00000000
16	CPz	beta	right hand	tongue	0.00000001
16	CPz	beta	foot	tongue	0.000006775
16	CPz	gamma	left hand	foot	0.000875603
16	CPz	gamma	right hand	foot	0.000936263
17	CP2	delta	left hand	foot	0.000075393
17	CP2	delta	left hand	tongue	0.000213100
17	CP2	alpha	left hand	right hand	0.000027364

17	CP2	alpha	left hand	foot	0.00000000
17	CP2	alpha	left hand	tongue	0.00000000
17	CP2	alpha	right hand	foot	0.001370710
17	CP2	alpha	right hand	tongue	0.00000000
17	CP2	alpha	foot	tongue	0.000029970
17	CP2	beta	left hand	right hand	0.00000027
17	CP2	beta	left hand	foot	0.00000000
17	CP2	beta	left hand	tongue	0.00000000
17	CP2	beta	right hand	tongue	0.00000001
17	CP2	beta	foot	tongue	0.000009122
17	CP2	gamma	left hand	foot	0.002232521
17	CP2	gamma	left hand	tongue	0.000427151
17	CP2	gamma	right hand	tongue	0.006582624
18	CP4	alpha	left hand	right hand	0.000005598
18	CP4	alpha	left hand	foot	0.00000000
18	CP4	alpha	left hand	tongue	0.00000000
18	CP4	alpha	right hand	foot	0.000008849
18	CP4	alpha	right hand	tongue	0.00000000
18	CP4	alpha	foot	tongue	0.003962264
18	CP4	beta	left hand	right hand	0.00000008
18	CP4	beta	left hand	foot	0.00000000
18	CP4	beta	left hand	tongue	0.00000000
18	CP4	beta	right hand	tongue	0.00000260
18	CP4	beta	foot	tongue	0.002144069
18	CP4	gamma	left hand	foot	0.000264372
18	CP4	gamma	left hand	tongue	0.000019065
19	P1	delta	left hand	tongue	0.001775433
19	P1	delta	right hand	tongue	0.002579852
19	P1	theta	left hand	foot	0.007875983
19	P1	theta	left hand	tongue	0.000334315
19	P1	theta	right hand	tongue	0.000637068
19	P1	alpha	left hand	right hand	0.001107765
19	P1	alpha	left hand	foot	0.000001387
19	P1	alpha	left hand	tongue	0.00000000
19	P1	alpha	right hand	foot	0.00000000
19	P1	alpha	right hand	tongue	0.00000000
19	P1	alpha	foot	tongue	0.000104776
19	P1	beta	left hand	foot	0.000634878
19	P1	beta	left hand	tongue	0.00000029
19	P1	beta	right hand	foot	0.001013538
19	P1	beta	right hand	tongue	0.00000046
20	Pz	delta	left hand	tongue	0.001579399
20	Pz	delta	right hand	tongue	0.007665539
20	Pz	theta	left hand	tongue	0.001471726

	_				
20	Pz	theta	right hand	tongue	0.001929843
20	Pz	alpha	left hand	foot	0.000027971
20	Pz	alpha	left hand	tongue	0.00000000
20	Pz	alpha	right hand	foot	0.000082507
20	Pz	alpha	right hand	tongue	0.00000000
20	Pz	alpha	foot	tongue	0.000013996
20	Pz	beta	left hand	foot	0.000196103
20	Pz	beta	left hand	tongue	0.00000000
20	Pz	beta	right hand	tongue	0.000004443
21	P2	delta	left hand	foot	0.004164345
21	P2	delta	left hand	tongue	0.001393612
21	P2	theta	left hand	tongue	0.002336842
21	P2	alpha	left hand	right hand	0.001381605
21	P2	alpha	left hand	foot	0.00000000
21	P2	alpha	left hand	tongue	0.00000000
21	P2	alpha	right hand	foot	0.001568552
21	P2	alpha	right hand	tongue	0.00000000
21	P2	alpha	foot	tongue	0.000756529
21	P2	beta	left hand	right hand	0.002545946
21	P2	beta	left hand	foot	0.000001151
21	P2	beta	left hand	tongue	0.00000000
21	P2	beta	right hand	tongue	0.000181183
22	POz	theta	left hand	foot	0.004843410
22	POz	theta	left hand	tongue	0.007418421
22	POz	alpha	left hand	foot	0.000697359
22	POz	alpha	left hand	tongue	0.00000000
22	POz	alpha	right hand	foot	0.002866944
22	POz	alpha	right hand	tongue	0.00000002
22	POz	alpha	foot	tongue	0.002431768
22	POz	beta	left hand	tongue	0.000655410

