



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ**

**ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
"ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΤΗ ΒΙΟΛΟΓΙΑ"**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Υπολογιστική γνωσιακή εκπαίδευση σε MATLAB με χρήση
ηλεκτροεγκεφαλογραφίας για βελτίωση της μνήμης
προσώπων-ονομάτων**

Σταύρος-Θεοφάνης Αριστομένης Μηλούλης

Επιβλέπων: Παντελεήμων Ασβεστάς, Επίκουρος Καθηγητής

ΑΘΗΝΑ

ΙΟΥΛΙΟΣ 2017

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Υπολογιστική γνωσιακή εκπαίδευση σε MATLAB με χρήση ηλεκτροεγκεφαλογραφίας
για βελτίωση της μνήμης προσώπων-ονομάτων

Σταύρος-Θεοφάνης Α. Μηλούλης

A.M.: ΠΙΒ0144

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: Παντελεήμων Ασβεστάς, Επίκουρος Καθηγητής

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ: Παντελεήμων Ασβεστάς, Επίκουρος Καθηγητής
Ερρίκος Βεντούρας, Καθηγητής
Γεώργιος Ματσόπουλος, Αναπληρωτής Καθηγητής

Ιούλιος 2017

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα εργασία εξετάζει τη δυνατότητα εφαρμογής γνωσιακής εκπαίδευσης για τη βελτίωση της μνήμης προσώπων-ονομάτων και την επίδραση αυτής σε άλλες γνωσιακές εργασίες. Η εκπαίδευση πραγματοποιήθηκε με εφαρμογή της διαδικασίας επανάληψης με υστέρηση, ενώ οι εργασίες μεταφοράς που εξετάστηκαν είναι οι N-back και Verbal Paired Associates, οι οποίες αξιολογούν λειτουργική και λεκτική μνήμη αντίστοιχα. Τόσο η εκπαίδευση όσο και η αξιολόγηση των συμμετεχόντων πραγματοποιήθηκαν μέσω του MATLAB, ενώ ταυτόχρονα καταγράφονταν δεδομένα EEG μέσω του MindWave Mobile, τα οποία αξιοποιήθηκαν για τη μελέτη της απόδοσης στις εργασίες. Αν και η στατιστική ανάλυση επιβεβαίωσε ότι το πλήθος των συμμετεχόντων (6) ήταν μικρό προκειμένου να εξαχθούν ασφαλή συμπεράσματα, παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά σε συγκεκριμένες πτυχές της εγκεφαλικής δραστηριότητας (κυρίως στις ζώνες α και θ), καθώς και επίτευξη μεταφοράς στα αποτελέσματα της εργασίας N-back. Επιπλέον, επιβεβαιώθηκε σαφώς η διάκριση μεταξύ αυτόματων και ελεγχόμενων μνημονικών διεργασιών, οι οποίες διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο τόσο κατά την αύξηση της ηλικίας όσο και σε περιπτώσεις γνωσιακών διαταραχών.

ΘΕΜΑΤΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ: Υπολογιστική Γνωσιακή Εκπαίδευση

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: μνήμη, μεταφορά, διαδικασία επανάληψης με υστέρηση, MindWave, ηλεκτροεγκεφαλογραφία, Matlab, EEGLAB, ανάλυση συνδιασποράς

ABSTRACT

This thesis examines the application of cognitive training to face-name memory improvement and possible transfer effects to other cognitive tasks. Training was conducted using the repetition-lag procedure, while the N-back task and the Verbal Paired Associates test were used as transfer tasks, evaluating working memory and verbal memory respectively. Both training and evaluation were conducted using MATLAB. At the same time, EEG data were recorded via MindWave Mobile and were utilized in the study of the participants' performance. Although the number of the participants (6) was too small to draw safe conclusions, a statistically significant difference was observed in various aspects of brain activity (mainly in alpha and theta bands), while transfer effects for N-back task also appeared. Moreover, there was clear confirmation of the distinction between automatic and effortful memory processes, which play an important role in both aging and cognitive impairments.

SUBJECT AREA: Computerized Cognitive Training

KEYWORDS: memory, repetition-lag procedure, MindWave, electroencephalography, Matlab, EEGLAB, analysis of covariance, transfer

Στη γιαγιά μου

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ο συγγραφέας ευχαριστεί ιδιαίτερα τους συμμετέχοντες στο πείραμα για τον χρόνο που αφιέρωσαν.

Σε μέρος της έρευνας στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε η βάση προσώπων FERET που συλλέχθηκε υπό το πρόγραμμα FERET, υποστηριζόμενο από το CDTDPO (DOD Counterdrug Technology Development Program Office).

Σε μέρος της έρευνας στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε η βάση προσώπων PICS (Psychological Image Collection at Stirling).

Σε μέρος της έρευνας στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε η βάση προσώπων IMM.

