

ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Ανάπτυξη Συστήματος Ανίχνευσης Νοητικής Κόπωσης

κατά την Οδήγηση με Τεχνικές Μηχανικής Μάθησης

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Ολυμπία Γιαννακοπούλου

Αθήνα, Δεκέμβριος 2024



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Ανάπτυξη Συστήματος Ανίχνευσης Νοητικής Κόπωσης κατά την Οδήγηση με Τεχνικές Μηχανικής Μάθησης

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Ολυμπία Γιαννακοπούλου

Εγκρίθηκε από την επταμελή εξεταστική επιτροπή την 19 Δεκεμβρίου 2024

Συμβουλευτική Επιτροπή :	Διονύσιος – Δημήτριος Κουτσούρης		
	Γεώργιος Ματσόπουλος		
	Παναγιώτης Τσανάκας		
Δημήτριος Κουτσούρης	Γεώργιος Ματσόπουλος	Παναγιώτης Τσανάκας	
Ομότιμος Καθηγητής ΕΜΠ	Καθηγητής ΕΜΠ	Καθηγητής ΕΜΠ	
Ευάγγελος Χριστοφόρου	Αθανάσιος Παναγόπουλος	Παντελεήμων Ασβεστάς	Μαρία Χαρίτου
Καθηγητής ΕΜΠ	Καθηγητής ΕΜΠ	Καθηγητής ΠΑΔΑ	Ερευνήτρια Α' ΕΠΙΣΕΥ

Αθήνα, Δεκέμβριος 2024



Γιαννακοπούλου Ολυμπία

Διδάκτωρ Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π

Copyright © Ολυμπία Ε. Γιαννακοπούλου, 2024.

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

Η νοητική κόπωση κατά την οδήγηση αναφέρεται στην γνωστική επιβάρυνση που βιώνουν οι οδηγοί κατά τη διάρκεια παρατεταμένων περιόδων, επηρεάζοντας την προσοχή, τους χρόνους αντίδρασης και τη συνολική τους απόδοση. Η κόπωση κατά την οδήγηση εγκυμονεί σημαντικούς κινδύνους για την οδική ασφάλεια και απαιτεί ακριβείς μεθόδους αξιολόγησης για τον μετριασμό των πιθανών κινδύνων. Η παρούσα διατριβή επικεντρώθηκε στην ανάπτυξη και αξιολόγηση καινοτόμων μεθόδων ανίχνευσης νοητικής κόπωσης κατά την οδήγηση, δίνοντας έμφαση στις εξατομικευμένες προσεγγίσεις και στη χρήση προηγμένων τεχνικών ανάλυσης εγκεφαλικών δικτύων. Μέσω της αξιοποίησης των σημάτων ΕΕG και του Δείκτη Καθυστέρησης Φάσης (PLI), σε συνδυασμό με τους αλγορίθμους μηχανικής μάθησης, η έρευνα ανέδειξε τη σημασία της κατανόησης των ατομικών μοτίβων συνδεσιμότητας για την πρόβλεψη της κόπωσης. Η ενσωμάτωση των τεχνικών εντοπισμού πηγών προσέφερε λεπτομερή χαρτογράφηση συγκεκριμένων περιοχών του εγκεφάλου που εμπλέκονται στη νοητική κόπωση, δίνοντας ιδιαίτερη έμφαση στη ζώνη συχνοτήτων άλφα. Επιπρόσθετα, οι αναλύσεις επιπέδου των αισθητήρων απέδειξαν την αξία τους ως πρακτικές λύσεις για εφαρμογές σε πραγματικό χρόνο λόγω της απλότητας και της ταχύτητάς τους. Τέλος, τα αποτελέσματα αναδεικνύουν τη σημασία της ενσωμάτωσης των νευροεπιστημονικών γνώσεων και προσεγγίσεων που εστιάζουν στις απαιτήσεις των πρακτικών εφαρμογών.

Λέξεις-κλειδιά: Νοητική κόπωση, Οδήγηση, Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG), Δείκτης καθυστέρησης φάσης (PLI), Εγκεφαλικά δίκτυα, Ζώνες συχνοτήτων

Abstract

Mental fatigue during driving refers to the cognitive strain experienced by drivers over extended periods, which can impair attention, reaction times, and overall driving performance. Driving fatigue presents significant risks to road safety and requires accurate assessment methods to mitigate potential hazards. This dissertation focuses on the development and evaluation of innovative methods for detecting mental fatigue during driving, emphasizing individualized approaches and advanced techniques for brain network analysis. Utilizing EEG signals and Phase Lag Index (PLI), combined with machine learning algorithms, the research highlights the importance of understanding individual connectivity patterns in predicting fatigue dynamics. The incorporation of source localization techniques provided high-resolution mapping of specific brain regions involved in fatigue processes, revealing the critical role of the alpha frequency band in identifying mental fatigue. Additionally, sensor-level analyses offered practical solutions for real-time applications due to their simplicity and efficiency. These findings underscore the potential for advancing fatigue detection methodologies through the integration of neuroscientific insights and application-driven strategies.

Keywords: Mental fatigue; Driving; EEG; Phase Lag Index (PLI); Brain networks; Frequency bands

Ευχαριστίες

Η παρούσα διδακτορική διατριβή είναι αποτέλεσμα μιας μακρόχρονης πορείας, κατά τη διάρκεια της οποίας είχα την τύχη και τη χαρά να δεχτώ τη συμβολή και τη στήριξη αρκετών ανθρώπων. Πρωτίστως, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές ευχαριστίες μου στον επιβλέποντα μου, Ομότιμο Καθηγητή Ε.Μ.Π. Δημήτριο Κουτσούρη που με στήριξε σε όλη αυτή την προσπάθεια και υπήρξε ένας μεγάλος δάσκαλος για όλους όσους έχουμε τη χαρά και τιμή να τον γνωρίζουμε. Στη συνέχεια θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή ΕΜΠ κ. Γεώργιο Ματσόπουλο. Τον ευχαριστώ για την τόσο σημαντική ευκαιρία που μου έδωσε να πραγματοποιήσω το όνειρο μου, για τις πάντα εύστοχες συμβουλές και τη διαρκή υποστήριξή του καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της διατριβής μου

Θα ήθελα, επίσης, να εκφράσω τη βαθιά ευγνωμοσύνη μου για τους ανθρώπους που δε σταμάτησαν να είναι δίπλα μου σε όλο αυτό το δύσκολο ταξίδι, τη Δρ. Ράνια Πετροπούλου και τη Δρ. Μαριλένα Ταρούση. Θα θυμάμαι πάντα την αγωνία με την οποία τους εξέθετα τους προβληματισμούς μου και την επιστημονική και ψυχολογική του υποστήριξη που με έκαναν κάθε φορά να συνεχίζω και τελικά να φτάσω στην ολοκλήρωση του έργου μου. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τον Δρ. Γιάννη Κάκκο για την πολύτιμη καθοδήγησή μου καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της παρούσας Διατριβής και για την αμέριστη βοήθεια και υποστήριξή του.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους καθηγητές Τσανάκα Παναγιώτη, Χριστοφόρου Ευάγγελο, Παναγόπουλο Αθανάσιο και Ασβεστά Παντελεήμων, για τη συμμετοχή τους στην Επταμελή Συμβουλευτική Επιτροπή της διατριβής μου. Ιδιαίτερα ευχαριστώ την Ερευνήτρια Α΄ Δρ. Μαρία Χαρίτου, μέλος της Επταμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής, για την πολύτιμη βοήθεια και τη διαρκή υποστήριξη, επιστημονική και ψυχολογική, που έλαβα από αυτήν.

Ευχαριστώ πολύ επίσης όλους τους συναδέλφους και μέλη του Εργαστηρίου Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Ε.Μ.Π. για τη συνεργασία μας όλα αυτά τα χρόνια και τη συνεχή τους υποστήριξη και συμπαράσταση. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω από καρδιάς τους φίλους μου που όντας συνοδοιπόροι μου όλο αυτό τον καιρό, μου έδωσαν όλη τους την αγάπη και την στήριξη για να φτάσω στο τέλος αυτής της διαδρομής. Τέλος, θα ήθελα να εκφράσω τη βαθιά ευγνωμοσύνη μου στην οικογένεια μου που με στηρίζει σε κάθε βήμα και μου δίνει τη δύναμη να πραγματοποιώ τα όνειρά μου.

Περιεχόμενα

Abstract	7
Ευχαριστίες	9
Περιεχόμενα	11
Ευρετήριο εικόνων	13
Ευρετήριο πινάκων	15
Συντομογραφίες	17
Κεφάλαιο 1 Εισαγωγή	19
Κεφάλαιο 2 Θεωρητικό υπόβαθρο	21
2.1 Εισαγωγή	21
2.2 Η κόπωση κατά την οδήγηση	21
2.3 Ο ανθρώπινος εγκέφαλος	28
2.4 Τεχνικές Απεικόνισης Εγκεφαλικής Λειτουργίας	28
2.5 Ηλεκτοεγκεφαλογράφημα	30
2.5.1 Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων ΗΕΓ και Συστήματα	34
2.5.2 Ρυθμοί και Ταλαντώσεις ΗΕΓ	34
2.6 Εντοπισμός Πηγών (Source Localization)	36
Κεφάλαιο 3 Μελέτη Εγκεφαλικών Δικτύων	48
3.1 Δίκτυα εγκεφάλου	48
3.2 Λειτουργική Συνδεσιμότητα (Functional Connectivity)	50
3.3 Μετρικές Δικτύου μικρού κόσμου (Small world Network Metrics)	51
3.4 Δείκτης Καθυστέρησης Φάσης (PLI)	55
Κεφάλαιο 4 Μέθοδοι Ανάλυσης	57
4.1 Γραμμική Παλινδρόμηση	57
4.2. Μέθοδος Ελάχιστων Τετραγώνων	58
4.3 Αλγόριθμοι Μηχανικής Μάθησης	60
4.4 Ο αλγόριθμος RFE-CBR	62
4.5 Μέθοδοι ταξινόμησης	64
Κεφάλαιο 5 Συστήματα ανίχνευσης κόπωσης κατά την οδήγηση	67
Κεφάλαιο 6 Δεδομένα και πειραματικός σχεδιασμός	72
6.1 Συμμετέχοντες και πειραματικός σχεδιασμός	72

6.2 Λήψη και προεπεξεργασία του ΗΕΓ75
6.3. Λειτουργική συνδεσιμότητα και κατασκευή εγκεφαλικού δικτύου
Κεφάλαιο 7 Ανίχνευση κόπωσης κατά την οδήγηση με τη χρήση μετρικών μικρού κόσμου78
7.1. Μεθοδολογία
7.2. Αποτελέσματα
7.3 Συζήτηση - Συμπεράσματα87
Κεφάλαιο 8 Εξατομικευμένη μεταβλητότητα στα μοτίβα συνδεσιμότητας του εγκεφάλου και στη δυναμική οδήγησης-κόπωσης
8.1 Μεθοδολογία89
8.2 Ανάλυση ατομικού και παγκόσμιου δικτύου90
8.3 Αξιολόγηση δικτύου91
8.4 Αποτελέσματα94
8.5 Συζήτηση100
8.6 Συμπεράσματα106
Κεφάλαιο 9 Ανίχνευση κόπωσης κατά την οδήγηση με εντοπισμό πηγών
9.1 Μεθοδολογία107
9.2 Αποτελέσματα
9.3 Συμπεράσματα
Κεφάλαιο 10 Συζήτηση - Συμπεράσματα117
Βιβλιογραφία120
Κατάλογος Δημοσιεύσεων

Ευρετήριο εικόνων

Εικόνα 1. Σχηματική απεικόνιση του πειραματικού σχεδιασμού: (α) Η διάταξη προσομοίωσης
οδήγησης- (β)Η προκαθορισμένη διαδρομή πάνω στο χάρτη προσομοίωσης παρουσιάζεται με
κόκκινο χρώμα- (γ) Η διάρκεια της προσομοίωσης οδήγησης ήταν 1 ώρα, με συνεχή καταγραφή του
ΗΕΓ. Στη μετέπειτα ανάλυση αποκλείστηκαν από την ανάλυση τμήματα ΗΕΓ που αντιστοιχούσαν στα
πρώτα και τελευταία 5 λεπτά74
Εικόνα 2. Εξέλιξη των μετρικών μικρού κόσμου κατά τη διάρκεια 19 παραθύρων των 5 λεπτών με 50%
επικάλυψη στις ζώνες: (α) Θήτα (β) άλφα και (γ) βήτα81
Εικόνα 3. Παρουσίαση των μετρικών κατά τη διάρκεια 19 παραθύρων των 5 λεπτών με 50%
επικάλυψη με τη γραμμή προσαρμογής LSM στη ζώνη Alpha για α) το μήκος διαδρομής και β) τη
συνολική αποδοτικότητα85
Εικόνα 4. Συσχέτιση μετρικών μικρού κόσμου κατά τη διάρκεια ολόκληρης της εργασίας οδήγησης
για: (α) θήτα- (β) άλφα- και (γ) βήτα ζώνες87
Εικόνα 5. Το περίγραμμα του εγκεκριμένου πλαισίου. Τα δίκτυα PLI υπολογίζονται με βάση τις ζώνες
συχνοτήτων που προκύπτουν από το σήμα ΕΕG. Στη συνέχεια, οι ακμές PLI εξετάζονται με βάση τα
μέτρα R², περιγράφοντας αυξανόμενα ή μειούμενα μοτίβα και το επίπεδο σημαντικότητάς τους για
την περαιτέρω ανάλυση των δικτύων που προκύπτουν93
Εικόνα 6. Οπτική αναπαράσταση του ποσοστιαίου εύρους των θεμάτων που μοιράζονται κοινές
συνδέσεις95
Εικόνα 7. Οι σημαντικές συνδέσεις ΙΝ για (α) τη ζώνη δέλτα, (β) τη ζώνη θήτα, (γ) τη ζώνη άλφα, (δ)
τη ζώνη βήτα και (ε) τη ζώνη γάμμα. Οι συνδέσεις με πράσινο χρώμα εμφανίζουν θετική κλίση, ενώ οι
συνδέσεις με πορτοκαλί αρνητική96

Εικόνα 8. Σημαντικές συνδέσεις στο GN για (α) δέλτα, (β) θήτα, (γ) άλφα, (δ) βήτα, (ε) γάμμα ζώνη	
συχνοτήτων, (στ) οι θέσεις των ηλεκτροδίων (χρωματικά κωδικοποιημένες σύμφωνα με τα κυκλικά	
διαγράμματα) για τις μετωπιαίες, κροταφικές, κεντρικές, βρεγματικές και ινιακές περιοχές του	
τριχωτού της κεφαλής	98

Ευρετήριο πινάκων

Πίνακας 1. Οι τιμές της κλίσης LSM για κάθε μετρική κατά τη διάρκεια ολόκληρης της εργασίας	
οδήγησης	
Πίνακας 2. Αριθμός σημαντικών συνδέσεων (p < 0,05 και r > 0,25)	
Πίνακας 3. Οι κοινές συνδέσεις μεταξύ του ΙΝ και του GN	
Πίνακας 4 Απόδοση του RFE CBR με χρήση διαφορετικών ταξινομητών στη Δελτα Ζώνη Συχνοτι	ήτων
Πίνακας 5 Απόδοση του RFE CBR με χρήση διαφορετικών ταξινομητών στη Θήτα Ζώνη Συχνοτή	ιτων
Πίνακας 6 Απόδοση του RFE CBR με χρήση διαφορετικών ταξινομητών στην Άλφα Ζώνη Συχνοτ	τήτων
Πίνακας 7 Απόδοση του RFE CBR με χρήση διαφορετικών ταξινομητών στη Βήτα Ζώνη Συχνοτή	των

Συντομογραφίες

Abbreviation	English Terminology	Ελληνική ορολογία
AAL	Automated Anatomical	Αυτόματη Ανατομική Επισήμανση
	Labeling	
ADAS	Advanced Driver- Assistant	Προηγμένα Συστήματα
	System	Υποβοήθησης Οδηγού
BC	Betweenness centrality	Από Κοινού Κεντρικότητα
BCI	Brain Computer Interface	Διεπαφή εγκεφάλου-υπολογιστή
BEM	Boundary Element Models	Μοντέλα οριακών στοιχείων
CDC	Centers for Disease Control	Κέντρο Ελέγχου Πρόληψης και
	and Prevention	Νοσημάτων
CEN	Central Executive Network	Κεντρικό Εκτελεστικό Δίκτυο
DMN	Default Mode Network	Δίκτυο Προεπιλεγμένης
		Κατάστασης
ECD	Equivalent Current Dipole	Μοντέλα ισοδύναμου διπόλου
		ρεύματος
EEG (HEF)	Electroencephalogram	Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα
eloreta	Low-Resolution	Ηλεκτρομαγνητική τομογραφία
	Electromagnetic Tomography	εγκεφάλου χαμηλής ανάλυσης
ERPs	Event-related potentials	Δυναμικά που σχετίζονται με
		γεγονότα
ESRA	E-Survey of Road Survey	Ηλεκτρονική Έρευνα Οδικών
	Attitudes	Στάσεων
ESS	Epworth Sleepiness Score	Κλίμακα Υπνηλίας Epworth
Eff _{glob}	Global Efficiency	Καθολική Αποδοτικότητα
Eff _{loc}	Local Efficiency	Τοπική Αποδοτικότητα
Eff _{nod}	Nodal Efficiency	Κομβική Αποδοτικότητα
FEM	Finite Element Models	Μοντέλα Πεπερασμένων
		στοιχείων
FMCSA	Federal Motor Carrier Safety	Ομοσπονδιακή Διοίκηση
	Administration	Ασφάλειας Οδικών Μεταφορών
		НПА
fMRI	Functional Magnetic	Λειτουργική Μαγνητική
	Resonance Imaging	Τομογραφία
GN	Global Network	Καθολικό Δίκτυο
IN	Individual Network	Εξατομικευμένο Δίκτυο
L	Path Length	Μήκος Διαδρομής

MEG (MEF)	Magnetoencephalography	Μαγνητοελεκτροεγκεφαλογραφία
MEM	Maximum Entropy on the	Μέγιστη Εντροπία Μέσου
	Mean	
MNE	Minimum Norm Estimation	Εκτίμηση Ελάχιστης Νόρμας
NHTSA	National Highway Traffic Safety	Εθνική Υπηρεσία Ασφάλειας
	Administration	Οδικής Κυκλοφορίας
PET	Positron Emission Technology	Τομογραφία Εκπομπής
		Ποζιτρονίων
PLI	Phase Lag Index	Δείκτης Καθυστέρησης Φάσης
PVT	Psychomotor Vigilance Test	Ψυχοκινητικές Δοκιμές
		Εγρήγορσης
SSSQ	Short Stress State	Όρος δεν είναι διαθέσιμος
	Questionnaire	
ПОҮ	World Health Organization	Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας

Κεφάλαιο

Εισαγωγή

Η οδήγηση είναι μια πολύπλευρη και εξαιρετικά απαιτητική δραστηριότητα που ασκείται καθημερινά από πολυάριθμα άτομα σε όλο τον κόσμο. Είναι ευρέως αναγνωρισμένο ότι η οδήγηση απαιτεί από τους οδηγούς όχι μόνο να αντιλαμβάνονται και να κατανοούν με ακρίβεια τις πληροφορίες που σχετίζονται με τις δικές τους ικανότητες οδήγησης, την κατάσταση του οδηγού, τις επιδόσεις του οχήματος και την κυκλοφορία, αλλά και να επεξεργάζονται με μεγάλη ταχύτητα αυτές τις πληροφορίες [1]. Η διατήρηση της προσοχής και της γνωστικής οξύτητας είναι ιδιαίτερα επωφελής για τους οδηγούς [2]. Αντίθετα, οι παρατεταμένες περίοδοι οδήγησης μπορεί να προκαλέσουν κόπωση της οδήγησης, η οποία αναφέρεται σε μια κατάσταση κατά την οποία η αυξημένη πνευματική καταπόνηση και η υπνηλία μειώνουν την ικανότητα του οδηγού να ανταποκριθεί αποτελεσματικά σε απρόβλεπτες ή κρίσιμες περιστάσεις, θέτοντας έτσι σε κίνδυνο την ασφάλεια της οδήγησης [3]. Σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (ΠΟΥ)¹, τα τροχαία ατυχήματα προκαλούν τον θάνατο περίπου 1,19 εκατομμυρίων ανθρώπων σε όλο τον κόσμο κάθε χρόνο και αφήνουν μεταξύ 20 και 50 εκατομμυρίων ανθρώπων με μη θανατηφόρους τραυματισμούς [4]. Παράλληλα, σύμφωνα με έρευνα που διεξήχθη το 2014 από τα Κέντρα Ελέγχου και Πρόληψης Νοσημάτων (CDC) στις ΗΠΑ, διαπιστώθηκε ότι περίπου 1 στους 25 ενήλικες οδηγούς (ηλικίας

¹ https://www.who.int/health-topics/road-safety#tab=tab_1

18 ετών και άνω) παραδέχτηκε ότι είχε συμβεί να αποκοιμηθεί κατά τη λειτουργία του οχήματος κατά την προηγούμενη περίοδο των 30 ημερών [5]. Το 2014, το Ίδρυμα ΑΑΑ Foundation for Traffic Safety διεξήγαγε μια μελέτη που αποκάλυψε ότι ένα σημαντικό μέρος των περιστατικών που σχετίζονται με το όχημα σχετίζεται με την οδήγηση σε κατάσταση υπνηλίας. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι περίπου το 6% όλων των ατυχημάτων που οδήγησαν σε ρυμούλκηση του οχήματος, το 7% των ατυχημάτων που χρειάστηκαν ιατρική περίθαλψη για τραυματισμούς, το 13% των ατυχημάτων που οδήγησαν σε νοσηλεία και το 21% των θανατηφόρων ατυχημάτων αποδόθηκαν στην εμπλοκή ενός οδηγού σε κατάσταση κόπωσης[6]. Το έτος 2022, πραγματοποιήθηκε μια ολοκληρωμένη έρευνα γνωστή ως ESRA (E-Survey of Road Survey Attitudes) σε 48 χώρες. Τα ευρήματα της εν λόγω έρευνας έδειξαν ότι στην πλειονότητα των συμμετεχόντων κρατών, περίπου το 15-25% των οδηγών αυτοκινήτων παραδέχθηκαν ότι αντιμετώπισαν προκλήσεις στη διατήρηση της οπτικής εγρήγορσης κατά τη λειτουργία των οχημάτων τους κατά την προηγούμενη περίοδο των 30 ημερών[7]. Σύμφωνα με το Ευρωπαϊκό Παρατηρητήριο Οδικής Ασφάλειας, εκτιμάται ότι το 20% των τροχαίων ατυχημάτων μπορεί να αποδοθεί στην υπνηλία του οδηγού[8].

Κεφάλαιο

Θεωρητικό υπόβαθρο

2.1 Εισαγωγή

Η κόπωση κατά την οδήγηση είναι ένα περίπλοκο και πολυδιάστατο ζήτημα που επηρεάζει σημαντικά την οδική ασφάλεια και την ευεξία των οδηγών. Επιπλέον, οι ατομικές διαφορές στην αντοχή στην κόπωση. καθιστούν την κατανόηση και τη διαχείριση αυτού του φαινομένου ακόμη πιο περίπλοκη. Το πρώτο και απαραίτητο βήμα για την παρακολούθηση ή ανίχνευση της κόπωσης κατά την οδήγηση , είναι η κατανόηση της έννοιάς της, της δομής του ανθρώπινου εγκεφάλου και οι μέθοδοι που χρησιμοποιύνται για τη μελέτη της λειτουργίας του. Σκοπός της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι να αναλύσει τη φύση και την πολυπλοκότητα της κόπωσης κατά την οδήγηση και να προτείνει τρόπους ανίχνευσης της.

2.2 Η κόπωση κατά την οδήγηση

Η κόπωση κατά την οδήγηση, συχνά αναφερόμενη και ως υπνηλία στην οδήγηση, αποτελεί κρίσιμο παράγοντα που συμβάλλει σε τροχαία ατυχήματα παγκοσμίως. Χαρακτηρίζεται από σημαντική μείωση της εγρήγορσης και των χρόνων αντίδρασης, προκαλώντας σοβαρούς κινδύνους για την οδική ασφάλεια. Παρακάτω, παρουσιάζονται οι αιτίες, τα συμπτώματα, οι συνέπειες, οι μέθοδοι αναγνώρισης και τα προληπτικά μέτρα που σχετίζονται με την κόπωση οδήγησης, βασισμένη σε σύγχρονη έρευνα και βιβλιογραφία για να παρέχει μια ολοκληρωμένη κατανόηση αυτού του φαινομένου.

Αιτίες και Συμπτώματα της Κόπωσης κατά την Οδήγηση

Σύμφωνα με το Ίδρυμα Οδικής Ασφάλειας² της Αμερικανικής Ένωσης Αυτοκίνησης οι μονοτονικές συνθήκες οδήγησης, όπως οι μακριές, ευθείες εθνικές οδοί με ελάχιστη κυκλοφορία, μπορούν να προκαλέσουν υπνηλία λόγω της έλλειψης ερεθισμάτων. Έρευνα του Ιδρύματος επισημαίνει ότι η οδήγηση για περισσότερες από δύο συνεχόμενες ώρες χωρίς διάλειμμα μπορεί να μειώσει σημαντικά την εγρήγορση. Επιπλέον Σαν μία από τις κύριες αιτίες της κόπωσης κατά την οδήγηση προβάλλει η έλλειψη ύπνου[9]. Το Εθνικό Αμερικανικό Ίδρυμα Ύπνου³ δηλώνει ότι οι ενήλικες χρειάζονται 7-9 ώρες ύπνου κάθε νύχτα, αλλά πολλοί κοιμούνται λιγότερο, ειδικά πριν από μεγάλα ταξίδια. Η χρόνια έλλειψη ύπνου μπορεί να οδηγήσει σε συσσωρευμένο χρέος ύπνου, επηρεάζοντας σημαντικά τις γνωστικές και κινητικές λειτουργίες. Η σωματική και ψυχική εξάντληση από προηγούμενες δραστηριότητες συμβάλλει επίσης στην κόπωση [10], όπως και η κατανάλωση ορισμένων φαρμάκων που έχουν την υπνηλία ως παρενέργεια. Τα φάρμακα όπως τα αντιισταμινικά, τα αντικαταθλιπτικά και οι μυοχαλαρωτικοί παράγοντες μπορούν να επηρεάσουν σοβαρά την εγρήγορση ενός οδηγού και θα πρέπει να χρησιμοποιούνται με προσοχή όταν η οδήγηση είναι απαραίτητη [11].

Η αναγνώριση των συμπτωμάτων της οδηγικής κόπωσης είναι απαραίτητη για την αναγνώριση και συνεπώς για την πρόληψη της κόπωσης. Το συχνό χασμουρητό, τα βαριά βλέφαρα και το έντονο κλείσιμο των ματιών είναι κοινά αρχικά σημάδια. Οι οδηγοί μπορεί να αντιμετωπίσουν απροσεξία, που χαρακτηρίζεται από δυσκολία συγκέντρωσης, να διατηρήσουν τα μάτια ανοιχτά ή να διατηρήσουν μια σταθερή θέση του κεφαλιού [12].

² https://aaafoundation.org/wp-content/uploads/2018/02/2010DrowsyDrivingFS.pdf

³ https://www.thensf.org/2020-sleep-in-america-poll-shows-alarming-level-of-sleepiness/

Οι οδηγικές απροσεξίες, όπως η απώλεια σημάτων ή εξόδων, μπορεί να είναι επίσης ενδεικτικές της κόπωσης. Η εκτροπή από τη λωρίδα, όπου το όχημα μετακινείται ακούσια μεταξύ των λωρίδων ή χτυπά τις προστατευτικές μπάρες, είναι σοβαρό σύμπτωμα. Αυτό συχνά συνοδεύεται από ανησυχία, ευερεθιστότητα και συχνές αλλαγές στην ταχύτητα οδήγησης. Η εμφάνιση μικρο-ύπνου—σύντομων, ακούσιων επεισοδίων ύπνου που διαρκούν λίγα δευτερόλεπτα—μπορεί να είναι ιδιαίτερα επικίνδυνη καθώς συχνά περνούν απαρατήρητα από τον οδηγό έως ότου συμβεί ένα κοντινό ατύχημα ή ατύχημα [13]. Ο μικρούπνος είναι ιδιαίτερα επικίνδυνος επειδή περιλαμβάνει πλήρη διακοπή της συνείδησης και του ελέγχου, ακόμη και για λίγα δευτερόλεπτα, τα οποία είναι αρκετά για να προκαλέσουν σοβαρό ατύχημα.

Αναγνώριση και Μέτρηση της Κόπωσης κατά την Οδήγηση

Η αναγνώριση και η μέτρηση της οδηγικής κόπωσης περιλαμβάνει τόσο υποκειμενικές αυτοαξιολογήσεις όσο και αντικειμενικά τεχνολογικά μέτρα. Οι μέθοδοι αυτοαξιολόγησης περιλαμβάνουν τη χρήση ερωτηματολογίων και κλιμάκων όπως η Κλίμακα Υπνηλίας Epworth (ESS), η οποία μετρά την υπνηλία κατά τη διάρκεια της ημέρας [14]. Οι οδηγοί αυτοαξιολογούν την πιθανότητα να κοιμηθούν σε διάφορες καταστάσεις, παρέχοντας πληροφορίες για το επίπεδο κόπωσης τους.

Τα αντικειμενικά μέτρα περιλαμβάνουν τη χρήση ψυχοκινητικών δοκιμών εγρήγορσης (PVT), που αξιολογούν τους χρόνους αντίδρασης και την προσοχή[15], [16]. Αυτές οι δοκιμές είναι εξαιρετικά ευαίσθητες στις επιπτώσεις της κόπωσης και χρησιμοποιούνται ευρέως τόσο σε ερευνητικές όσο και σε επιχειρησιακές ρυθμίσεις. Επιπλέον, η τεχνολογία παρακολούθησης των ματιών παρακολουθεί τις κινήσεις των ματιών και τα μοτίβα κλεισίματος των βλεφάρων,

εντοπίζοντας σημάδια υπνηλίας. Μειωμένοι ρυθμοί αναλαμπής, παρατεταμένο κλείσιμο των βλεφάρων και αργές κινήσεις των βλεφάρων είναι δείκτες κόπωσης που μπορούν να μετρηθούν αντικειμενικά [17], [18].

Τα προηγμένα συστήματα υποβοήθησης οδηγού (ADAS) σε σύγχρονα οχήματα χρησιμοποιούν κάμερες και αισθητήρες για την παρακολούθηση της συμπεριφοράς του οδηγού, εκδίδοντας προειδοποιήσεις εάν εντοπιστούν σημάδια κόπωσης [19]. Αυτά τα συστήματα μπορούν να παρακολουθούν τα πρότυπα διεύθυνσης, την απόδοση παραμονής στη λωρίδα και τις κινήσεις των ματιών του οδηγού για να αξιολογήσουν τα επίπεδα κόπωσης. Σε ορισμένες περιπτώσεις, μπορούν ακόμη και να παρέμβουν επιβραδύνοντας το όχημα ή προτείνοντας ένα διάλειμμα [20].

Συνέπειες της Κόπωσης κατά την Οδήγηση

Οι συνέπειες της οδηγικής κόπωσης είναι σοβαρές, επηρεάζοντας τόσο τους μεμονωμένους οδηγούς όσο και την ευρύτερη οδική ασφάλεια. Ο μειωμένος χρόνος αντίδρασης είναι πρωταρχική ανησυχία [21], καθώς οι κουρασμένοι οδηγοί χρειάζονται περισσότερο χρόνο για να ανταποκριθούν στα σήματα κυκλοφορίας, τους πεζούς και άλλους κινδύνους στο δρόμο. Αυτή η καθυστέρηση μπορεί να οδηγήσει σε ατυχήματα που θα μπορούσαν να είχαν αποφευχθεί με ταχύτερα αντανακλαστικά.

Η εξασθενημένη κρίση είναι μια άλλη κρίσιμη συνέπεια, όπου οι κουρασμένοι οδηγοί μπορεί να λάβουν κακές αποφάσεις, όπως να υποτιμήσουν την απόσταση και την ταχύτητα άλλων οχημάτων ή να αναλάβουν περιττούς κινδύνους⁴. Η μειωμένη επαγρύπνηση και η αδυναμία διατήρησης σταθερής προσοχής αυξάνουν περαιτέρω τον κίνδυνο ατυχημάτων. Οι μικρο-

⁴ https://aaafoundation.org/wp-content/uploads/2018/02/2010DrowsyDrivingFS.pdf

ύπνοι, ακόμη και αν είναι σύντομοι, μπορούν να οδηγήσουν σε πλήρη απώλεια ελέγχου του οχήματος, οδηγώντας σε δυνητικά καταστροφικές συγκρούσεις [13]. Τα κοινωνικά κόστη αυτών των ατυχημάτων είναι τεράστια, περιλαμβάνοντας όχι μόνο την απώλεια ζωών και τραυματισμών αλλά και οικονομικά κόστη όπως ζημιές στην περιουσία, ιατρικά έξοδα και χαμένη παραγωγικότητα [22].

Μέτρα για την Πρόληψη της Οδηγικής Κόπωσης

Η πρόληψη της κούρασης οδήγησης απαιτεί μια πολυδιάστατη προσέγγιση. Η εξασφάλιση επαρκούς ξεκούρασης πριν από μεγάλα ταξίδια είναι ζωτικής σημασίας. Η Εθνική Υπηρεσία Ασφάλειας Οδικής Κυκλοφορίας (NHTSA) συνιστά στους οδηγούς να κοιμούνται πλήρως (7-9 ώρες) πριν από ένα μεγάλο ταξίδι⁵. Η λήψη τακτικών διαλειμμάτων, ιδανικά κάθε δύο ώρες ή κάθε 100 μίλια, βοηθά στη διατήρηση της εγρήγορσης. Κατά τη διάρκεια αυτών των διαλειμμάτων, οι οδηγοί πρέπει να βγαίνουν από το όχημα, να τεντώνονται και να κάνουν σύντομους περιπάτους για να αναζωογονηθούν. Η κοινή ευθύνη οδήγησης μπορεί επίσης να μετριάσει την κόπωση σε μεγάλα ταξίδια. Όταν ταξιδεύουν με άλλους, η εναλλαγή των καθηκόντων οδήγησης επιτρέπει σε κάθε οδηγό να ξεκουράζεται επαρκώς. Η αποφυγή αλκοόλ και φαρμάκων, που επιδεινώνουν την υπνηλία και επηρεάζουν την ικανότητα οδήγησης, είναι κρίσιμη [23].

Η διατήρηση ενός υγιεινού τρόπου ζωής, που περιλαμβάνει ισορροπημένη διατροφή και τακτική άσκηση, μπορεί να ενισχύσει τα συνολικά επίπεδα ενέργειας και να μειώσει την προδιάθεση για κόπωση. Η κατανάλωση καφεΐνης μπορεί να προσφέρει προσωρινή ώθηση στην εγρήγορση, αλλά δεν πρέπει να βασίζεται ως κύριο προληπτικό μέτρο. Είναι επίσης

⁵ https://www.nhtsa.gov/risky-driving/drowsy-driving

απαραίτητο να αποφεύγεται η οδήγηση κατά τις φυσικές περιόδους ύπνου όποτε είναι δυνατόν. Σύμφωνα με τον Αμερικανικό οργανισμο για την Οδική Ασφάλεια, για επαγγελματίες οδηγούς, η τήρηση των κανονισμών για υποχρεωτικά διαλείμματα είναι κρίσιμη για την πρόληψη των ατυχημάτων που σχετίζονται με την κόπωση⁶.