Ανάλυση Motor Imagery Dataset CLA Paradigm

Αποτελέσματα Wilcoxon Rank-Sum

Frequency	Electrode	Comparison	p-value
delta	F4	Left Hand vs Right Hand	0.02392
delta	F4	Left Hand vs Passive	0.02513
delta	C4	Left Hand vs Right Hand	0.00054
delta	C4	Right Hand vs Passive	0.04053
delta	P4	Left Hand vs Right Hand	0.00677
delta	P4	Left Hand vs Passive	0.01226
delta	02	Left Hand vs Right Hand	0.00892

delta	02	Left Hand vs Passive	0.02074
delta	Т6	Left Hand vs Right Hand	0.00496
delta	Т6	Left Hand vs Passive	0.02216
delta	Cz	Left Hand vs Passive	0.01644
theta	F3	Left Hand vs Passive	0.00853
theta	F3	Right Hand vs Passive	0.00071
theta	F4	Left Hand vs Passive	0.04264
theta	F4	Right Hand vs Passive	0.02784
theta	СЗ	Left Hand vs Passive	0.00003
theta	С3	Right Hand vs Passive	0.00906
theta	C4	Left Hand vs Passive	0.00316
theta	C4	Right Hand vs Passive	0.00011
theta	F7	Left Hand vs Passive	0.04308
theta	Т3	Left Hand vs Passive	0.00799
theta	Т3	Right Hand vs Passive	0.04651
theta	Т6	Left Hand vs Passive	0.00523
theta	Т6	Right Hand vs Passive	0.00384
theta	Fz	Left Hand vs Passive	0.02520
theta	Fz	Right Hand vs Passive	0.01244
theta	Cz	Left Hand vs Passive	0.00000
theta	Cz	Right Hand vs Passive	0.00026
alpha	F3	Right Hand vs Passive	0.00449
alpha	F4	Right Hand vs Passive	0.03348
alpha	СЗ	Left Hand vs Passive	0.00000
alpha	C3	Right Hand vs Passive	0.00000
alpha	C4	Left Hand vs Passive	0.00000
alpha	C4	Right Hand vs Passive	0.00000
alpha	Р3	Right Hand vs Passive	0.04448
alpha	P4	Left Hand vs Passive	0.00107
alpha	01	Right Hand vs Passive	0.02355
alpha	F7	Right Hand vs Passive	0.02152
alpha	Т3	Left Hand vs Passive	0.00000
alpha	Т3	Right Hand vs Passive	0.00000
alpha	Τ4	Left Hand vs Passive	0.00075
alpha	Τ4	Right Hand vs Passive	0.00002
alpha	Т6	Right Hand vs Passive	0.03459
alpha	Fz	Left Hand vs Passive	0.00538
alpha	Fz	Right Hand vs Passive	0.02826
alpha	Cz	Left Hand vs Passive	0.00010
alpha	Cz	Right Hand vs Passive	0.01103

alpha	Pz	Right Hand vs Passive	0.01474
beta	F3	Left Hand vs Right Hand	0.00041
beta	F4	Right Hand vs Passive	0.03031
beta	С3	Left Hand vs Passive	0.00000
beta	СЗ	Right Hand vs Passive	0.00000
beta	C4	Left Hand vs Passive	0.00004
beta	C4	Right Hand vs Passive	0.00030
beta	ТЗ	Left Hand vs Passive	0.02911
beta	ТЗ	Right Hand vs Passive	0.00911
beta	T4	Left Hand vs Passive	0.02327
gamma	Cz	Left Hand vs Passive	0.01671