Η επιλογή των ονομάτων που χρησιμοποιούνται μαζί με τις εικόνες προσώπων βασίστηκε στη στατιστική ανάλυση σχετικά με τη συχνότητα εμφάνισης ελληνικών ονομάτων που πραγματοποιήθηκε το 2009 από τον Χάρη Φουνταλή βάσει των ονομάτων 97072 ατόμων που πήραν μέρος σε διαγωνισμό του Α.Σ.Ε.Π. το φθινόπωρο του 2008.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	13
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	14
2. ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ	15
2.1 Γενικά στοιχεία	15
2.2 Ανατομία	15
2.3 Εγκεφαλικός φλοιός.....	19
3. ΜΝΗΜΗ.....	24
3.1 Γενικά στοιχεία	24
3.2 Τύποι μνήμης	24
3.2.1 Αισθητηριακή μνήμη (Sensory memory).....	25
3.2.2 Βραχυπρόθεσμη μνήμη (short-term memory)	25
3.2.3 Μακροπρόθεσμη μνήμη (Long-term memory).....	27
3.3 Διεργασίες μνήμης	28
3.3.1 Κωδικοποίηση (Encoding)	28
3.3.2 Αποθήκευση (Storage).....	29
3.3.3 Ανάκτηση (Retrieval).....	29
3.3.4 Εδραίωση (Consolidation).....	30
3.3.5 Λήθη (Forgetting)	30
3.4 Παράγοντες που επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα της μνήμης.....	31
4. ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ (ELECTROENCEPHALOGRAM – EEG)	32
4.1 Γενικά στοιχεία	32
4.2 Δημιουργία ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος	33
4.3 Βασικοί ρυθμοί ΗΕΓ	38
4.3.1 Ρυθμός α (alpha rhythm).....	38
4.3.2 Ρυθμός β (beta rhythm).....	39
4.3.3 Ρυθμός γ (gamma rhythm).....	39

4.3.4	Ρυθμός δ (delta rhythm).....	39
4.3.5	Ρυθμός θ (theta rhythm).....	39
4.4	Σχετικά με γεγονόσ δυναμικά (Event-related potentials – ERPs).....	40
4.4.1	Βασικά χαρακτηριστικά	40
4.4.2	Ταξινόμηση προκλητών δυναμικών	40
4.4.3	Συστατικά	41
4.5	Σχετικός με γεγονόσ συγχρονισμός & αποσυγχρονισμός	45
4.6	Λήψη EEG	48
4.6.1	Ηλεκτρόδια	48
4.6.2	Τοποθέτηση ηλεκτροδίων	48
4.6.3	Διαφορική ενίσχυση	51
4.6.4	Ενισχυτική διάταξη	53
4.7	Ατέλειες σήματος EEG (artifacts)	54
4.8	Τεχνικές επεξεργασίας σήματος EEG	55
4.9	Εντοπισμός – Αντίστροφο πρόβλημα	61
4.10	Εφαρμογές	62
5.	ΓΝΩΣΙΑΚΗ ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ (COGNITIVE TRAINING – CT).....	64
5.1	Γενικά στοιχεία	64
5.2	Μεταφορά (Transfer).....	65
5.3	Αξιολόγηση νοητικής κατάστασης.....	66
5.4	Προϋποθέσεις και χαρακτηριστικά προγραμμάτων γνωσιακής εκπαίδευσης.....	69
5.5	Επιλογή εκπαιδευτικής μεθόδου.....	71
5.6	Διαμόρφωση πλαισίου με χρήση μουσικής.....	76
5.7	Μνήμη προσώπων-ονομάτων & αναγνώριση	78
6.	MINDWAVE MOBILE & ΣΧΕΤΙΚΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ.....	80
6.1	Βασικά χαρακτηριστικά.....	80
6.2	Εγκατάσταση και βασική χρήση	82
6.3	Λήψη δεδομένων μέσω Matlab	84

6.4	Λογισμικό που συνδυάζεται με το MindWave – EEEGLAB.....	84
7.	ΠΕΙΡΑΜΑ.....	93
7.1	Περιγραφή φάσεων πειράματος	93
7.1.1	Εξοικείωση με την εγκεφαλογραφική διάταξη	93
7.1.2	Βασική αξιολόγηση νοητικής κατάστασης (MoCA)	93
7.1.3	Προεκπαιδευτική φάση.....	93
7.1.4	Εκπαιδευτική φάση: Επανάληψη με υστέρηση.....	97
7.1.5	Μετεκπαιδευτική φάση	101
7.2	Σύνοψη παραμέτρων πειράματος.....	101
7.3	Λήψη υλικού για τις εργασίες (πρόσωπα, ονόματα & λέξεις)	103
7.3.1	Βάσεις δεδομένων για εικόνες προσώπων	103
7.3.2	Ονόματα	104
7.3.3	Λέξεις.....	105
7.4	Λήψη δεδομένων EEG	105
7.5	Επεξεργασία δεδομένων.....	107
7.6	Στατιστική ανάλυση	110
7.7	Εκτέλεση πειράματος και αποτελέσματα	111
7.7.1	Συμμετέχοντες.....	111
7.7.2	Αποτελέσματα στατιστικής ανάλυσης	112
8.	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ & ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ	115
	ΠΙΝΑΚΑΣ ΟΡΟΛΟΓΙΑΣ	117
	ΣΥΝΤΜΗΣΕΙΣ – ΑΡΚΤΙΚΟΛΕΞΑ – ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ	122
	ΑΝΑΦΟΡΕΣ	124