Μέτρα Ασφαλείας

Οι κυβερνήσεις και οι οργανισμοί έχουν εφαρμόσει διάφορα μέτρα για την αντιμετώπιση του προβλήματος της κούρασης οδήγησης. Οι εκστρατείες ευαισθητοποίησης στοχεύουν στην ενημέρωση του κοινού για τους κινδύνους της υπνηλίας κατά την οδήγηση και τη σημασία της επαρκούς ανάπαυσης. Οι τεχνολογικές εξελίξεις, όπως τα Προηγμένα Συστήματα Υποβοήθησης Οδηγού (ADAS), διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στη μείωση των κινδύνων που σχετίζονται με την κόπωση. Αυτά τα συστήματα περιλαμβάνουν χαρακτηριστικά όπως προειδοποιήσεις απομάκρυνσης από τη λωρίδα και συστήματα ανίχνευσης υπνηλίας που προειδοποιούν τους οδηγούς όταν εντοπίζονται σημάδια κόπωσης.

Οι νόμοι και οι κανονισμοί που επιβάλλουν διαλείμματα ανάπαυσης για επαγγελματίες οδηγούς ισχύουν σε πολλές περιοχές για την πρόληψη των ατυχημάτων που σχετίζονται με την κόπωση. Για παράδειγμα, η Ομοσπονδιακή Διοίκηση Ασφάλειας Οδικών Μεταφορών (FMCSA) στις Ηνωμένες Πολιτείες επιβάλλει κανονισμούς για τις ώρες υπηρεσίας, περιορίζοντας τον αριθμό των συνεχόμενων ωρών που οι επαγγελματίες οδηγοί μπορούν να λειτουργούν χωρίς διάλειμμα⁷. Στην Ευρώπη, παρόμοιοι κανονισμοί επιβάλλονται μέσω της

⁶ https://www.fmcsa.dot.gov/

⁷ https://www.fmcsa.dot.gov/regulations/hours-of-service

χρήσης ψηφιακών ταχογράφων, που καταγράφουν τις ώρες οδήγησης και ανάπαυσης για να διασφαλίζεται η συμμόρφωση με τις νομικές απαιτήσεις⁸.

Διεθνώς, υπάρχουν συνεχιζόμενες προσπάθειες για την τυποποίηση των κανονισμών και την προώθηση των βέλτιστων πρακτικών για τη διαχείριση της κούρασης οδήγησης. Συνεργατικές πρωτοβουλίες μεταξύ κυβερνήσεων, φορέων της βιομηχανίας και ερευνητικών ιδρυμάτων στοχεύουν στην ανάπτυξη ολοκληρωμένων στρατηγικών για την αντιμετώπιση αυτού του παγκόσμιου ζητήματος. Η έρευνα για νέες τεχνολογίες, όπως φορητές συσκευές που παρακολουθούν φυσιολογικούς δείκτες κόπωσης, υπόσχεται μελλοντικές προόδους στην ανίχνευση και πρόληψη της κόπωσης.

Η κόπωση κατά την οδήγηση είναι ένας σοβαρός και συχνά υποτιμημένος παράγοντας κινδύνου για την οδική ασφάλεια. Ο συνδυασμός έλλειψης ύπνου, μονοτονικών συνθηκών οδήγησης και παρατεταμένων περιόδων οδήγησης χωρίς διαλείμματα συμβάλλει σημαντικά στην κόπωση. Η αναγνώριση των συμπτωμάτων και η κατανόηση των συνεπειών της κούρασης οδήγησης είναι κρίσιμα βήματα για τη μείωση αυτού του κινδύνου. Τα προληπτικά μέτρα, όπως η εξασφάλιση επαρκούς ανάπαυσης, η λήψη τακτικών διαλειμμάτων και η κοινή ευθύνη οδήγησης, είναι απαραίτητα για τη μείωση των ατυχημάτων που σχετίζονται με την κόπωση. Με τις συνεχιζόμενες τεχνολογικές εξελίξεις και την αυξημένη ευαισθητοποίηση, οι επιπτώσεις της κούρασης οδήγησης μπορούν να μειωθούν, κάνοντας τους δρόμους πιο ασφαλείς για όλους. Η συνεχής έρευνα και η ανάπτυξη πολιτικών είναι ζωτικής σημασίας για την αντιμετώπιση των προκλήσεων της κούρασης οδήγησης. Με την ενσωμάτωση επιστημονικών γνώσεων, τεχνολογικών καινοτομιών και κανονιστικών πλαισίων, η κοινωνία

⁸ https://transport.ec.europa.eu/transport-modes/road/tachograph_en

μπορεί να κάνει σημαντικά βήματα για τη μείωση της συχνότητας και των επιπτώσεων της υπνηλίας κατά την οδήγηση. Τελικά, ο στόχος είναι να δημιουργηθεί ένα ασφαλέστερο περιβάλλον οδήγησης όπου οι κίνδυνοι που συνδέονται με την κόπωση να διαχειρίζονται και να μετριάζονται αποτελεσματικά.

2.3 Ο ανθρώπινος εγκέφαλος

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος είναι το πιο σύνθετο όργανο του ανθρώπινου οργανισμού και το βασικό όργανο του νευρικού συστήματος. Ελέγχει όλες τις λειτουργίες του σώματος, επεξεργάζεται τις πληροφορίες από το εξωτερικό περιβάλλον και είναι υπεύθυνος για τη σκέψη, την κρίση, τα συναισθήματα, τη μνήμη και πολλές άλλες λειτουργίες. Ο ανθρώπινος εγκέφαλος, το κεντρικό όργανο του νευρικού συστήματος, αποτελείται από πολλές δομές που ευθύνονται για την επεξεργασία, την ολοκλήρωση και το συντονισμό πληροφοριών. Περιλαμβάνει τον εγκέφαλο, το εγκεφαλικό στέλεχος και την παρεγκεφαλίδα. Ο εγκέφαλος διαιρείται σε δύο ημισφαίρια, συνδεδεμένα μέσω νευρικών κυττάρων (νευρώνων), περίπου 86 δισεκατομμύρια σε αριθμό. Οι νευρώνες επικοινωνούν μέσω ηλεκτρικών σημάτων, σχηματίζοντας πολύπλοκα μονοπάτια και κυκλώματα. Αυτά τα λεπτά ηλεκτρικά πεδία, γνωστά ως μετασυναπτικά δυναμικά, αντιπροσωπεύουν τη συγχρονισμένη δραστηριότητα περιοχών του εγκεφάλου και καταγράφονται μέσω ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του κρανίου [24], [25].

2.4 Τεχνικές Απεικόνισης Εγκεφαλικής Λειτουργίας

Η μελέτη της εγκεφαλικής λειτουργίας χρησιμοποιεί διάφορες τεχνικές νευροαπεικόνισης και υπολογιστικές μεθόδους:

 Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (EEG): Το EEG μετρά την ηλεκτρική δραστηριότητα στον εγκέφαλο με υψηλή χρονική ανάλυση ανιχνεύοντας διακυμάνσεις τάσης που προκύπτουν από τις ιοντικές ροές μέσα στους νευρώνες. Αυτή η τεχνική είναι ιδιαίτερα πολύτιμη για τη μελέτη της δυναμικής της λειτουργικής συνδεσιμότητας, καθώς επιτρέπει στους ερευνητές να καταγράψουν γρήγορες αλλαγές στη δραστηριότητα του εγκεφάλου και να κατανοήσουν πώς οι νευρικές ταλαντώσεις συμβάλλουν στις αλληλεπιδράσεις των δικτύων [26]. Το EEG χρησιμοποιείται συχνά για την έρευνα προτύπων συνδεσιμότητας κατά τη διάρκεια διαφορετικών γνωστικών εργασιών και καταστάσεων, παρέχοντας γνώσεις για το χρονικό συντονισμό των περιοχών του εγκεφάλου [27].

- Λειτουργική Μαγνητική Τομογραφία (fMRI): Η fMRI μετρά τη δραστηριότητα του εγκεφάλου ανιχνεύοντας αλλαγές που συνδέονται με τη ροή αίματος. Αυτή η τεχνική βασίζεται στην εξαρτώμενη από τα επίπεδα οξυγόνου στο αίμα (BOLD) αντίθεση, η οποία παρέχει μια έμμεση μέτρηση της νευρικής δραστηριότητας. Η fMRI σε κατάσταση ανάπαυσης (rs-fMRI) χρησιμοποιείται συνήθως για τη μελέτη της λειτουργικής συνδεσιμότητας, αποκαλύπτοντας πρότυπα συγχρονισμένης δραστηριότητας μεταξύ διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου κατά την ανάπαυση [28]. Ενώ η fMRI προσφέρει εξαιρετική χωρική ανάλυση, η χρονική της ανάλυση είναι περιορισμένη σε σύγκριση με το EEG.
- Μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG): Η MEG μετρά τα μαγνητικά πεδία που δημιουργούνται από τη νευρική δραστηριότητα. Όπως και το EEG, η MEG παρέχει υψηλή χρονική ανάλυση, αλλά επίσης προσφέρει καλύτερη χωρική ανάλυση λόγω της ευαισθησίας της σε εφαπτομενικά ρεύματα. Η MEG είναι χρήσιμη για την χαρτογράφηση της δραστηριότητας του εγκεφάλου και τη μελέτη της λειτουργικής

συνδεσιμότητας, ιδίως για τον εντοπισμό των πηγών των ταλαντώσεων του εγκεφάλου [29].

2.5 Ηλεκτοεγκεφαλογράφημα

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ) είναι μια γραφική απεικόνιση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου, καταγράφοντας τη διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο σημείων κατά τη διάρκεια του χρόνου. Αυτά τα σημεία βρίσκονται είτε στο τριχωτό της κεφαλής (επιφανειακό ΗΕΓ) είτε σε δομές εντός του κρανίου (ενδοκρανιακό ΗΕΓ), και η καταγραφή γίνεται μέσω ηλεκτροδίων, διαφορετικών ανάλογα με το είδος της καταγραφής. Το επιφανειακό ΗΕΓ χρησιμοποιείται για την απεικόνιση των δυναμικών και των δύο ημισφαιρίων και παρέχει μια γενική εικόνα της εγκεφαλικής κατάστασης, ενώ το ενδοκρανιακό ΗΕΓ χρησιμοποιείται συνήθως πριν από χειρουργικές επεμβάσεις με ειδικά ηλεκτρόδια που τοποθετούνται απευθείας συγκεκριμένες σε περιοχές του εγκεφάλου. Н ηλεκτροεγκεφαλογραφία (EEG) είναι μια μη επεμβατική τεχνική που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου. Η EEG έχει ευρύ φάσμα εφαρμογών, από την κλινική διάγνωση νευρολογικών διαταραχών έως την έρευνα για τη γνωστική νευροεπιστήμη και την ανάπτυξη τεχνολογιών διεπαφής εγκεφάλου-υπολογιστή (BCI). Η υψηλή χρονική ανάλυση της EEG την καθιστά ιδανική για τη μελέτη των δυναμικών διεργασιών του εγκεφάλου.

Η ΕΕG καταγράφει τις ηλεκτρικές δραστηριότητες που παράγονται από τις ιοντικές ροές εντός των νευρώνων του εγκεφάλου. Οι νευρώνες επικοινωνούν μεταξύ τους μέσω ηλεκτροχημικών σημάτων, και αυτές οι δραστηριότητες δημιουργούν ηλεκτρικά πεδία που μπορούν να ανιχνευθούν από την επιφάνεια του κρανίου. Οι κύριες πηγές των σημάτων ΕΕG είναι τα

δυναμικά πεδίου που δημιουργούνται από τις συνάψεις των δενδριτών στους πυραμιδικούς νευρώνες του φλοιού. Όταν οι νευρώνες διεγείρονται ή αναστέλλονται, δημιουργούνται ιοντικές ροές που προκαλούν διαφορές δυναμικού, οι οποίες ανιχνεύονται ως ηλεκτρικά σήματα στην επιφάνεια του κρανίου [30]. Η ηλεκτρική δραστηριότητα που παράγεται στον εγκέφαλο διαδίδεται μέσω του κρανίου και του δέρματος πριν φτάσει στα ηλεκτρόδια της EEG. Το κρανίο, ο εγκεφαλικός ιστός και το εγκεφαλονωτιαίο υγρό επηρεάζουν την αγωγιμότητα και την ένταση των σημάτων που καταγράφονται [31].

Λειτουργία Ηλεκτροεγκεφαλογράφου

Ένας ηλεκτροεγκεφαλογράφος αποτελείται από διάφορα βασικά εξαρτήματα που συνεργάζονται για την καταγραφή και την ανάλυση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου. Τα ηλεκτρόδια είναι οι αισθητήρες που τοποθετούνται στο τριχωτό της κεφαλής για την ανίχνευση των ηλεκτρικών σημάτων. Τα ηλεκτρόδια μπορούν να είναι κατασκευασμένα από διάφορα υλικά, όπως ασήμι/χλωριούχο άργυρο, που παρέχουν καλή αγωγιμότητα και ελάχιστη αντίσταση. Η σωστή τοποθέτηση και η καλή επαφή των ηλεκτροδίων με το δέρμα είναι κρίσιμη για την ποιότητα του σήματος [32]. Τα σήματα που καταγράφονται από τα ηλεκτρόδια είναι πολύ μικρά, συνήθως στην περιοχή των μικροβολτ (μV). Επομένως, τα σήματα χρειάζονται ενίσχυση για να γίνουν ανιχνεύσιμα και καταγράψιμα. Οι ανιχνευτές ενισχύουν τα σήματα και τα φιλτράρουν για να αφαιρέσουν τον θόρυβο και τις παρεμβολές από άλλες πηγές [33]. Τα ενισχυμένα σήματα μετατρέπονται από αναλογική σε ψηφιακή μορφή μέσω των αναλογο-ψηφιακών μετατροπέων. Η ανάλυση και η ταχύτητα του ADC επηρεάζουν την ποιότητα των καταγραφών EEG, καθιστώντας κρίσιμη τη σωστή επιλογή του μετατροπέα [34]. Στη συνεχεια, το λογισμικό ανάλυσης χρησιμοποιείται για την επεξεργασία και την ερμηνεία των καταγεγραμμένων δεδομένων. Οι μέθοδοι ανάλυσης

περιλαμβάνουν την ανάλυση φασμάτων, την ανάλυση χρονοσειρών, και τις μεθόδους πολυκαναλικής συνδεσιμότητας. Το λογισμικό επιτρέπει την απεικόνιση των σημάτων EEG και την εξαγωγή σημαντικών πληροφοριών για τη λειτουργία του εγκεφάλου [30].

Εφαρμογές της μέτρησης του ΗΕΓ

Το ΗΕΓ έχει πολλές εφαρμογές τόσο στην κλινική όσο και στην ερευνητική σφαίρα. Η ΗΕΓ χρησιμοποιείται ευρέως για τη διάγνωση και την παρακολούθηση νευρολογικών διαταραχών όπως η επιληψία, οι διαταραχές ύπνου και η εγκεφαλίτιδα. Η επιληψία, ειδικότερα, μπορεί να διαγνωστεί μέσω των χαρακτηριστικών επιληπτικών απορρίψεων που ανιχνεύονται στο ΗΕΓ [35]. Στην ερευνητική σφαίρα, η τεχνική ΗΕΓ χρησιμοποιείται για τη μελέτη της γνωστικής λειτουργίας, της αντίληψης, της προσοχής, της μνήμης και άλλων γνωστικών διεργασιών. Για παράδειγμα, οι διεργασίες της προσοχής μελετώνται μέσω των προκλητών δυναμικών (ERP), που είναι συγκεκριμένες αλλαγές στη δραστηριότητα της ΗΕΓ που συνδέονται με συγκεκριμένα αισθητηριακά ή γνωστικά γεγονότα [36].Οι τεχνολογίες διεπαφής εγεφάλουυπολογιστή BCI χρησιμοποιούν την EEG για να επιτρέψουν στους χρήστες να ελέγχουν υπολογιστές ή άλλες συσκευές μέσω της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Αυτές οι τεχνολογίες είναι ιδιαίτερα χρήσιμες για άτομα με κινητικές αναπηρίες, προσφέροντας νέες δυνατότητες επικοινωνίας και αλληλεπίδρασης με το περιβάλλον τους [37]. Επιπλέον, το ΗΕΓ είναι το κύριο εργαλείο για τη μελέτη των καταστάσεων του ύπνου και των διαταραχών ύπνου. Οι διαφορετικές φάσεις του ύπνου, όπως ο ύπνος REM και NREM, χαρακτηρίζονται από συγκεκριμένα πρότυπα ΗΕΓ [38]. Τέλος, η νευροανάδραση είναι μια τεχνική όπου οι συμμετέχοντες εκπαιδεύονται να ρυθμίζουν την εγκεφαλική τους δραστηριότητα σε πραγματικό χρόνο με τη βοήθεια ανατροφοδότησης από το ΗΕΓ. Αυτή η μέθοδος έχει

χρησιμοποιηθεί για την αντιμετώπιση διαταραχών όπως η ADHD, η αγχώδης διαταραχή και η κατάθλιψη [39].

Το ΗΕΓ είναι μια ισχυρή και ευέλικτη τεχνική με πολλές εφαρμογές τόσο στην κλινική όσο και στην ερευνητική σφαίρα. Η ικανότητά της να καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου με υψηλή χρονική ανάλυση την καθιστά ιδανική για τη μελέτη των δυναμικών διεργασιών του εγκεφάλου. Η συνεχής πρόοδος στην τεχνολογία και τις μεθοδολογίες ανάλυσης αναμένεται να ενισχύσει περαιτέρω τη χρήση του ΗΕΓ στις νευροεπιστήμες και τις κλινικές εφαρμογές. Η ΗΕΓ προσφέρει αρκετά βασικά πλεονεκτήματα έναντι τόσο της ΜΕΓ όσο και της fMRI, καθιστώντας την ένα προσιτό και ευρέως χρησιμοποιούμενο εργαλείο σε κλινικά και ερευνητικά περιβάλλοντα. Καταρχάς, η ΗΕΓ είναι σημαντικά πιο οικονομική από τη ΜΕΓ και την fMRI, καθώς ο εξοπλισμός της είναι λιγότερο δαπανηρός και πιο φορητός, επιτρέποντας ευρύτερη εφαρμογή σε διάφορα περιβάλλοντα, όπως εξωτερικά ιατρεία και κινητές μονάδες [40], [41]. Σε αντίθεση με τη ΜΕΓ, η ΗΕΓ απαιτεί πολύ πιο απλή εγκατάσταση, καθώς περιλαμβάνει την τοποθέτηση ηλεκτροδίων στο τριχωτό της κεφαλής χωρίς την ανάγκη για περίπλοκο και ακριβό εξοπλισμό, όπως οι αισθητήρες SQUID ή τα θωρακισμένα δωμάτια που είναι απαραίτητα για τη ΜΕΓ [42]. Επιπλέον, η ΗΕΓ επιτρέπει μακροχρόνια παρακολούθηση, όπως σε μελέτες ύπνου ή συνεχή παρακολούθηση επιληψίας, όπου η ικανότητά της να καταγράφει ταχείες νευρικές δυναμικές με υψηλή χρονική ανάλυση είναι ιδιαίτερα χρήσιμη [43]. Σε αντίθεση με την fMRI, η οποία βασίζεται στη ροή αίματος και συνεπώς έχει χαμηλή χρονική ανάλυση (δευτερόλεπτα), η ΗΕΓ μετρά άμεσα την ηλεκτρική δραστηριότητα σε πραγματικό χρόνο, προσφέροντας ακρίβεια σε επίπεδο χιλιοστού του δευτερολέπτου για την ανίχνευση ταχέων αλλαγών στη δραστηριότητα του εγκεφάλου [44]. Επιπλέον, η ΗΕΓ είναι πολύ λιγότερο περιοριστική για τους ασθενείς, επιτρέποντας

μεγαλύτερη άνεση και κάποια κίνηση, ενώ τόσο η ΜΕΓ όσο και η fMRI απαιτούν την πλήρη ακινησία των ατόμων, με την fMRI να απαιτεί επίσης παραμονή σε κλειστό χώρο. Τέλος, η καλά καθιερωμένη κλινική χρησιμότητα της ΗΕΓ στη διάγνωση και παρακολούθηση νευρολογικών παθήσεων, όπως η επιληψία και οι διαταραχές ύπνου, αναδεικνύει την πρακτικότητα και την ευρεία χρήση της σε σύγκριση με τις πιο περίπλοκες και ακριβές μεθόδους της ΜΕΓ και της fMRI [45].

2.5.1 Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων ΗΕΓ και Συστήματα

Τα ηλεκτρόδια HEF τοποθετούνται σύμφωνα με διεθνώς αναγνωρισμένα συστήματα όπως το «10-20» ή το «10-10», που υποδηλώνουν αποστάσεις μεταξύ ηλεκτροδίων ως ποσοστά των διαστάσεων του κρανίου. Αυτό το σύστημα συσχετίζει τις θέσεις των ηλεκτροδίων με τις υποκείμενες εγκεφαλικές περιοχές. Τα ζυγά ηλεκτρόδια υποδηλώνουν το δεξί ημισφαίριο, τα μονά το αριστερό, ενώ το «z» υποδηλώνει θέσεις κατά μήκος της μεσαίας γραμμής. Οι συγκεκριμένοι συνδυασμοί (π.χ. Fp, F, T, P, O, C) δείχνουν τις περιοχές μετωπιαίες, κροταφικές, βρεγματικές, ινιακές και κεντρικές. Οι ενδιάμεσες θέσεις (π.χ. AF, FC) αντιπροσωπεύουν περιοχές μεταξύ αυτών των ζωνών [46].

Τα πειράματα της διατριβής χρησιμοποίησαν το σύστημα «10-20» με 32-64 ηλεκτρόδια, προσφέροντας συνεπή συλλογή και ανάλυση δεδομένων [47].

2.5.2 Ρυθμοί και Ταλαντώσεις ΗΕΓ

Τα σήματα ΗΕΓ αντικατοπτρίζουν τη ρυθμική δραστηριότητα του εγκεφάλου που χαρακτηρίζεται από συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων:

- Δέλτα (δ): 0.5 4 Hz
- Θήτα (θ): 4 7 Hz

- Άλφα (α): 8 12 Hz
- **Βήτα (β):** 13 30 Hz
- Γάμμα (γ): 30 70 Hz

Αυτές οι ζώνες συχνοτήτων σχετίζονται με διαφορετικές εγκεφαλικές λειτουργίες ή καταστάσεις. Οι θεωρίες υποστηρίζουν ότι αυτοί οι ρυθμοί αλλάζουν με την ηλικία, την ασθένεια ή τα ερεθίσματα [48]. Καθεμία από αυτές τις ζώνες συνδέεται με συγκεκριμένες εγκεφαλικές λειτουργίες και καταστάσεις συνείδησης, καθιστώντας τες απαραίτητες τόσο για κλινικές όσο και για ερευνητικές εφαρμογές.

Τα κύματα δέλτα είναι οι πιο αργοί ρυθμοί του ΗΕΓ και παρατηρούνται κυρίως κατά τη διάρκεια του βαθύ ύπνου και των διαδικασιών ανάπαυσης. Παίζουν ζωτικό ρόλο στην επούλωση και την αναγέννηση, με την παρουσία τους να είναι σημαντικά αυξημένη κατά τη διάρκεια του ύπνου[49], [50].

Τα κύματα Θήτα, ελαφρώς ταχύτερα από τα κύματα δέλτα, συνδέονται με τον ελαφρύ ύπνο, τη χαλάρωση και τη δημιουργικότητα. Παρατηρούνται συχνά κατά τη διάρκεια του διαλογισμού και της ονειροπόλησης, υποδεικνύοντας μια κατάσταση μειωμένης συνείδησης [50], [51].

Τα κύματα άλφα είναι συνήθως παρόντα όταν ένα άτομο είναι ξύπνιο αλλά χαλαρό, συχνά με κλειστά μάτια. Συνδέονται με μια ήρεμη, ξεκούραστη κατάσταση και είναι εμφανή κατά τη διάρκεια ήσυχων, στοχαστικών περιόδων[49], [51].

Τα κύματα βήτα είναι ενδεικτικά της ενεργού σκέψης, της επίλυσης προβλημάτων και της εστίασης. Είναι διαδεδομένα κατά τη διάρκεια της εγρήγορσης και των γνωστικών εργασιών, αντανακλώντας μια δεσμευμένη και προσεκτική κατάσταση [49]–[51].

Τα κύματα γάμμα είναι τα ταχύτερα και σχετίζονται με γνωστικές λειτουργίες υψηλότερου επιπέδου, συμπεριλαμβανομένης της αντίληψης, της συνείδησης και της επεξεργασίας πληροφοριών [50], [52].

Η σημασία αυτών των ζωνών συχνοτήτων εκτείνεται πέρα από την απλή ταξινόμηση- είναι καθοριστικές για τη διάγνωση και την κατανόηση διαφόρων νευρολογικών καταστάσεων. Για παράδειγμα, οι μη φυσιολογικές μετατοπίσεις σε αυτές τις ζώνες μπορούν να υποδηλώνουν παθολογικές καταστάσεις όπως η επιληψία, όπου συχνά παρατηρείται αύξηση της δραστηριότητας υψηλότερων συχνοτήτων (βήτα και γάμμα) πριν από τις επιληπτικές κρίσεις [50], [53]. Επιπλέον, έρευνες έχουν δείξει ότι η ανάλυση αυτών των ζωνών συχνοτήτων μπορεί να ενισχύσει τα συστήματα αναγνώρισης συναισθημάτων, καθώς οι διαφορετικές συναισθηματικές καταστάσεις αντιστοιχούν σε συγκεκριμένα μοτίβα δραστηριότητας του ΗΕΓ σε αυτές τις ζώνες [51], [54], [55].Τελικώς, οι ζώνες συχνοτήτων του ΗΕΓ - δέλτα, θήτα, άλφα, βήτα και γάμμα - παρέχουν ένα πλαίσιο για την κατανόηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας σε διάφορες καταστάσεις συνείδησης και γνωστικές λειτουργίες.

2.6 Εντοπισμός Πηγών (Source Localization)

Η ηλεκτροεγκεφαλογραφία (ΗΕΓ) είναι μια μη επεμβατική τεχνική νευροαπεικόνισης που μετρά την ηλεκτρική δραστηριότητα που παράγεται από νευρωνικά σύνολα στον εγκέφαλο. Έχει συμβάλει καθοριστικά στην κατανόηση της λειτουργίας του εγκεφάλου λόγω της εξαιρετικής χρονικής της ανάλυσης, καθώς καταγράφει τη νευρωνική δυναμική της τάξης των χιλιοστών του δευτερολέπτου [56]. Το ΗΕΓ χρησιμοποιείται ευρέως στη νευροεπιστημονική
έρευνα για τη μελέτη γνωστικών διεργασιών όπως η αντίληψη, η προσοχή και η μνήμη. Κλινικά, διαδραματίζει κρίσιμο ρόλο στη διάγνωση νευρολογικών διαταραχών, όπως η επιληψία, οι διαταραχές του ύπνου και οι εγκεφαλοπάθειες [57].

Παρά τα πλεονεκτήματά του, το HEΓ αντιμετωπίζει σημαντικές προκλήσεις στον χωρικό εντοπισμό των νευρωνικών πηγών των καταγεγραμμένων δυναμικών του τριχωτού της κεφαλής. Η πρωταρχική δυσκολία προκύπτει από την πολύπλοκη σχέση μεταξύ της ηλεκτρικής δραστηριότητας εντός του εγκεφάλου και των σημάτων που μετρούνται στην επιφάνεια του τριχωτού της κεφαλής [58]. Αυτή η πολυπλοκότητα περικλείεται στο αντίστροφο πρόβλημα του ΕΕG, το οποίο αναφέρεται στην πρόκληση της ανακατασκευής των ενδοεγκεφαλικών ηλεκτρικών πηγών με βάση τα καταγεγραμμένα δυναμικά του τριχωτού της κεφαλής [59]. Το αντίστροφο πρόβλημα είναι θεμελιωδώς κακώς τοποθετημένο και κακώς εξαρτημένο, επειδή υπάρχουν άπειρες πιθανές διαμορφώσεις πηγών που μπορούν να παράγουν τις ίδιες μετρήσεις στο τριχωτό της κεφαλής. Αυτή η μη μοναδικότητα καθιστά αναγκαία τη χρήση μαθηματικών μοντέλων και υπολογιστικών τεχνικών για τον περιορισμό του χώρου λύσεων και τη λήψη φυσιολογικά εύλογων εκτιμήσεων πηγής.

Η αναζήτηση του ακριβούς εντοπισμού νευρωνικών πηγών από δεδομένα EEG οδήγησε στην ανάπτυξη διαφόρων μεθόδων εντοπισμού πηγών τις τελευταίες δεκαετίες. Οι πρώτες τεχνικές επικεντρώθηκαν κυρίως σε μοντέλα ισοδύναμου διπόλου ρεύματος (ECD), τα οποία υποθέτουν ότι η ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου μπορεί να αναπαρασταθεί από έναν μικρό αριθμό σημειακών πηγών [60]. Ενώ τα μοντέλα ECD είναι αποτελεσματικά για τον εντοπισμό εστιακών πηγών, είναι ανεπαρκή για κατανεμημένες ή σύνθετες εγκεφαλικές δραστηριότητες.

Για να ξεπεραστούν αυτοί οι περιορισμοί, εισήχθησαν τα μοντέλα κατανεμημένων πηγών. Μια από τις πρωτοποριακές μεθόδους σε αυτή την κατηγορία είναι η εκτίμηση ελάχιστης νόρμας (MNE), που προτάθηκε από τους Hämäläinen και Ilmoniemi [61]. Η MNE αναζητά την κατανομή της πηγής με την ελάχιστη συνολική ενέργεια που εξηγεί τα παρατηρούμενα δεδομένα EEG, οδηγώντας σε μια λύση που ευνοεί τις ευρέως διαδεδομένες αλλά χαμηλού πλάτους πηγές.

Βασιζόμενοι στην MNE, οι Pascual-Marqui κ.ά. ανέπτυξαν την ηλεκτρομαγνητική τομογραφία χαμηλής ανάλυσης (LORETA) [62]. Η LORETA επιβάλλει έναν πρόσθετο περιορισμό ομαλότητας στην κατανομή των πηγών, προωθώντας λύσεις όπου γειτονικές νευρωνικές πηγές έχουν παρόμοια επίπεδα δραστηριότητας. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα θολές αλλά ανατομικά εύλογες εντοπίσεις πηγών. Περαιτέρω βελτιώσεις οδήγησαν στην ανάπτυξη της τυποποιημένης LORETA (sLORETA), η οποία τυποποιεί τις εκτιμήσεις της πυκνότητας ρεύματος για να διορθώσει τη μεροληψία βάθους και να βελτιώσει την ακρίβεια εντοπισμού [63]. Η sLORETA παρέχει μηδενικό σφάλμα εντοπισμού υπό ιδανικές συνθήκες, γεγονός που την καθιστά σημαντική πρόοδο σε σχέση με τους προκατόχους της.

Το αντίστροφο πρόβλημα του ΗΕΓ προκύπτει από την ανάγκη ανακατασκευής ενδοεγκεφαλικών ηλεκτρικών πηγών από εξωκρανιακές μετρήσεις. Μαθηματικά, περιλαμβάνει την επίλυση ενός υποκαθορισμένου συστήματος εξισώσεων όπου ο αριθμός των άγνωστων παραμέτρων της πηγής υπερβαίνει τον αριθμό των αισθητήρων ΗΕΓ [64]. Αυτός ο υποκαθορισμός οδηγεί σε μη μοναδικότητα, πράγμα που σημαίνει ότι πολλές διαφορετικές διαμορφώσεις πηγών μπορούν να παράγουν πανομοιότυπα δυναμικά του τριχωτού της κεφαλής.

Επιπλέον, το πρόβλημα είναι κακώς εξαρτημένο επειδή μικρές διαταραχές στα δεδομένα, όπως ο θόρυβος των μετρήσεων, μπορούν να οδηγήσουν σε μεγάλες διακυμάνσεις στη λύση [65]. Αυτή η ευαισθησία απαιτεί τεχνικές κανονικοποίησης για τη σταθεροποίηση της λύσης. Οι συνήθεις προσεγγίσεις περιλαμβάνουν την κανονικοποίηση Tikhonov, η οποία επιβάλλει μια ποινή στα πλάτη των πηγών για την προώθηση ομαλότερων λύσεων [66], και τις Bayesian μεθόδους που ενσωματώνουν εκ των προτέρων γνώση σχετικά με τις κατανομές των πηγών [67]. Υπολογιστικά, η επίλυση του αντίστροφου προβλήματος απαιτεί ακριβή μοντελοποίηση των ιδιοτήτων αγωγής όγκου του κεφαλιού. Τα ρεαλιστικά μοντέλα κεφαλής, όπως τα μοντέλα οριακών στοιχείων (BEM) και τα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων (FEM), λαμβάνουν υπόψη τις ετερογενείς αγώγιμες ιδιότητες των διαφόρων ιστών (τριχωτό της κεφαλής, κρανίο, εγκεφαλονωτιαίο υγρό και εγκέφαλος) [68]. Αυτά τα μοντέλα αυξάνουν την υπολογιστική πολυπλοκότητα, αλλά είναι απαραίτητα για τη βελτίωση της ακρίβειας εντοπισμού.

Έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές εντοπισμού πηγής, καθεμία με τα πλεονεκτήματα και τους περιορισμούς της. Οι μέθοδοι προσαρμογής διπόλου, όπως τα μοντέλα ECD, είναι κατάλληλες για τον εντοπισμό εστιακών πηγών, αλλά έχουν κακή απόδοση όταν πρόκειται για πολλαπλές ή κατανεμημένες πηγές [69]. Εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τις αρχικές εκτιμήσεις των παραμέτρων και μπορούν να συγκλίνουν σε τοπικά ελάχιστα, οδηγώντας σε εσφαλμένες λύσεις. Τα μοντέλα κατανεμημένων πηγών, όπως τα MNE, LORETA και sLORETA, αντιμετωπίζουν τους περιορισμούς της προσαρμογής διπόλου επιτρέποντας πολλαπλές πηγές κατανεμημένες στον φλοιό [70]. Το MNE, ενώ παρέχει κατανεμημένες λύσεις, τείνει να έχει μια προκατάληψη βάθους, ευνοώντας τις επιφανειακές πηγές έναντι των βαθύτερων, λόγω της εξασθένησης των ηλεκτρικών σημάτων από το κρανίο [71]. Η LORETA μετριάζει αυτό το ζήτημα προωθώντας τη χωρική ομαλότητα, αλλά με κόστος τη μειωμένη χωρική ανάλυση, με

αποτέλεσμα θολές εκτιμήσεις πηγών [62]. Η sLORETA βελτιώνει τη LORETA τυποποιώντας τις εκτιμήσεις της πυκνότητας ρεύματος, εξαλείφοντας τα σφάλματα εντοπισμού υπό ιδανικές συνθήκες [63]. Ωστόσο, σε πρακτικά σενάρια με θόρυβο και ανακρίβειες του μοντέλου, ορισμένα σφάλματα εντοπισμού μπορεί να επιμένουν. Άλλες προηγμένες μέθοδοι, όπως το Beamforming [72] και το Maximum Entropy on the Mean (MEM) [73], χρησιμοποιούν προσαρμοστικά χωρικά φίλτρα και πιθανοτικά πλαίσια, αντίστοιχα, για να βελτιώσουν την ακρίβεια εντοπισμού και τη χωρική ανάλυση. Συγκριτικά, η eLORETA (Exact LORETA) έχει προταθεί ως εξέλιξη της sLORETA, παρέχοντας ακριβή εντοπισμό (μηδενικό σφάλμα εντοπισμού) υπό ιδανικές συνθήκες χωρίς να θυσιάζεται η χωρική ανάλυση [74]. Το επιτυγχάνει αυτό χρησιμοποιώντας μια νέα μαθηματική διατύπωση που λαμβάνει υπόψη τις ακριβείς φυσικές ιδιότητες των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων σε ένα οιονεί στατικό καθεστώς. Για μια εκτενέστερη σύγκριση των μεθοδολογιών και των πιο πρόσφατων τεχνικών ανατρέξτε στην ακόλουθη ανασκόπηση [75].