Αναλυτικά αποτελέσματα για το HALT Paradigm

Αποτελέσματα Wilcoxon Rank-Sum

Frequency	Electrode	Comparison	P_Value
delta	Fp1	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	Fp1	Right Hand vs Right Leg	0.00000004
delta	Fp1	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	Fp1	Left Leg vs Right Leg	0.00000003
delta	Fp1	Tongue vs Right Leg	0.00000028
delta	Fp2	Left Hand vs Left Leg	0.002561177
delta	Fp2	Left Hand vs Right Leg	0.000000004
delta	Fp2	Right Hand vs Right Leg	0.000000546
delta	Fp2	Passive vs Left Leg	0.000064938
delta	Fp2	Passive vs Tongue	0.000586191
delta	Fp2	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	Fp2	Left Leg vs Right Leg	0.002307706
delta	Fp2	Tongue vs Right Leg	0.000323100
delta	F3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	F3	Right Hand vs Right Leg	0.000000711
delta	F3	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	F3	Left Leg vs Right Leg	0.00000018
delta	F3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
delta	F4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	F4	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	F4	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	F4	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
delta	F4	Tongue vs Right Leg	0.00000000

delta	СЗ	Left Hand vs Right Hand	0.00000001
delta	СЗ	Left Hand vs Right Leg	0.000002203
delta	СЗ	Right Hand vs Passive	0.00000000
delta	СЗ	Right Hand vs Left Leg	0.00000006
delta	СЗ	Right Hand vs Tongue	0.000000424
delta	СЗ	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	C3	Left Leg vs Right Leg	0.000009747
delta	C3	Tongue vs Right Leg	0.000310323
delta	C4	Left Hand vs Right Hand	0.000961400
delta	C4	Left Hand vs Passive	0.001110467
delta	C4	Right Hand vs Right Leg	0.000000336
delta	C4	Passive vs Right Leg	0.000000338
delta	C4	Left Leg vs Right Leg	0.000012722
delta	C4	Tongue vs Right Leg	0.000386419
delta	Р3	Left Hand vs Right Leg	0.000005949
delta	Р3	Right Hand vs Passive	0.002163269
delta	Р3	Right Hand vs Right Leg	0.001454061
delta	Р3	Passive vs Right Leg	0.00000001
delta	Р3	Left Leg vs Right Leg	0.00000658
delta	Р3	Tongue vs Right Leg	0.000000952
delta	P4	Right Hand vs Right Leg	0.002913225
delta	P4	Passive vs Right Leg	0.000000607
delta	P4	Left Leg vs Right Leg	0.000527668
delta	P4	Tongue vs Right Leg	0.000010044
delta	01	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	01	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	01	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	01	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
delta	01	Tongue vs Right Leg	0.00000000
delta	02	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	02	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	02	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	02	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
delta	02	Tongue vs Right Leg	0.00000000
delta	F7	Left Hand vs Tongue	0.002479236
delta	F7	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	F7	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	F7	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	F7	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
delta	F7	Tongue vs Right Leg	0.00000000
delta	F8	Left Hand vs Right Leg	0.00000000

delta	F8	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	F8	Passive vs Left Leg	0.000201609
delta	F8	Passive vs Tongue	0.000004940
delta	F8	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	F8	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
delta	F8	Tongue vs Right Leg	0.00000000
delta	Т3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	Т3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	Т3	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	Т3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
delta	Т3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
delta	T4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
delta	T4	Right Hand vs Right Leg	0.000000179
delta	T4	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	T4	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
delta	T4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
delta	Т5	Left Hand vs Left Leg	0.00000264
delta	Т5	Left Hand vs Tongue	0.00000000
delta	Т5	Left Hand vs Right Leg	0.000000152
delta	Т5	Right Hand vs Left Leg	0.000001762
delta	Т5	Right Hand vs Tongue	0.00000001
delta	Т5	Right Hand vs Right Leg	0.000001055
delta	Т5	Passive vs Left Leg	0.00000000
delta	T5	Passive vs Tongue	0.00000000
delta	Т5	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	Т6	Left Hand vs Passive	0.000318383
delta	Т6	Left Hand vs Left Leg	0.00000000
delta	Т6	Left Hand vs Tongue	0.00000000
delta	Т6	Left Hand vs Right Leg	0.001727708
delta	Т6	Right Hand vs Passive	0.000241653
delta	Т6	Right Hand vs Left Leg	0.00000000
delta	Т6	Right Hand vs Tongue	0.00000000
delta	Т6	Right Hand vs Right Leg	0.002797518
delta	Т6	Passive vs Left Leg	0.00000000
delta	Т6	Passive vs Tongue	0.00000000
delta	Т6	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	Т6	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
delta	Т6	Tongue vs Right Leg	0.00000000
delta	Fz	Left Hand vs Right Leg	0.00000013
delta	Fz	Right Hand vs Right Leg	0.00000013
delta	Fz	Passive vs Tongue	0.000192080