Η ακριβής ηλεκτρομαγνητική τομογραφία εγκεφάλου χαμηλής ανάλυσης (eLORETA) είναι μια εξελιγμένη μέθοδος εντοπισμού της πηγής που έχει σχεδιαστεί για την επίλυση του αντίστροφου προβλήματος EEG με βελτιωμένη ακρίβεια. Αναπτύχθηκε από τον Pascual-Marqui το 2007, η eLORETA βασίζεται στους προκατόχους της - LORETA και sLORETA - εισάγοντας ένα μαθηματικό πλαίσιο που επιτυγχάνει ακριβή εντοπισμό υπό ιδανικές συνθήκες [74].

Η θεμελιώδης αρχή της eLORETA έγκειται στη χρησιμοποίηση της γραμμικής σταθμισμένης λύσης ελάχιστης νόρμας στο αντίστροφο πρόβλημα. Χρησιμοποιεί έναν ειδικό τύπο κανονικοποίησης που ενσωματώνει τους ανατομικούς και φυσιολογικούς περιορισμούς της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου. Ο αλγόριθμος υπολογίζει την κατανομή της

πυκνότητας ρεύματος εντός ενός ρεαλιστικού μοντέλου κεφαλής, διασφαλίζοντας ότι οι εκτιμώμενες νευρωνικές πηγές είναι συνεπείς με τα μετρούμενα δυναμικά του τριχωτού της κεφαλής [76].

Μαθηματικά, το eLORETA επιλύει το αντίστροφο πρόβλημα ελαχιστοποιώντας τη συνάρτηση:

$$J(J) = ||V - G||^{2} + \lambda ||WJ||^{2}$$

όπου:

- V αντιπροσωπεύει το διάνυσμα των μετρούμενων δυναμικών του τριχωτού της κεφαλής,
- G είναι ο πίνακας πεδίου μολύβδου που απεικονίζει τις πηγές ρεύματος στα δυναμικά
 του τριχωτού της κεφαλής,
- *J* είναι το διάνυσμα των πυκνοτήτων των πηγών ρεύματος,
- λ είναι η παράμετρος κανονικοποίησης και
- W είναι ένας πίνακας στάθμισης που επιβάλλει περιορισμούς με βάση την προηγούμενη γνώση.

To eLORETA επιτυγχάνει ακριβή εντοπισμό, κατασκευάζοντας τον πίνακα στάθμισης *W* ώστε να είναι ο αντίστροφος του πίνακα συνδιακύμανσης της πηγής, κανονικοποιώντας ουσιαστικά τις εκτιμήσεις της τρέχουσας πυκνότητας. Αυτή η προσέγγιση διορθώνει τη μεροληψία βάθους που παρατηρήθηκε σε προηγούμενες μεθόδους, εξασφαλίζοντας ότι οι πηγές σε όλα τα βάθη εντοπίζονται με την ίδια ακρίβεια [62]. Η μαθηματική διατύπωση του αλγορίθμου εγγυάται μηδενικό σφάλμα εντοπισμού υπό ιδανικές συνθήκες (χωρίς θόρυβο και με τέλειο μοντέλο), μια σημαντική πρόοδος σε σχέση με προηγούμενες τεχνικές. Η eLORETA προσφέρει αρκετές βελτιώσεις σε σχέση με τις LORETA και sLORETA. Ενώ η LORETA εισήγαγε έναν περιορισμό ομαλότητας για την παραγωγή φυσιολογικά αληθοφανών κατανομών πηγής, υπέφερε από θολό εντοπισμό λόγω του εγγενούς αποτελέσματος εξομάλυνσης. Η sLORETA αντιμετώπισε ορισμένα από αυτά τα ζητήματα με την τυποποίηση των εκτιμήσεων της τρέχουσας πυκνότητας για την εξάλειψη της μεροληψίας βάθους, αλλά εξακολουθούσε να αντιμετωπίζει περιορισμούς στη χωρική ανάλυση [63].

Το eLORETA προάγει αυτές τις μεθόδους παρέχοντας ακριβή, μηδενικό εντοπισμό σφάλματος απουσία θορύβου και σφαλμάτων μοντελοποίησης. Διορθώνει τη μεροληψία εντοπισμού που υπάρχει στην sLORETA χρησιμοποιώντας μια ακριβέστερη εκτίμηση του πίνακα συνδιακύμανσης της πηγής, οδηγώντας σε βελτιωμένη χωρική ανάλυση [77]. Αυτή η βελτίωση επιτρέπει τον ακριβέστερο εντοπισμό των νευρωνικών πηγών, ιδίως σε βαθιές δομές του εγκεφάλου που προηγουμένως ήταν δύσκολο να εντοπιστούν με ακρίβεια.

Αρκετές μελέτες έχουν επικυρώσει την αποτελεσματικότητα της eLORETA τόσο σε προσομοιωμένες όσο και σε πραγματικές συνθήκες. Σε μια θεμελιώδη εργασία, ο Pascual-Marqui απέδειξε ότι η eLORETA μπορούσε να εντοπίσει με ακρίβεια σημειακές πηγές σε ένα ρεαλιστικό μοντέλο κεφαλής χωρίς σφάλμα εντοπισμού υπό ιδανικές συνθήκες [74]. Μεταγενέστερες έρευνες επιβεβαίωσαν αυτά τα ευρήματα. Για παράδειγμα, οι Sekihara κ.α συνέκριναν την eLORETA με άλλες μεθόδους εντοπισμού πηγών χρησιμοποιώντας προσομοιωμένα δεδομένα EEG και διαπίστωσαν ότι η eLORETA παρείχε ανώτερη ακρίβεια εντοπισμού, ειδικά σε βαθιές περιοχές του εγκεφάλου [78]. Κλινικές μελέτες έχουν επίσης υποστηρίξει τη χρησιμότητα της eLORETA. Οι Zumsteg κ.α εφάρμοσαν την eLORETA σε ασθενείς με επιληψία του κροταφικού λοβού και ανέφεραν ότι η μέθοδος εντόπισε με

χειρουργικά αποτελέσματα [79]. Αυτές οι μελέτες επικύρωσης υπογραμμίζουν τις δυνατότητες της eLORETA ως αξιόπιστου εργαλείου τόσο για ερευνητικές όσο και για κλινικές εφαρμογές.

Το eLORETA έχει υιοθετηθεί ευρέως σε διάφορους τομείς της νευροεπιστήμης και της κλινικής πρακτικής. Στην έρευνα για την επιληψία, χρησιμοποιείται για τον μη επεμβατικό εντοπισμό επιληπτικών εστιών, βοηθώντας στον προεγχειρητικό σχεδιασμό και μειώνοντας την ανάγκη για επεμβατικές διαδικασίες [80]. Μελέτες έχουν δείξει ότι το eLORETA μπορεί να εντοπίσει ζώνες έναρξης επιληπτικών κρίσεων με υψηλή συμφωνία με το ενδοκρανιακό ΗΕΓ και τις θέσεις χειρουργικής εκτομής.

Στη γνωστική νευροεπιστήμη, το eLORETA χρησιμοποιείται για τη διερεύνηση των νευρικών υποστρωμάτων των γνωστικών διεργασιών, όπως η προσοχή, η μνήμη και το συναίσθημα [81]. Για παράδειγμα, έχει χρησιμοποιηθεί για τη χαρτογράφηση των φλοιωδών πηγών των δυναμικών που σχετίζονται με γεγονότα (ERPs) που σχετίζονται με συγκεκριμένες γνωστικές εργασίες, παρέχοντας πληροφορίες σχετικά με τη χρονική και χωρική δυναμική της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Επιπλέον, το eLORETA έχει εφαρμογές στην ψυχιατρική έρευνα, ιδίως στην κατανόηση των νευρωνικών μηχανισμών διαταραχών όπως η κατάθλιψη και η σχιζοφρένεια. Οι Pascual-Marqui κ.ά. χρησιμοποίησαν το eLORETA για να μελετήσουν τη δραστηριότητα του ΗΕΓ σε κατάσταση ηρεμίας σε ασθενείς με μείζονα καταθλιπτική διαταραχή, αποκαλύπτοντας τροποποιημένα πρότυπα λειτουργικής συνδεσιμότητας [82].

Η parcellation αναφέρεται στη διαδικασία διαχωρισμού του εγκεφάλου σε διακριτές ανατομικές ή λειτουργικές περιοχές, γνωστές ως αγροτεμάχια ή περιοχές ενδιαφέροντος (ROIs) [83]. Στη νευροαπεικόνιση, η παραβολή χρησιμεύει ως κρίσιμο εργαλείο για την

απλοποίηση της πολύπλοκης δομής του εγκεφάλου, επιτρέποντας στους ερευνητές να αναλύουν και να ερμηνεύουν την εγκεφαλική δραστηριότητα σε περιφερειακό επίπεδο και όχι σε επίπεδο μεμονωμένων voxels ή κορυφών. Η παρεκτόπιση είναι απαραίτητη για την ερμηνεία των αποτελεσμάτων εντοπισμού πηγών, επειδή διευκολύνει την απεικόνιση της κατανεμημένης νευρωνικής δραστηριότητας σε σημαντικές περιοχές του εγκεφάλου. Συγκεντρώνοντας τις εκτιμήσεις των πηγών εντός προκαθορισμένων ROI, οι ερευνητές μπορούν να αξιολογήσουν τη λειτουργική σημασία των μοτίβων εγκεφαλικής δραστηριότητας, να εκτελέσουν στατιστικές αναλύσεις και να συγκρίνουν τα ευρήματα μεταξύ των μελετών [84]. Η προσέγγιση αυτή ενισχύει την ερμηνευσιμότητα των δεδομένων EEG συνδέοντας τα ηλεκτροφυσιολογικά σήματα με συγκεκριμένες ανατομικές δομές.

Για μελέτες νευροαπεικόνισης έχουν αναπτυχθεί διάφοροι άτλαντες εγκεφάλου και σχήματα αποτύπωσης. Μεταξύ αυτών περιλαμβάνονται ανατομικοί άτλαντες, όπως ο άτλαντας Automated Anatomical Labeling (AAL) [85], και λειτουργικοί άτλαντες που προέρχονται από δεδομένα fMRI ηρεμίας, όπως ο άτλαντας Yeo κ.ά. [86]. Άλλες μέθοδοι περιλαμβάνουν προσεγγίσεις που βασίζονται σε δεδομένα, όπως αλγόριθμοι ομαδοποίησης που ομαδοποιούν εγκεφαλικές περιοχές με βάση μοτίβα συνδεσιμότητας ή λειτουργικές ομοιότητες [87]. Κάθε σύστημα parcellation προσφέρει διαφορετικά πλεονεκτήματα ανάλογα με τους ερευνητικούς στόχους. Οι ανατομικοί άτλαντες χρησιμοποιούνται ευρέως για την ευκολία ερμηνείας και την ευθυγράμμισή τους με δομικές εικόνες του εγκεφάλου, ενώ οι λειτουργικοί άτλαντες μπορεί να παρέχουν καλύτερη αντιστοιχία με λειτουργικά δίκτυα. Η επιλογή της μεθόδου parcellation μπορεί να επηρεάσει σημαντικά τα αποτελέσματα και τις ερμηνείες των μελετών εντοπισμού πηγής ΗΕΓ.

Ο άτλαντας Automated Anatomical Labeling (AAL) είναι ένα ευρέως χρησιμοποιούμενο σχήμα ανατομικής παραμόρφωσης για τον ανθρώπινο εγκέφαλο. Αναπτύχθηκε από τους Tzourio-Mazoyer κ.ά., ο άτλας AAL παρέχει ένα τυποποιημένο πλαίσιο για την επισήμανση περιοχών του εγκεφάλου με βάση ανατομικά ορόσημα που εντοπίζονται σε δομικές μαγνητικές τομογραφίες υψηλής ανάλυσης [88]. Η έκδοση AAL-116 διαιρεί τον εγκέφαλο σε 116 περιοχές ενδιαφέροντος, που περιλαμβάνουν φλοιώδεις και υποφλοιώδεις δομές. Οι περιοχές αυτές ορίζονται αμφίπλευρα, καλύπτοντας περιοχές όπως ο μετωπιαίος, ο βρεγματικός, ο κροταφικός και ο ινιακός λοβός, καθώς και βαθιές δομές όπως ο θάλαμος και ο ιππόκαμπος. Ο άτλαντας διευκολύνει την αντιστοίχιση των λειτουργικών δεδομένων σε ανατομικές περιοχές, επιτρέποντας συνεπείς συγκρίσεις μεταξύ μελετών και υποκειμένων.

Ο άτλαντας AAL-116 προτιμάται στις μελέτες EEG λόγω της ευρείας αποδοχής και της ανατομικής του συνάφειας. Οι τυποποιημένες ετικέτες και οι περιοχές του επιτρέπουν την απλή ερμηνεία των αποτελεσμάτων και διευκολύνουν τις μετα-αναλύσεις και τις συγκρίσεις μεταξύ μελετών [89]. Επιπλέον, η ολοκληρωμένη κάλυψη του εγκεφάλου από τον άτλαντα τον καθιστά κατάλληλο για τη διερεύνηση προτύπων δραστηριότητας ολόκληρου του εγκεφάλου. Η χρήση του AAL-116 σε συνδυασμό με μεθόδους εντοπισμού πηγής όπως η eLORETA ενισχύει την ανατομική εξειδίκευση των αναλύσεων HEΓ. Επιτρέπει στους ερευνητές να αποδίδουν την εντοπισμένη ηλεκτρική δραστηριότητα σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου, βελτιώνοντας την κατανόηση της χωρικής κατανομής των νευρωνικών διεργασιών. Στις αναλύσεις εντοπισμού πηγής, ο άτλαντας AAL-116 ενσωματώνεται με την απεικόνιση των εκτιμώμενων κατανομών πυκνότητας ρεύματος στις προκαθορισμένες ROI. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει τη χωρική συν-καταχώριση των αποτελεσμάτων εντοπισμού πηγής με τις ανατομικές περιοχές που ορίζονται στον άτλαντα [90]. Οι τιμές της πυκνότητας ρεύματος εντος

κάθε ROI συνήθως υπολογίζονται κατά μέσο όρο ή αναλύονται στατιστικά για την αξιολόγηση της περιφερειακής εγκεφαλικής δραστηριότητας. Εργαλεία λογισμικού, όπως το Statistical Parametric Mapping (SPM) και το Brainstorm, παρέχουν λειτουργίες για την εφαρμογή του άτλαντα AAL σε αναλύσεις EEG. Τα εργαλεία αυτά διευκολύνουν την ευθυγράμμιση των εκτιμήσεων των πηγών με τις περιοχές του άτλαντα και υποστηρίζουν διάφορες στατιστικές διαδικασίες για την ερμηνεία των δεδομένων.

Η ενσωμάτωση του εντοπισμού των πηγών eLORETA με τον άτλαντα AAL-116 περιλαμβάνει μια διαδικασία πολλών βημάτων. Πρώτον, τα δεδομένα EEG υποβάλλονται σε προεπεξεργασία για την απομάκρυνση των τεχνουργημάτων και τη βελτίωση της ποιότητας του σήματος. Στη συνέχεια, το eLORETA εφαρμόζεται στα προεπεξεργασμένα δεδομένα για τον υπολογισμό της κατανομής της πυκνότητας ρεύματος σε όλο τον όγκο του εγκεφάλου [91]. Στη συνέχεια, οι εκτιμώμενες πυκνότητες ρεύματος απεικονίζονται στις ανατομικές περιοχές που ορίζονται από τον άτλαντα AAL-116. Αυτό απαιτεί χωρική ευθυγράμμιση μεταξύ του χώρου λύσεων της eLORETA και του άτλαντα, η οποία επιτυγχάνεται μέσω τεχνικών συνεγγραφής που λαμβάνουν υπόψη τις επιμέρους ανατομικές παραλλαγές. Οι πυκνότητες ρεύματος εντός κάθε ROI εξάγονται στη συνέχεια για περαιτέρω ανάλυση.

Η παρεκτόπιση με τη χρήση του άτλαντα AAL-116 βοηθά στην ερμηνεία της κατανεμημένης δραστηριότητας πηγής που εντοπίζεται από την eLORETA, συγκεντρώνοντας τις πολύπλοκες χωρικές πληροφορίες σε σημαντικές ανατομικές περιοχές. Αυτό απλοποιεί τα δεδομένα, καθιστώντας τα πιο εύχρηστα για στατιστική ανάλυση και οπτικοποίηση. Συνοψίζοντας την πυκνότητα ρεύματος εντός κάθε ROI, οι ερευνητές μπορούν να συγκρίνουν τα επίπεδα δραστηριότητας σε διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου, συνθήκες ή ομάδες υποκειμένων. Η προσέγγιση αυτή διευκολύνει τον εντοπισμό περιφερειακών προτύπων ενεργοποίησης ή

συνδεσιμότητας, παρέχοντας πληροφορίες για τους νευρωνικούς μηχανισμούς που διέπουν τα παρατηρούμενα σήματα ΗΕΓ.

Ένα παράδειγμα επιτυχούς ενσωμάτωσης είναι η μελέτη των Lei κ.ά., οι οποίοι χρησιμοποίησαν το eLORETA και τον άτλαντα AAL-116 για να διερευνήσουν τους νευρικούς συσχετισμούς του φόρτου της μνήμης εργασίας [92]. Εντοπίζοντας τη δραστηριότητα του HEF και απεικονίζοντάς την στις περιοχές του άτλαντα, εντόπισαν αυξημένη ενεργοποίηση στον προμετωπιαίο φλοιό και τους βρεγματικούς λοβούς που συσχετίζονται με υψηλότερα φορτία μνήμης. Ένα άλλο παράδειγμα είναι η έρευνα των Vecchio κ.ά., οι οποίοι χρησιμοποίησαν το eLORETA και το AAL-116 για να εξετάσουν τις μεταβολές της λειτουργικής συνδεσιμότητας σε ασθενείς με νόσο του Alzheimer [89]. Τα ευρήματά τους κατέδειξαν διαταραγμένα μοτίβα συνδεσιμότητας σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου, συμβάλλοντας στην κατανόηση της νευροφυσιολογικής βάσης της νόσου.

Η ενσωμάτωση του eLORETA με τον άτλαντα AAL-116 προσφέρει διάφορα πλεονεκτήματα. Ενισχύει την ακρίβεια εντοπισμού συνδυάζοντας την ακριβή εκτίμηση της πηγής του eLORETA με την ανατομική εξειδίκευση του άτλαντα. Αυτή η συνέργεια επιτρέπει την ακριβέστερη λειτουργική ερμηνεία των δεδομένων ΗΕΓ, συνδέοντας την ηλεκτροφυσιολογική δραστηριότητα με συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου. Επιπλέον, η προσέγγιση διευκολύνει τις στατιστικές αναλύσεις σε περιφερειακό επίπεδο, βελτιώνοντας την ευρωστία και την ερμηνευσιμότητα των ευρημάτων. Επιτρέπει στους ερευνητές να διερευνούν υποθέσεις σχετικά με συγκεκριμένες περιοχές ή δίκτυα του εγκεφάλου, υποστηρίζοντας στοχευμένες αναλύσεις τόσο σε ερευνητικά όσο και σε κλινικά πλαίσια.

Κεφάλαιο

Μελέτη Εγκεφαλικών Δικτύων

3.1 Δίκτυα εγκεφάλου

Τα δίκτυα του εγκεφάλου μπορούν να εξεταστούν σε οποιοδήποτε επίπεδο της ιεραρχίας τους και τα τελευταία χρόνια έχει αναπτυχθεί μια τεράστια βιβλιογραφία που ασχολείται με διάφορες δομικές και λειτουργικές ιδιότητες του εγκεφάλου και των νευρωνικών δικτύων. Για παράδειγμα, έχουν περιγραφεί γενετικοί και βιοχημικοί μηχανισμοί της διαμόρφωσης του φλοιού και της ανάπτυξης των κυκλωμάτων [93], [94], όπως και μελέτες νευροανατομικής ανίχνευσης έχουν βελτιώσει τις αντιλήψεις μας για τα τοπικά και κατανεμημένα μοτίβα συνδεσιμότητας. Ως αποτέλεσμα, μεγάλο μέρος των γνώσεών μας για τη λειτουργία και την οργάνωση του ανθρώπινου εγκεφάλου βασίζεται σε προεκτάσεις από τέτοια πρότυπα συστήματα. Η έλευση των μεθόδων για την ανθρώπινη νευροαπεικόνιση άλλαξε αυτή την κατάσταση, επιτρέποντας την ολοκληρωμένη εξέταση της μακροσκοπικής εγκεφαλικής δραστηριότητας, και πιο πρόσφατα, της συνδεσιμότητας, σε ζωντανά άτομα. Οι τεχνικές αυτές διευκόλυναν τη διερεύνηση των ανθρώπινων εγκεφαλικών δικτύων συμβάλλοντας στην κατανόηση της ανάπτυξης των λειτουργικών εγκεφαλικών δικτύων στον άνθρωπο [95].

Τα λειτουργικά δίκτυα ορίζονται από τη λειτουργική συνδεσιμότητα μεταξύ των περιοχών του εγκεφάλου, η οποία μετράται από την χρονική συσχέτιση της νευρικής δραστηριότητας. Σε

αντίθεση με τη δομική συνδεσιμότητα, που αφορά τις φυσικές συνδέσεις (π.χ., λευκή ουσία) μεταξύ των περιοχών [96], η λειτουργική συνδεσιμότητα επικεντρώνεται στον συγχρονισμό της δραστηριότητας σε διάφορες περιοχές του εγκεφάλου. Αυτός ο συγχρονισμός μπορεί να καταγραφεί χρησιμοποιώντας διάφορες τεχνικές νευροαπεικόνισης, συμπεριλαμβανομένων της λειτουργικής μαγνητικής τομογραφίας (fMRI), της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας (EEG) και της μαγνητοεγκεφαλογραφίας (MEG).

Η λειτουργική συνδεσιμότητα αντικατοπτρίζει τις δυναμικές αλληλεπιδράσεις μεταξύ των περιοχών του εγκεφάλου, παρέχοντας γνώσεις για το πώς συνεργάζονται διάφορα μέρη του εγκεφάλου για να εκτελέσουν συγκεκριμένες λειτουργίες [97]. Αυτές οι αλληλεπιδράσεις μπορεί να είναι παροδικές, αλλάζοντας με την πάροδο του χρόνου και ανάλογα με την εργασία ή την κατάσταση του ατόμου (π.χ., ανάπαυση vs. εκτέλεση εργασιών). Η μελέτη αυτών των δικτύων βοηθά στην κατανόηση των μηχανισμών που υποκρύπτουν διάφορες γνωστικές και συμπεριφορικές διαδικασίες.

Έχουν εντοπιστεί διάφορα βασικά λειτουργικά δίκτυα, καθένα από τα οποία συνδέεται με διαφορετικές γνωστικές και συμπεριφορικές διαδικασίες. Αρχικά, το Δίκτυο Προεπιλεγμένης Κατάστασης (DMN), το οποίο είναι ενεργό κατά την ανάπαυση και συμμετέχει σε αυτοαναφορικές σκέψεις, ονειροπολήσεις και περιπλάνηση του νου. Περιλαμβάνει περιοχές όπως ο μέσος προμετωπιαίος φλοιός, ο οπίσθιος έσω φλοιός, ο προκεντρικός λοβός και ο γωνιακός έλικας [98]. Το DMN παρουσιάζει μειωμένη δραστηριότητα κατά τη διάρκεια προσανατολισμένων στόχων και αυξημένη δραστηριότητα κατά την ανάπαυση, υποδηλώνοντας τον ρόλο του στην εσωτερική σκέψη [99]. Επίσης το δίκτυο σημαντικότητας είναι κρίσιμο για την ανίχνευση και την επεξεργασία σημαντικών ερεθισμάτων και για την

εναλλαγή μεταξύ διαφορετικών δικτύων, όπως το DMN και το κεντρικό εκτελεστικό δίκτυο. Κύριες περιοχές αυτού του δικτύου περιλαμβάνουν την πρόσθια έλικα και τον πρόσθιο έσω φλοιό. Αυτό το δίκτυο παίζει καθοριστικό ρόλο στην ταυτοποίηση σημαντικών πληροφοριών από το περιβάλλον και στη διευκόλυνση κατάλληλων συμπεριφορικών απαντήσεων [100]. Το Κεντρικό Εκτελεστικό Δίκτυο (CEN) συμμετέχει σε λειτουργίες υψηλού επιπέδου όπως η εργαζόμενη μνήμη, η λήψη αποφάσεων και η επίλυση προβλημάτων. Αυτό το δίκτυο περιλαμβάνει περιοχές όπως ο ραχιαίος προμετωπιαίος φλοιός και ο οπίσθιος βρεγματικός φλοιός [101]. Το CEN ενεργοποιείται κατά τη διάρκεια εργασιών που απαιτούν διαρκή προσοχή και γνωστικό έλεγχο, υποστηρίζοντας σύνθετες νοητικές διεργασίες [102]. Τα Κινητικά Δίκτυα είναι υπεύθυνα για τον σχεδιασμό, την εκτέλεση και τον έλεγχο των κινητικών λειτουργιών. Περιλαμβάνουν περιοχές όπως ο πρωτογενής κινητικός φλοιός, η συμπληρωματική κινητική περιοχή και τα βασικά γάγγλια [28]. Τα κινητικά δίκτυα είναι απαραίτητα για τον συντονισμό των ειθελημένων κινήσεων και τη διατήρηση των κινητικών δεξιοτήτων [103]. Τέλος, τα αισθητηριακά δίκτυα συμμετέχουν στην επεξεργασία των αισθητηριακών πληροφοριών από το περιβάλλον, όπως οι οπτικές, ακουστικές και σωματοαισθητικές πληροφορίες. Για παράδειγμα, το οπτικό δίκτυο περιλαμβάνει τον πρωτογενή οπτικό φλοιό και τις σχετικές περιοχές, οι οποίες επεξεργάζονται τα οπτικά ερεθίσματα και υποστηρίζουν την οπτική αντίληψη [104]. Ομοίως, το ακουστικό δίκτυο περιλαμβάνει περιοχές όπως ο πρωτογενής ακουστικός φλοιός, που είναι απαραίτητες για την επεξεργασία των ήχων [105].

3.2 Λειτουργική Συνδεσιμότητα (Functional Connectivity)

Τα λειτουργικά δίκτυα δεν λειτουργούν μεμονωμένα. Αλληλεπιδρούν εντός δικτύων μεγάλης κλίμακας που περιλαμβάνουν ολόκληρο τον εγκέφαλο. Αυτά τα δίκτυα μεγάλης κλίμακας είναι

κρίσιμα για την ενσωμάτωση πληροφοριών από διαφορετικούς τομείς και την υποστήριξη σύνθετων συμπεριφορών.

Οι αλληλεπιδράσεις μεταξύ των λειτουργικών δικτύων μπορούν να μελετηθούν χρησιμοποιώντας διάφορες προσεγγίσεις, συμπεριλαμβανομένης της δυναμικής λειτουργικής συνδεσιμότητας, η οποία εξετάζει πώς τα πρότυπα συνδεσιμότητας αλλάζουν με την πάροδο του χρόνου. Αυτή η προσέγγιση αναδεικνύει την ευελιξία και την προσαρμοστικότητα του εγκεφάλου στην ανταπόκριση σε διαφορετικές γνωστικές απαιτήσεις και περιβαλλοντικές προκλήσεις [106].

Η θεωρία γράφων προσφέρει ένα ισχυρό εργαλείο για την ανάλυση των δικτύων μεγάλης κλίμακας του εγκεφάλου. Οι βασικές έννοιες της θεωρίας γράφων, όπως η δομοκρατία και οι ιδιότητες μικρού κόσμου, παρέχουν γνώσεις για το πώς οργανώνονται τα δίκτυα του εγκεφάλου για να εξισορροπούν την τοπική επεξεργασία και την παγκόσμια ενσωμάτωση [107]. Για παράδειγμα, η δομοκρατία αναφέρεται στην ύπαρξη πυκνά συνδεδεμένων ομάδων κόμβων (μονάδες) που είναι αραιά συνδεδεμένες με άλλες μονάδες, υποστηρίζοντας εξειδικευμένη επεξεργασία εντός κάθε μονάδας ενώ επιτρέπει την αποδοτική επικοινωνία μεταξύ μονάδων [108].

3.3 Μετρικές Δικτύου μικρού κόσμου (Small world Network Metrics)

Η ανάλυση θεωρίας γράφων παρέχει ένα ισχυρό πλαίσιο για τη μελέτη της οργάνωσης των δικτύων του εγκεφάλου. Σε αυτή την προσέγγιση, οι περιοχές του εγκεφάλου αναπαρίστανται ως κόμβοι και οι λειτουργικές συνδέσεις τους αναπαρίστανται ως ακμές. Αυτή η μαθηματική αναπαράσταση επιτρέπει την ποσοτικοποίηση διαφόρων ιδιοτήτων των δικτύων και παρέχει γνώσεις για την λειτουργική αρχιτεκτονική του εγκεφάλου. Η θεωρία γράφων έχει εφαρμοστεί για τη μελέτη διαφόρων πτυχών των δικτύων του εγκεφάλου, αποκαλύπτοντας σημαντικές γνώσεις για την οργάνωση και τη λειτουργία τους. Οι αναλύσεις θεωρίας γράφων έχουν δείξει ότι ο ανθρώπινος εγκέφαλος παρουσιάζει ιδιότητες μικρού κόσμου, που πιστεύεται ότι υποστηρίζουν την αποδοτική επεξεργασία και ενσωμάτωση πληροφοριών [109]. Αυτές οι μελέτες έχουν επίσης εντοπίσει περιοχές-κόμβους που παίζουν κεντρικούς ρόλους στην επικοινωνία του δικτύου [110]. Έρευνες έχουν δείξει ότι η οργάνωση των δικτύων του εγκεφάλου αλλάζει κατά τη διάρκεια της ζωής, με αυξημένη ενσωμάτωση και αποδοτικότητα να παρατηρούνται κατά την ανάπτυξη και μείωση αυτών των ιδιοτήτων με την γήρανση. Επίσης στη βιβλιογραφία αναφέρεται ότι αλλαγές στις ιδιότητες των δικτύων έχουν συνδεθεί με διάφορες διαταραχές του εγκεφάλου. Για παράδειγμα, η σχιζοφρένεια έχει συσχετιστεί με διαταραγμένη ενσωμάτωση δικτύων, ενώ η νόσος του Αλτσχάιμερ έχει συνδεθεί με απώλεια συνδεσιμότητας κόμβων [111], [12].

Οι Watts και Strogatz εισήγαγαν την έννοια της δικτυακής οργάνωσης «μικρού κόσμου», εστιάζοντας στη βέλτιστη ισορροπία μεταξύ τοπικής εξειδίκευσης και παγκόσμιας ολοκλήρωσης [109]. Αυτή η προσέγγιση, σε συνδυασμό με έννοιες της θεωρίας γραφημάτων, αποτελεί έναν πολλά υποσχόμενο τρόπο χαρακτηρισμού της λειτουργικής οργάνωσης του εγκεφάλου [113]. Επιδιώκει, επίσης να τη συσχετίσει με τη συμπεριφορά ή τις κλινικές και δοκιμαστικές επιδόσεις των υποκειμένων. Για παράδειγμα, αξιολογεί κατά πόσον τα πρότυπα λειτουργικής συνδεσιμότητας μεταξύ εγκεφαλικών περιοχών αναπαράγουν την οργάνωση περισσότερο ή λιγότερο ισχυρά συνδεδεμένων δικτύων με βάση την ισχύ του συγχρονισμού

του εγκεφάλου, όπως αντικατοπτρίζεται από τους ταλαντούμενους ρυθμούς του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG).

Η από κοινού κεντρικότητα- betweenness centrality (BC) τους στην ανάλυση δικτύου EEG δείχνει πόσο κεντρικό ρόλο είχε ένα συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο ή μια συγκεκριμένη περιοχή του εγκεφάλου στη σύνδεση άλλων περιοχών αξιολογώντας το ρόλο του ως γέφυρα για τη ροή πληροφοριών κατά μήκος των συντομότερων διαδρομών εντός του δικτύου. Οι μετρικές αποδοτικότητας στην ανάλυση δικτύων EEG περιλαμβάνουν την παγκόσμια αποδοτικότητα-global efficiency (Effglob), η οποία αξιολογεί τη ροή πληροφοριών σε όλο το δίκτυο και την τοπική αποδοτικότητα- local efficiency (Effloc), η οποία εστιάζει σε κοντινές αλληλεπιδράσεις των κόμβων και την αποδοτικότητα των κόμβων – nodal efficiency (Effnod), ενώ αξιολογείται η πληροφορία του μεμονωμένου κόμβου μεταφοράς πληροφοριών εντός του δικτύου. Ο συντελεστής ομαδοποίησης- clustering coefficient (CC) μετρά το επίπεδο της τοπικής ομαδοποίησης ή συνδεσιμότητας στο δίκτυο, ενώ το μήκος διαδρομής – path length L αξιολογεί τη συνολική αποδοτικότητα διαδρομής [114].

Ένα δίκτυο έχει την ιδιότητα του "μικρού κόσμου" αν η δομή του χαρακτηρίζεται από υψηλό συντελεστή συσταδοποίησης (clustering factor) και παρόμοιο χαρακτηριστικό μήκος διαδρομής σε σύγκριση με τυχαία δίκτυα. Ποιοτικά, σε ένα δίκτυο μικρού κόσμου, η πλειονότητα των κόμβων συνδέεται άμεσα με τους περισσότερους γείτονές τους, καθώς και με λίγους απομακρυσμένους κόμβους. Αυτό εξασφαλίζει ότι οποιοδήποτε ζεύγος κόμβων συνδέεται με σχετικά σύντομο μήκος διαδρομής.

Υπάρχουν συγκλίνουσες ενδείξεις ότι η συνδεσιμότητα του εγκεφάλου χαρακτηρίζεται από τοπολογία μικρού κόσμου λόγω τοπικής εξειδίκευσης και καθολικής ολοκλήρωσης. Η

διαταραχή αυτής της βέλτιστης τοπολογίας μπορεί να υποδηλώνει ασθένεια ή μια επιβαρυμένη νοητική κατάσταση.

Στο πλαίσιο αυτό, αυτή η διατριβή εξετάζει την εξέλιξη της τοπολογίας δικτύου με την πάροδο του χρόνου μέσω μετρικών όπως το χαρακτηριστικό μήκος διαδρομής () και οι παράγωγές του, συγκεκριμένα η καθολική αποδοτικότητα και η τοπική αποδοτικότητα.

 Χαρακτηριστικό Μήκος Διαδρομής: Για έναν γράφο με βάρη, το μήκος διαδρομής μιας ακμής ορίζεται ως το αντίστροφο του βάρους της ακμής. Το μικρότερο μήκος διαδρομής(L μεταξύ δύο κόμβων Α και Β είναι το ελάχιστο άθροισμα βαρών ακμών για όλες τις δυνατές διαδρομές μεταξύ τους. Το χαρακτηριστικό μήκος διαδρομής L υπολογίζεται ως:

$$L = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{A \neq B} L_{AB}$$

όπου Ν είναι ο συνολικός αριθμός κόμβων.

 Καθολική Αποδοτικότητα (E_G): Μετράει πόσο αποτελεσματικά γίνεται η ανταλλαγή πληροφοριών σε όλο το δίκτυο. Είναι αντίστροφα σχετιζόμενη με το χαρακτηριστικό μήκος διαδρομής (L) και ορίζεται ως:

$$E_G = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{A \neq B} \frac{1}{L_{AB}}$$

Τοπική Αποδοτικότητα (Ε_L): Αξιολογεί την ανθεκτικότητα του δικτύου σε μικρής
 κλίμακας αποτυχίες και ποσοτικοποιεί την αποδοτικότητα της ανταλλαγής

πληροφοριών μεταξύ γειτονικών κόμβων ενός δεδομένου κόμβου όταν αυτός αφαιρεθεί. Υπολογίζεται ως:

$$E_L = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{k \in V} \sum_{A,B \in \text{neighbors}(k), A \neq B} \frac{1}{L_{AB}}$$

Αυτές οι μετρικές είναι κεντρικής σημασίας για την κατανόηση των προτύπων συνδεσιμότητας του εγκεφάλου και των αλλαγών τους σε διαφορετικές καταστάσεις ή συνθήκες.

3.4 Δείκτης Καθυστέρησης Φάσης (PLI)

Ο δείκτης καθυστέρησης φάσης (PLI) εξάγει τη συνέπεια του συγχρονισμού φάσης μεταξύ δύο σημάτων. Είναι λιγότερο ευαίσθητος στη συμβολή της αγωγής όγκου (volume conduction) και, συνεπώς, μπορεί να παρέχει μια αξιόπιστη εκτίμηση της ισχύος της σύζευξης. Επιπλέον, ο δείκτης PLI είναι κατάλληλος για την αντιμετώπιση μη γραμμικών και μη σταθερών σημάτων όπως το HEΓ.

Για οποιοδήποτε αυθαίρετο σήμα EEG x(t), το αναλυτικό σήμα w(t) κατασκευάζεται από μια σύνθετη συνάρτηση του χρόνου:

$$w(t) = x(t) + ix_H(t) = x(t) + i\pi^{-1}p.v \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(s)}{t-s} ds$$

όπου το $x_{H(t)}$ είναι ο μετασχηματισμός Hilbert του x(t), και το p.v. δηλώνει την κύρια τιμή Cauchy. Ο μετασχηματισμός Hilbert είναι ουσιαστικά η συνέλιξη του x(t) με 1/ πt . Το στιγμιαίο πλάτος A(t) και η στιγμιαία φάση $\phi(t)$ του x(t) μπορούν να παραχθούν με όρους της πολικής μορφής του αναλυτικού σήματος:

$$w(t) = A(t)e^{i\phi(t)}$$

Στη συνέχεια, η φάση καθορίζεται μοναδικά ως

$$\phi(t) = \arctan\left(\frac{x_H(t)}{x(t)}\right)$$

Από τις φάσεις δύο σημάτων EEG x_a(t) and x_b(t), η διαφορά φάσης ή σχετική φάση διαμορφώνεται ως

$$\phi_{ab}(t) = \phi_a(t) - \phi_b(t)$$

Έπειτα, το PLI ορίζεται ως μέτρο ασυμμετρίας για την κατανομή της διαφοράς φάσης μέσω του παρακάτω τύπου

$$PLI_{ab} = \left|\frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1}sign(\phi_{ab}(n))\right|$$

Το PLI που προκύπτει μπορεί να κυμαίνεται από 0 έως 1. Η δραστηριότητα από μία μόνο πηγή θα εμφανίζεται και στα δύο ηλεκτρόδια με διαφορά φάσης ακριβώς μηδέν. Δεδομένου ότι το PLI δείχνει τη σταθερότητα του άλματος ή της καθυστέρησης φάσης, μια διαφορά φάσης μηδέν θα οδηγήσει σε ένα PLI μηδέν.

Κεφάλαιο

Μέθοδοι Ανάλυσης

4.1 Γραμμική Παλινδρόμηση

Η γραμμική παλινδρόμηση είναι μια στατιστική μέθοδος που χρησιμοποιείται για την ανάλυση και τη μοντελοποίηση της σχέσης μεταξύ μιας εξαρτημένης μεταβλητής και μίας ή περισσότερων ανεξάρτητων μεταβλητών, προσαρμόζοντας μια εξίσωση ευθείας γραμμής στα παρατηρούμενα δεδομένα. Η πιο απλή μορφή, γνωστή ως απλή γραμμική παλινδρόμηση, μπορεί να εκφραστεί με τον εξής τύπο:

$$y = \beta_0 + \beta_1 x + \epsilon$$

- y: η εξαρτημένη μεταβλητή (το αποτέλεσμα ή η απόκριση).
- x: η ανεξάρτητη μεταβλητή (ο παράγοντας πρόβλεψης ή η εξηγητική μεταβλητή).
- β_0 : η τεταγμένη στη αρχή (η τιμή του y όταν το x είναι μηδέν).
- β1: η κλίση της ευθείας (το πόσο αλλάζει το y για κάθε μονάδα αλλαγής στο x).
- ε: ο όρος σφάλματος (αντιπροσωπεύει τον θόρυβο ή την τυχαιότητα στα δεδομένα).

Για πιο σύνθετα σενάρια που περιλαμβάνουν πολλές ανεξάρτητες μεταβλητές, η μέθοδος επεκτείνεται στη πολλαπλή γραμμική παλινδρόμηση, με τον ακόλουθο τύπο:

$$y = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_n x_n + \epsilon$$

Όπου:

- β₁, β₂, ..., β_n: είναι οι αντίστοιχοι συντελεστές τους (δείχνουν την επίδραση κάθε ανεξάρτητης μεταβλητής στο γ).

Οι συντελεστές (β) υπολογίζονται χρησιμοποιώντας τη μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων, η οποία ελαχιστοποιεί το άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών μεταξύ των πραγματικών τιμών του γ και των τιμών που προβλέπονται από το μοντέλο.

Για την αξιολόγηση της ποιότητας προσαρμογής του μοντέλου στα δεδομένα, χρησιμοποιείται ένας δείκτης που ονομάζεται συντελεστής προσδιορισμού (R²). Αυτός δείχνει το ποσοστό της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής (y) που μπορεί να εξηγηθεί από τις ανεξάρτητες μεταβλητές (x₁, x₂, ..., x_n).

Η γραμμική παλινδρόμηση χρησιμοποιείται ευρέως σε τομείς όπως η οικονομία, η βιολογία και η μηχανική, για προβλέψεις και ανάλυση τάσεων, χάρη στην απλότητά της και την ευκολία ερμηνείας των σχέσεων στα δεδομένα[115], [116].

4.2. Μέθοδος Ελάχιστων Τετραγώνων

Η μέθοδος των ελαχίστων τετραγώνων είναι μια στατιστική τεχνική που χρησιμοποιείται για την εκτίμηση των παραμέτρων ενός γραμμικού μοντέλου, ελαχιστοποιώντας το άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών μεταξύ των παρατηρούμενων και των προβλεπόμενων τιμών. Αυτή η μέθοδος εφαρμόζεται ευρέως στην ανάλυση παλινδρόμησης, όπου ο στόχος είναι να βρεθεί η καλύτερη δυνατή γραμμή που προσαρμόζεται σε ένα σύνολο δεδομένων. Μαθηματικά, η αντικειμενική συνάρτηση των ελαχίστων τετραγώνων μπορεί να εκφραστεί

$$L(\beta)=\sum_{i=1}^n(y_i-(\beta_0+\beta_1x_i))^2$$

Όπου:

- L(β): η συνάρτηση απώλειας (loss function).
- y_i: οι παρατηρούμενες τιμές.
- x_i: η ανεξάρτητη μεταβλητή.
- β_0 kai β_1 : oi suntelestés nou prépei na ektimpoun.

Η λύση αυτού του προβλήματος βελτιστοποίησης μπορεί να προκύψει μέσω του λογισμού, οδηγώντας στις κανονικές εξισώσεις:

$$\beta = (X^T X)^{-1} X^T y$$

Όπου:

- Χ: ο πίνακας των χαρακτηριστικών εισόδου (independent variables).
- y: το διάνυσμα των παρατηρούμενων εξόδων (dependent variable).

Πρόσφατες εξελίξεις έχουν εφαρμόσει τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων σε διάφορους τομείς, όπως η αποκατάσταση εικόνας και προβλήματα βελτιστοποίησης, αποδεικνύοντας την ευελιξία και την αποτελεσματικότητά της [117], [118].

4.3 Αλγόριθμοι Μηχανικής Μάθησης

Σε αυτή τη διδακτορική διατριβή, η έμφαση δίνεται στην εφαρμογή προηγμένων μεθόδων μηχανικής μάθησης (Machine Learning - ML) για την επεξεργασία και την ανάλυση σημάτων EEG, αξιοποιώντας τις ιδιότητες των σημάτων στον χρονικό και/ή τον συχνοτικό τομέα. Σε αυτό το πλαίσιο, η μηχανική μάθηση προσφέρει το μοναδικό πλεονέκτημα να δημιουργεί μοντέλα που προσαρμόζονται σε διαφορετικές συνθήκες και εργασίες, αποκαλύπτοντας κρυφά χαρακτηριστικά γνωστικών διεργασιών, ενώ βελτιώνει αυτόματα το μοντέλο μέσω εμπειρίας και προσεγγίσεων βασισμένων σε δεδομένα [119].

Η μηχανική μάθηση περιλαμβάνει την εκπαίδευση ενός μοντέλου βάσει των εισαγωγικών δεδομένων, με τη διαχωρισμό δεδομένων μη εκπαίδευσης (testing data) σε κατηγορίες, βάσει των εξαγόμενων χαρακτηριστικών. Συνοπτικά, οι διαδικασίες ML περιλαμβάνουν:

1. Εξαγωγή Χαρακτηριστικών (Feature Extraction):

Τα δεδομένα επεξεργάζονται ώστε να υπολογιστούν ποσοτικά αντιπροσωπεύσεις που εκφράζουν τις ιδιότητές τους ως διανυσματικές τιμές. Στη διατριβή, τα χαρακτηριστικά προέρχονται από μορφολογικά χαρακτηριστικά σημάτων ERP, ανάλυση δικτύου (σε αισθητήρα και πηγή) και φασματική πυκνότητα σε διαφορετικές ζώνες συχνοτήτων [120].

2. Επιλογή Χαρακτηριστικών (Feature Selection):

Μειώνει τα εισαγωγικά δεδομένα λόγω μεγέθους ή εάν είναι περιττά, ώστε να μειωθεί ο υπολογιστικός φόρτος και να αυξηθεί η αποτελεσματικότητα της μοντελοποίησης [121].

3. Κατηγοριοποίηση (Classification):

Η διαδικασία κατηγοριοποίησης αναφέρεται στην εκπαίδευση μοντέλων με βάση τα χαρακτηριστικά, ώστε να διαχωρίζονται νέα δεδομένα σε κατηγορίες. Εφαρμόστηκαν αλγόριθμοι όπως SVM, k-NN, LDA και Random Forests [122].

Μετρικές Αξιολόγησης Κατηγοριοποίησης

Για την αξιολόγηση των πλαισίων ML, υπολογίστηκαν η ακρίβεια κατηγοριοποίησης, η ευαισθησία και η ειδικότητα, με βάση τις πραγματικές και προβλεπόμενες ετικέτες [123].

Ακρίβεια (Accuracy): Ορίζεται ως το ποσοστό των σωστών προβλέψεων σε σχέση με το συνολικό αριθμό προβλέψεων:

$$A κρίβεια = \frac{Σωστές Ταξινομήσεις}{Σύνολο Περιπτώσεων}$$

Αυτή η μετρική παρέχει μια γενική εικόνα της απόδοσης του ταξινομητή, αλλά μπορεί να είναι ανεπαρκής σε μη ισορροπημένα δεδομένα.

Ευαισθησία (Sensitivity) ή Ανάκληση (Recall): Μετρά την ικανότητα του ταξινομητή να εντοπίζει σωστά τις θετικές περιπτώσεις:

$$\mathrm{E} v lpha \iota \sigma heta \eta \sigma \iota lpha = rac{\mathrm{A} \lambda \eta heta \epsilon \iota \varsigma \, \Theta \epsilon heta \iota \kappa \epsilon \varsigma}{\mathrm{A} \lambda \eta heta \epsilon \iota \varsigma \, \Theta \epsilon heta \iota \kappa \epsilon \varsigma + \Psi \epsilon heta \delta \epsilon \iota \varsigma \, \mathrm{A}
ho v \eta heta \iota \kappa \epsilon \varsigma}$$

Ειδικότητα (Specificity): Μετρά την ικανότητα του ταξινομητή να εντοπίζει σωστά τις αρνητικές περιπτώσεις:

Ευστοχία (Precision): Ορίζει την αναλογία των αληθών θετικών στις συνολικές θετικές προβλέψεις:

$$E v \sigma \tau o \chi i \alpha = \frac{A \lambda \eta \theta \epsilon i \varsigma \Theta \epsilon \tau i \kappa \epsilon \varsigma}{A \lambda \eta \theta \epsilon i \varsigma \Theta \epsilon \tau i \kappa \epsilon \varsigma + \Psi \epsilon v \delta \epsilon i \varsigma \Theta \epsilon \tau i \kappa \epsilon \varsigma}$$

F1 Score: Είναι ο σταθμισμένος μέσος όρος της ευστοχίας και της ανάκλησης:

$$F1 = 2 \cdot rac{\mathsf{Ευστοχία} \cdot \mathsf{Ανάκληση}}{\mathsf{Ευστοχία} + \mathsf{Ανάκληση}}$$

Αυτές οι μετρικές εφαρμόζονται σε διαφορετικά πειράματα της διατριβής για την εκτίμηση της αποτελεσματικότητας των μεθόδων ML που χρησιμοποιήθηκαν.

4.4 Ο αλγόριθμος RFE-CBR

Η Αναδρομική Εξάλειψη Χαρακτηριστικών (Recursive Feature Elimination - RFE) είναι μια συστηματική προσέγγιση για την επιλογή χαρακτηριστικών στη μηχανική μάθηση, ιδιαίτερα χρήσιμη σε σύνολα δεδομένων υψηλής διάστασης. Το RFE απομακρύνει επαναληπτικά τα λιγότερο σημαντικά χαρακτηριστικά με βάση την απόδοση ενός προκαθορισμένου μοντέλου, βελτιώνοντας έτσι την ακρίβεια πρόβλεψης και μειώνοντας την υπερπροσαρμογή. Η παραλλαγή του, Αναδρομική Εξάλειψη Χαρακτηριστικών με Προκατάληψη Συσχέτισης (RFE-CBR), επεκτείνει την έννοια αυτή, αντιμετωπίζοντας την πλεοναστικότητα χαρακτηριστικών μέσω ανάλυσης συσχέτισης. Η μαθηματική διατύπωση του αλγορίθμου φαίνεται παρακάτω[124], [125].

Έστω σύνολο δεδομένων:

$$D = \{(x_i, y_i)\}_{i=1}^n$$

όπου *x_i ∈* R^p είναι το διάνυσμα χαρακτηριστικών και *y_i* η μεταβλητή στόχος. Εκπαιδεύουμε ένα προβλεπτικό μοντέλο *M* χρησιμοποιώντας όλα τα χαρακτηριστικά:

$$F = \{f_1, f_2, \dots, f_p\}$$

1)Υπολογίζουμε τη βαθμολογία σημαντικότητας *I*(*f_j*) για κάθε χαρακτηριστικό *f_j*. Αυτές οι βαθμολογίες αναπαρίστανται ως εξής:

$$I = [I(f_1), I(f_2), \dots, I(f_p)]$$

2) Εντοπίζουμε το λιγότερο σημαντικό χαρα- κτηριστικό $f_j *$:

$$j^* = argminI(f_j)$$

3) Αφαιρούμε το f_{j*} από το σύνολο F.

4) Επαναλαμβάνουμε τα βήματα 1-3 μέχρι να διατηρηθούν k χαρακτηριστικά.

5)Σταματάμε όταν |F| = k, όπου |F| είναι ο αριθμός

χαρακτηριστικών.

Οι RFE και RFE-CBR είναι μαθηματικά τεκμηριωμένες τεχνικές που βελτιώνουν την απόδοση των μοντέλων εξαλείφοντας συστηματικά τα άσχετα ή πλεοναστικά χαρακτηριστικά. Η ενσωμάτωση της προκατάληψης συσχέτισης στο RFE- CBR παρέχει σημαντικά πλεονεκτήματα σε σύνολα δεδομένων υψηλής διάστασης.

4.5 Μέθοδοι ταξινόμησης

K-Nearest Neighbors (KNN)

Το K-Nearest Neighbors (KNN) είναι ένας μη παραμετρικός αλγόριθμος μάθησης βασισμένος σε παραδείγματα που χρησιμοποιείται για ταξινόμηση και παλινδρόμηση. Η βασική αρχή του KNN είναι να ταξινομεί ένα σημείο δεδομένων με βάση την πλειοψηφία της κατηγορίας των *k* κοντινότερων γειτόνων στον χώρο χαρακτηριστικών.

Μαθηματικά, η απόσταση μεταξύ των σημείων δεδομένων υπολογίζεται συνήθως χρησιμοποιώντας μετρικές όπως η Ευκλείδεια απόσταση, οριζόμενη ως:

$$d(x_i, x_j) = \sqrt{\sum_{m=1}^{M} (x_{im} - x_{jm})^2}$$

όπου x_i και x_j είναι δύο σημεία δεδομένων και *M* ο αριθμός των χαρακτηριστικών. Η επιλογή του *k* είναι κρίσιμη· ένα μικρό *k* μπορεί να οδηγήσει σε ευαισθησία στον θόρυβο, ενώ ένα μεγάλο *k* μπορεί να εξομαλύνει τις διακρίσεις κατηγοριών.

Το KNN είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικό σε σενάρια όπου το όριο απόφασης είναι μη κανονικό, καθιστώντας το δημοφιλές σε εφαρμογές όπως η αναγνώριση προτύπων και η ταξινόμηση εικόνων.

Support Vector Machine με Ραδιοβασική Συνάρτηση (SVM-RBF)

Το Support Vector Machine με Ραδιοβασική Συνάρτηση (SVM-RBF) είναι ένα ισχυρό μοντέλο εποπτευόμενης μάθησης που διαπρέπει σε ταξινομήσεις, ειδικά σε χώρους υψηλής διάστασης. Ο αλγόριθμος SVM κατασκευάζει ένα υπερεπίπεδο ή ένα σύνολο υπερεπιπέδων σε έναν χώρο υψηλής διάστασης για τον διαχωρισμό διαφορετικών κατηγοριών. Ο πυρήνας RBF ορίζεται ως:

$$K(x_i, x_j) = e^{-\gamma ||x_i - x_j||^2}$$

όπου γ είναι μια παράμετρος που καθορίζει την επιρροή ενός παραδείγματος εκπαίδευσης. Το SVM-RBF είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικό για μη γραμμικά προβλήματα ταξινόμησης, καθώς μπορεί να δημιουργήσει πολύπλοκα όρια απόφασης.

Ανάλυση Γραμμικής Διαχωρισιμότητας

Η Ανάλυση Γραμμικής Διαχωρισιμότητας (LDA) είναι μια στατιστική μέθοδος που χρησιμοποιείται για ταξινόμηση και μείωση διαστάσεων. Υποθέτει ότι τασημεία δεδομένων από κάθε κατηγορία κατανέμονται κανονικά με κοινό πίνακα

συνδιακύμανσης. Ο στόχος του LDA είναι να βρει έναν γραμμικό συνδυασμό χαρακτηριστικών που διαχωρίζει καλύτερα δύο ή περισσότερες κατηγορίες. Το γραμμικό όριο απόφασης μπορεί να εκφραστεί ως:

$$y = w^T x + b$$

όπου *w* είναι το διάνυσμα βαρών και *b* η σταθερά. Το LDA μεγιστοποιεί τον λόγο της διακύμανσης μεταξύ κατηγοριών προς τη διακύμανση εντός κατηγοριών, εξασφαλίζοντας ότι οι κατηγορίες διαχωρίζονται καλά.

Support Vector Machine (SVM Linear)

To Support Vector Machine (SVM) με γραμμικό πυρήνα είναι ένας απλός αλλά αποτελεσματικός αλγόριθμος ταξινόμησης. Σκοπός του είναι να βρει το βέλτιστο υπερεπίπεδο που μεγιστοποιεί την απόσταση μεταξύ διαφορετικών κατηγοριών. Το γραμμικό όριο απόφασης μπορεί να εκφραστεί ως:

$$y = w^T x + b$$

Η βελτιστοποίηση του προβλήματος διατυπώνεται ως:

$$\min \frac{1}{2} \|w\|^2 \quad y_i(w^T x_i + b) \ge 1, \forall i$$

Κάθε ένας από αυτούς τους ταξινομητές—KNN, SVM-RBF, LDA, Random Forest και SVM Linear—προσφέρει μοναδικά πλεονεκτήματα και είναι κατάλληλος για διαφορετικούς τύπους δεδομένων και ταξινομήσεις.

Συστήματα ανίχνευσης κόπωσης κατά την οδήγηση

Για την αξιολόγηση της κόπωσης κατά τη διάρκεια της οδήγησης έχουν προταθεί πολλές στρατηγικές, όπως η εκτίμηση μέσω υποκειμενικών μέτρων (ερωτηματολόγια αυτοαναφοράς) [5] ή φυσιολογική εξέταση της ψυχικής κόπωσης (μεταβλητότητα καρδιακού ρυθμού, ηλεκτρικό δυναμικό δέρματος κ.α) [126]. Άλλες προσεγγίσεις περιλαμβάνουν την εκτίμηση των ηλεκτρικών σημάτων του εγκεφάλου (μέσω ηλεκτροεγκεφαλογραφίας) με σκοπό τη μέτρηση και τον εντοπισμό της κόπωσης των οδηγών. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι, αν και η αυτοεκτίμηση συνήθως αποτυγχάνει να ξεπεράσει την υποκειμενική αντίληψη όσον αφορά την ατομικότητα των υποκειμένων [127], η χρήση φυσιολογικών μετρήσεων μπορεί να παράσχει πληροφορίες σχετικά με τον πραγματικό αντίκτυπο της ψυχικής κόπωσης στη γνωστική λειτουργία, ανεξάρτητα από τις υποκειμενικές αντιλήψεις των ατόμων [128]. Στην πραγματικότητα, η φλοιώδης μεταβλητότητα σε καταστάσεις κόπωσης είναι καλά τεκμηριωμένη σε πολλαπλές μελέτες, καταδεικνύοντας σημαντικές διαφορές στον τρόπο με τον οποίο η εγκεφαλική δραστηριότητα των ατόμων μεταβάλλεται ως απάντηση στην κόπωση [129], [130]. Από την άποψη αυτή, οι Lim et al. [131] διαπίστωσαν ότι τα άτομα παρουσιάζουν σημαντική μεταβλητότητα σε συγκεκριμένα εγκεφαλικά κύματα ΗΕΓ, παρουσιάζοντας διαφοροποιήσεις στην ισχύ κατά τη διάρκεια παρατεταμένων γνωστικών εργασιών, με ορισμένους να εμφανίζουν ταχεία εμφάνιση δεικτών κόπωσης και άλλους να διατηρούν σταθερά πρότυπα ΗΕΓ με την πάροδο του χρόνου. Επιπλέον, οι Borghini et al. [132] παρατήρησαν σημαντικές διαφορές στον τρόπο με τον οποίο η κόπωση επηρέασε τη

συνδεσιμότητα του εγκεφάλου, με ορισμένους οδηγούς να παρουσιάζουν αξιοσημείωτες μειώσεις στο μετωπο-παρεγκεφαλιδικό δίκτυο, ενώ άλλοι παρουσίασαν ελάχιστες αλλαγές.

Ως εκ τούτου, η ανάπτυξη αντικειμενικών συστημάτων εκτίμησης της ψυχικής κόπωσης είναι ζωτικής σημασίας για την ενίσχυση της οδικής ασφάλειας. Αυτό, σε συνδυασμό με τις τρέχουσες εξελίξεις στην τεχνολογία, όπως οι αισθητήρες κινητών τηλεφώνων, μπορεί να μετριάσει τον κίνδυνο ατυχημάτων λόγω μειωμένων επιδόσεων οδήγησης, προειδοποιώντας αμέσως τους οδηγούς για το επίπεδο της γνωστικής τους εξάντλησης [133], [134]. Ειδικότερα, όσον αφορά την ανάπτυξη φορητών τεχνολογιών ΗΕΓ, σημαντικές ερευνητικές προσπάθειες έχουν κατευθυνθεί προς την υπέρβαση των περιορισμών και τη διευκόλυνση της μακροπρόθεσμης, μη επεμβατικής καταγραφής εγκεφαλικών σημάτων κατά τη διάρκεια της κινητικότητας των ατόμων εκτός εργαστηριακών συνθηκών [135]. Ορισμένες λύσεις έχουν επικεντρωθεί στην πρόοδο της ανάπτυξης και της τελειοποίησης των υλικών και των τεχνικών για τη δημιουργία ελαστικών κυκλωμάτων, οι οποίες περιλαμβάνουν μεθόδους όπως η εναπόθεση μάσκας, η διαμόρφωση με λέιζερ και οι μέθοδοι εκτύπωσης [136]. Ταυτόχρονα, άλλες μελέτες έχουν επικεντρωθεί στη μείωση του αριθμού των ηλεκτροδίων για να βοηθήσουν τους προγραμματιστές μελλοντικών εφαρμογών EEG στην επιλογή των βέλτιστων θέσεων ηλεκτροδίων [137].

Για την περαιτέρω ενίσχυση της αποτελεσματικότητας της ανίχνευσης της ψυχικής κόπωσης, πρόσφατες μελέτες έχουν πραγματοποιήσει ειδικό προσδιορισμό των μεταβολών στη λειτουργία του εγκεφάλου. Διαφορετικές συχνότητες εγκεφαλικών κυμάτων, όπως θήτα, άλφα, βήτα, δέλτα και γάμμα, έχουν συσχετιστεί με διάφορες γνωστικές καταστάσεις και διεργασίες, συμπεριλαμβανομένης της κόπωσης [138], [139]. Ως εκ τούτου, η εστίαση σε συγκεκριμένα εγκεφαλικά κύματα ανίχνευσης της κόπωσης μπορεί να παρέχει πιο

στοχευμένες και αποχρωματισμένες εκτιμήσεις των επιπέδων κόπωσης [140]. Αν και, αρκετές μελέτες προτείνουν ότι όλες οι ζώνες συχνοτήτων θα μπορούσαν δυνητικά να χρησιμοποιηθούν για τον εντοπισμό της κόπωσης κατά την οδήγηση [141], [142], η πλειονότητα προτείνει ότι οι μετρήσεις εντός των ζωνών θήτα, άλφα και βήτα συνδέονται στενότερα με αυτήν, ενώ λιγότερες μελέτες αναφέρονται στη δραστηριότητα δέλτα ή γάμμα ως δυνητικούς συντελεστές [143], [144]. Επιπλέον, η ανάλυση των εγκεφαλικών λειτουργιών ως δομημένη οργάνωση μπορεί να αναδείξει λεπτομερή πρότυπα, που περιλαμβάνουν διακριτές περιοχές που αλληλεπιδρούν συνεργατικά για τη δημιουργία εκτεταμένων κατανεμημένων δικτύων [145]. Αυτά τα δίκτυα αφορούν συλλογές εγκεφαλικών περιοχών που συμβάλλουν στην εκτέλεση συγκεκριμένων διασυνδεδεμένων εργασιών ή μιας καθορισμένης σειράς λειτουργιών, ενώ ποσοτικοποιούν στατιστικές ομοιότητες στην εγκεφαλική δραστηριότητα, αποκαλύπτοντας έτσι τις περίπλοκες νευρωνικές διεργασίες [146], [147]. Οι διαφορές εντός των εγκεφαλικών δικτύων έχουν επίσης εξεταστεί για τη διάκριση μεταξύ διαφορετικών γνωστικών καταστάσεων. Στην πραγματικότητα, οι Tompson et al. [148] πραγματοποίησαν μια ανασκόπηση σχετικά με τη χρονική δυναμική των δυναμικών δικτύων του εγκεφάλου, σημειώνοντας ότι οι διαφορές τόσο στην ισχύ όσο και στην προσαρμοστικότητα των εξελισσόμενων δικτύων του εγκεφάλου παίζουν ρόλο στη διαμόρφωση των ατομικών διαφορών στην εκτελεστική λειτουργία, την προσοχή, τη μνήμη εργασίας και τις μαθησιακές ικανότητες. Σε μια άλλη μελέτη, οι Li et.al. [129], χρησιμοποίησαν μια μακροπρόθεσμη εργασία ΗΕΓ οδήγησης, αναφέροντας σημαντικά αυξημένα μοτίβα στη λειτουργική συνδεσιμότητα στις ζώνες θήτα, άλφα, βήτα και γάμμα, υποδηλώνοντας ένα φαινόμενο αντιστάθμισης για την άμβλυνση των επιπτώσεων της κόπωσης της οδήγησης.

Η έρευνα των ανθρώπινων δεδομένων EEG επικεντρώνεται παραδοσιακά στην ανάλυση δεδομένων που συγκεντρώνονται σε όλες τις ομάδες, μια πρακτική που περιορίζει το επίπεδο λεπτομέρειας, εξειδίκευσης και κλινικής εφαρμογής των χαρτών λειτουργικής συνδεσιμότητας με βάση την εργασία [149]. Ωστόσο, παρά τον σημαντικό όγκο των σχετικών ερευνών, η μεταβλητότητα των δικτύων του εγκεφάλου μεταξύ των υποκειμένων κατά τη διάρκεια διαφορετικών εργασιών και γνωστικών καταστάσεων καθιστά τις καθολικές προσεγγίσεις ασαφείς. Στην πραγματικότητα, ο Andrew James et al. [150] χρησιμοποίησαν μια συγκριτική ανάλυση δύο μεθοδολογιών για την κατασκευή ενός άτλαντα ανθρώπινου εγκεφάλου που εφαρμόζεται τόσο σε καταστάσεις ηρεμίας όσο και σε καταστάσεις εργασίας. Τα ευρήματά τους έδειξαν ότι μια εξατομικευμένη προσέγγιση απέδωσε πιο στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα. Επιπλέον, οι Fin et al. [151] απεικόνισαν ότι τα διακριτά προφίλ λειτουργικής συνδεσιμότητας χρησιμεύουν ως μοναδικά "δακτυλικά αποτυπώματα", διευκολύνοντας την ακριβή ταυτοποίηση των υποκειμένων μέσα σε μια ευμεγέθη ομάδα. Πρότειναν ότι το προφίλ συνδεσιμότητας ενός ατόμου είναι εγγενές και μπορεί να το διακρίνει αποτελεσματικά ανεξάρτητα από την κατάσταση του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια της απεικόνισης. Επιπλέον, οι Tavor et al. [152] πρότειναν ότι οι ατομικές αποκλίσεις στις εγκεφαλικές αποκρίσεις είναι κατά κύριο λόγο εγγενείς στον εγκέφαλο και μπορούν να προβλεφθούν με βάση μετρήσεις ανεξάρτητες από την εργασία που λαμβάνονται κατά τη διάρκεια της ανάπαυσης. Χρησιμοποιώντας ένα ποικίλο φάσμα συνθηκών εργασίας που καλύπτουν πολλούς τομείς, προέβλεψαν τις ατομικές διαφορές στην εγκεφαλική δραστηριότητα και αποκάλυψαν μια σύνδεση μεταξύ της συνδεσιμότητας του εγκεφάλου και της λειτουργίας που μπορεί να καταγραφεί σε επίπεδο μεμονωμένου υποκειμένου. Επιπλέον, οι Sun, et al. [153] χρησιμοποίησαν έναν συνδυασμό εξατομικευμένων μοντέλων πρόβλεψης με ποσοτική

θεωρητική ανάλυση γραφημάτων σε όλες τις κατηγορίες συμπτωμάτων σχιζοφρένειας. Οι αναλύσεις τους σχετικά με την ατομική λειτουργική συνδεσιμότητα, παρείχαν σημαντικές διακρίσεις που προέκυψαν μεταξύ των φλοιωδών κυκλωμάτων που συνδέονται με τα θετικά και αρνητικά συμπτώματα, ρίχνοντας φως στο πώς τα κυκλώματα που διέπουν την εκδήλωση των συμπτωμάτων μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με την υποκείμενη αιτία της ασθένειας.

Αν και οι καταστάσεις κόπωσης παρουσιάζουν αξιοσημείωτες διαφορές σε σύγκριση με τις καταστάσεις ανάπαυσης, γεγονός που υποδηλώνει σημαντικές διαφορές [154], η συνεχής προσοχή κατά τη διάρκεια της μακροχρόνιας οδήγησης δεν εμφανίζει πάντα μονοτονικές τάσεις ανάπτυξης [155]. Αυτό αποδίδεται συχνά σε παράγοντες άσχετους με την ψυχική κόπωση, όπως οι μετατοπίσεις του ελέγχου της προσοχής που προκαλούνται από πρόσθετες δραστηριότητες ή άσχετα οπτικά και ακουστικά ερεθίσματα [156].

Κεφάλαιο

Δεδομένα και πειραματικός σχεδιασμός

6.1 Συμμετέχοντες και πειραματικός σχεδιασμός

Στην παρούσα μελέτη προσλάβαμε 21 άτομα (μέση ηλικία 25,2 ± 6,1 έτη, όλοι δεξιόχειρες) από τους φοιτητές και το προσωπικό του Εθνικού Πανεπιστημίου της Σιγκαπούρης (NUS). Όλοι οι συμμετέχοντες κατείχαν έγκυρες άδειες οδήγησης και είχαν είτε φυσιολογική είτε διορθωμένη σε φυσιολογική όραση. Πριν από το πείραμα, οι συμμετέχοντες συμπλήρωσαν ένα αυτοδιαχειριζόμενο ερωτηματολόγιο για να διασφαλίσουν ότι πληρούσαν τα κριτήρια ένταξης, τα οποία περιλάμβαναν την απουσία διαταραχών που σχετίζονται με την κόπωση, χρόνιων σωματικών ή ψυχικών ασθενειών, μη μακροχρόνια χρήση φαρμάκων, αποφυγή κατανάλωσης καφεΐνης ή αλκοόλ και λήψη περισσότερων από 7 ωρών ύπνου τις δύο ημέρες που προηγούνται του πειράματος. Τα άτομα που δεν πληρούσαν αυτά τα κριτήρια αποκλείστηκαν. Πριν από την έναρξη του πειράματος, όλοι οι συμμετέχοντες παρείχαν γραπτή συγκατάθεση μετά από ενημέρωση και αποζημιώθηκαν με SGD\$10 ανά ώρα για τη συμμετοχή τους. Το ερευνητικό πρωτόκολλο εγκρίθηκε από την Επιτροπή Θεσμικής Επανεξέτασης του NUS.

Η πειραματική διαδικασία σχεδιάστηκε για να προκαλέσει ψυχική κόπωση με βάση την παραδοχή ότι η οδήγηση με συνεχή προσοχή (ακόμη και με χαμηλές απαιτήσεις για σύνθετη
γνωστική επεξεργασία) μπορεί να οδηγήσει σε μονοτονία, η οποία συμβάλλει σημαντικά στην ψυχική κόπωση. Σχετικές μελέτες έχουν δείξει ότι η απόδοση και η εγρήγορση μπορούν να μειωθούν σημαντικά ακόμη και μέσα σε σχετικά σύντομο χρονικό διάστημα, όπως 20-30 λεπτά, λόγω της επαναλαμβανόμενης και μη διεγερτικής φύσης της εργασίας [157]. Στο πλαίσιο αυτό, οι συμμετέχοντες χειρίστηκαν την προσομοίωση οδήγησης για 1 ώρα, χρησιμοποιώντας έναν τροχό οδήγησης, πεντάλ και ένα κιβώτιο ταχυτήτων (Logitech G27 Racing Wheel). Η μη διαφοροποιημένη διαδρομή που επιλέχθηκε για την εργασία περιλάμβανε τόσο έναν αυτοκινητόδρομο όσο και έναν αγροτικό δρόμο, που χαρακτηριζόταν κυρίως από ευθύγραμμα τμήματα με ελάχιστη κυκλοφορία, με στόχο να προκαλέσει κατάσταση υπνηλίας στους συμμετέχοντες. Οι συμμετέχοντες έλαβαν οδηγίες να διατηρούν σταθερές συνθήκες οδήγησης, με μέγιστο όριο ταχύτητας τα 100 km/h. Η προσομοίωση οδήγησης περιελάμβανε τη χρήση του λογισμικού City Car Driving (έκδοση 1.5, http://citycardriving.com/) με τήρηση των κανόνων αριστερής οδήγησης της Σιγκαπούρης. Για να ελαχιστοποιηθούν οι κινήσεις των συμμετεχόντων και, κατά συνέπεια, να μειωθεί η πιθανότητα εμφάνισης σημαντικών τετελεσμένων ηλεκτρομυογραφίας (EMG),



(γ)

Εικόνα 1. Σχηματική απεικόνιση του πειραματικού σχεδιασμού: (α) Η διάταξη προσομοίωσης οδήγησης- (β)Η προκαθορισμένη διαδρομή πάνω στο χάρτη προσομοίωσης παρουσιάζεται με κόκκινο χρώμα- (γ) Η διάρκεια της προσομοίωσης οδήγησης ήταν 1 ώρα, με συνεχή καταγραφή του ΗΕΓ. Στη μετέπειτα ανάλυση αποκλείστηκαν από την ανάλυση τμήματα ΗΕΓ που αντιστοιχούσαν στα πρώτα και τελευταία 5 λεπτά.