delta	Fz	Passive vs Right Leg	0.00000000
delta	Fz	Left Leg vs Right Leg	0.000012039
delta	Fz	Tongue vs Right Leg	0.003298375
theta	Fp1	Left Hand vs Left Leg	0.002495005
theta	Fp1	Left Hand vs Tongue	0.002847441
theta	Fp1	Left Hand vs Right Leg	0.003107353
theta	Fp1	Right Hand vs Left Leg	0.002797868
theta	Fp1	Right Hand vs Tongue	0.003095246
theta	Fp2	Left Hand vs Left Leg	0.000001512
theta	Fp2	Left Hand vs Tongue	0.000437508
theta	Fp2	Right Hand vs Left Leg	0.00000864
theta	Fp2	Right Hand vs Tongue	0.000331044
theta	Fp2	Passive vs Left Leg	0.001181077
theta	F3	Left Hand vs Left Leg	0.000878136
theta	F4	Left Hand vs Right Leg	0.000063353
theta	F4	Right Hand vs Right Leg	0.000423161
theta	F4	Tongue vs Right Leg	0.000758059
theta	C3	Left Hand vs Passive	0.00000206
theta	C3	Right Hand vs Passive	0.000174268
theta	C3	Passive vs Left Leg	0.002948453
theta	C4	Left Hand vs Passive	0.000002338
theta	C4	Left Hand vs Tongue	0.003138807
theta	C4	Right Hand vs Passive	0.00000062
theta	C4	Right Hand vs Tongue	0.000193745
theta	C4	Right Hand vs Right Leg	0.000500934
theta	01	Left Hand vs Right Leg	0.003217078
theta	01	Right Hand vs Right Leg	0.000170886
theta	02	Left Hand vs Left Leg	0.000476896
theta	02	Left Hand vs Right Leg	0.000223607
theta	02	Right Hand vs Left Leg	0.001673852
theta	02	Right Hand vs Right Leg	0.000880219
theta	02	Passive vs Right Leg	0.002406257
theta	F7	Left Hand vs Passive	0.000551127
theta	F7	Left Hand vs Tongue	0.002417393
theta	F7	Left Hand vs Right Leg	0.000557374
theta	F7	Right Hand vs Passive	0.003055529
theta	F7	Right Hand vs Right Leg	0.003131718
theta	F8	Left Hand vs Tongue	0.000282014
theta	F8	Left Hand vs Right Leg	0.000061688
theta	F8	Right Hand vs Tongue	0.000746476
theta	F8	Right Hand vs Right Leg	0.000165276

theta	T4	Left Hand vs Right Leg	0.001262731
theta	T4	Right Hand vs Right Leg	0.003103156
theta	Т5	Left Hand vs Left Leg	0.00000000
theta	Т5	Left Hand vs Tongue	0.00000000
theta	Т5	Right Hand vs Left Leg	0.00000000
theta	Т5	Right Hand vs Tongue	0.00000000
theta	Т5	Passive vs Left Leg	0.00000000
theta	Т5	Passive vs Tongue	0.00000073
theta	Т5	Left Leg vs Right Leg	0.00000023
theta	Т5	Tongue vs Right Leg	0.000019174
theta	Т6	Left Hand vs Passive	0.00000007
theta	Т6	Left Hand vs Left Leg	0.000664614
theta	Т6	Right Hand vs Passive	0.00000001
theta	Т6	Right Hand vs Left Leg	0.000139030
theta	Т6	Passive vs Tongue	0.000736017
theta	Т6	Passive vs Right Leg	0.000846533
theta	Fz	Left Hand vs Passive	0.001259987
theta	Fz	Right Hand vs Passive	0.000687982
alpha	Fp1	Left Hand vs Passive	0.000154029
alpha	Fp1	Left Hand vs Tongue	0.003203761
alpha	Fp1	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	Fp1	Right Hand vs Passive	0.000866881
alpha	Fp1	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	Fp1	Passive vs Right Leg	0.000035595
alpha	Fp1	Left Leg vs Right Leg	0.00000090
alpha	Fp1	Tongue vs Right Leg	0.000001443
alpha	Fp2	Left Hand vs Passive	0.000103625
alpha	Fp2	Left Hand vs Left Leg	0.002960853
alpha	Fp2	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	Fp2	Right Hand vs Passive	0.000115504
alpha	Fp2	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	Fp2	Passive vs Right Leg	0.000246028
alpha	Fp2	Left Leg vs Right Leg	0.000006107
alpha	Fp2	Tongue vs Right Leg	0.000004746
alpha	F3	Left Hand vs Passive	0.00000000
alpha	F3	Left Hand vs Left Leg	0.000412894
alpha	F3	Left Hand vs Tongue	0.000044862
alpha	F3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	F3	Right Hand vs Passive	0.000000546
alpha	F3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	F3	Passive vs Right Leg	0.000472811

alpha	F3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
alpha	F3	Tongue vs Right Leg	0.00000004
alpha	F4	Left Hand vs Passive	0.00000000
alpha	F4	Left Hand vs Left Leg	0.000099300
alpha	F4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	F4	Right Hand vs Passive	0.00000000
alpha	F4	Right Hand vs Left Leg	0.000444865
alpha	F4	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	F4	Passive vs Tongue	0.000001837
alpha	F4	Left Leg vs Right Leg	0.00000009
alpha	F4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
alpha	C3	Left Hand vs Passive	0.00000000
alpha	C3	Left Hand vs Left Leg	0.00000000
alpha	C3	Left Hand vs Tongue	0.00000000
alpha	C3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	C3	Right Hand vs Passive	0.00000000
alpha	C3	Right Hand vs Left Leg	0.00000000
alpha	C3	Right Hand vs Tongue	0.00000000
alpha	C3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	C3	Passive vs Left Leg	0.00000000
alpha	C3	Passive vs Tongue	0.00000000
alpha	C3	Passive vs Right Leg	0.000001922
alpha	C3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
alpha	C3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
alpha	C4	Left Hand vs Right Hand	0.000425094
alpha	C4	Left Hand vs Passive	0.00000000
alpha	C4	Left Hand vs Left Leg	0.00000000
alpha	C4	Left Hand vs Tongue	0.00000000
alpha	C4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	C4	Right Hand vs Passive	0.00000000
alpha	C4	Right Hand vs Left Leg	0.000000354
alpha	C4	Right Hand vs Tongue	0.00000834
alpha	C4	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	C4	Passive vs Left Leg	0.00000000
alpha	C4	Passive vs Tongue	0.00000000
alpha	C4	Passive vs Right Leg	0.00000000
alpha	C4	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
alpha	C4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
alpha	P3	Left Hand vs Passive	0.00000000
alpha	P3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	P3	Right Hand vs Passive	0.00000000

alpha	Р3	Right Hand vs Left Leg	0.000088794
alpha	Р3	Right Hand vs Tongue	0.000255815
alpha	Р3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	Р3	Passive vs Left Leg	0.00000000
alpha	Р3	Passive vs Tongue	0.00000000
alpha	Р3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
alpha	Р3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
alpha	P4	Left Hand vs Right Hand	0.000714412
alpha	P4	Left Hand vs Passive	0.00000000
alpha	P4	Left Hand vs Left Leg	0.000413606
alpha	P4	Left Hand vs Tongue	0.000088337
alpha	P4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	P4	Right Hand vs Passive	0.000004264
alpha	P4	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	P4	Passive vs Left Leg	0.000006043
alpha	P4	Passive vs Tongue	0.000016572
alpha	P4	Passive vs Right Leg	0.00000000
alpha	P4	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
alpha	P4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
alpha	01	Left Hand vs Right Leg	0.000001637
alpha	01	Right Hand vs Right Leg	0.00000003
alpha	01	Passive vs Right Leg	0.000269283
alpha	01	Left Leg vs Right Leg	0.000004759
alpha	01	Tongue vs Right Leg	0.000001039
alpha	02	Left Hand vs Left Leg	0.000257729
alpha	02	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	02	Right Hand vs Right Leg	0.000001857
alpha	02	Passive vs Right Leg	0.00000015
alpha	02	Left Leg vs Right Leg	0.000020207
alpha	02	Tongue vs Right Leg	0.000000184
alpha	F7	Left Hand vs Passive	0.00000000
alpha	F7	Left Hand vs Left Leg	0.001828609
alpha	F7	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	F7	Right Hand vs Passive	0.00000000
alpha	F7	Right Hand vs Left Leg	0.002302755
alpha	F7	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	F7	Passive vs Left Leg	0.000146992
alpha	F7	Passive vs Tongue	0.000000244
alpha	F7	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
alpha	F7	Tongue vs Right Leg	0.00000000
alpha	F8	Left Hand vs Passive	0.00000000