εφαρμόστηκε ένα αυτοματοποιημένο σύστημα συμπλέκτη. Μια οπτική αναπαράσταση του πειραματικού σχεδιασμού φαίνεται στο Σχήμα 1.

6.2 Λήψη και προεπεξεργασία του ΗΕΓ

Κατά τη διάρκεια του πειράματος προσομοίωσης οδήγησης, τα δεδομένα ΗΕΓ συλλέχθηκαν με 64 ηλεκτρόδια Ag/AgCl στο τριχωτό της κεφαλής (Waveguard της ANT B.V., Κάτω Χώρες) ακολουθώντας το τυπικό σύστημα 10-20 [158]. Η συλλογή δεδομένων υλοποιήθηκε με ρυθμό δειγματοληψίας 512 Hz, διατηρώντας παράλληλα τα επίπεδα σύνθετης αντίστασης των ηλεκτροδίων κάτω από 10 kOhms καθ' όλη τη διάρκεια της διαδικασίας καταγραφής. Οι συνήθεις πηγές παρεμβολής αντιμετωπίστηκαν επιμελώς με την εφαρμογή ζωνοπερατού φίλτρου (0,5-70 Hz) και φίλτρου εγκοπής 50 Hz. Ταυτόχρονα, καταγράφηκαν διπολικά οριζόντια και κατακόρυφα σήματα ηλεκτροκουλόγραμμα (EOG) για την ανίχνευση των βλεφαρίδων των ματιών που συνήθως οδηγούν σε τεχνήματα ΗΕΓ [159]. Χρησιμοποιήθηκε ένας προηγουμένως επικυρωμένος αγωγός προεπεξεργασίας του ΗΕΓ που περιλάμβανε την υποδειγματοληψία, το φιλτράρισμα, την επαναφορά και την αφαίρεση των τεχνουργημάτων [160]. Συγκεκριμένα, τα ακατέργαστα δεδομένα EEG υποδειγματοληπτήθηκαν σε 256 Hz, αναφέρθηκαν εκ νέου στο μέσο όρο των ηλεκτροδίων που βρίσκονται στο αριστερό και το δεξί μαστοειδές και φιλτράρονται με ζωνοπερατό φίλτρο (FIR) στο εύρος συχνοτήτων 1 έως 45 Hz. Στη συνέχεια εφαρμόστηκε η αφαίρεση των τεχνουργημάτων με τη χρήση της Ανάλυσης Ανεξάρτητων Συνιστωσών (ICA) για τον εντοπισμό και την εξάλειψη των συνιστωσών που παρουσίαζαν υψηλή συσχέτιση με τα σήματα EOG. Η διόρθωση της βασικής γραμμής περιελάμβανε την εκτίμηση και την αφαίρεση των διακυμάνσεων της βασικής γραμμής ολόκληρης της διάρκειας κάθε εποχής. Για να διασφαλιστεί περαιτέρω η υψηλή ποιότητα των δεδομένων, τέθηκαν σε ισχύ συνεχή μέτρα ελέγχου της ποιότητας των δεδομένων με τον αποκλεισμό τμημάτων δεδομένων που εμφάνιζαν επίπεδα ισχύος άνω των 6 ντεσιμπέλ (dB) σε ζώνες υψηλής συχνότητας (20-40 Hz). Όλες οι διαδικασίες προεπεξεργασίας των

δεδομένων εφαρμόστηκαν στο MATLAB έκδοση R2022b (Mathworks Inc., ΗΠΑ), μέσω του εργαλείου EEGLAB [161].

6.3. Λειτουργική συνδεσιμότητα και κατασκευή εγκεφαλικού δικτύου

Για τους σκοπούς της εκτίμησης της συνδεσιμότητας, τα δεδομένα των χρονοσειρών χωρίστηκαν συστηματικά σε διαδοχικά διαστήματα των 5 λεπτών, το καθένα με χρονική επικάλυψη 50%. Για να εξαλειφθούν τα υποκειμενικά φαινόμενα που σχετίζονται με την πειραματική εμπλοκή, απορρίφθηκαν το πρώτο και το τελευταίο διάστημα των 5 λεπτών, με αποτέλεσμα να προκύψουν 20 συνολικές εποχές ΗΕΓ (Εικόνα 1γ). Στη συνέχεια, υπολογίστηκε ένα δίκτυο δείκτη υστέρησης φάσης (PLI) για κάθε συμμετέχοντα σε κάθε εποχή σε διαφορετικά διαστήματα συχνότητας (δηλ. ζώνη δέλτα (0,5-4 Hz) ζώνη θήτα (4-7 Hz), ζώνη άλφα (8-12 Hz), ζώνη βήτα (13-30 Hz) και ζώνη γάμμα (31-45 Hz), όπως περιγράφεται παρακάτω.

Η επιλογή του PLI για την ανάλυση της συνδεσιμότητας του HEΓ είχε ως κίνητρο την ικανότητά του να αξιολογεί τον συγχρονισμό φάσης στα σήματα HEΓ, ελαχιστοποιώντας παράλληλα τα ψευδώς θετικά αποτελέσματα λόγω της αγωγής όγκου, την ανθεκτικότητά του έναντι του θορύβου και των τεχνουργημάτων και την εστίασή του στην καταγραφή της πραγματικής Μια συμμετρική κατανομή, με κέντρο γύρω από το μηδέν, μπορεί να υποδηλώνει ψευδή συνδεσιμότητα, ενώ μια επίπεδη κατανομή υποδηλώνει την απουσία συνδεσιμότητας. Αποκλίσεις από τη συμμετρία υποδηλώνουν αλληλεξαρτήσεις μεταξύ των πηγών. Οι τιμές PLI περιορίζονται μεταξύ Ο και 1. Η τιμή Ο σημαίνει είτε καθόλου σύζευξη είτε σύζευξη με διαφορές φάσης που επικεντρώνονται κυρίως γύρω από το μηδέν, ενώ η τιμή 1 υποδηλώνει

υποδηλώνουν ισχυρή μη μηδενική ασφάλιση φάσης. Τα δίκτυα που εξάγονται αναπαρίστανται ως σταθμισμένοι μη κατευθυνόμενοι τριγωνικοί πίνακες γειτνίασης (με διαστάσεις στην παρούσα εργασία 62 × 62). Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, προκειμένου να διευκολυνθεί μια ολοκληρωμένη διερεύνηση της δυναμικής της λειτουργικής συνδεσιμότητας σε διαφορετικές ζώνες συχνοτήτων, τα λειτουργικά δίκτυα PLI του εγκεφάλου υπολογίστηκαν εντός των φασματικών περιοχών του δέλτα, του θήτα, του άλφα, της ζώνης βήτα και της ζώνης γάμμα. Ανίχνευση κόπωσης κατά την οδήγηση με τη χρήση μετρικών μικρού κόσμου

7.1. Μεθοδολογία

Πριν από την ανάλυση του δικτύου, χρησιμοποιήθηκε η ίδια τιμή αραιότητας για όλα τα δίκτυα, προκειμένου να συγκριθούν τα μέτρα τοπολογικού γράφου και να αποφευχθεί η μεροληψία που προέρχεται από τον διαφορετικό αριθμό ακμών. Η ιδιότητα της αραιότητας ενός δικτύου στο τρέχον πλαίσιο ορίζεται ως ο λόγος του αριθμού των παρόντων ακμών προς τον αριθμό όλων των πιθανών ακμών σε ένα πλήρως συνδεδεμένο δίκτυο. Εφαρμόστηκαν διάφορα επίπεδα σπανιότητας του δικτύου, που κυμαίνονται από 0,1 έως 0,3 με βήμα 0,05 και επιλέχθηκε μια κοινή σπανιότητα *s* = 0,25 για την ανάλυση και την εμφάνιση των αποτελεσμάτων. Τα λειτουργικά δίκτυα του εγκεφάλου υπολογίστηκαν για τη ζώνη θήτα (4-7 Hz), τη ζώνη άλφα (8-12 Hz) και τη ζώνη βήτα (13-30 Hz). Μετά την εξαγωγή του λειτουργικού εγκεφαλικού δικτύου, αναλύσαμε τις ιδιότητές του χρησιμοποιώντας τη θεωρία γράφων για να ποσοτικοποιήσουμε τα χαρακτηριστικά του μικρού κόσμου. Συγκεκριμένα, υπολογίσαμε μετρικές μικρού κόσμου, όπως ο συντελεστής ομαδοποίησης (*CC*), το χαρακτηριστικό μήκος διαδρομής (*L*), η κεντρικότητα betweenness (*BC*) και η καθολική, τοπική και κομβική αποδοτικότητα (*Eff_{glob}*, *Eff_{nod}*). Η κεντρικότητα του betweenness στην ανάλυση δικτύων

του εγκεφάλου για τη σύνδεση άλλων περιοχών, αξιολογώντας το ρόλο του ως γέφυρα για τη ροή πληροφοριών κατά μήκος των συντομότερων διαδρομών εντός του δικτύου. Οι μετρικές αποδοτικότητας στην ανάλυση δικτύων ΕΕG περιλαμβάνουν την παγκόσμια αποδοτικότητα, η οποία αξιολογεί τη ροή πληροφοριών σε όλο το δίκτυο, την τοπική αποδοτικότητα, η οποία επικεντρώνεται στις αλληλεπιδράσεις κοντινών κόμβων, και την αποδοτικότητα κόμβων, η οποία αξιολογεί την ικανότητα μεταφοράς πληροφοριών του κάθε κόμβου στο δίκτυο. Ο συντελεστής ομαδοποίησης *CC* μετρά το επίπεδο της τοπικής ομαδοποίησης ή συνδεσιμότητας στο δίκτυο, ενώ το *L* αξιολογεί τη συνολική αποδοτικότητα δρομολόγησης.

7.2. Αποτελέσματα

Στα ακόλουθα διαγράμματα απεικονίζεται η εξέλιξη των μετρικών (*Eff_{nod}*, *Eff_{loc}*, *Eff_{glob}*, *CC*, *BC* και *L*) κατά την προσομοίωση οδήγησης διάρκειας 1 ώρας για κάθε ζώνη συχνοτήτων, δηλαδή για τις ζώνες θήτα άλφα και βήτα (Σχήμα 1). Τα πρώτα 5 λεπτά και τα τελευταία 5 λεπτά της οδήγησης εξαιρέθηκαν από την ανάλυση για να αποφευχθεί η συμπερίληψη άσχετων πληροφοριών. Στον Πίνακα 1, Πίνακα 2, Πίνακα 3 περιγράφονται οι ακριβείς τιμές κάθε μετρικής σε κάθε ζώνη συχνοτήτων.

Συγκεκριμένα, στη ζώνη θήτα, οι *Eff_{nod}*, *Eff_{loc}*, *Eff_{glob}* και *CC* μειώνονται από το πρώτο έως το τελευταίο παράθυρο 5 λεπτών, ενώ οι *BC* και *L* αυξάνονται εντός του ίδιου χρονικού πλαισίου. Οι μετρήσεις της αποτελεσματικότητας καθώς και οι τιμές του συντελεστή ομαδοποίησης απεικονίζουν μείωση στο αρχικό στάδιο της οδηγητικής διέγερσης και περαιτέρω μείωση μετά το πρώτο μισό αυτής. Όσον αφορά το *BC*, παρουσιάζει ένα σταθεροποιημένο μοτίβο μέχρι το παράθυρο 15th έως 16th όπου αρχίζει να μειώνεται. Από την άλλη πλευρά, το *L* αυξάνεται στο πρώιμο στάδιο της προσομοίωσης οδήγησης και στο τέλος του πειράματος τείνει σε περαιτέρω αύξηση.



(α)







Εικόνα 2. Εξέλιξη των μετρικών μικρού κόσμου κατά τη διάρκεια 19 παραθύρων των 5 λεπτών με 50% επικάλυψη στις ζώνες: (α) Θήτα (β) άλφα και (γ) βήτα.

Στη ζώνη άλφα τα μέτρα απόδοσης και CC αυξάνονται από την αρχή της διέγερσης οδήγησης και παραμένουν μάλλον σταθερά για το υπόλοιπο της διάρκειάς της. Η Betweenness Centrality αυξάνεται επίσης, φτάνοντας σε ένα μέγιστο σε ένα πρώιμο στάδιο της οδήγησης, στη συνέχεια σταθεροποιείται σε χαμηλότερες τιμές και παρουσιάζει και πάλι αύξηση στο τέλος του πειράματος. Όσον αφορά το μήκος της συντομότερης διαδρομής, παρουσιάζει μείωση στο πρώτο μισό της οδήγησης και παραμένει σταθερή μέχρι το τέλος. Στη ζώνη θήτα, οι Effnod, Effloc, Effglob και C, συγκρίνοντας το πρώτο με το τελευταίο παράθυρο 5 λεπτών, παρουσιάζουν φθίνουσα συμπεριφορά, ενώ οι **BC** και L αυξάνονται εντός του ίδιου χρονικού πλαισίου. Όσον αφορά τα μέτρα της απόδοσης και του CC μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι υπάρχει σημαντική μείωση στα πρώτα λεπτά της διέγερσης της οδήγησης και παρουσιάζουν ένα σταθεροποιημένο μοτίβο μέχρι το 12ο παράθυρο, όταν αρχίζει μια ασταθής συμπεριφορά που καταλήγει σε μια συνολική μείωση στα τελευταία λεπτά του πειράματος. Όσον αφορά το **BC**, παρατηρείται αξιοσημείωτη αύξηση στα πρώτα λεπτά της προσομοίωσης και στη συνέχεια ακολουθεί ένα μάλλον σταθερό μοτίβο. Από την άλλη πλευρά, το L παρουσιάζει σχεδόν σταθερή αύξηση από ένα πρώιμο στάδιο της διέγερσης, δηλαδή από το παράθυρο 4th και φτάνει στο υψηλότερο σημείο στο παράθυρο 17th . Στη ζώνη βήτα, η συνολική συμπεριφορά των μέτρων απόδοσης και CC είναι ελαφρώς αυξητική, αν και το μοτίβο τους είναι ασταθές καθ' όλη τη διάρκεια της περιόδου οδήγησης. Επιπλέον, το **BC** μειώνεται επίσης στο τέλος, αν και είναι σταθερό μέχρι τα τελευταία χρονικά πλαίσια της προσομοίωσης οδήγησης. Το μέσο μήκος της συντομότερης διαδρομής είναι συνολικά σχεδόν σταθερό, αν και είναι μάλλον ασταθές για τα περισσότερα χρονικά πλαίσια.

Προκειμένου να υπολογίσουμε την ευθεία προσαρμογής για τα πρότυπα των μετρικών, χρησιμοποιήσαμε τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων (LSM) σε κάθε μία από τις ζώνες συχνοτήτων που εξετάσαμε παραπάνω. Οι τιμές των κλίσεων των γραμμών καλύτερης προσαρμογής των μετρικών περιγράφονται στον πίνακα 1 για κάθε μία από τις εξεταζόμενες ζώνες συχνοτήτων (θήτα, άλφα, βήτα). Για να αξιοποιήσουμε την αξία των αποτελεσμάτων μας, πραγματοποιήσαμε μια κανονικοποίηση (μεταξύ 0 και 1) για τις τιμές όλων των μετρικών συγκρίνοντας τις με πιο συνοπτικό και ακριβή τρόπο.

	L	СС	ВС	Eff _{glob}	Eff _{loc}	Eff _{nod}	
θήτα	0.0254	-0.0183	0.0061	-0.0265	-0.0205	-0.0265	
άλφα	-0.0288	0.0197	0.0077	0.0300	0.0235	0.0300	
βήτα	-0.0157	0.0217	-0.008	0.0275	0.0281	0.0275	

Πίνακας 1. Οι τιμές της κλίσης LSM για κάθε μετρική κατά τη διάρκεια ολόκληρης της εργασίας οδήγησης.

Παρατηρείται ότι οι σημαντικότερες μεταβολές στις κλίσεις των μετρικών είναι παρούσες στη ζώνη άλφα. Στα επόμενα διαγράμματα (Σχήμα 2) απεικονίζονται οι τιμές *L* και *Eff_{glob}* και σχεδιάζεται η γραμμή προσαρμογής με τη μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων, η οποία δείχνει το μοτίβο των μεταβολών τους σε όλη την περίοδο οδήγησης.





(β)

Εικόνα 3. Παρουσίαση των μετρικών κατά τη διάρκεια 19 παραθύρων των 5 λεπτών με 50% επικάλυψη με τη γραμμή προσαρμογής LSM στη ζώνη Alpha για α) το μήκος διαδρομής και β) τη συνολική αποδοτικότητα.

Το επόμενο βήμα στην ανάλυσή μας ήταν ο υπολογισμός της συσχέτισης μεταξύ όλων των μετρικών που εξετάστηκαν. Η πιο σημαντική συσχέτιση παρατηρήθηκε μεταξύ *CC* και *Eff_{loc}* (corr =0,98) σε όλες τις ζώνες συχνοτήτων, και μεταξύ *CC* και των άλλων μέτρων αποδοτικότητας που κυμαίνονταν από 0,89 έως 0,93. Επίσης, το συντομότερο μέσο μήκος διαδρομής συσχετίστηκε σημαντικά αρνητικά με όλα τα μέτρα αποδοτικότητας και τον συντελεστή ομαδοποίησης που κυμαίνονταν από -0,89 έως -0,95. Η μόνη μετρική μικρού κόσμου που δεν συσχετίστηκε με τις υπόλοιπες μετρικές ήταν η *BC*.









(γ)

Εικόνα 4. Συσχέτιση μετρικών μικρού κόσμου κατά τη διάρκεια ολόκληρης της εργασίας οδήγησης για: (α) θήτα- (β) άλφα- και (γ) βήτα ζώνες.

7.3 Συζήτηση - Συμπεράσματα

Τα κύρια αποτελέσματα της μελέτης αυτής μπορούν να συνοψιστούν ως εξής: Από το πρώτο έως το τελευταίο bin των 5 λεπτών, (1) η *Eff_{nod} , η Eff_{loc} , η Eff_{glob}* και η *CC* στη ζώνη βήτα μειώθηκαν σημαντικά, ενώ η *BC* και *η L* αυξήθηκαν, (2) στη ζώνη άλφα όλες οι μετρικές αυξήθηκαν, (3) στη ζώνη θήτα όλες οι μετρήσεις απόδοσης μαζί με την *CC* μειώθηκαν συνολικά, ενώ η *BC* και η *L* αυξήθηκαν σημαντικά, (4) παρατηρείται ότι η *CC* και η *Eff_{loc}* συσχετίζονται σε μεγάλο βαθμό.

Από αυτή την άποψη, η ζώνη άλφα μπορεί να διακριθεί ως η ζώνη με τις σημαντικότερες μεταβολές στη χρονική εξέλιξη των μετρικών, καθώς οι κλίσεις παρουσιάζουν τις υψηλότερες μεταβολές σε σύγκριση με τη ζώνη θήτα και τη ζώνη βήτα. Τα αποτελέσματά μας συμφωνούν με τα αποτελέσματα πολλών άλλων μελετών, όπου η ζώνη άλφα θεωρείται σημαντική σε

(β)

πολλές μελέτες για την κόπωση της οδήγησης. Επιπλέον, μπορεί να παρατηρηθεί ότι οι *CC* και *Eff_{loc}*συσχετίζονται σε μεγάλο βαθμό. Όσον αφορά τις μετρικές του μικρού κόσμου, η αποτελεσματικότητα και ο συντελεστής συστάδας υψηλή συσχέτιση υποδηλώνουν μια ισχυρή σχέση μεταξύ της τοπικής και της σφαιρικής επεξεργασίας των πληροφοριών στον εγκέφαλο. Με άλλα λόγια, οι περιοχές του εγκεφάλου που είναι σε μεγάλο βαθμό διασυνδεδεμένες μεταξύ τους τείνουν να είναι καλά συνδεδεμένες και με απομακρυσμένες περιοχές του εγκεφάλου. Αυτό συνάδει με την έννοια του δικτύου μικρού κόσμου, όπου ο εγκέφαλος είναι σε θέση να εξισορροπεί την τοπική επεξεργασία και την παγκόσμια ολοκλήρωση των πληροφοριών.

Κεφάλαιο 8

Εξατομικευμένη μεταβλητότητα στα μοτίβα συνδεσιμότητας του εγκεφάλου και στη δυναμική οδήγησης-κόπωσης

8.1 Μεθοδολογία

Λαμβάνοντας υπόψη την προαναφερόμενη βιβλιογραφία, υποθέσαμε ότι η αξιολόγηση των μονοτονικών μεταβολών στην ενεργοποίηση του εγκεφάλου θα εξαλείψει τις ξένες γνωστικές διαδικασίες και, ως εκ τούτου, θα επιτρέψει την αξιολόγηση των νευρωνικών συνδέσεων, ειδικά για την ψυχική κόπωση, διερευνώντας τις ατομικές αποκλίσεις των υποκειμένων. Ως εκ τούτου, χρησιμοποιήσαμε ένα πείραμα προσομοίωσης συνεχούς οδήγησης EEG, και στη συνέχεια πραγματοποιήσαμε μια ανάλυση γραμμικής παλινδρόμησης για ολόκληρη τη διάρκεια του πειράματος, ενσωματώνοντας μεμονωμένες διακριτές εκτιμήσεις για την εργασία. Στο πλαίσιο αυτό, χρησιμοποιούμε μια ανάλυση δικτύου μεμονωμένων συμμετεχόντων με βάση τον δείκτη υστέρησης φάσης (PLI), για να ενισχύσουμε την εγκυρότητα των ευρημάτων μας. Αυτή η συγχώνευση αποδίδει ένα ολοκληρωμένο δίκτυο που αποτυπώνει κοινά μοτίβα συνδεσιμότητας σε ολόκληρη την ομάδα συμμετεχόντων, παρέχοντας ένα συλλογικό στιγμιότυπο της νευρωνικής δυναμικής. Επιπλέον, εστιάζοντας στις κοινές συνδέσεις των εγκεφαλικών δικτύων που προκύπτουν από το ΕΕG, παρέχουμε ενδείξεις για την ελαχιστοποίηση του χώρου χαρακτηριστικών, σκοπεύοντας έτσι στην αποτελεσματική ανίχνευση της κόπωσης σε πραγματικό χρόνο μέσω κινητών αισθητήρων.

8.2 Ανάλυση ατομικού και παγκόσμιου δικτύου

Στο πλαίσιο της μελέτης μας, εφαρμόσαμε μια ανάλυση δικτύου μεμονωμένων συμμετεχόντων (IN) και μια ανάλυση παγκόσμιου δικτύου (GN). Αυτές οι ορολογίες αποσκοπούν στο να καταστήσουν σαφή τη διάκριση μεταξύ των αναλύσεων που πραγματοποιούνται σε επίπεδο ομάδας, όπου τα δίκτυα εγκεφάλου που προκύπτουν από το EEG εξετάζονται συλλογικά, και των αναλύσεων που πραγματοποιούνται σε ατομικό επίπεδο, εστιάζοντας στα εξατομικευμένα δίκτυα εγκεφάλου που προκύπτουν από το EEG για κάθε συμμετέχοντα. Συγκεκριμένα, το IN προέβλεπε την ανάλυση δεδομένων HEΓ για κάθε συμμετέχοντα ξεχωριστά, κατασκευάζοντας μοναδικά εγκεφαλικά δίκτυα προσαρμοσμένα στα περίπλοκα χαρακτηριστικά των νευρωνικών μοτίβων κάθε ατόμου. Ως εκ τούτου, το IN συμπεριέλαβε το δίκτυο χρονικού διαστήματος 5 λεπτών κάθε συμμετέχοντα για κάθε ζώνη συχνοτήτων, για να φωτίσει τις παραλλαγές που αφορούν το συγκεκριμένο υποκείμενο.

Αντίθετα, το GN περιλάμβανε τη συνάθροιση των εγκεφαλικών δικτύων που προέρχονταν από το EEG από όλους τους συμμετέχοντες. Αυτή η συγχώνευση αποδίδει ένα ολοκληρωμένο δίκτυο που αποτυπώνει κοινά μοτίβα συνδεσιμότητας σε ολόκληρη την ομάδα συμμετεχόντων, παρέχοντας ένα συλλογικό στιγμιότυπο της νευρωνικής δυναμικής. Από την άποψη αυτή, το GN περιελάμβανε την κατασκευή ενός μέσου δικτύου, το οποίο υπολογίζεται ως μέσος όρος των μεμονωμένων δικτύων PLI (δηλαδή, προσδιορίζοντας τη μέση τιμή των διασυνδεδεμένων ακμών όλων των συμμετεχόντων) για κάθε ζώνη συχνοτήτων.

8.3 Αξιολόγηση δικτύου

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, τα δίκτυα PLI υπολογίστηκαν στο σύνολο δεδομένων κάθε συμμετέχοντα για την ποσοτικοποίηση των σχέσεων φάσης μεταξύ των σημάτων των 62 ηλεκτροδίων του τριχωτού της κεφαλής. Για να εξακριβώσουμε τη σημασία των ακμών του δικτύου, πραγματοποιήσαμε μια ανάλυση γραμμικής παλινδρόμησης, αξιολογώντας συστηματικά τις σχέσεις μεταξύ όλων των πιθανών ζευγών αισθητήρων. Ένα διάγραμμα ροής του πλαισίου ανάλυσης παρουσιάζεται στην Εικόνα 2. Εν συντομία, η γραμμική παλινδρόμηση χρησιμεύει ως εργαλείο στατιστικής μοντελοποίησης για την εξέταση και την ποσοτικοποίηση των σχέσεων σε πολύπλοκα συστήματα[162]. Αυτό συνεπάγεται την προσαρμογή μιας γραμμικής εξίσωσης σε παρατηρούμενα σημεία δεδομένων, με στόχο τη διαλεύκανση του υποκείμενου προτύπου που διέπει τη συσχέτιση μεταξύ μεταβλητών. Η ευθεία προσαρμογής αντιπροσωπεύει τη βέλτιστη μαθηματική προσέγγιση (ορίζοντας την καλύτερη ευθεία προσαρμογής) που ελαχιστοποιεί τη συνολική διαφορά μεταξύ των παρατηρούμενων σημείων δεδομένων και των αντίστοιχων τιμών τους, καθορίζοντας τους συντελεστές της εξίσωσης (όπως η κλίση και η τομή). Η διαδικασία βελτιστοποίησης περιλαμβάνει την ελαχιστοποίηση του αθροίσματος των τετραγωνικών διαφορών μεταξύ παρατηρούμενων και προβλεπόμενων τιμών, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων. Επιπλέον, για να παράσχει πληροφορίες σχετικά με την ισχύ, την κατεύθυνση και τη σημασία των σχέσεων δικτύου, εφαρμόστηκε μια αξιολόγηση υποθέσεων, ελέγχοντας τη μηδενική υπόθεση ότι η ανεξάρτητη μεταβλητή δεν έχει συσχέτιση με την εξαρτημένη μεταβλητή. Η γραμμική παλινδρόμηση πραγματοποιήθηκε με την προσαρμογή ενός γραμμικού μοντέλου στα δεδομένα μέσω της ελαχιστοποίησης του αθροίσματος των τετραγώνων των υπολοίπων.

Όπως αναφέρθηκε στην εισαγωγική ενότητα, η λογική αυτής της διαδικασίας απορρέει από στοιχεία που δείχνουν ότι οι καταστάσεις κόπωσης παρουσιάζουν αξιοσημείωτες διαφορές σε σύγκριση με τις καταστάσεις ανάπαυσης, υποδηλώνοντας έτσι στατιστικές διαφορές [154]. Επιπλέον, κατά τη διάρκεια παρατεταμένων εργασιών που προκαλούν κόπωση, η γνωστική αποστράγγιση (εξαιρουμένων των άσχετων ερεθισμάτων) αναμένεται να αυξάνεται συνεχώς [163]. Κατά συνέπεια, καθώς οι νοητικοί πόροι επιδεινώνονται προοδευτικά, οι αντίστοιχες νευρικές συνδέσεις (στη μελέτη μας οι ακμές του δικτύου PLI) θα πρέπει να επιδεικνύουν μια διακριτή απόκλιση από τις προηγούμενες καταστάσεις, ακολουθώντας μια αυξανόμενη ή μειούμενη τροχιά. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι τα μοτίβα που αναλύονται εδώ δεν υπονοούν ότι η δυναμική της ψυχικής κόπωσης παρουσιάζει γραμμική συμπεριφορά, καθώς παρόμοιες μελέτες υποδηλώνουν μη γραμμικές τάσεις[164]. Ωστόσο, η γραμμική παλινδρόμηση μπορεί να διευκρινίσει τον τρόπο με τον οποίο η (οδηγική) ψυχική κόπωση επηρεάζει την εγκεφαλική συνδεσιμότητα με την πάροδο του χρόνου, να προσδιορίσει τα κρίσιμα εγκεφαλικά δίκτυα που επηρεάζονται και να κατανοήσει τις ατομικές διαφορές στην ευαισθησία στην κόπωση.

Κατά συνέπεια, υπολογίστηκαν οι 62 × (62-1) /2 = 1891 μοναδικές συνδέσεις σε 20 εποχές των δικτύων PLI. Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε ανάλυση γραμμικής παλινδρόμησης σε κάθε σύνδεση (αντιμετωπίζοντας τις τιμές PLI ως εξαρτημένες μεταβλητές και τα χρονικά διαστήματα ως ανεξάρτητες μεταβλητές) για να εκτιμηθεί η τάση αύξησης ή μείωσης των βαρών των συνδέσεων PLI. Σε αυτή τη μελέτη, καθορίστηκε ένα κρίσιμο όριο για την ισχύ της σύνδεσης χρησιμοποιώντας το στατιστικό μέτρο R-τετράγωνο (R²) [165]. Το R² είναι ένα μέτρο που αντιπροσωπεύει το ποσοστό της διακύμανσης για μια εξαρτημένη μεταβλητή. Ως εκ τούτου, παρέχει μια ένδειξη του πόσο καλά τα σημεία δεδομένων ταιριάζουν σε ένα

στατιστικό μοντέλο. Στην παρούσα μελέτη, μια τιμή R² μεγαλύτερη από 0,25 αντιστοιχεί σε τιμή p-value μικρότερη από 0,05 (p < 0,05), υποδηλώνοντας πιθανότητα μικρότερη από 5% ότι η παρατηρούμενη συσχέτιση προέκυψε τυχαία. Θέτοντας αυτά τα κατώτατα όρια (R² > 0,25 και p < 0,05), εξασφαλίσαμε ότι μόνο οι συσχετίσεις με ένα ορισμένο επίπεδο ερμηνευτικής ισχύος και στατιστικής σημαντικότητας θεωρούνταν σημαντικές για τη μετέπειτα ανάλυση. Οι συνδέσεις που παρουσίαζαν συσχετίσεις που ξεπερνούσαν αυτό το κατώφλι θεωρήθηκαν ιδιαίτερα σημαντικές και διατηρήθηκαν για περαιτέρω εξέταση. Τόσο στο IN όσο και στο GN εκτιμήσαμε τις χρονοεξαρτώμενες σημαντικές αλλαγές, χρησιμοποιώντας τα κριτήρια r και p value μεταξύ των διαφορετικών εποχών των 5 λεπτών, για να αξιολογήσουμε τις συνδέσεις που παρουσίαζαν σημαντικές διαφορές καθ' όλη τη διάρκεια της προσομοίωσης οδήγησης.



Εικόνα 5. Το περίγραμμα του εγκεκριμένου πλαισίου. Τα δίκτυα PLI υπολογίζονται με βάση τις ζώνες συχνοτήτων που προκύπτουν από το σήμα EEG. Στη συνέχεια, οι ακμές PLI εξετάζονται με βάση τα μέτρα R², περιγράφοντας αυξανόμενα ή μειούμενα μοτίβα και το επίπεδο σημαντικότητάς τους για την περαιτέρω ανάλυση των δικτύων που προκύπτουν.

8.4 Αποτελέσματα

Συμπεριφορικά αποτελέματα

Για να διερευνήσουμε την υποκειμενική επίδραση του πειραματικού σχεδιασμού όσον αφορά την ψυχική κόπωση, αξιολογήσαμε στατιστικά τις βαθμολογίες SSSQ. Ως εκ τούτου, εφαρμόσαμε ανάλυση διακύμανσης ενός τρόπου (ANOVA) συγκρίνοντας τις βαθμολογίες δέσμευσης πριν και μετά την εργασία. Η ANOVA αποκάλυψε μια σημαντική διαφορά (p<0,01) που υποδεικνύει ότι ο πειραματικός σχεδιασμός ήταν αποτελεσματικός στην πρόκληση ψυχικής κόπωσηςΑνάλυση δικτύου μεμονωμένων συμμετεχόντων

Ανάλυση δικτύου μεμονωμένων συμμετεχόντων

Μετά την αξιολόγηση του κατωφλίου της διαδικασίας γραμμικής παλινδρόμησης, οι σημαντικές συνδέσεις (στα δίκτυα PLI των 5 λεπτών για κάθε ζώνη συχνοτήτων) διερευνήθηκαν από την άποψη των κοινών χαρακτηριστικών μεταξύ των διαφόρων υποκειμένων. Είναι ενδιαφέρον ότι καμία σύνδεση δεν παρουσίασε σημαντικές αλλαγές κοινές για όλα τα υποκείμενα σε όλες τις ζώνες συχνοτήτων που μελετήθηκαν. Περαιτέρω ανάλυση έδειξε ένα συνεπές μοτίβο, όπου οι σημαντικές αλλαγές σε όλα τα χρονικά πλαίσια, περιλαμβάνουν περίπου το 50% των υποκειμένων (10 από τα 21). Αυτό ήταν συνεπές σε όλες τις ζώνες συχνοτήτων, χωρίς να παρατηρούνται σημαντικές ακμές για πάνω από τα μισά υποκείμενα, όπου δύο κοινές συνδέσεις εντοπίστηκαν στο 50-60% των ατόμων (Εικόνα 3). Στο πλαίσιο αυτό, θεωρήσαμε αυθαίρετα ότι θα αναλύσουμε περαιτέρω τις ακμές PLI που ήταν παρούσες για τουλάχιστον το 40% των ατόμων. Στο Σχήμα 4 παρουσιάζονται οι κοινές συνδέσεις που μοιράζονται πάνω από το όριο του 40% για κάθε ζώνη συχνοτήτων).



Εικόνα 6. Οπτική αναπαράσταση του ποσοστιαίου εύρους των θεμάτων που μοιράζονται κοινές συνδέσεις.

Όσον αφορά τα διακριτά ζεύγη ηλεκτροδίων εντός της ζώνης άλφα, παρατηρήθηκε συλλογική καταμέτρηση 33 συνδέσεων PLI σε 40 μοναδικούς κόμβους (Εικόνα 7γ). Αξίζει να σημειωθεί ότι η σημαντική πλειονότητα των αλλαγών συνδεσιμότητας ήταν ενδοημισφαιρικές. Η περαιτέρω διερεύνηση σε όλες τις θέσεις ηλεκτροδίων παρουσίασε κυριαρχία του αριστερού ημισφαιρίου, με σχετικά μικρότερη εμφάνιση στις δεξιές περιοχές. Εντός της ζώνης θήτα, εντοπίστηκαν 21 συνδέσεις σε 22 μοναδικούς κόμβους (Εικόνα 7β), με ένα σημαντικό ποσοστό (> 50%) των παρατηρούμενων συνδέσεων να εντοπίζονται σε ηλεκτρόδια που τοποθετήθηκαν κατά μήκος της μέσης γραμμής, καλύπτοντας και τα δύο ημισφαίρια. Στη ζώνη βήτα, σημειώθηκε ένα αθροιστικό σύνολο 11 συνδέσεων σε 20 μοναδικούς κόμβους (Εικόνα 7δ), όπου η πλειονότητα των συνδέσεων περιορίστηκε εντός του ίδιου ημισφαιρίου. Τόσο στη ζώνη δέλτα (10 συνδέσεις παρατηρήθηκαν σε 17 μοναδικούς κόμβους) (Εικόνα 7α και Εικόνα 7δ), παρατηρήθηκε μια αξιοσημείωτη χωρική τάση. Συγκεκριμένα, ένα σημαντικό ποσοστό συνδέσεων ηλεκτροδίων σε αυτές τις ζώνες συχνοτήτων αφορά κυρίως το δεξιό ημισφαίριο.