alpha	F8	Left Hand vs Left Leg	0.000489317
alpha	F8	Left Hand vs Tongue	0.000210125
alpha	F8	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	F8	Right Hand vs Passive	0.00000000
alpha	F8	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	F8	Passive vs Left Leg	0.000000492
alpha	F8	Passive vs Tongue	0.00000668
alpha	F8	Passive vs Right Leg	0.00000185
alpha	F8	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
alpha	F8	Tongue vs Right Leg	0.00000000
alpha	Т3	Left Hand vs Passive	0.00000013
alpha	Т3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	Т3	Right Hand vs Passive	0.00000000
alpha	Т3	Right Hand vs Left Leg	0.000116027
alpha	Т3	Right Hand vs Tongue	0.002811904
alpha	Т3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	Т3	Passive vs Left Leg	0.000485403
alpha	Т3	Passive vs Tongue	0.000006740
alpha	Т3	Left Leg vs Right Leg	0.000017084
alpha	Т3	Tongue vs Right Leg	0.00000083
alpha	T4	Left Hand vs Right Hand	0.000091741
alpha	T4	Left Hand vs Passive	0.00000000
alpha	T4	Left Hand vs Left Leg	0.000630155
alpha	T4	Left Hand vs Tongue	0.000043710
alpha	T4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	T4	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	T4	Passive vs Left Leg	0.002910799
alpha	T4	Passive vs Right Leg	0.000004602
alpha	T4	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
alpha	T4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
alpha	Т5	Left Hand vs Passive	0.00000000
alpha	Т5	Left Hand vs Left Leg	0.00000000
alpha	Т5	Left Hand vs Tongue	0.00000000
alpha	Т5	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	Т5	Right Hand vs Passive	0.00000010
alpha	Т5	Right Hand vs Left Leg	0.00000000
alpha	Т5	Right Hand vs Tongue	0.00000000
alpha	Т5	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
alpha	Т6	Left Hand vs Passive	0.00000000
alpha	Т6	Left Hand vs Left Leg	0.000293277
alpha	Тб	Left Hand vs Right Leg	0.00000000

alpha	Т6	Right Hand vs Passive	0.00000002
alpha	Т6	Right Hand vs Right Leg	0.000005420
alpha	Т6	Passive vs Left Leg	0.000012946
alpha	Т6	Passive vs Tongue	0.00000209
alpha	Т6	Tongue vs Right Leg	0.000208742
alpha	Fz	Left Hand vs Passive	0.000022220
alpha	Fz	Left Hand vs Right Leg	0.00000109
alpha	Fz	Right Hand vs Passive	0.000570573
alpha	Fz	Right Hand vs Right Leg	0.000005598
alpha	Fz	Passive vs Left Leg	0.00000003
alpha	Fz	Passive vs Tongue	0.00000017
alpha	Fz	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
alpha	Fz	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	Fp1	Left Hand vs Right Leg	0.00000002
beta	Fp1	Right Hand vs Passive	0.001922789
beta	Fp1	Right Hand vs Right Leg	0.00000001
beta	Fp1	Passive vs Right Leg	0.001796346
beta	Fp1	Left Leg vs Right Leg	0.00000776
beta	Fp1	Tongue vs Right Leg	0.000000762
beta	Fp2	Left Hand vs Passive	0.000518394
beta	Fp2	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Fp2	Right Hand vs Passive	0.000214415
beta	Fp2	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Fp2	Passive vs Right Leg	0.002513916
beta	Fp2	Left Leg vs Right Leg	0.00000846
beta	Fp2	Tongue vs Right Leg	0.00000089
beta	F3	Left Hand vs Passive	0.000014878
beta	F3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	F3	Right Hand vs Passive	0.000124236
beta	F3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	F3	Passive vs Tongue	0.000829981
beta	F3	Passive vs Right Leg	0.001002008
beta	F3	Left Leg vs Right Leg	0.00000007
beta	F3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	F4	Left Hand vs Passive	0.00000000
beta	F4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	F4	Right Hand vs Passive	0.000015688
beta	F4	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	F4	Passive vs Left Leg	0.000152841
beta	F4	Passive vs Tongue	0.000004392
beta	F4	Left Leg vs Right Leg	0.00000002

beta	F4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	C3	Left Hand vs Passive	0.00000000
beta	C3	Left Hand vs Left Leg	0.00000001
beta	C3	Left Hand vs Tongue	0.00000020
beta	СЗ	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	C3	Right Hand vs Passive	0.00000000
beta	C3	Right Hand vs Left Leg	0.00000000
beta	C3	Right Hand vs Tongue	0.00000000
beta	C3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	C3	Passive vs Left Leg	0.00000000
beta	C3	Passive vs Tongue	0.00000000
beta	C3	Passive vs Right Leg	0.00000037
beta	C3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
beta	C3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	C4	Left Hand vs Right Hand	0.000005786
beta	C4	Left Hand vs Passive	0.00000000
beta	C4	Left Hand vs Left Leg	0.00000000
beta	C4	Left Hand vs Tongue	0.00000000
beta	C4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	C4	Right Hand vs Passive	0.00000000
beta	C4	Right Hand vs Left Leg	0.000000175
beta	C4	Right Hand vs Tongue	0.001517402
beta	C4	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	C4	Passive vs Left Leg	0.00000000
beta	C4	Passive vs Tongue	0.00000000
beta	C4	Passive vs Right Leg	0.00000000
beta	C4	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
beta	C4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	Р3	Left Hand vs Passive	0.00000000
beta	P3	Left Hand vs Left Leg	0.000019963
beta	Р3	Left Hand vs Tongue	0.000355312
beta	P3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Р3	Right Hand vs Passive	0.00000000
beta	Р3	Right Hand vs Left Leg	0.000002070
beta	Р3	Right Hand vs Tongue	0.000047302
beta	P3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Р3	Passive vs Left Leg	0.000000295
beta	P3	Passive vs Tongue	0.00000001
beta	Р3	Passive vs Right Leg	0.00000016
beta	P3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
beta	Р3	Tongue vs Right Leg	0.00000000

beta	P4	Left Hand vs Passive	0.00000061
beta	P4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	P4	Right Hand vs Passive	0.000012734
beta	P4	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	P4	Passive vs Tongue	0.000004918
beta	P4	Passive vs Right Leg	0.00000000
beta	P4	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
beta	P4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	01	Left Hand vs Right Leg	0.000017165
beta	01	Right Hand vs Right Leg	0.000000224
beta	01	Passive vs Right Leg	0.000715378
beta	01	Left Leg vs Right Leg	0.000009586
beta	01	Tongue vs Right Leg	0.000047031
beta	O2	Passive vs Right Leg	0.000148029
beta	O2	Left Leg vs Right Leg	0.002998298
beta	02	Tongue vs Right Leg	0.000085367
beta	F7	Left Hand vs Passive	0.000008725
beta	F7	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	F7	Right Hand vs Passive	0.000302536
beta	F7	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	F7	Passive vs Left Leg	0.001532201
beta	F7	Passive vs Tongue	0.000566318
beta	F7	Passive vs Right Leg	0.00000006
beta	F7	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
beta	F7	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	F8	Left Hand vs Passive	0.000000641
beta	F8	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	F8	Right Hand vs Passive	0.000000776
beta	F8	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	F8	Passive vs Left Leg	0.002425011
beta	F8	Passive vs Tongue	0.000006914
beta	F8	Passive vs Right Leg	0.00000001
beta	F8	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
beta	F8	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	Т3	Left Hand vs Passive	0.00000000
beta	Т3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Т3	Right Hand vs Passive	0.000000012
beta	Т3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Т3	Passive vs Left Leg	0.000379306
beta	Т3	Passive vs Tongue	0.000076430
beta	Т3	Passive vs Right Leg	0.000001054