(α)

(β)



Εικόνα 7. Οι σημαντικές συνδέσεις ΙΝ για (α) τη ζώνη δέλτα, (β) τη ζώνη θήτα, (γ) τη ζώνη άλφα, (δ) τη ζώνη βήτα και (ε) τη ζώνη γάμμα. Οι συνδέσεις με πράσινο χρώμα εμφανίζουν θετική κλίση, ενώ οι συνδέσεις με πορτοκαλί αρνητική.

Για να αξιολογήσουμε περαιτέρω τις μεταβολές των συνδέσεων, εξετάσαμε τις κλίσεις που προέκυψαν μέσω της προσέγγισης της γραμμικής παλινδρόμησης, προσφέροντας μια εστιασμένη εικόνα των συνολικών αυξήσεων ή μειώσεων συγκεκριμένων συνδέσεων. Συγκεκριμένα, κάτω από το κατώφλι >40%, μπορούσε να διακριθεί ένα μοτίβο εντός της ζώνης άλφα, με την πλειονότητα (24 από τις 33) των ακμών PLI να παρουσιάζει ανοδική κλίση. Αντίθετα, εντός της ζώνης θήτα, μια καθοδική κλίση της γραμμής παλινδρόμησης εμφανίστηκε σε 18 από τις 21 συνδέσεις. Είναι ενδιαφέρον ότι σε όλες τις ζώνες συχνοτήτων βήτα, γάμμα και δέλτα, περίπου οι μισές συνδέσεις εμφανίζουν αρνητική και οι υπόλοιπες μισές θετική κλίση (βήτα: γάμμα: 5 αρνητικά / 4 θετικά- δέλτα: 4 αρνητικά / 6 θετικά).

Σύνδεση ατόμου με το παγκόσμιο δίκτυο

Για να εκτιμηθούν οι σχέσεις μεταξύ της μεταβλητότητας των υποκειμένων και του μέσου εγκεφαλικού δικτύου (που αφορά την ψυχική κόπωση), το GN εξετάστηκε επίσης με τα ίδια κριτήρια r και τιμής p (δηλ. p < 0,05 και r > 0,25). Ο αριθμός των συνδέσεων που παρουσιάζουν σημαντικές μεταβολές για τις ζώνες δέλτα, θήτα, άλφα, βήτα και γάμμα παρουσιάζεται στο Σχήμα 5 παρακάτω.





Εικόνα 8. Σημαντικές συνδέσεις στο GN για (**α**) δέλτα, (**β**) θήτα, (**γ**) άλφα, (**δ**) βήτα, (**ε**) γάμμα ζώνη συχνοτήτων, (**στ**) οι θέσεις των ηλεκτροδίων (χρωματικά κωδικοποιημένες σύμφωνα με τα κυκλικά διαγράμματα) για τις μετωπιαίες, κροταφικές, κεντρικές, βρεγματικές και ινιακές περιοχές του τριχωτού της κεφαλής

Είναι αξιοσημείωτο ότι η ζώνη δέλτα παρουσίασε τον μεγαλύτερο αριθμό συνδέσεων (440) που παρουσίασαν σημαντικές μεταβολές σε όλες τις πειραματικές συνθήκες, ενώ η ζώνη γάμμα παρουσίασε τον μικρότερο αριθμό συνδέσεων (Πίνακας 2).

Ζώνη συχνοτήτων	Αριθμός συνδέσεων
δέλτα	440
θήτα	287
άλφα	361
βήτα	313
γάμμα	275

Πίνακας 2. Αριθμός σημαντικών συνδέσεων (p < 0,05 και r > 0,25).

Στη συνέχεια, διερευνήθηκε η συσχέτιση μεταξύ του GN και της IN. Ως εκ τούτου, συγκρίναμε το IN με το GN, για να καθορίσουμε τη συσχέτιση μεταξύ του μέσου όρου και των ειδικών για το θέμα δικτύων. Συγκεκριμένα, οι συνδέσεις που παρουσίαζαν σημαντικές μεταβολές συγκρίθηκαν με το μέσο δίκτυο, υπολογίζοντας τον αριθμό των ακμών PLI που περιλαμβάνονταν τόσο στο IN όσο και στο GN (Πίνακας 3). Από αυτή την άποψη, η ποικιλομορφία των υποκειμένων τονίστηκε περαιτέρω με διαφορετικά άτομα να απεικονίζουν διαφορετικό επίπεδο κοινών συνδέσεων. Αναλυτικότερα, ο μεγαλύτερος αριθμός κοινών συνδέσεων περιλαμβανόταν στην άλφα ζώνη (21,5%), που κυμαινόταν από άτομα με 7,8% έως 47,37% κοινές συνδέσεις μεταξύ IN και GN. Αντίθετα, η ζώνη γάμμα εμφάνισε τις χαμηλότερες αμοιβαία κοινές συνδέσεις (16,3%), επιδεικνύοντας ωστόσο σημαντικό εύρος (7,8% έως 36,95%).

Ζώνη συχνοτήτων	Μέσο ποσοστό ¹ (%)	Ελάχιστο ποσοστό (%)Μέγιστο ποσοστό (%)		
δέλτα	17.5 ± 6	10.00	29.09	
θήτα	18.3 ± 7	9.76	32.06	
άλφα	21.5 ± 11	7.8	47.37	
βήτα	18.4 ± 6	10.54	35.14	
γάμμα	16.3 ± 7	7.80	36.95	

Πίνακας 3. Οι κοινές συνδέσεις μεταξύ του IN και του GN

¹Η τυπική απόκλιση παρουσιάζεται δίπλα στη μέση ποσοστιαία τιμή μετά το σύμβολο ±.

8.5 Συζήτηση

Στην παρούσα μελέτη στοχεύουμε να καταδείξουμε τις ιδιαιτερότητες της μεταβλητότητας των υποκειμένων στη συνδεσιμότητα του εγκεφάλου σε σχέση με την κόπωση της οδήγησης. Ως εκ τούτου, υλοποιήσαμε μια ολοκληρωμένη ανάλυση με επίκεντρο το εγκεφαλικό δίκτυο για κάθε υποκείμενο που προέκυψε μέσω μιας μεθόδου γραμμικής παλινδρόμησης. Η ανάλυσή μας διευκρίνισε την κατανομή των κλίσεων ανά υποκείμενο, αποκαλύπτοντας πληροφορίες σχετικά με τη μεταβλητότητα και τις τάσεις στη δυναμική της συνδεσιμότητας ειδικά για κάθε ζώνη συχνοτήτων. Αυτοί οι δείκτες παρέχουν πολύτιμες πληροφορίες για τις αποχρώσεις των σχέσεων μεταξύ των μοτίβων συχνότητας και συνδεσιμότητας στο πλαίσιο της κόπωσης της οδήγησης. Επιπλέον, η προσέγγισή μας αντιμετωπίζει τις παραλλαγές στα μεμονωμένα δίκτυα του εγκεφάλου, ενισχύοντας έτσι την ακρίβεια της αξιολόγησης της κόπωσης, λαμβάνοντας υπόψη αυτές τις παραλλαγές αντί να τις αγνοεί. Επιπλέον, ο εντοπισμός ενός μικρού υποσυνόλου διακριτών ακμών δικτύου παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα για εφαρμογές που βασίζονται σε κινητούς αισθητήρες, ιδίως στο πλαίσιο της αποδοτικότητας, της βελτιστοποίησης των πόρων και της επεξεργασίας σε πραγματικό χρόνο.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, χρησιμοποιήσαμε ανάλυση γραμμικής παλινδρόμησης στα άκρα του δικτύου PLI για να εκτιμήσουμε τις σημαντικές διαφορές με μονοτονικό τρόπο. Ως εκ τούτου υποθέσαμε ότι η συνεχής προσοχή κατά την οδήγηση θα κατανέμει και θα εξαντλεί σταθερά τους πεπερασμένους γνωστικούς πόρους, προκαλώντας αναπόφευκτα ψυχική κόπωση με συνεχή τρόπο[166]. Ωστόσο, πρόσφατες μελέτες αναφέρουν μη μονοτονικές τάσεις ανάπτυξης που σχετίζονται με την κόπωση σε ατομικό επίπεδο [130], [167]. Αυτό αποδίδεται στην προσαρμογή στην κόπωση ή στην αυτορρύθμιση (που περιλαμβάνει και εφαρμόζει στρατηγικές και συμπεριφορές για την πρόληψη ή τον μετριασμό των αρνητικών επιπτώσεων της κόπωσης), τη βελτιστοποίηση της απόδοσης εν μέσω συνθηκών που προκαλούν κόπωση [168], [169]. Παρόλο που αυτό συμβαίνει σε σενάρια πραγματικών συνθηκών (μετατόπιση του ελέγχου της προσοχής που προκαλείται από πρόσθετες δραστηριότητες, όπως η προχωρημένη εξοικείωση με τον δρόμο, η ακρόαση μουσικής ή μέσων ενημέρωσης, η ρύθμιση των παραθύρων, η αναπροσαρμογή της θέσης του καθίσματος κ.λπ.) [170], η μελέτη μας αποσκοπούσε στην αξιολόγηση της ψυχικής κόπωσης, εστιάζοντας μόνο σε πειραματικούς παράγοντες και αποκλείοντας έτσι λειτουργίες που δεν σχετίζονται με την κόπωση. Από αυτή την άποψη, εκτιμώντας αποκλειστικά τις σημαντικές συνδέσεις που παρουσιάζουν αυξητική ή μειωτική τάση καθ' όλη τη διάρκεια, μπορούμε να αποφύγουμε την ενσωμάτωση χαρακτηριστικών κόπωσης που θα μπορούσαν να είναι εσωτερικά ρυθμιζόμενες [129].

Ένα βασικό εύρημα της μελέτης μας υπογραμμίζει την αποτελεσματικότητα των ειδικών δικτύων για την ανάλυση της δυναμικής του εγκεφάλου που σχετίζεται με την κόπωση, η οποία υφίσταται μεταβολές κατά τη διάρκεια της εργασίας οδήγησης που προκαλεί κόπωση. Αυτό επισημάνθηκε σε όλες τις εξεταζόμενες ζώνες συχνοτήτων, γεγονός που επιβεβαιώνεται με τις μελέτες λειτουργικής συνδεσιμότητας για την κόπωση της οδήγησης [171], [172]. Όσον αφορά τις κοινές συνδέσεις μεταξύ όλων των υποκειμένων, η ζώνη άλφα εμφάνισε την υψηλότερη ευαισθησία καθώς επεκτείνεται η προσομοίωση οδήγησης. Αυτό υποστηρίζεται από άλλες μελέτες, αναφέροντας σημαντικές μεταβολές στη ζώνη συχνοτήτων άλφα [173]. Η ανάλυση των κοινών (σε ποσοστό > 40% των υποκειμένων) συνδέσεων PLI παρουσίασε αριστερή πλευροποίηση, η οποία θα μπορούσε ενδεχομένως να είναι ενδεικτική συγκεκριμένων γνωστικών διεργασιών που σχετίζονται με την κόπωση, πιθανώς σχετιζόμενων με την προσοχή και την εγρήγορση[174]. Αντίθετα, το δεξιό ημισφαίριο παρουσιάζει συγκριτικά χαμηλότερη συχνότητα μεταβολών, γεγονός που υποδηλώνει μια ειδική για το ημισφαίριο απόκριση στην προκαλούμενη από την οδηγική κόπωση[130]. Είναι ενδιαφέρον ότι η πλειονότητα των σημαντικών στα άκρα της ζώνης άλφα ήταν διαημισφαιρικές, ένα μοτίβο που συμφωνεί με παρόμοιες μελέτες [175]. Όσον αφορά τις κοινές συνδέσεις της ζώνης θήτα, η πλειοψηφία εντοπίστηκε στη μετωπιαία και προμετωπιαία περιοχή του εγκεφάλου, ευθυγραμμιζόμενη με τα ευρήματα προηγούμενων ερευνών [138], [176], [177]. Περαιτέρω ανάλυση αποκάλυψε μια αξιοσημείωτη επικράτηση συνδέσεων κατά μήκος των περιοχών της μέσης γραμμής του εγκεφάλου. Αυτή η εξέχουσα θέση υπογραμμίζει τον πιθανό ρόλο τους στη διαμεσολάβηση των γνωστικών διεργασιών (όπως η προσοχή και η εκτελεστική λειτουργία), υποδηλώνοντας μια συγκεκριμένη ευαισθησία ή ευαισθησία των δομών της μέσης γραμμής σε αλλαγές στη συνδεσιμότητα που προκαλείται από την κόπωση [178]. Η ζώνη βήτα παρουσιάζει μια

ξεχωριστή τάση με μεταβολές που περιορίζονται κυρίως εντός του ίδιου ημισφαιρίου. Αυτή η παρατήρηση υπογραμμίζει την πιθανή περιφερειακή εξειδίκευση που ενυπάρχει στις μεταβολές της συχνότητας βήτα, υποδηλώνοντας ότι οι μεταβολές στις ταλαντώσεις βήτα μπορεί να είναι πιο συγκεντρωμένες εντός συγκεκριμένων εγκεφαλικών περιοχών ή δικτύων [179], [180]. Επιπλέον, στο πλαίσιο της κόπωσης που προκαλείται από την οδήγηση, υποδεικνύει ότι η λειτουργική αναδιοργάνωση του εγκεφάλου, ιδίως εντός συγκεκριμένων ημισφαιρίων, θα μπορούσε να διαδραματίσει κρίσιμο ρόλο στη διαμόρφωση της νευρικής δραστηριότητας που σχετίζεται με την κόπωση [181]. Η διακριτή χωρική προτίμηση που ανιχνεύεται εντός των ζωνών συχνοτήτων δέλτα και γάμμα (με έντονο αντίκτυπο στο δεξιό ημισφαίριο), σηματοδοτεί ένα συγκεκριμένο μοτίβο προσαρμογών συνδεσιμότητας. Αυτό το εύρημα υπογραμμίζει την περίπλοκη αλληλεπίδραση μεταξύ των νευρωνικών δικτύων της δυναμικής του εγκεφάλου χαμηλής και υψηλής συχνότητας, ρίχνοντας φως στον τρόπο με τον οποίο οι ημισφαιρικές διαφορές συμβάλλουν στη συνολική συνδεσιμότητα και τις επιπτώσεις της στις γνωστικές διεργασίες και συμπεριφορές, ιδίως σε πλαίσια όπως η κόπωση της οδήγησης, όπου ο ακριβής νευρωνικός συντονισμός είναι υψίστης σημασίας [182], [183].

Στην ανάλυση GN, γίνεται εμφανές ότι η ζώνη δέλτα παρουσιάζει το υψηλότερο ποσοστό σημαντικά τροποποιημένων συνδέσεων. Αυτό θα μπορούσε να υποδηλώνει υπνηλία, που συνδέεται σταθερά με τη ζώνη δέλτα, η οποία είναι ένα καλά τεκμηριωμένο φαινόμενο που παρατηρείται συχνά κατά τη διάρκεια παρατεταμένων περιόδων οδήγησης [184]–[186]. Αξίζει να σημειωθεί ωστόσο ότι αυτή η συσχέτιση μεταξύ της δραστηριότητας της ζώνης δέλτα και της υπνηλίας δεν είναι εμφανής στην ανάλυση που πραγματοποιήθηκε στο IN. Αυτό το ενδιαφέρον εύρημα υπογραμμίζει τη σημαντική ποικιλομορφία των υποκειμένων στην

εμπειρία της υπνηλίας κατά τη διάρκεια των πειραμάτων οδήγησης, ρίχνοντας έτσι φως στις ποικίλες επιδράσεις της ατομικότητας στο πλαίσιο της παρούσας μελέτης.

Η περαιτέρω διερεύνηση της εξατομικευμένης συνδεσιμότητας που σχετίζεται με το GN αποκάλυψε επίσης τις ειδικές για το υποκείμενο πολυπλοκότητες της αξιολόγησης της κόπωσης στο πλαίσιο της κόπωσης της οδήγησης. Ως εκ τούτου, ο μέσος αριθμός των μέσων συνδέσεων δικτύου που αντανακλούν στο εγκεφαλικό δίκτυο του κάθε ατόμου (1/5 των συνολικών συνδέσεων) παρουσιάζει παραλλαγές των επιμέρους δομών δικτύου. Αυτό συνάδει με άλλες σχετικές ερευνητικές εργασίες που δηλώνουν ότι τα μέσα δίκτυα στις αναλύσεις λειτουργικής συνδεσιμότητας ενδέχεται να μην αποκαλύπτουν τις πραγματικές ανεξάρτητες διαδικασίες των ανθρώπινων εγκεφαλικών δικτύων [187], [188]. Στην πραγματικότητα, πρόσφατες μελέτες έχουν επισημάνει το σημαντικό μέγεθος της διαατομικής διακύμανσης της ισχύος της λειτουργικής συνδεσιμότητας, που ξεπερνά τις διακυμάνσεις που παρατηρούνται εντός των υποκειμένων σε διαφορετικές καταστάσεις [189]. Αυτό υπογραμμίζει την ιδέα ότι η μεταβλητότητα της λειτουργικής συνδεσιμότητας λειτουργεί ως μετρική σε επίπεδο χαρακτηριστικών, ικανή να συσχετίζεται με διάφορα μέτρα σε επίπεδο χαρακτηριστικών μεταξύ των ατόμων. Επιπλέον, ένας σημαντικός όγκος ερευνών τεκμηριώνει την άποψη ότι αυτές οι διακυμάνσεις συνδέονται πράγματι με ατομικές διαφορές στις γνωστικές λειτουργίες [190], [191].

Η αλληλεπίδραση μεταξύ ΙΝ και GN είναι ζωτικής σημασίας για την κατανόηση της νευρικής βάσης της οδηγικής κόπωσης. Η νοητική κόπωση επηρεάζει τόσο τις εντοπισμένες εγκεφαλικές δραστηριότητες όσο και τις νευρωνικές αλληλεπιδράσεις μεγάλης κλίμακας, διαταράσσοντας τη λειτουργική ολοκλήρωση που είναι απαραίτητη για την αποτελεσματική οδήγηση [192]. Στο πλαίσιο αυτής της μελέτης, η μεταβλητότητα των υποκειμένων που παρατηρήθηκε κατά την

ανάλυση των μοτίβων ΙΝ και των συσχετίσεών τους με το GN (με ορισμένους συμμετέχοντες να εμφανίζουν σημαντική μείωση της συνδεσιμότητας, ενώ άλλοι να διατηρούν πιο σταθερά μοτίβα) υποδηλώνει ότι η κόπωση επηρεάζει την εγκεφαλική συνδεσιμότητα με διαφορετικό τρόπο στα διάφορα άτομα. Ορισμένα άτομα ενδέχεται να χρησιμοποιούν προσαρμοστικές στρατηγικές για να αντιμετωπίσουν την κόπωση (όπως η χρήση νοητικών τεχνικών για τη διατήρηση της εγρήγορσης), συμβάλλοντας έτσι στις ατομικές διαφορές στην ευαισθησία στην κόπωση και στις νευρικές αντιδράσεις [193]. Οι μελλοντικές εργασίες μπορούν να προσφέρουν πολύτιμες πληροφορίες σχετικά με τους νευρικούς μηχανισμούς που διέπουν την κόπωση της οδήγησης ανάλογα με το υποκείμενο και να αναπτύξουν παρεμβάσεις για τον μετριασμό των επιπτώσεών της.

Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω, μπορεί να συναχθεί ότι η ανάλυση κατά άτομο θα μπορούσε να ενισχύσει τη χρησιμότητα της ανίχνευσης της κόπωσης κατά την οδήγηση. Με την ιεράρχηση των πιο σχετικών ακμών του δικτύου, οι εφαρμογές που βασίζονται σε κινητούς αισθητήρες μπορούν να εξάγουν γρήγορα σημαντικά μοτίβα ή ανωμαλίες από τα δεδομένα αισθητήρων, επιτρέποντας την ταχεία ανταπόκριση σε μεταβαλλόμενες συνθήκες ή γεγονότα. Επιπλέον, η ταχύτερη μετάδοση και ανάλυση δεδομένων που προκύπτει από την εστίαση σε ένα μικρό υποσύνολο ακμών δικτύου συμβάλλει σε ταχύτερες γνώσεις και αξιοποιήσιμες πληροφορίες. Αυτά, σε συνδυασμό με τις μετρικές δικτύου (λόγω των μ χαρακτηριστικών στις καταστάσεις κόπωσης [146]) θα μπορούσαν να ενισχύσουν σημαντικά την ανάπτυξη πιο αποτελεσματικών και αποδοτικών ως προς τους πόρους εφαρμογών που μπορούν να αντιμετωπίσουν ένα ευρύ φάσμα προκλήσεων του πραγματικού κόσμου.

Ορισμένοι περιορισμοί πρέπει να ληφθούν υπόψη κατά την ερμηνεία των αποτελεσμάτων της παρούσας μελέτης. Πρώτον, η μελέτη μας ενσωμάτωσε αποκλειστικά άνδρες. Αυτό

υλοποιήθηκε λόγω της σταθερά αναφερόμενης ύπαρξης σεξουαλικού διμορφισμού στις δομές του εγκεφάλου που θα μπορούσαν να συμβάλουν σε διαφοροποιήσεις στη συμπεριφορά και τη γνωστική λειτουργία[194]. Με την εγγραφή μόνο ανδρών συμμετεχόντων επιδιώξαμε να διερευνήσουμε τον εγγενή αντίκτυπο της νοητικής κόπωσης, ανεξάρτητα από πιθανές επιρροές που σχετίζονται με το φύλο. Ένας άλλος σημαντικός περιορισμός είναι το σχετικά μικρό μέγεθος του δείγματος (αν και προσεκτικά επιλεγμένο), το οποίο ενδέχεται να θέτει περιορισμούς στη γενικευσιμότητα των ευρημάτων. Περαιτέρω έρευνα με μεγαλύτερα και πιο διαφορετικά δείγματα, που θα ενσωματώνουν πραγματικές συνθήκες οδήγησης, θα είναι απαραίτητη για την επικύρωση και την επέκταση των ευρημάτων μας.

8.6 Συμπεράσματα

Η μελέτη επικεντρώνεται στη σημασία των ειδικών εγκεφαλικών δικτύων για την κατανόηση της δυναμικής της συνδεσιμότητας που σχετίζεται με την κόπωση της οδήγησης. Τα ευρήματα αυτά αναδεικνύουν τη μεταβλητότητα των μεμονωμένων εγκεφαλικών δικτύων σε διαφορετικές ζώνες συχνοτήτων, ρίχνοντας φως στις σχέσεις μεταξύ της συχνότητας και των μοτίβων συνδεσιμότητας στο πλαίσιο της αξιολόγησης της κόπωσης. Εστιάζοντας σε διακριτές ακμές δικτύων και χρησιμοποιώντας ανάλυση γραμμικής παλινδρόμησης, η μελέτη αναδεικνύει τις δυνατότητες των ειδικών για κάθε υποκείμενο δικτύων στην ανάλυση της δυναμικής του εγκεφάλου που σχετίζεται με την κόπωση. Επιπλέον, ο εντοπισμός κοινών συνδέσεων μεταξύ των συμμετεχόντων παρέχει πληροφορίες για την ελαχιστοποίηση του χώρου χαρακτηριστικών, θέτοντας τις βάσεις για την αποτελεσματική ανίχνευση κόπωσης με τη χρήση εφαρμογών που βασίζονται σε κινητούς αισθητήρες.

Κεφάλαιο

Ανίχνευση κόπωσης κατά την οδήγηση με εντοπισμό πηγών

9

9.1 Μεθοδολογία

Στη μελέτη μας, χρησιμοποιήσαμε προηγμένες τεχνικές εντοπισμού πηγής, συγκεκριμένα τη μέθοδο eLORETA, για την ανάλυση δεδομένων ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG) για την εκτίμηση της κόπωσης κατά την οδήγηση. Η τεχνική eLORETA προσφέρει ακριβή εντοπισμό της εγκεφαλικής δραστηριότητας που σχετίζεται με την κόπωση, παρέχοντας πολύτιμες πληροφορίες για τις νευρικές συσχετίσεις αυτής της κατάστασης [195]. Λόγω του προβλήματος της αγωγής όγκου, η ενεργοποίηση των περιοχών του εγκεφάλου που εκτιμάται από τις καταγραφές του τριχωτού της κεφαλής μπορεί να μην είναι απολύτως ακριβής, καθώς τα ηλεκτρικά σήματα που προέρχονται από πηγές εντός του εγκεφάλου μπορούν να ανιχνευθούν από πολλούς κοντινούς αισθητήρες. Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, υιοθετήσαμε μια προσέγγιση παρόμοια με εκείνη που χρησιμοποιήθηκε στα[196], [197], η οποία περιλαμβάνει την εκτίμηση της ενεργοποίησης του εγκεφάλου που εντοπίζεται στην πηγή για κάθε ζώνη συχνοτήτων και στη συνέχεια την κατασκευή ενός φλοιώδους λειτουργικού δικτύου. Συγκεκριμένα, εφαρμόστηκε η ακριβής τεχνική ηλεκτρομαγνητικής τομογραφίας χαμηλής ανάλυσης (eLORETA) [82] στο πεδίο της συχνότητας για την προβολή των επιφανειακών καταγραφών ΗΕΓ στις αντίστοιχες ενδοεγκεφαλικές πηγές. Η διαδικασία αυτή υλοποιήθηκε με τη χρήση της εργαλειοθήκης FieldTrip του MATLAB [198].

Χρησιμοποιήθηκε μια τυπική εικόνα προτύπου T1 από την εργαλειοθήκη SPM8 [199], η οποία κατατμήθηκε σε ιστούς του τριχωτού της κεφαλής, του εγκεφάλου και του κρανίου. Δημιουργήθηκε ένα μοντέλο αγωγιμότητας όγκου με προεπιλεγμένες τιμές αγωγιμότητας ιστού (0,33 S/m για το τριχωτό της κεφαλής και τον εγκέφαλο και 0,008 S/m για το κρανίο). Οι θέσεις των ηλεκτροδίων απεικονίστηκαν στο τριχωτό της κεφαλής και οι πηγές περιορίστηκαν στη φαιά ουσία. Για κάθε δοκιμή, εξήγαμε το φάσμα ισχύος για κάθε κανάλι ΗΕΓ και το διασταυρούμενο φάσμα μεταξύ όλων των ζευγών καναλιών ΗΕΓ για τις ζώνες συχνοτήτων δέλτα (1-4 Hz), θήτα (4-7 Hz), άλφα (8-12 Hz), βήτα (13-30 Hz) χρησιμοποιώντας μια μέθοδο multitaper με παράθυρο Hanning. Στη συνέχεια, ο εντοπισμός της πυκνότητας ρεύματος για κάθε φλοιό νοxel στο πεδίο της συχνότητας, όπως περιγράφεται στο [200]. Αυτό παρήγαγε εικόνες ενεργοποίησης για κάθε δοκιμή και ζώνη συχνοτήτων, αποτελούμενες από 6239 voxels σε χωρική ανάλυση 5 mm.

Τα αποτελέσματα της φασματικής πυκνότητας ρεύματος τμηματοποιήθηκαν περαιτέρω σε 116 περιοχές του εγκεφάλου με βάση τον άτλαντα αυτόματης ανατομικής επισήμανσης (AAL) [201]. Για την ανάλυση επιλέχθηκαν 80 εγκεφαλικές περιοχές που αντιστοιχούν σε φλοιώδεις περιοχές, ενώ οι υπόλοιπες 36 υποφλοιώδεις και παρεγκεφαλιδικές περιοχές αποκλείστηκαν.

Τέλος, η λειτουργική συνδεσιμότητα εκτιμήθηκε χρησιμοποιώντας τη συσχέτιση Pearson, γνωστή για την αποτελεσματικότητά της στον προσδιορισμό των τοπολογιών του εγκεφαλικού δικτύου τόσο στην κατάσταση ηρεμίας όσο και σε διάφορες γνωστικές καταστάσεις [202]. Οι τιμές της πυκνότητας από κάθε μεμονωμένη δοκιμή συνενώθηκαν σε ένα ενιαίο διάνυσμα ανά περιοχή του εγκεφάλου για κάθε ζώνη συχνοτήτων, εργασία και υποκείμενο.
Βασιζόμενοι σε αυτό το θεμέλιο, χρησιμοποιήσαμε δίκτυα με δείκτη υστέρησης φάσης (PLI) για την αξιολόγηση της λειτουργικής συνδεσιμότητας μεταξύ διαφόρων περιοχών του εγκεφάλου. Ο PLI είναι ιδιαίτερα πλεονεκτικός για την ικανότητά του να ελαχιστοποιεί τη μεροληψία από την αγωγή όγκου, βελτιώνοντας έτσι την αξιοπιστία των αξιολογήσεων συνδεσιμότητας [203]. Τα εξαγόμενα δίκτυα PLI αναπαρίστανται ως σταθμισμένοι, μη κατευθυνόμενοι τριγωνικοί πίνακες γειτνίασης (80 × 80 στην παρούσα μελέτη). Στη συνέχεια κατασκευάστηκε ένα λειτουργικό δίκτυο υπολογίζοντας τους συντελεστές PLI μεταξύ των πυκνοτήτων ρεύματος κάθε ζεύγους εγκεφαλικών περιοχών. Αυτή η διαδικασία οδήγησε σε 42 μεμονωμένα δείγματα (21 άτομα × 2 φάσεις), παράγοντας 15.800 τιμές συνδεσιμότητας που χρησιμοποιήθηκαν ως χαρακτηριστικά ταξινόμησης (3.160 τιμές για κάθε μία από τις τέσσερις ζώνες συχνοτήτων, υπολογισμένες ως 80 × (80-1) / 2).

Με την ενσωμάτωση αυτών των μεθοδολογιών με αλγορίθμους μηχανικής μάθησης, στοχεύσαμε στην ανάπτυξη ενός ισχυρού πλαισίου για την ανίχνευση της κόπωσης της οδήγησης . Ο κύριος στόχος ήταν να προσδιοριστεί το υποσύνολο των χαρακτηριστικών που θα απέδιδε την υψηλότερη ακρίβεια ταξινόμησης. Για να το επιτύχουμε αυτό, χρησιμοποιήσαμε ταξινομητές με πυρήνα τον RBF-RFE για να προσδιορίσουμε τη βέλτιστη απόδοση ταξινόμησης. Οι μετρικές ταξινόμησης, συμπεριλαμβανομένης της ακρίβειας, της ευαισθησίας και της ειδικότητας, υπολογίστηκαν και αξιολογήθηκαν χρησιμοποιώντας μια προσέγγιση διασταυρούμενης επικύρωσης leave-one-out. Για την αξιολόγηση της στατιστικής σημασίας της ακρίβειας, πραγματοποιήθηκαν 1.000 δοκιμές μετατροπής στις ετικέτες των κλάσεων για τη δημιουργία μιας εμπειρικής κατανομής της ακρίβειας ταξινόμησης. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα ταξινόμησης και τα υποσύνολα χαρακτηριστικών

αναπτύχθηκαν και εκτελέστηκαν με τη χρήση του MATLAB 2022b (Mathworks Inc., ΗΠΑ). Αυτή η προσέγγιση όχι μόνο βελτιώνει την ακρίβεια της εκτίμησης της κόπωσης, αλλά διευκολύνει επίσης τον εντοπισμό των κρίσιμων περιοχών του εγκεφάλου που εμπλέκονται στην κόπωση, συμβάλλοντας τελικά στην ανάπτυξη αποτελεσματικών αντιμέτρων για την ενίσχυση της ασφάλειας των οδηγών [204].

9.2 Αποτελέσματα

Η ταξινόμηση του νοητικής κόπωσης πραγματοποιήθηκε με τη χρήση χαρακτηριστικών που εξήχθησαν από τη συνδεσιμότητα PLI. Τα υποσύνολα χαρακτηριστικών του επιπέδου φόρτου εργασίας που πέτυχαν την υψηλότερη ακρίβεια σε ατομικό επίπεδο συμπεριλήφθηκαν στην πολυταξική ταξινόμηση (Πίνακας 2).

Συγκεκριμένα, , η καλύτερη απόδοση επιτεύχθηκε χρησιμοποιώντας 7, 10, 35 και 3 χαρακτηριστικά, με μέση ακρίβεια μεγαλύτερη του 0.93, 0.93 0.88 και 0.95 για τις ζώνες συχνοτήτων δέλτα, θήτα άλφα και βήτα αντίστοιχα για όλους τους ταξινομητές. Επιπλέον, το υποσύνολο χαρακτηριστικών για την πολυταξική ανάλυση, που αποτελούσε συνδυασμό αυτών, περιλάμβανε 53 χαρακτηριστικά (1 κοινό) από 55 μοναδικές περιοχές ενδιαφέροντος (ROIs) και πέτυχε ακρίβεια 0.82 (p < 0.001) (ευαισθησία = 0.82, ειδικότητα = 0.91), ενώ 26 διαστάσεις υποχώρου και 30 εκπαιδευτές αξιολογήθηκαν ως βέλτιστες παράμετροι. Στους παρακάτω πίνακες επιδεικνύονται τα αποτελέσματα του RFE-CBR με τη χρήση πέντε διαφορετικών ταξινομητών

Πίνακας 4 Απόδοση του RFE CBR με χρήση διαφορετικών ταξινομητών στη Δελτα Ζώνη Συχνοτήτων

Ταξινομητές	Ακρίβεια	Ειδικότητα	Ευαισθησία
KNN	0,97619	0,952381	1

SVM-RBF	0,928571	0,857143	1
LDA	0,97619	1	0,952381
Random Forest	0,97619	1	0,952381
SVM Linear	0,928571	0,857143	1

Πίνακας 5 Απόδοση του RFE CBR με χρήση διαφορετικών ταξινομητών στη Θήτα Ζώνη Συχνοτήτων

Ταξινομητές	Ακρίβεια	Ειδικότητα	Ευαισθησία
KNN	0,952381	0,904762	1
SVM-RBF	0,952381	0,904762	1
LDA	0,97619	1	0,952381
Random Forest	0,928571	0,857143	1
SVM Linear	0,952381	0,904762	1

Πίνακας 6 Απόδοση του RFE CBR με χρήση διαφορετικών ταξινομητών στην Άλφα Ζώνη Συχνοτήτων

Ταξινομητές	Ακρίβεια	Ειδικότητα	Ευαισθησία
KNN	0,97619	0,952381	1
SVM-RBF	0,97619	1	0,952381
LDA	0,880952	0,952381	0,809524
Random Forest	0,928571	0,904762	0,952381
SVM Linear	0,97619	1	0,952381

Πίνακας 7 Απόδοση του RFE CBR με χρήση διαφορετικών ταξινομητών στη Βήτα Ζώνη Συχνοτήτων

Ταξινομητές	Ακρίβεια	Ειδικότητα	Ευαισθησία
KNN	0,97619	0,952381	1
SVM-RBF	0,952381	0,904762	1
LDA	0,952381	0,952381	0,952381
Random Forest	0,952381	0,952381	0,904762
SVM Linear	0,952381	0,904762	1

Βάσει της ανάλυσης όλων των ζωνών συχνοτήτων, τα πρότυπα συνδεσιμότητας αποκαλύπτουν

διακριτά χαρακτηριστικά και κυρίαρχες περιοχές για κάθε ζώνη.