beta	Т3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
beta	Т3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	T4	Left Hand vs Right Leg	0.00000024
beta	T4	Right Hand vs Right Leg	0.000000504
beta	T4	Passive vs Tongue	0.002270845
beta	T4	Passive vs Right Leg	0.000796082
beta	T4	Left Leg vs Right Leg	0.00000344
beta	T4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	Т5	Left Hand vs Passive	0.00000000
beta	Т5	Left Hand vs Left Leg	0.00000000
beta	Т5	Left Hand vs Tongue	0.00000000
beta	Т5	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Т5	Right Hand vs Passive	0.00000000
beta	T5	Right Hand vs Left Leg	0.000000004
beta	Т5	Right Hand vs Tongue	0.00000003
beta	Т5	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Т6	Left Hand vs Passive	0.00000018
beta	Т6	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Т6	Right Hand vs Passive	0.00000035
beta	Т6	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Т6	Passive vs Left Leg	0.000000061
beta	Т6	Passive vs Tongue	0.000000484
beta	Т6	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
beta	Т6	Tongue vs Right Leg	0.00000000
beta	Fz	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Fz	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
beta	Fz	Passive vs Left Leg	0.000467949
beta	Fz	Passive vs Tongue	0.001505776
beta	Fz	Passive vs Right Leg	0.000043250
beta	Fz	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
beta	Fz	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	Fp1	Left Hand vs Right Leg	0.00000956
gamma	Fp1	Right Hand vs Right Leg	0.000023115
gamma	Fp1	Passive vs Right Leg	0.000026543
gamma	Fp1	Left Leg vs Right Leg	0.00000983
gamma	Fp1	Tongue vs Right Leg	0.000012660
gamma	Fp2	Left Hand vs Right Leg	0.000020589
gamma	Fp2	Right Hand vs Right Leg	0.000334498
gamma	Fp2	Passive vs Right Leg	0.000271365
gamma	Fp2	Left Leg vs Right Leg	0.000001376
gamma	Fp2	Tongue vs Right Leg	0.000077108

gamma	F3	Left Hand vs Passive	0.001882300
gamma	F3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	F3	Right Hand vs Right Leg	0.00000035
gamma	F3	Passive vs Right Leg	0.000001621
gamma	F3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
gamma	F3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	F4	Left Hand vs Right Leg	0.000011567
gamma	F4	Right Hand vs Right Leg	0.000287276
gamma	F4	Passive vs Right Leg	0.001294089
gamma	F4	Left Leg vs Right Leg	0.000000118
gamma	F4	Tongue vs Right Leg	0.00000030
gamma	C3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	C3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	C3	Passive vs Left Leg	0.001533060
gamma	C3	Passive vs Right Leg	0.00000015
gamma	C3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
gamma	C3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	C4	Left Hand vs Right Hand	0.000685192
gamma	C4	Left Hand vs Passive	0.001773023
gamma	C4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	C4	Right Hand vs Tongue	0.001643123
gamma	C4	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	C4	Passive vs Right Leg	0.00000000
gamma	C4	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
gamma	C4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	Р3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	Р3	Right Hand vs Right Leg	0.00000001
gamma	Р3	Passive vs Right Leg	0.00000005
gamma	Р3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
gamma	Р3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	P4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	P4	Right Hand vs Tongue	0.003282549
gamma	P4	Right Hand vs Right Leg	0.000000004
gamma	P4	Passive vs Right Leg	0.00000000
gamma	P4	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
gamma	P4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	01	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	01	Right Hand vs Right Leg	0.00000006
gamma	01	Passive vs Right Leg	0.00000000
gamma	01	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
gamma	01	Tongue vs Right Leg	0.00000002

gamma	O2	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	O2	Right Hand vs Right Leg	0.00000063
gamma	O2	Passive vs Right Leg	0.00000000
gamma	O2	Left Leg vs Right Leg	0.00000013
gamma	02	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	F7	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	F7	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	F7	Passive vs Right Leg	0.00000000
gamma	F7	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
gamma	F7	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	F8	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	F8	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	F8	Passive vs Right Leg	0.00000000
gamma	F8	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
gamma	F8	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	Т3	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	Т3	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	Т3	Passive vs Right Leg	0.00000000
gamma	Т3	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
gamma	Т3	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	T4	Left Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	T4	Right Hand vs Right Leg	0.00000000
gamma	T4	Passive vs Right Leg	0.00000000
gamma	T4	Left Leg vs Right Leg	0.00000000
gamma	T4	Tongue vs Right Leg	0.00000000
gamma	Т5	Left Hand vs Tongue	0.000064641
gamma	T5	Left Hand vs Right Leg	0.000050638
gamma	Т6	Left Hand vs Right Leg	0.00000070
gamma	Т6	Right Hand vs Right Leg	0.00000268
gamma	Т6	Passive vs Right Leg	0.000006058
gamma	Т6	Left Leg vs Right Leg	0.00000001
gamma	Т6	Tongue vs Right Leg	0.000000019
gamma	Fz	Left Hand vs Right Leg	0.00000005
gamma	Fz	Right Hand vs Right Leg	0.000004171
gamma	Fz	Passive vs Right Leg	0.000004219
gamma	Fz	Left Leg vs Right Leg	0.00000003
gamma	Fz	Tongue vs Right Leg	0.000001971