Για τη ζώνη δέλτα, αναλύθηκαν 7 συνδέσεις. Από αυτές, 2 συνδέσεις (28.57%) εντοπίστηκαν αποκλειστικά στο αριστερό ημισφαίριο, 2 συνδέσεις (28.57%) στο δεξί ημισφαίριο και 3 συνδέσεις (42.86%) ήταν διαημισφαιρικές. Η ανάλυση ανέδειξε τις περιοχές cingulum (περιοχή ταινίας) και frontal (μετωπιαία περιοχή) ως κυρίαρχους συντελεστές, με την cingulum (περιοχή ταινίας) να συμμετέχει στο 28.57% των συνδέσεων και την frontal (μετωπιαία περιοχή) στο 42.86%.

Για τη ζώνη θήτα, αναλύθηκαν 10 συνδέσεις. Από αυτές, 2 συνδέσεις (20%) εντοπίστηκαν στο αριστερό ημισφαίριο, 3 συνδέσεις (30%) στο δεξί ημισφαίριο και 5 συνδέσεις (50%) ήταν διαημισφαιρικές. Η περιοχή cingulum (περιοχή ταινίας) αναδείχθηκε ως η πιο κυρίαρχη, συμμετέχοντας στο 30% των συνδέσεων, ενώ η περιοχή parahippocampal (παραϊπποκάμπιος) συμμετείχε στο 40%.

Για τη ζώνη άλφα, αναλύθηκαν 35 συνδέσεις. Από αυτές, 14 συνδέσεις (40%) ήταν εντός του αριστερού ημισφαιρίου, 4 συνδέσεις (11.43%) εντός του δεξιού ημισφαιρίου και 17 συνδέσεις (48.57%) ήταν διαημισφαιρικές. Η πιο κυρίαρχη περιοχή ήταν η frontal (μετωπιαία περιοχή), συμμετέχοντας στο 20% των συνδέσεων. Οι περιοχές frontal (μετωπιαία περιοχή) και rectus (ορθή περιοχή) ήταν επίσης σημαντικές, συμμετέχοντας στο 17.14% και 14.29% των συνδέσεων αντίστοιχα.

Για τη ζώνη βήτα, αναλύθηκαν 3 συνδέσεις. Από αυτές, 2 συνδέσεις (66.67%) εντοπίστηκαν στο αριστερό ημισφαίριο και 1 σύνδεση (33.33%) ήταν διαημισφαιρική. Η περιοχή frontal (μετωπιαία περιοχή) ήταν η πιο συμμετέχουσα, εμφανιζόμενη στο 66.67% των συνδέσεων, ενώ οι περιοχές fusiform (ατρακτοειδής περιοχή) και postcentral (μετακεντρική περιοχή) συνέβαλαν στο 33.33% η καθεμία.

Συνολικά, η ανάλυση καταδεικνύει ότι η διαημισφαιρική συνδεσιμότητα παίζει σημαντικό ρόλο σε όλες τις ζώνες, ιδιαίτερα στις ζώνες άλφα και θήτα, όπου αντιστοιχεί στο 48.57% και

50% των συνδέσεων αντίστοιχα. Οι ζώνες δέλτα και βήτα εμφανίζουν πιο ισορροπημένη ή τοπική συνδεσιμότητα. Οι πιο συχνά εμπλεκόμενες περιοχές σε όλες τις ζώνες περιλαμβάνουν τις frontal (μετωπιαία περιοχή), cingulum (περιοχή ταινίας) και parahippocampal (παραϊπποκάμπιος), υπογραμμίζοντας τη σημασία τους στη λειτουργική συνδεσιμότητα του φλοιού.

9.3 Συμπεράσματα

Ορισμένες πτυχές της μελέτης πρέπει να ληφθούν υπόψη κατά την ερμηνεία των αποτελεσμάτων της παρούσας μελέτης. Το λογισμικό εντοπισμού πηγών eLORETA δεν λαμβάνει υπόψη την ατομική ανατομία του εγκεφάλου των συμμετεχόντων. Προκειμένου να ελαχιστοποιήσουμε το σφάλμα εκτίμησης και να μετριάσουμε τον ενδεχόμενο λανθασμένο εντοπισμό, χρησιμοποιήσαμε μεγάλες περιοχές για την παραβολή του φλοιού. Επιπλέον, λόγω της συχνής μεροληψίας του βάθους των μεθόδων εντοπισμού πηγών, συμπεριλάβαμε μόνο φλοιώδεις περιοχές του εγκεφάλου στην ανάλυσή μας, αποκλείοντας στη συνέχεια υποφλοιώδεις και παρεγκεφαλιδικές περιοχές του εγκεφάλου. Στο πλαίσιο αυτό, περιοχές του εγκεφάλου με αξιοσημείωτο ρόλο στη χωρική μνήμη και την πλοήγηση, όπως ο ιππόκαμπος [67], δεν συμπεριλήφθηκαν στην εκτίμηση της λειτουργικής συνδεσιμότητας. Επομένως, απαιτούνται μελλοντικές μελέτες που θα μπορούσαν να βελτιώσουν την εκτίμηση του εντοπισμού πηγών, για να επιβεβαιωθούν τα ευρήματά μας και να διευκρινιστούν οι επιδράσεις του φόρτου εργασίας ανά υποκείμενο. Τα λαμβανόμενα μέτρα της συνδεσιμότητας του φλοιού χρησιμοποιούνται για τη σύγκριση των διαφορετικών καταστάσεων νοητικής κόπωσης και παρέχουν σημαντικά χαρακτηριστικά για την ταξινόμηση τους. Το πλαίσιό μας κατάφερε να απεικονίσει αρκετές κοινές και διαφορετικές πτυχές της νοητικής κόπωσης σε σχέση με τις δύο καταστάσεις, με αποτέλεσμα την υψηλή ακρίβεια

ταξινόμησης και την απομόνωση ενός μικρού αριθμού στοιχείων με υψηλή διακριτική ικανότητα.

Η παρούσα μελέτη ανέλυσε τη λειτουργική συνδεσιμότητα του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια νοητικής κόπωσης που προκαλείται από την οδήγηση, λαμβάνοντας υπόψη τα χαρακτηριστικά των ζωνών συχνοτήτων όπως περιγράφονται στη βιβλιογραφία[202]. Στη ζώνη συχνοτήτων δέλτα [205], που συνδέεται με αργούς ρυθμούς και την επικοινωνία μεταξύ απομακρυσμένων περιοχών, αναλύθηκαν 7 συνδέσεις. Οι διαημισφαιρικές συνδέσεις (42.86%) κυριαρχούν, υποδεικνύοντας τον ρόλο της ζώνης στη διατήρηση της βασικής συνδεσιμότητας κατά την κόπωση [184]. Οι περιοχές cingulum (περιοχή ζώνης), που εκτεινεται μεταξύ του μετωπιαίου και του κροταφικού λοβού, και frontal (μετωπιαίος λοβός) αναδείχθηκαν ως κυρίαρχοι κόμβοι, γεγονός που επιβεβαιώνει τη συμμετοχή τους στη ρύθμιση της εγρήγορσης και της απόκρισης, βασικά στοιχεία για την ασφαλή οδήγηση [206]. Στη ζώνη θήτα η οποία είναι γνωστή για τον ρόλο της στη μνήμη εργασίας, τη γνωστική επεξεργασία και τη χωρική πλοήγηση [207], αναλύθηκαν 10 συνδέσεις. Οι διαημισφαιρικές συνδέσεις (50%) ήταν οι πιο συχνές, υποδηλώνοντας την αυξημένες μεταβολές στην ενοποίηση πληροφοριών από διαφορετικά ημισφαίρια κατά την κόπωση. Οι περιοχές cingulum και parahippocampal (εκτείνται στον κροταφικό λοβό), που σχετίζονται με τη μνήμη και τη χωρική επεξεργασία [207], εμφανίστηκαν ως κύριοι κόμβοι, ενισχύοντας τη σημασία τους για την προσαρμογή σε απαιτητικές οδηγικές συνθήκες. Η ζώνη άλφα, που συχνά συνδέεται με την προσοχή, την αναστολή μη σχετικών πληροφοριών και τη συνολική ισορροπία του εγκεφάλου [208], παρουσίασε υψηλή διαημισφαιρική συνδεσιμότητα (48.57%) στις 35 συνδέσεις που αναλύθηκαν. Οι περιοχές frontal, rectus (που εκτείνεται στον προμετωπιαίο λοβό) και cingulum αναδείχθηκαν ως βασικοί κόμβοι. Αυτή η ζώνη φαίνεται να διαδραματίζει κρίσιμο ρόλο στη διατήρηση της

προσοχής και της γνωστικής σταθερότητας κατά την οδήγηση, υποστηρίζοντας την επεξεργασία πληροφοριών που απαιτούνται για την ασφαλή λήψη αποφάσεων. Στη ζώνη βήτα, που συνδέεται με αισθητηριακή αντίληψη, εκτελεστικές λειτουργίες και την προετοιμασία για δράση [209], αναλύθηκαν 3 συνδέσεις. Οι περισσότερες από αυτές (66.67%) ήταν εντός του αριστερού ημισφαιρίου, γεγονός που αντικατοπτρίζει την εξειδικευμένη συνδεσιμότητα για την υποστήριξη συγκεκριμένων αισθητηριακών λειτουργιών. Οι περιοχές frontal, fusiform και postcentral συμμετείχαν σημαντικά, υποδεικνύοντας τη συμμετοχή τους στην επεξεργασία αισθητηριακών εισερχομένων και την απόκριση. Τα αποτελέσματα καταδεικνύουν ότι η νοητική κόπωση κατά την οδήγηση οδηγεί σε αναδιοργανώσεις της λειτουργικής συνδεσιμότητας του εγκεφάλου, με διαημισφαιρικά πρότυπα να κυριαρχούν στις ζώνες θήτα και άλφα [210], [211]. Οι ζώνες αυτές φαίνεται να υποστηρίζουν τη διατήρηση της προσοχής, τη μνήμη εργασίας και τη γνωστική ευελιξία, που είναι απαραίτητα για την ασφαλή οδήγηση. Αντίθετα, οι ζώνες βήτα και δέλτα δείχνουν πιο εξειδικευμένους ρόλους, με την πρώτη να υποστηρίζει αισθητηριακές και κινητικές λειτουργίες και τη δεύτερη να εστιάζει στη θεμελίωση της διαημισφαιρικής επικοινωνίας. Οι περιοχές frontal και cingulum, δηλαδή περιοχές ανάμεσα στον μετωπιαίο και περιοχές ανάμεσα στον μετωπιαίο και τον κροταφικό λοβό αναδείχθηκαν ως κύριοι κόμβοι σε όλες τις ζώνες, υπογραμμίζοντας τη σημασία τους για τη γνωστική απόδοση κατά την οδήγηση, όπως έχει υποστηριχθεί και από άλλες έρευνες [212], [213]. Αυτά τα ευρήματα μπορούν να συμβάλουν στην ανάπτυξη συστημάτων υποστήριξης οδηγών, όπως αισθητήρες ανίχνευσης κόπωσης, με στόχο την ενίσχυση της ασφάλειας. Μελλοντικές έρευνες θα μπορούσαν να εστιάσουν στην εξέταση του ρόλου των προτύπων συνδεσιμότητας σε πραγματικές συνθήκες οδήγησης και την πιθανή τους σύνδεση με τις επιδόσεις του οδηγού.

Κεφάλαιο

Συζήτηση - Συμπεράσματα

Η παρούσα διατριβή επικεντρώθηκε στην ανάπτυξη και αξιολόγηση καινοτόμων μεθόδων ανίχνευσης νοητικής κόπωσης κατά την οδήγηση, με βασικό στόχο την κατανόηση των ατομικών διαφορών και την ενίσχυση της ακρίβειας στην πρόβλεψη της κόπωσης. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν βασίστηκαν σε σήματα ΗΕΓ και την αξιοποίηση προηγμένων τεχνικών ανάλυσης εγκεφαλικών δικτύων, όπως είναι ο Δείκτης Καθυστέρησης Φάσης (PLI), ενώ οι αλγόριθμοι μηχανικής μάθησης έπαιξαν καθοριστικό ρόλο στη βελτιστοποίηση των αποτελεσμάτων. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ενσωμάτωση εξειδικευμένων τεχνικών, όπως είναι ο εντοπισμός πηγών, βελτίωσε τη δυνατότητα χαρτογράφησης συγκεκριμένων περιοχών του εγκεφάλου που εμπλέκονται στη διαδικασία της κόπωσης, προσφέροντας υψηλής ακρίβειας αποτελέσματα.

Μια από τις σημαντικότερες συνεισφορές της παρούσας έρευνας είναι η χρήση της τεχνικής εντοπισμού πηγών, η οποία αποδείχθηκε εξαιρετικά πολύτιμη για την αξιοποίηση στον τομέα της νευροεπιστήμης. Όπως παρουσιάζεται στην παρούσα διατριβή, η εν λόγω τεχνική επιτρέπει τη χαρτογράφηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας σε συγκεκριμένες περιοχές, δίνοντας τη δυνατότητα για πιο βαθιά κατανόηση των μηχανισμών που διέπουν τη νοητική κόπωση. Ενδεικτικά, παρατηρήθηκε ότι η ζώνη άλφα παρουσιάζει ιδιαίτερη ευαισθησία στις μεταβολές που προκαλεί η κόπωση, αναδεικνύοντας την ως κρίσιμο δείκτη για τη μελέτη

αυτών των φαινομένων. Αντίθετα, οι παραδοσιακές μέθοδοι ανάλυσης, οι οποίες βασίζονται αποκλειστικά σε επιφανειακά δεδομένα από αισθητήρες, προσφέρουν λιγότερη ακρίβεια στον εντοπισμό συγκεκριμένων εγκεφαλικών περιοχών κατά τη χαρτογράφηση αλλά παραμένουν εξαιρετικά χρήσιμες για εφαρμογές που απαιτούν ευκολία, ταχύτητα και πρακτικότητα. Αυτό καθιστά τις μεθόδους που βασίζονται σε δεδομένα αισθητήρων πιο κατάλληλες για την ανάπτυξη συστημάτων ανίχνευσης που προορίζονται για πραγματικό χρόνο και εμπορική χρήση.

Τα ευρήματα της παρούσας διατριβής υποδηλώνουν ότι η δυναμική των εγκεφαλικών δικτύων επηρεάζεται σημαντικά από τη νοητική κόπωση, κάτι που ενισχύει την ανάγκη για εξατομικευμένες προσεγγίσεις. Αυτή η εξατομίκευση, που βασίζεται στην καταγραφή των ατομικών διαφορών, μπορεί να προσφέρει μια πιο αξιόπιστη και ευέλικτη πλατφόρμα ανίχνευσης για χρήση σε πραγματικές συνθήκες οδήγησης.

Επιπλέον, η έρευνα δύναται να συμβάλει σε σημαντικές πρακτικές εφαρμογές, ειδικά για την ανάπτυξη συστημάτων ανίχνευσης κόπωσης που μπορούν να ενσωματωθούν σε προηγμένα συστήματα υποβοήθησης οδηγού (ADAS). Αυτά τα συστήματα έχουν τη δυνατότητα να μειώσουν τα ατυχήματα που σχετίζονται με την κόπωση, βελτιώνοντας τη συνολική ασφάλεια των μετακινήσεων. Επίσης, η διατριβή επικεντρώθηκε στην ελαχιστοποίηση του απαιτούμενου πλήθους αισθητήρων με σκοπό την ενσωμάτωση σε φορητά συστήματα ανίχνευσης νοητικής κόπωσης επιτρέποντας την εμπορική χρήση τέτοιων τεχνολογιών και κάνοντάς τις προσιτές σε μεγαλύτερο κοινό.

Παρά τις επιτυχίες, η έρευνα αντιμετώπισε ορισμένους περιορισμούς. Το μικρό μέγεθος δείγματος περιόρισε τη δυνατότητα γενίκευσης των ευρημάτων, ενώ η χρήση προσομοιωτών

αντί πραγματικών συνθηκών οδήγησης, αν και απαραίτητη για τον έλεγχο των παραμέτρων, δεν αντικατοπτρίζει πλήρως τις πολυπλοκότητες της πραγματικής οδήγησης. Παράλληλα, η ποικιλομορφία και η ετερογένεια των δεδομένων απαιτούν περαιτέρω εμβάθυνση για τη βελτιστοποίηση των μοντέλων μηχανικής μάθησης.

Μελλοντικές έρευνες θα μπορούσαν να εστιάσουν στην εφαρμογή των ευρημάτων σε πραγματικές συνθήκες, ενσωματώνοντας δεδομένα από μεγαλύτερα και πιο ποικιλόμορφα δείγματα πληθυσμού. Επίσης, η βελτίωση των αλγορίθμων μηχανικής μάθησης και η ανάπτυξη αισθητήρων επόμενης γενιάς θα μπορούσαν να ενισχύσουν περαιτέρω την ακρίβεια και τη λειτουργικότητα αυτών των συστημάτων. Η διεπιστημονική συνεργασία με ειδικούς στην ανθρώπινη συμπεριφορά, τη βιοϊατρική τεχνολογία και το σχεδιασμό συστημάτων κρίνεται επίσης κρίσιμη για την επίτευξη αυτών των στόχων.

Συνοψίζοντας, η παρούσα διατριβή συμβάλλει στην κατανόηση της νοητικής κόπωσης και την αποτύπωση της στον ανθρώπινο εγκέφαλο στοχεύοντας στην ανάπτυξη πρακτικών λύσεων για την ανίχνευσή της, και προτείνοντας νέες κατευθύνσεις που συνδυάζουν την επιστημονική ακρίβεια με την πρακτική εφαρμογή. Τα αποτελέσματα ανοίγουν τον δρόμο για ασφαλέστερη οδήγηση μέσω προηγμένων τεχνολογιών που μπορούν να βελτιώσουν την καθημερινότητα εκατομμυρίων οδηγών σε παγκόσμιο επίπεδο.

Βιβλιογραφία

- W. Wang, J. Xi, and H. Chen, "Modeling and recognizing driver behavior based on driving data: A survey," *Math. Probl. Eng.*, vol. 2014, 2014.
- [2] M. L. Jackson *et al.*, "The utility of automated measures of ocular metrics for detecting driver drowsiness during extended wakefulness," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 87, pp. 127–133, 2016.
- [3] X. Hu and G. Lodewijks, "Human Factors and Technology Special Issue Detecting fatigue in car drivers and aircraft pilots by using non-invasive measures: The value of differentiation of sleepiness and mental fatigue."
- [4] Organização Mundial da Saúde, "GLOBAL STATUS REPORT ON ROAD SAFETY 2018 SUMMARY,"
 World Heal. Organ., no. 1, p. 20, 2018.
- [5] T. R. Frieden *et al.*, "Morbidity and Mortality Weekly Report Centers for Disease Control and Prevention MMWR Editorial and Production Staff (Weekly) MMWR Editorial Board," *MMWR*, vol. 63, no. 26, 2014.
- [6] B. C. Tefft, "Prevalence of Motor Vehicle Crashes Involving Drowsy Drivers, United States, 2009-2013," AAA Found. Traffic Safety., Nov. 2014.
- "Goldenbeld, C., Nikolaou, D. (2019). Driver fatigue. ESRA2 thematic report Nr. 4. ESRA project (E-Survey of Road users' attitudes). The Hague, Netherlands Institute for Road safety Research SWOV. - Yahoo Search Results." [Online]. Available: https://search.yahoo.com/search?fr=mcafee_uninternational&type=E210GR91105G0&p=Gold enbeld%2C+C.%2C+Nikolaou%2C+D.+(2019).+Driver+fatigue.+ESRA2+thematic+report+Nr.+4.+ ESRA+project+(E-Survey+of+Road+users'+attitudes).+The+Hague%2C+Netherlands+Institute+for+Road+safety+R esearch+SWOV. [Accessed: 11-Jul-2023].
- [8] "European Road Safety Observatory Road Safety Thematic Report-Fatigue."
- [9] H. R. Colten and B. M. Altevogt, "Sleep Disorders and Sleep Deprivation: An Unmet Public Health Problem," *Sleep Disord. Sleep Deprivation An Unmet Public Heal. Probl.*, pp. 1–404, Oct. 2006.

- [10] M. L. Jackson, R. J. Croft, G. A. Kennedy, K. Owens, and M. E. Howard, "Cognitive components of simulated driving performance: Sleep loss effects and predictors," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 50, pp. 438–444, Jan. 2013.
- [11] A. Hetland and D. B. Carr, "Medications and Impaired Driving," https://doi.org/10.1177/1060028014520882, vol. 48, no. 4, pp. 494–506, Jan. 2014.
- [12] B. G. Pratama, I. Ardiyanto, and T. B. Adji, "A review on driver drowsiness based on image, biosignal, and driver behavior," *Proceeding - 2017 3rd Int. Conf. Sci. Technol. ICST 2017*, pp. 70–75, Aug. 2017.
- [13] J. A. Horne and L. A. Reyner, "Sleep related vehicle accidents," *BMJ*, vol. 310, no. 6979, pp. 565–567, Mar. 1995.
- J. MW, "A new method for measuring daytime sleepiness : the Epworth sleepiness scale," Sleep, vol. 14, pp. 540–545, 1991.
- R. T. WILKINSON and D. HOUGHTON, "Field Test of Arousal: A Portable Reaction Timer with Data Storage," https://doi.org/10.1177/001872088202400409, vol. V 24, no. N 4, pp. 487–493, Aug. 1982.
- S. Loh, N. Lamond, J. Dorrian, G. Roach, and D. Dawson, "The validity of psychomotor vigilance tasks of less than 10-minute duration," *Behav. Res. Methods, Instruments, Comput.*, vol. 36, no. 2, pp. 339–346, 2004.
- [17] W. B. Verwey and D. M. Zaidel, "Predicting drowsiness accidents from personal attributes, eye blinks and ongoing driving behaviour," *Pers. Individ. Dif.*, vol. 28, no. 1, pp. 123–142, Jan. 2000.
- [18] R. Grace and S. Steward, "Drowsy Driver Monitor and Warning System," *Driv. Assess. Conf.*, vol. 1, no. 2001, pp. 64–69, Aug. 2001.
- [19] A. M. Kulkarni, A. V. Nandi, and P. C. Nissimagoudar, "Driver State Analysis for ADAS using EEG Signals," 2nd Int. Conf. Signal Process. Commun. ICSPC 2019 - Proc., pp. 26–30, Mar. 2019.
- [20] M. M. Antony and R. Whenish, "Advanced Driver Assistance Systems (ADAS)," *EAI/Springer Innov. Commun. Comput.*, pp. 165–181, 2021.
- M. Guo, S. Li, L. Wang, M. Chai, F. Chen, and Y. Wei, "Research on the Relationship between Reaction Ability and Mental State for Online Assessment of Driving Fatigue," *Int. J. Environ. Res. Public Heal. 2016, Vol. 13, Page 1174*, vol. 13, no. 12, p. 1174, Nov. 2016.

- [22] U. S. D. of T. N. H. T. S. A. N. C. for S. and Analysis, "Traffic Safety Facts 2020 Data: Summary of Motor Vehicle Crashes," Sep. 2022.
- [23] W. B. Verwey and D. M. Zaidel, "Preventing drowsiness accidents by an alertness maintenance device," Accid. Anal. Prev., vol. 31, no. 3, pp. 199–211, May 1999.
- [24] E. Niedermeyer, *Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields.* 2011.
- [25] J. Mai and G. Paxinos, *The human nervous system*. 2011.
- [26] "Analyzing Neural Time Series Data: Theory and Practice Mike X Cohen Google Books."
 [Online]. Available: https://books.google.gr/books?hl=en&Ir=&id=jTSkAgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR5&dq=Cohen,+M. +X.+(2017).+Analyzing+neural+time+series+data:+Theory+and+practice.+MIT+Press.&ots=X3d NjWv211&sig=wIKSiWE-loiS1AnmE46C42kudOA&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false.
 [Accessed: 24-Sep-2024].
- [27] M. Hassan and F. Wendling, "Electroencephalography source connectivity: toward high time/space resolution brain networks," Jan. 2018.
- [28] B. Biswal, F. Zerrin Yetkin, V. M. Haughton, and J. S. Hyde, "Functional connectivity in the motor cortex of resting human brain using echo-planar mri," *Magn. Reson. Med.*, vol. 34, no. 4, pp. 537–541, Oct. 1995.
- [29] M. Proudfoot, M. W. Woolrich, A. C. Nobre, and M. R. Turner, "Magnetoencephalography," *Pract. Neurol.*, vol. 14, no. 5, pp. 336–343, Oct. 2014.
- [30] F. H. Lopes da Silva and E. Niedermeyer, "Electroencephalography, Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields," 2005.
- [31] "An Introduction to the Event-Related Potential Technique, second edition Steven J. Luck -Google Books." [Online]. Available: https://books.google.gr/books?hl=en&lr=&id=y4uAwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR5&dq=Luck,+S.+J.+(2005).+An+Introduction+to+the+Event-Related+Potential+Technique.+MIT+Press&ots=jDZ4A5TSDE&sig=1gJk-9yeKLDb3OU0GkCiJ6P9j2A&redir_esc=y#v=onepage&q=Luck%2C S. J. (2005). An Introduction to the Event-Related Potential Technique. MIT Press&f=false. [Accessed: 23-Sep-2024].
- [32] T. C. Ferree, P. Luu, G. S. Russell, and D. M. Tucker, "Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 112, no. 3, pp. 536–544, Mar. 2001.

- [33] M. Teplan, "FUNDAMENTALS OF EEG MEASUREMENT," *Meas. Sci. Rev.*, vol. 2, no. 2, 2002.
- [34] A. C. MettingVanRijn, A. P. Kuiper, T. E. Dankers, and C. A. Grimbergen, "Low-cost active electrode improves the resolution in biopotential recordings," *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. - Proc.*, no. 1, pp. 101–102, 1996.
- [35] N. E., "Epileptic seizure disorders," *Electroencephalogr. basic Princ. Clin. Appl. Relat. fields*, vol. 2, pp. 405–510, 1987.
- [36] J. Polich, "EEG and ERP assessment of normal aging," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Potentials Sect.*, vol. 104, no. 3, pp. 244–256, May 1997.
- [37] M. Bamdad, H. Zarshenas, and M. A. Auais, "Application of BCI systems in neurorehabilitation: a scoping review," *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 10, no. 5, pp. 355–364, Sep. 2015.
- [38] W. Zhao *et al.*, "EEG spectral analysis in insomnia disorder: A systematic review and metaanalysis," *Sleep Med. Rev.*, vol. 59, p. 101457, Oct. 2021.
- [39] A. Salama, S. Abdel-Latif, T. Omar, and H. A. El Wafa, "Neurofeedback Training and Cognitive Behavior Therapy for Treatment of Generalized Anxiety Disorder in Children and Adolescents: A Comparative Study," *NeuroRegulation*, vol. 9, no. 1, pp. 29–29, Mar. 2022.
- [40] C. M. Michel and B. He, "EEG source localization," *Handb. Clin. Neurol.*, vol. 160, pp. 85–101, Jan. 2019.
- [41] "EEG Signal Processing Saeid Sanei, Jonathon A. Chambers Google Books." [Online].
 Available: https://books.google.gr/books?hl=en&lr=&id=f44hLefOz6UC&oi=fnd&pg=PT4&dq=•%09Sanei, +S.,+%26+Chambers,+J.+A.+(2013).+EEG+signal+processing.+John+Wiley+%26+Sons&ots=Fvg2
 Av9SuX&sig=KQBufi41GG-kjs-pDMtXJq59pNY&redir_esc=y#v=onepage&q=•%09Sanei%2C
 S.%2C %26 Chambers%2C J. A. (2013). EEG signal processing. John Wiley %26 Sons&f=false.
 [Accessed: 26-Sep-2024].
- [42] J. Seok Choi *et al.*, "A brief introduction to magnetoencephalography (MEG) and its clinical applications," *mdpi.com*, 2022.
- [43] G. R. Müller-Putz, "Electroencephalography," Handb. Clin. Neurol., vol. 168, pp. 249–262, Jan. 2020.
- [44] S. B.-N. neuroscience and undefined 2017, "Magnetoencephalography for brain

electrophysiology and imaging," nature.comS BailletNature Neurosci. 2017•nature.com, 2017.

- [45] J. Malmivuo, "Comparison of the properties of EEG and MEG in detecting the electric activity of the brain," *Brain Topogr.*, vol. 25, no. 1, pp. 1–19, Sep. 2012.
- [46] E. Niedermeyer, *Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields.* 2011.
- [47] E. Başar, A. D.-I. J. of Psychophysiology, and undefined 2016, "The CLAIR model: Extension of Brodmann areas based on brain oscillations and connectivity," *Elsevier*.
- [48] J. Newson, T. T.-F. in human neuroscience, and undefined 2019, "EEG frequency bands in psychiatric disorders: a review of resting state studies," *Front. Newson, TC ThiagarajanFrontiers Hum. Neurosci. 2019*•*frontiersin.org*.
- [49] J. Silva, A. Martins da Silva, and L. Coelho, "Quantification of EEG Brain Activity in the Self-Paced Regime," U.Porto J. Eng., vol. 4, no. 1, pp. 1–8, Apr. 2018.
- [50] D. Gajic, Z. Djurovic, J. Gligorijevic, S. Di Gennaro, and I. Savic-Gajic, "Detection of epileptiform activity in EEG signals based on time-frequency and non-linear analysis," *Front. Comput. Neurosci.*, vol. 9, no. MAR, p. 123938, Mar. 2015.
- [51] L. Bhole and M. Ingle, "Estimating Range and Relationship of EEG Frequency Bands for Emotion Recognition," Int. J. Comput. Appl., vol. 178, no. 13, pp. 16–21, May 2019.
- [52] W. G. Besio *et al.*, "High-Frequency Oscillations Recorded on the Scalp of Patients With Epilepsy Using Tripolar Concentric Ring Electrodes," *IEEE J. Transl. Eng. Heal. Med.*, vol. 2, 2014.
- [53] A. Kumar and M. H. Kolekar, "Machine learning approach for epileptic seizure detection using wavelet analysis of EEG signals," 2014 Int. Conf. Med. Imaging, m-Health Emerg. Commun. Syst. MedCom 2014, pp. 412–416, 2014.
- [54] J. Zhang, X. Zhang, G. Chen, and Q. Zhao, "Granger-Causality-Based Multi-Frequency Band EEG Graph Feature Extraction and Fusion for Emotion Recognition," *Brain Sci. 2022, Vol. 12, Page* 1649, vol. 12, no. 12, p. 1649, Dec. 2022.
- [55] O. Bazgir, Z. Mohammadi, and S. A. H. Habibi, "Emotion Recognition with Machine Learning Using EEG Signals," 2018 25th Iran. Conf. Biomed. Eng. 2018 3rd Int. Iran. Conf. Biomed. Eng. ICBME 2018, Jul. 2018.
- [56] P. L. Nunez and R. Srinivasan, "Electric Fields of the Brain: The neurophysics of EEG," *Electr.*

Fields Brain neurophysics EEG, pp. 1–611, May 2009.

- [57] E. Niedermeyer, *Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields.* 2011.
- [58] R. Grech *et al.*, "Review on solving the inverse problem in EEG source analysis," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 5, 2008.
- [59] C. M. Michel, M. M. Murray, G. Lantz, S. Gonzalez, L. Spinelli, and R. Grave De Peralta, "EEG source imaging," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 115, no. 10, pp. 2195–2222, Oct. 2004.
- [60] M. Scherg and D. Von Cramon, "Two bilateral sources of the late AEP as identified by a spatio-temporal dipole model," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Evoked Potentials*, vol. 62, no. 1, pp. 32–44, 1985.
- [61] M. S. Hämäläinen and R. J. Ilmoniemi, "Interpreting magnetic fields of the brain: minimum norm estimates," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 32, no. 1, pp. 35–42, Jan. 1994.
- [62] R. D. Pascual-Marqui, C. M. Michel, and D. Lehmann, "Low resolution electromagnetic tomography: a new method for localizing electrical activity in the brain," *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 18, no. 1, pp. 49–65, 1994.
- [63] R. P.-M.-M. F. E. C. Pharmacol and undefined 2002, "Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details," *institutpsychoneuro.comRD Pascual-MarquiMethods Find Exp Clin Pharmacol, 2002*•*institutpsychoneuro.com*.
- [64] S. Baillet, J. C. Mosher, and R. M. Leahy, "Electromagnetic brain mapping," *IEEE Signal Process*. *Mag.*, vol. 18, no. 6, pp. 14–30, 2001.
- [65] P. Hansen, *Rank-deficient and discrete ill-posed problems: numerical aspects of linear inversion*. 1998.
- [66] R. A. Willoughby, "Solutions of Ill-Posed Problems (A. N. Tikhonov and V. Y. Arsenin)," SIAM Rev., vol. 21, no. 2, pp. 266–267, Apr. 1979.
- [67] N. J. Trujillo-Barreto, E. Aubert-Vázquez, and P. A. Valdés-Sosa, "Bayesian model averaging in EEG/MEG imaging," *Neuroimage*, vol. 21, no. 4, pp. 1300–1319, Apr. 2004.
- [68] C. H. Wolters, M. Kuhn, A. Anwander, and S. Reitzinger, "A parallel algebraic multigrid solver for finite element method based source localization in the human brain," *Comput. Vis. Sci.*, vol. 5, no. 3, pp. 165–177, 2002.

- [69] J. S. Ebersole, "Defining epileptogenic foci: Past, present, future," *J. Clin. Neurophysiol.*, vol. 14, no. 6, pp. 470–483, 1997.
- [70] C. M. Michel and D. Brunet, "EEG source imaging: A practical review of the analysis steps," *Front. Neurol.*, vol. 10, no. APR, 2019.
- [71] M. Fuchs, M. Wagner, and J. Kastner, "Boundary element method volume conductor models for EEG source reconstruction," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 112, no. 8, pp. 1400–1407, 2001.
- B. D. Van Veen, W. Van Drongelen, M. Yuchtman, and A. Suzuki, "Localization of brain electrical activity via linearly constrained minimum variance spatial filtering," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 9, pp. 867–880, 1997.
- [73] C. Amblard, E. Lapalme, and J. M. Lina, "Biomagnetic Source Detection by Maximum Entropy and Graphical Models," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 3, pp. 427–442, Mar. 2004.
- [74] R. D. Pascual-Marqui, "Discrete, 3D distributed, linear imaging methods of electric neuronal activity. Part 1: exact, zero error localization," Oct. 2007.
- [75] I. Zorzos, I. Kakkos, E. M. Ventouras, and G. K. Matsopoulos, "Advances in Electrical Source Imaging: A Review of the Current Approaches, Applications and Challenges," *Signals*, vol. 2, no. 3, pp. 378–391, Sep. 2021.
- [76] D. Yao, L. Wang, R. Oostenveld, K. D. Nielsen, L. Arendt-Nielsen, and A. C. N. Chen, "A comparative study of different references for EEG spectral mapping: The issue of the neutral reference and the use of the infinity reference," *Physiol. Meas.*, vol. 26, no. 3, pp. 173–184, 2005.
- [77] K. Sekihara, S. S. Nagarajan, D. Poeppel, A. Marantz, and Y. Miyashita, "Application of an MEG eigenspace beamformer to reconstructing spatio-temporal activities of neural sources," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 15, no. 4, pp. 199–215, 2002.
- [78] K. Sekihara and B. Scholz, "Generalized Wiener estimation of three-dimensional current distribution from biomagnetic measurements," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, no. 3, pp. 281–291, Mar. 1996.
- [79] D. Zumsteg, A. Friedman, H. G. Wieser, and R. A. Wennberg, "Source localization of interictal epileptiform discharges: Comparison of three different techniques to improve signal to noise ratio," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 117, no. 3, pp. 562–571, Mar. 2006.

- [80] G. Lantz, R. Grave de Peralta, L. Spinelli, M. Seeck, and C. M. Michel, "Epileptic source localization with high density EEG: How many electrodes are needed?," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 114, no. 1, pp. 63–69, Jan. 2003.
- [81] D. A. Pizzagalli, T. R. Oakes, and R. J. Davidson, "Coupling of theta activity and glucose metabolism in the human rostral anterior cingulate cortex: An EEG/PET study of normal and depressed subjects," *Psychophysiology*, vol. 40, no. 6, pp. 939–949, 2003.
- [82] R. D. Pascual-Marqui *et al.*, "Assessing interactions in the brain with exact low-resolution electromagnetic tomography," *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 369, no. 1952, pp. 3768–3784, Oct. 2011.
- [83] S. B. Eickhoff, B. Thirion, G. Varoquaux, and D. Bzdok, "Connectivity-based parcellation: Critique and implications," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 36, no. 12, pp. 4771–4792, Dec. 2015.
- [84] A. W. Toga and P. M. Thompson, "Mapping brain asymmetry," Nat. Rev. Neurosci., vol. 4, no. 1, pp. 37–48, 2003.
- [85] N. Tzourio-Mazoyer *et al.*, "Automated anatomical labeling of activations in SPM using a macroscopic anatomical parcellation of the MNI MRI single-subject brain," *Neuroimage*, vol. 15, no. 1, pp. 273–289, 2002.
- [86] B. T. Thomas Yeo *et al.*, "The organization of the human cerebral cortex estimated by intrinsic functional connectivity," *J. Neurophysiol.*, vol. 106, no. 3, pp. 1125–1165, Sep. 2011.
- [87] R. C. Craddock, G. A. James, P. E. Holtzheimer, X. P. Hu, and H. S. Mayberg, "A whole brain fMRI atlas generated via spatially constrained spectral clustering," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 33, no. 8, pp. 1914–1928, 2012.
- [88] E. T. Rolls, M. Joliot, and N. Tzourio-Mazoyer, "Implementation of a new parcellation of the orbitofrontal cortex in the automated anatomical labeling atlas," *Neuroimage*, vol. 122, pp. 1– 5, Nov. 2015.
- [89] F. Vecchio *et al.*, "Human brain networks in cognitive decline: A graph theoretical analysis of cortical connectivity from EEG data," *J. Alzheimer's Dis.*, vol. 41, no. 1, pp. 113–127, 2014.
- [90] M. G. Knyazeva, C. Carmeli, A. Khadivi, J. Ghika, R. Meuli, and R. S. Frackowiak, "Evolution of source EEG synchronization in early Alzheimer's disease," *Neurobiol. Aging*, vol. 34, no. 3, pp. 694–705, Mar. 2013.

- [91] M. Congedo, R. E. John, D. De Ridder, L. Prichep, and R. Isenhart, "On the 'Dependence' of 'Independent' group EEG Sources; an EEG study on two large databases," *Brain Topogr.*, vol. 23, no. 2, pp. 134–138, Jun. 2010.
- X. Lei, C. Qiu, P. Xu, and D. Yao, "A parallel framework for simultaneous EEG/fMRI analysis: Methodology and simulation," *Neuroimage*, vol. 52, no. 3, pp. 1123–1134, Sep. 2010.
- [93] D. D. M. O'Leary, S. J. Chou, and S. Sahara, "Area patterning of the mammalian cortex.," *Neuron*, vol. 56, no. 2, pp. 252–269, Oct. 2007.
- [94] M. Sur and J. L. R. Rubenstein, "Patterning and Plasticity of the Cerebral Cortex," *Science (80-.*)., vol. 310, no. 5749, pp. 805–810, Nov. 2005.
- [95] J. D. Power, D. A. Fair, B. L. Schlaggar, and S. E. Petersen, "The Development of Human Functional Brain Networks," *Neuron*, vol. 67, no. 5, pp. 735–748, Sep. 2010.
- [96] M. Li, Y. Gao, F. Gao, A. W. Anderson, Z. Ding, and J. C. Gore, "Functional engagement of white matter in resting-state brain networks," *Neuroimage*, vol. 220, p. 117096, Oct. 2020.
- [97] K. J. Friston, "Functional and effective connectivity: a review," *Brain Connect.*, vol. 1, no. 1, pp. 13–36, 2011.
- [98] M. E. Raichle, A. M. MacLeod, A. Z. Snyder, W. J. Powers, D. A. Gusnard, and G. L. Shulman, "A default mode of brain function," *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 98, no. 2, pp. 676–682, Jan. 2001.
- [99] R. L. Buckner, J. R. Andrews-Hanna, and D. L. Schacter, "The Brain's Default Network," Ann. N.
 Y. Acad. Sci., vol. 1124, no. 1, pp. 1–38, Mar. 2008.
- [100] V. Menon and L. Q. Uddin, "Saliency, switching, attention and control: a network model of insula function.," *Brain Struct. Funct.*, vol. 214, no. 5–6, pp. 655–667, May 2010.
- [101] J. L. Vincent, I. Kahn, A. Z. Snyder, M. E. Raichle, and R. L. Buckner, "Evidence for a frontoparietal control system revealed by intrinsic functional connectivity," *J. Neurophysiol.*, vol. 100, no. 6, pp. 3328–3342, Dec. 2008.
- [102] W. W. Seeley *et al.*, "Dissociable Intrinsic Connectivity Networks for Salience Processing and Executive Control," J. Neurosci., vol. 27, no. 9, pp. 2349–2356, Feb. 2007.
- [103] T. E. J. Behrens *et al.*, "Characterization and propagation of uncertainty in diffusion-weighted MR imaging," *Magn. Reson. Med.*, vol. 50, no. 5, pp. 1077–1088, Nov. 2003.
- [104] S. M. Smith *et al.*, "Correspondence of the brain's functional architecture during activation and 128

rest," Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A., vol. 106, no. 31, pp. 13040–13045, Aug. 2009.

- [105] T. D. Griffiths and J. D. Warren, "The planum temporale as a computational hub," *Trends Neurosci.*, vol. 25, no. 7, pp. 348–353, Jul. 2002.
- [106] R. M. Hutchison *et al.*, "Dynamic functional connectivity: Promise, issues, and interpretations," *Neuroimage*, vol. 80, pp. 360–378, Oct. 2013.
- [107] O. Sporns, C. J. Honey, and R. Kötter, "Identification and Classification of Hubs in Brain Networks," *PLoS One*, vol. 2, no. 10, p. e1049, Oct. 2007.
- [108] M. E. J. Newman, "Modularity and community structure in networks," Proc. Natl. Acad. Sci., vol. 103, no. 23, pp. 8577–8582, Jun. 2006.
- [109] D. Watts, S. S.- nature, and undefined 1998, "Collective dynamics of 'small-world'networks," *nature.comDJ Watts, SH Strogatznature, 1998•nature.com.*
- [110] O. Sporns, C. J. Honey, and R. Kötter, "Identification and Classification of Hubs in Brain Networks," *PLoS One*, vol. 2, no. 10, p. e1049, Oct. 2007.
- [111] A. Fornito, A. Zalesky, and M. Breakspear, "The connectomics of brain disorders," *Nat. Rev. Neurosci. 2015 163*, vol. 16, no. 3, pp. 159–172, Feb. 2015.
- [112] C. J. Stam, B. F. Jones, G. Nolte, M. Breakspear, and P. Scheltens, "Small-World Networks and Functional Connectivity in Alzheimer's Disease," *Cereb. Cortex*, vol. 17, no. 1, pp. 92–99, Jan. 2007.
- [113] D. S. Bassett and E. Bullmore, "Small-World Brain Networks," http://dx.doi.org/10.1177/1073858406293182, vol. 12, no. 6, pp. 512–523, Dec. 2006.
- [114] D. S. Bassett and E. Bullmore, "Small-World Brain Networks," *Neurosci.*, vol. 12, no. 6, pp. 512–524, Dec. 2006.
- [115] S. F. Ng, Y. M. Chew, P. E. Chng, and K. S. Ng, "An Insight of Linear Regression Analysis," Sci. Res. J., vol. 15, no. 2, p. 1, Dec. 2018.
- [116] X. Su, X. Yan, and C. L. Tsai, "Linear regression," Wiley Interdiscip. Rev. Comput. Stat., vol. 4, no.
 3, pp. 275–294, May 2012.
- [117] Y. Weng, W. Xu, Y. Wu, K. Zhou, and B. Guo, "2D shape deformation using nonlinear least squares optimization," *Vis. Comput.*, vol. 22, no. 9–11, pp. 653–660, Sep. 2006.

- [118] X. F. Pan, X. Zhang, and M. W. Lu, "Meshless galerkin least-squares method," Comput. Mech., vol. 35, no. 3, pp. 182–189, Sep. 2005.
- [119] T. M. Mitchell, "Does Machine Learning Really Work?," Al Mag., vol. 18, no. 3, pp. 11–11, Sep. 1997.
- [120] S. Russell and P. Norvig, Artificial intelligence: a modern approach. 2016.
- [121] Q. shi Zhang and S. chun Zhu, "Visual interpretability for deep learning: a survey," Front. Inf. Technol. Electron. Eng., vol. 19, no. 1, pp. 27–39, Jan. 2018.
- T. Saito and M. Rehmsmeier, "The precision-recall plot is more informative than the ROC plot when evaluating binary classifiers on imbalanced datasets," *PLoS One*, vol. 10, no. 3, Mar. 2015.
- [123] D. L. Olson and D. Delen, "Performance Evaluation for Predictive Modeling," Adv. Data Min. Tech., pp. 137–147, Dec. 2007.
- [124] C.-W. Hsu, C.-C. Chang, and C.-J. Lin, "A Practical Guide to Support Vector Classication," 2008.
- [125] GuyonIsabelle and ElisseeffAndré, "An introduction to variable and feature selection," J. Mach. Learn. Res., Mar. 2003.
- [126] Y. Jiao, C. Zhang, X. Chen, L. Fu, C. Jiang, and C. Wen, "Driver Fatigue Detection Using Measures of Heart Rate Variability and Electrodermal Activity," *IEEE Trans. Intell. Transp. Syst.*, vol. 25, no. 6, pp. 5510–5524, Jun. 2024.
- [127] S. A. Useche, B. Cendales, B. E. Cendales, and V. Gómez, "Measuring Fatigue and its Associations with Job Stress, Health and Traffic Accidents in Professional Drivers: The Case of BRT Operators," *Carrer del Serpis*, vol. 29, pp. 103–118, 2017.
- [128] I. Kakkos *et al.*, "EEG Fingerprints of Task-Independent Mental Workload Discrimination," *IEEE J. Biomed. Heal. informatics*, vol. 25, no. 10, pp. 3824–3833, Oct. 2021.
- [129] G. Li *et al.*, "Self-Regulation Phenomenon Emerged During Prolonged Fatigue Driving: An EEG Connectivity Study," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 31, pp. 4895–4906, 2023.
- [130] Y. Sun, J. Lim, K. Kwok, and A. Bezerianos, "Functional cortical connectivity analysis of mental fatigue unmasks hemispheric asymmetry and changes in small-world networks," *Brain Cogn.*, vol. 85, no. 1, pp. 220–230, Mar. 2014.
- [131] J. Lim and D. F. Dinges, "Sleep Deprivation and Vigilant Attention," Ann. N. Y. Acad. Sci., vol.

1129, no. 1, pp. 305–322, May 2008.

- [132] G. Borghini, L. Astolfi, G. Vecchiato, D. Mattia, and F. Babiloni, "Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness," *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 44, pp. 58–75, Jul. 2014.
- [133] F. Wang, D. Chen, B. Lu, H. Wang, and R. Fu, "A Novel Semi-Dry Electrode Suitable for Collecting EEG Data for Detecting Driving Fatigue in Long-Period Driving Case," IEEE Sens. J., vol. 23, no. 16, pp. 17891–17900, Aug. 2023.
- [134] W. E. Crusio and H. H. Radeke, "Advances in Experimental Medicine and Biology Volume 1425 Series Editors."
- S. T. Miloulis *et al.*, "Evaluating Memory and Cognition via a Wearable EEG System: A Preliminary Study," *Lect. Notes Inst. Comput. Sci. Soc. Telecommun. Eng. LNICST*, vol. 362 LNICST, pp. 52–66, 2021.
- [136] M. L. Jackson *et al.*, "The utility of automated measures of ocular metrics for detecting driver drowsiness during extended wakefulness," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 87, pp. 127–133, Feb. 2016.
- [137] H. Gelbard-Sagiv *et al.*, "Optimizing Electrode Configurations for Wearable EEG Seizure Detection Using Machine Learning," *Sensors 2023, Vol. 23, Page 5805*, vol. 23, no. 13, p. 5805, Jun. 2023.
- [138] G. N. Dimitrakopoulos *et al.*, "Functional Connectivity Analysis of Mental Fatigue Reveals Different Network Topological Alterations between Driving and Vigilance Tasks," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 26, no. 4, pp. 740–749, Apr. 2018.
- [139] G. N. Dimitrakopoulos, I. Kakkos, N. V. Thakor, A. Bezerianos, and Y. Sun, "A mental fatigue index based on regression using mulitband EEG features with application in simulated driving," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 3220–3223, Sep. 2017.
- [140] B. A. Seitzman *et al.*, "A set of functionally-defined brain regions with improved representation of the subcortex and cerebellum," *Neuroimage*, vol. 206, p. 116290, Feb. 2020.
- [141] Q. Abbas and A. Alsheddy, "Driver Fatigue Detection Systems Using Multi-Sensors, Smartphone, and Cloud-Based Computing Platforms: A Comparative Analysis," Sensors 2021, Vol. 21, Page 56, vol. 21, no. 1, p. 56, Dec. 2020.
- [142] G. Sikander and S. Anwar, "Driver Fatigue Detection Systems: A Review," IEEE Trans. Intell.

Transp. Syst., vol. 20, no. 6, pp. 2339–2352, Jun. 2019.

- [143] S. F. Muldoon and D. S. Bassett, "Network and Multilayer Network Approaches to Understanding Human Brain Dynamics," *Philos. Sci.*, vol. 83, no. 5, pp. 710–720, Dec. 2016.
- [144] G. M. Benedetti *et al.*, "The Spectrum of Quantitative EEG Utilization Across North America: A Cross-Sectional Survey," *Pediatr. Neurol.*, vol. 141, pp. 1–8, Apr. 2023.
- [145] H. J. Park and K. Friston, "Structural and Functional Brain Networks: From Connections to Cognition," Science (80-.)., vol. 342, no. 6158, Nov. 2013.
- [146] O. Giannakopoulou, I. Kakkos, G. N. Dimitrakopoulos, Y. Sun, G. K. Matsopoulos, and D. D. Koutsouris, "Time-Dependent Adaptations of Brain Networks in Driving Fatigue," mdpi.comO Giannakopoulou, I Kakkos, GN Dimitrakopoulos, Y Sun, GK Matsopoulos, DD KoutsourisEngineering Proceedings, 2023•mdpi.com, vol. 50, no. 1, 2023.
- [147] F. Ravelli et al., "Cognitive reorganization due to mental workload: A functional connectivity analysis based on working memory paradigms," mdpi.comGN Dimitrakopoulos, I Kakkos, A Anastasiou, A Bezerianos, Y Sun, GK MatsopoulosApplied Sci. 2023•mdpi.com, vol. 13, no. 4, Feb. 2023.
- [148] S. H. Tompson, E. B. Falk, J. M. Vettel, and D. S. Bassett, "Network Approaches to Understand Individual Differences in Brain Connectivity: Opportunities for Personality Neuroscience," *Personal. Neurosci.*, vol. 1, p. e5, Jul. 2018.
- [149] C. J. Stam, G. Nolte, and A. Daffertshofer, "Phase lag index: Assessment of functional connectivity from multi channel EEG and MEG with diminished bias from common sources," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 28, no. 11, pp. 1178–1193, Nov. 2007.
- [150] G. A. James, O. Hazaroglu, and K. A. Bush, "A human brain atlas derived via n-cut parcellation of resting-state and task-based fMRI data," *Magn. Reson. Imaging*, vol. 34, no. 2, pp. 209–218, Feb. 2016.
- [151] E. S. Finn *et al.*, "Functional connectome fingerprinting: identifying individuals using patterns of brain connectivity," *Nat. Neurosci. 2015 1811*, vol. 18, no. 11, pp. 1664–1671, Oct. 2015.
- [152] I. Tavor, O. Parker Jones, R. B. Mars, S. M. Smith, T. E. Behrens, and S. Jbabdi, "Task-free MRI predicts individual differences in brain activity during task performance," *Science (80-.).*, vol. 352, no. 6282, pp. 216–220, Apr. 2016.

- [153] Y. Sun *et al.*, "Inferring the Individual Psychopathologic Deficits With Structural Connectivity in a Longitudinal Cohort of Schizophrenia," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 26, no. 6, pp. 2536–2546, Jun. 2022.
- [154] Z. Peng, J. Rong, Y. Wu, C. Zhou, Y. Yuan, and X. Shao, "Exploring the different patterns for generation process of driving fatigue based on individual driving behavior parameters," *Transp. Res. Rec.*, vol. 2675, no. 8, pp. 408–421, Mar. 2021.
- [155] J. Lim, W. chau Wu, J. Wang, J. A. Detre, D. F. Dinges, and H. Rao, "Imaging brain fatigue from sustained mental workload: An ASL perfusion study of the time-on-task effect," *Neuroimage*, vol. 49, no. 4, pp. 3426–3435, Feb. 2010.
- [156] S. Love, V. Truelove, B. Rowland, and L. Kannis-Dymand, "Metacognition and self-regulation on the road: A qualitative approach to driver attention and distraction," *Appl. Cogn. Psychol.*, vol. 36, no. 6, pp. 1312–1324, Nov. 2022.
- [157] Y. Sun, J. Lim, J. Meng, K. Kwok, N. Thakor, and A. Bezerianos, "Discriminative Analysis of Brain Functional Connectivity Patterns for Mental Fatigue Classification," Ann. Biomed. Eng., vol. 42, no. 10, pp. 2084–2094, Oct. 2014.
- [158] 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.
- [159] S. D. Muthukumaraswamy, "High-frequency brain activity and muscle artifacts in MEG/EEG: A review and recommendations," *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 7, no. MAR, p. 47068, Mar. 2013.
- [160] I. Kakkos *et al.*, "Mental Workload Drives Different Reorganizations of Functional Cortical Connectivity Between 2D and 3D Simulated Flight Experiments," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 27, no. 9, pp. 1704–1713, Sep. 2019.
- [161] C. Brunner, A. Delorme, and S. Makeig, "Eeglab an Open Source Matlab Toolbox for Electrophysiological Research," *Biomed. Eng. / Biomed. Tech.*, vol. 58, no. SI-1-Track-G, Sep. 2013.
- [162] D. Maulud, D. Maulud, and A. M. Abdulazeez, "A Review on Linear Regression Comprehensive in Machine Learning," J. Appl. Sci. Technol. Trends, vol. 1, no. 2, pp. 140–147, Dec. 2020.
- [163] F. Goldhammer, J. Naumann, A. Stelter, K. Tóth, H. Rölke, and E. Klieme, "The time on task effect in reading and problem solving is moderated by task difficulty and skill: Insights from a

computer-based large-scale assessment," *J. Educ. Psychol.*, vol. 106, no. 3, pp. 608–626, Feb. 2014.

- [164] Y. Zhang, H. Guo, Y. Zhou, C. Xu, and Y. Liao, "Recognising drivers' mental fatigue based on EEG multi-dimensional feature selection and fusion," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 79, p. 104237, Jan. 2023.
- [165] T. T. . Soong, "Fundamentals of probability and statistics for engineers," p. 391, 2004.
- [166] W. Helton, P. R.-E. brain research, and undefined 2011, "Working memory load and the vigilance decrement," *SpringerWS Helton, PN RussellExperimental brain Res. 2011*•*Springer,* vol. 212, no. 3, pp. 429–437, Jul. 2011.
- [167] J. Lim, F. C. Quevenco, and K. Kwok, "EEG alpha activity is associated with individual differences in post-break improvement," *Neuroimage*, vol. 76, pp. 81–89, Aug. 2013.
- [168] S. Kar and A. Routray, "Effect of sleep deprivation on functional connectivity of EEG channels," IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. Part ASystems Humans, vol. 43, no. 3, pp. 666–672, 2013.
- [169] S. Dewitte, S. Bruyneel, and K. Geyskens, "Self-Regulating enhances self-regulation in subsequent consumer decisions involving similar response conflicts," J. Consum. Res., vol. 36, no. 3, pp. 394–405, Oct. 2009.
- [170] S. Love, V. Truelove, ... B. R.-A. C., and undefined 2022, "Metacognition and self-regulation on the road: a qualitative approach to driver attention and distraction," *Wiley Online Libr. Love, V Truelove, B Rowland, L Kannis-DymandApplied Cogn. Psychol. 2022*•*Wiley Online Libr.*, vol. 36, no. 6, pp. 1312–1324, Nov. 2022.
- [171] C. Zhao, M. Zhao, Y. Yang, J. Gao, N. Rao, and P. Lin, "The Reorganization of Human Brain Networks Modulated by Driving Mental Fatigue," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 21, no. 3, pp. 743–755, May 2017.
- [172] M. A. Puspasari, H. Iridiastadi, I. Z. Sutalaksana, and A. Sjafruddin, "EFFECT OF DRIVING DURATION ON EEG FLUCTUATIONS," Int. J. Technol., vol. 6, pp. 1089–1096, 2017.
- [173] J. Harvy, A. Bezerianos, and J. Li, "Reliability of EEG Measures in Driving Fatigue," IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 30, pp. 2743–2753, 2022.
- [174] T. Otto, F. R. H. Zijlstra, and R. Goebel, "Feeling the force: Changes in a left-lateralized network of brain areas under simulated workday conditions are reflected in subjective mental effort

investment," PLoS One, vol. 13, no. 6, p. e0198204, Jun. 2018.

- B. T. Jap, S. Lal, and P. Fischer, "Inter-hemispheric electroencephalography coherence analysis: Assessing brain activity during monotonous driving," *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 76, no. 3, pp. 169–173, Jun. 2010.
- [176] M. Awais, N. Badruddin, and M. Drieberg, "EEG Brain Connectivity Analysis to Detect Driver Drowsiness Using Coherence," Proc. - 2017 Int. Conf. Front. Inf. Technol. FIT 2017, vol. 2017-January, pp. 110–114, Jul. 2017.
- [177] K. Rezaee, M. R. Khosravi, H. Attar, and S. Almatarneh, "EEG-Based Driving Fatigue Recognition Using Hybrid Deep Transfer Learning Approach," 1st Int. Eng. Conf. Electr. Energy, Artif. Intell. EICEEAI 2022, 2022.
- [178] L. Yao, J. L. Baker, N. D. Schiff, K. P. Purpura, and M. Shoaran, "Predicting task performance from biomarkers of mental fatigue in global brain activity," *J. Neural Eng.*, vol. 18, no. 3, Jun. 2021.
- [179] J. Chen, H. Wang, Q. Wang, and C. Hua, "Exploring the fatigue affecting electroencephalography based functional brain networks during real driving in young males," *Neuropsychologia*, vol. 129, pp. 200–211, Jun. 2019.
- [180] S. Niu, J. Guo, N. J. Hanson, K. Q. Wang, J. Chai, and F. Guo, "The effects of mental fatigue on fine motor performance in humans and its neural network connectivity mechanism: a dart throwing study," *Cereb. Cortex*, vol. 34, no. 3, Mar. 2024.
- [181] X. Liu *et al.*, "Toward practical driving fatigue detection using three frontal EEG channels: a proof-of-concept study," *Physiol. Meas.*, vol. 42, no. 4, p. 044003, May 2021.
- [182] V. C. Kong, A. Marshall, and H. B. Chan, "Cone Beam Computed Tomography: The Challenges and Strategies in Its Application for Dose Accumulation," J. Med. Imaging Radiat. Sci., vol. 47, no. 1, pp. 92–97, Mar. 2016.
- [183] S. Nobukawa, ... N. W.-2021 I. 3rd G., and undefined 2021, "Gamma band functional connectivity enhanced by driving experience," *ieeexplore.ieee.orgS Nobukawa, N Wagatsuma, K Ina. IEEE 3rd Glob. Conf. Life Sci. Technol. 2021*•*ieeexplore.ieee.org.*
- [184] W. Kong, Z. Zhou, B. Jiang, F. Babiloni, and G. Borghini, "Assessment of driving fatigue based on intra/inter-region phase synchronization," *Neurocomputing*, vol. 219, pp. 474–482, Jan. 2017.

- [185] T. Nguyen, S. Ahn, H. Jang, S. C. Jun, and J. G. Kim, "Utilization of a combined EEG/NIRS system to predict driver drowsiness," *Sci. Reports 2017 71*, vol. 7, no. 1, pp. 1–10, Mar. 2017.
- [186] K. C. Huang, C. H. Chuang, Y. kai Wang, C. Y. Hsieh, J. T. King, and C. T. Lin, "The effects of different fatigue levels on brain–behavior relationships in driving," *Brain Behav.*, vol. 9, no. 12, p. e01379, Dec. 2019.
- [187] E. M. Gordon and S. M. Nelson, "Three types of individual variation in brain networks revealed by single-subject functional connectivity analyses," *Curr. Opin. Behav. Sci.*, vol. 40, pp. 79–86, Aug. 2021.
- [188] T. Naselaris, E. Allen, and K. Kay, "Extensive sampling for complete models of individual brains," *Curr. Opin. Behav. Sci.*, vol. 40, pp. 45–51, Aug. 2021.
- [189] D. Saxby, G. Matthews, E. M. Hitchcock, and J. S. Warm, "Fatigue States are Multidimensional : Evidence from Studies of Simulated Driving," 2007.
- [190] C. Gratton *et al.*, "Functional Brain Networks Are Dominated by Stable Group and Individual Factors, Not Cognitive or Daily Variation," *Neuron*, vol. 98, no. 2, pp. 439-452.e5, Apr. 2018.
- [191] S. Marek *et al.*, "Reproducible brain-wide association studies require thousands of individuals," *Nat. 2022 6037902*, vol. 603, no. 7902, pp. 654–660, Mar. 2022.
- [192] E. Aidman, C. Chadunow, K. Johnson, and J. Reece, "Real-time driver drowsiness feedback improves driver alertness and self-reported driving performance," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 81, pp. 8–13, Aug. 2015.
- [193] P. Qi *et al.*, "Neural Mechanisms of Mental Fatigue Revisited: New Insights from the Brain Connectome," *Engineering*, vol. 5, no. 2, pp. 276–286, Apr. 2019.
- [194] M. A. Gartstein, G. R. Hancock, N. V. Potapova, S. D. Calkins, and M. A. Bell, "Modeling development of frontal electroencephalogram (EEG) asymmetry: Sex differences and links with temperament," *Dev. Sci.*, vol. 23, no. 1, p. e12891, Jan. 2020.
- [195] M. K. Kamti and R. Iqbal, "Evolution of Driver Fatigue Detection Techniques—A Review From 2007 to 2021," *Transp. Res. Rec.*, vol. 2676, no. 12, pp. 485–507, Dec. 2022.
- [196] R. Cannon, C. Kerson, A. Hampshire, and C. L. Garner, "Pilot Data Assessing the Functional Integrity of the Default Network in Adult ADHD with fMRI and sLORETA," J. Neurother., vol. 16, no. 4, pp. 246–263, Dec. 2012.

- [197] R. W. Thatcher, D. M. North, and C. J. Biver, "Diffusion spectral imaging modules correlate with EEG LORETA neuroimaging modules," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 33, no. 5, pp. 1062–1075, May 2012.
- [198] R. Oostenveld, P. Fries, E. Maris, and J. M. Schoffelen, "FieldTrip: Open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2011, 2011.
- [199] V. Litvak *et al.*, "EEG and MEG data analysis in SPM8," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2011, 2011.
- [200] E. Frei, A. Gamma, R. Pascual-Marqui, D. Lehmann, D. Hell, and F. X. Vollenweider, "Localization of MDMA-induced brain activity in healthy volunteers using low resolution brain electromagnetic tomography (LORETA)," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 14, no. 3, pp. 152–165, 2001.
- [201] N. Tzourio-Mazoyer, B. Landeau, D. P.- Neuroimage, and undefined 2002, "Automated anatomical labeling of activations in SPM using a macroscopic anatomical parcellation of the MNI MRI single-subject brain," *ElsevierN Tzourio-Mazoyer, B Landeau, D Papathanassiou, F Crivello, O Etard, N DelcroixNeuroimage, 2002*•*Elsevier*.
- [202] A. Zalesky, A. Fornito, E. B.- Neuroimage, and undefined 2012, "On the use of correlation as a measure of network connectivity," *ElsevierA Zalesky, A Fornito, E BullmoreNeuroimage,* 2012•Elsevier.
- [203] M. Hardmeier, F. Hatz, H. Bousleiman, C. Schindler, C. J. Stam, and P. Fuhr, "Reproducibility of Functional Connectivity and Graph Measures Based on the Phase Lag Index (PLI) and Weighted Phase Lag Index (wPLI) Derived from High Resolution EEG," *PLoS One*, vol. 9, no. 10, p. e108648, Oct. 2014.
- [204] A. Faes, A. De Borman, and M. M. Van Hulle, "Source space reduction for eLORETA," J. Neural Eng., vol. 18, no. 6, Dec. 2021.
- [205] T. Harmony, "The functional significance of delta oscillations in cognitive processing," Front. Integr. Neurosci., vol. 7, no. DEC, p. 59816, Dec. 2013.
- [206] X. Liu *et al.*, "Toward practical driving fatigue detection using three frontal EEG channels: a proof-of-concept study," *Physiol. Meas.*, vol. 42, no. 4, p. 044003, May 2021.
- [207] G. Borghini, L. Astolfi, G. Vecchiato, D. M.-... & B. Reviews, and undefined 2014, "Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental

workload, fatigue and drowsiness," *ElsevierG Borghini, L Astolfi, G Vecchiato, D Mattia, F BabiloniNeuroscience Biobehav. Rev. 2014*•*Elsevier.*

- [208] W. Klimesch, "Alpha-band oscillations, attention, and controlled access to stored information," *Trends Cogn. Sci.*, vol. 16, no. 12, pp. 606–617, Dec. 2012.
- [209] P. Khanna and J. M. Carmena, "Neural oscillations: beta band activity across motor networks," *Curr. Opin. Neurobiol.*, vol. 32, pp. 60–67, Jun. 2015.
- [210] F. Gharagozlou *et al.*, "Detecting Driver Mental Fatigue Based on EEG Alpha Power Changes during Simulated Driving," *Iran. J. Public Health*, vol. 44, no. 12, p. 1693, Dec. 2015.
- [211] K. C. Huang, C. H. Chuang, Y. kai Wang, C. Y. Hsieh, J. T. King, and C. T. Lin, "The effects of different fatigue levels on brain–behavior relationships in driving," *Brain Behav.*, vol. 9, no. 12, p. e01379, Dec. 2019.
- [212] J. He, D. Liu, Z. Wan, and C. Hu, "A noninvasive real-time driving fatigue detection technology based on left prefrontal Attention and Meditation EEG," *Proc. 2014 Int. Conf. Multisens. Fusion Inf. Integr. Intell. Syst. MFI 2014*, Dec. 2014.
- [213] J. Min, C. Xiong, Y. Zhang, and M. Cai, "Driver fatigue detection based on prefrontal EEG using multi-entropy measures and hybrid model," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 69, p. 102857, Aug. 2021.

Κατάλογος Δημοσιεύσεων

[1] **Giannakopoulou, O**., Kakkos, I., Dimitrakopoulos, G. N., Tarousi, M., Sun, Y., Bezerianos, A., Koutsouris, D. D., & Matsopoulos, G. K. (2024). Individual variability in brain connectivity patterns and Driving-Fatigue dynamics. *Sensors*, *24*(12), 3894. https://doi.org/10.3390/s24123894

[2] Giannakopoulou, O., Kakkos, I., Dimitrakopoulos, G. N., Sun, Y., Matsopoulos, G. K., & Koutsouris, D.
D. (2023). Time-dependent adaptations of brain networks in driving fatigue. *ABSET 2023*. https://doi.org/10.3390/engproc2023050006

[3] Manta, O., Vasileiou, N., Giannakopoulou, O., Bromis, K., Kouris, I., Haritou, M., Matsopoulos, G. K.,
& Koutsouris, D. D. (2023). Enhancing healthcare through telehealth ecosystems: Impacts and prospects. *Telehealth Ecosystems in Practice*. https://doi.org/10.3233/shti230804

[4] **Giannakopoulou, O**., Toumpaniaris, P., Kouris, I., Moirogiorgou, K., Karanasiou, N., Aisopou, V., Matsopoulos, G., Chandrinou, A., Anousakis-Vlachochristou, N., Psarros, F., Syrigas, P., Karalidou, V., Costaridis, N., Zervakis, M., & Koutsouris, D. (2021). A platform for health record management of the conscripts in the Hellenic navy. *Studies in Health Technology and Informatics*. https://doi.org/10.3233/shti210181

[5] Tarousi, M., Sarafidis, M., Androutsou, T., Manta, O., **Giannakopoulou, O.**, Koutsouri, G., Ibáñez, F., Kouris, I., Vellidou, E., & Koutsouris, D. (2021). Serious games for parkinson's disease management as implemented in Prophetic Platform. *Health Informatics Journal*, *27*(2), 146045822110112. https://doi.org/10.1177/14604582211011231

[6] Manta, O., Vasileiou, N., Giannakopoulou, O., Bromis, K., Kouris, I., Haritou, M., Koumakis, L., Spanoudakis, G., Nicolae, I., Nechifor, C., Kokkonidis, M., Vakalelis, M., Goletsis, Y., Roumpi, M., Fotiadis, D., Galanis, H., Dimitrakopoulos, P., Matsopoulos, G., & Koutsouris, D. (2024). Architectural Design for Enhancing Remote Patient Monitoring in Heart Failure: A Case Study of the RETENTION Project. In *HEALTHINF* 2024 - 17th International Conference on Health Informatics. https://doi.org/10.5220/0012458500003657

[7] Manta, O., Vasileiou, N., **Giannakopoulou**, O., Bromis, K., Vagenas, T. P., Kouris, I., Haritou, M., Koumakis, L., Spanoudakis, G., Nicolae, I. E., Nechifor, C. S., Kokkonidis, M., Vakalelis, M., Goletsis, Y., Roumpi, M., Fotiadis, D. I., Galanis, H., Dimitrakopoulos, P., Matsopoulos, G. K., & Koutsouris, D. D., "Elevating Heart Failure Care: Innovations in Remote Patient Monitoring through the RETENTION Platform," in Communications in Computer and Information Science, vol. 10, post-publication, Dec. 2024.

Προς δημοσιευση

[8] O. Manta, N. Vasileiou, O. Giannakopoulou, K. Bromis, K. Georgas, T.P. Vagenas, I. Kouris, M. Haritou, G. Matsopoulos and D. Koutsouris, "TeleRehaB DSS Project: Advancing Balance Rehabilitation Through Digital Health Technologies," 2024 IEEE International Conference on Engineering, Technology and Innovation (ICE/ITMC), Madeira, Portugal, 2024, pp., doi: .

[9] N. Vasileiou, O. Giannakopoulou, O. Manta, K. Bromis, T.P. Vagenas, I. Kouris, M. Haritou, G. Matsopoulos, D. Koutsouris, M. Roumpi, Y. Goletsis and D. Fotiadis "FHIR-Driven Advancements in Healthcare Interoperability: Insights from the RETENTION Project," 2024 IEEE International Conference on Engineering, Technology and Innovation (ICE/ITMC), Madeira, Portugal, 2024, pp. , doi: .

[10] Manta, O., Vasileiou, N., Giannakopoulou, O., Bromis, K., Vagenas, T. P., Kouris, I., Haritou, M.,

Koumakis, L., Spanoudakis, G., Nicolae, I. E., Nechifor, C. S., Kokkonidis, M., Vakalelis, M., Goletsis, Y.,

Roumpi, M., Fotiadis, D. I., Galanis, H., Dimitrakopoulos, P., Matsopoulos, G. K., & Koutsouris, D. D.,

"Elevating Heart Failure Care: Innovations in Remote Patient Monitoring through the RETENTION

Platform," in Communications in Computer and Information Science, vol. 10, post-publication, Dec.2