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1: Ανατομία ανθρώπινου εγκεφάλου 1	16
Εικόνα 2: Ανατομία ανθρώπινου εγκεφάλου 2	16
Εικόνα 3: Ανατομία ανθρώπινου εγκεφάλου 3	17
Εικόνα 4: Ροή εγκεφαλονωτιαίου υγρού	17
Εικόνα 5: Εγκεφαλικές τομές	18
Εικόνα 6: Βασικοί λοβοί εγκεφάλου	19
Εικόνα 7: Βασικές έλικες και αύλακες του φλοιού	20
Εικόνα 8: Λειτουργικός διαχωρισμός φλοιού	21
Εικόνα 9: Περιοχές Brodmann και συσχέτισή τους με εγκεφαλικές λειτουργίες	22
Εικόνα 10: Χάρτης του Penfield (σωματοαισθητικό & κινητικό ανθρωπάριο)	23
Εικόνα 11: Μοντέλο Atkinson-Shiffrin για τον διαχωρισμό της μνήμης σε τύπους	24
Εικόνα 12: Μοντέλο των Baddeley & Hitch για τη λειτουργική μνήμη	25
Εικόνα 13: Τυπική μορφή δυναμικού δράσης	35
Εικόνα 14: Περίοδοι ανερεθιστότητας	36
Εικόνα 15: Διαδικασία δημιουργίας δυναμικού δράσης	37
Εικόνα 16: Βασικά συστατικά ΠΔ	42
Εικόνα 17: Μέτρηση θετικής και αρνητικής απόκρισης μέσω ηλεκτροδίου FCz	45
Εικόνα 18: Θέσεις τοποθέτησης ηλεκτροδίων κατά το σύστημα 10/20	49
Εικόνα 19: Θέσεις τοποθέτησης ηλεκτροδίων κατά το σύστημα 10/10	50
Εικόνα 20: Συσχέτιση θέσεων συστήματος 10/20 με νοητικές λειτουργίες	51
Εικόνα 21: Θέσεις αναφοράς για το σύστημα 10/20	52
Εικόνα 22: Μοντέλο ομόκεντρων σφαιρών με τιμές ακτίνων και αγωγιμοτήτων	62
Εικόνα 23: Μοντέλο των Bruce & Young για την αναγνώριση	79
Εικόνα 24: MindWave Mobile	80
Εικόνα 25: Θύρα σύνδεσης Bluetooth μέσω της εφαρμογής ThinkGear Connector	82
Εικόνα 26: Αρχικό μενού εφαρμογής MindWave Mobile Core	82

Εικόνα 27: Brainwave Visualizer	83
Εικόνα 28: Αρχικό μενού EEGLAB	85
Εικόνα 29: Παράθυρο εισαγωγής νέων δεδομένων στο EEGLAB	85
Εικόνα 30: Παράθυρο εισαγωγής πληροφοριών καναλιών στο EEGLAB.....	86
Εικόνα 31: 2-D αναπαράσταση των θέσεων των ηλεκτροδίων.....	87
Εικόνα 32: 3-D αναπαράσταση των θέσεων των ηλεκτροδίων.....	87
Εικόνα 33: Παράθυρο εκτέλεσης ICA στο EEGLAB	88
Εικόνα 34: Αναπαράσταση ακολουθιών δειγμάτων καναλιών στο EEGLAB	88
Εικόνα 35: Αναπαράσταση φάσματος ισχύος για ένα κανάλι δεδομένων.....	89
Εικόνα 36: Αναπαράσταση φασμάτων ισχύος για το σύνολο των καναλιών	89
Εικόνα 37: 2-D αναπαράσταση των συνιστωσών.....	89
Εικόνα 38: 3-D αναπαράσταση των συνιστωσών.....	90
Εικόνα 39: 2-D αναπαράσταση προκλητών δυναμικών ανά κανάλι	90
Εικόνα 40: 2-D αναπαράσταση κατανομής προκλητών δυναμικών.....	90
Εικόνα 41: 3-D αναπαράσταση κατανομής προκλητών δυναμικών.....	91
Εικόνα 42: Στατιστική ανάλυση μελέτης στο EGLAB	92
Εικόνα 43: Μορφή αρχείου κειμένου με πληροφορίες γεγονότων καταγραφής EEG...	106
Εικόνα 44: Εφαρμογή αξιολόγησης, εκπαίδευσης και καταγραφής σε smartphone.....	116

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1: Περιοχές Brodmann ανθρώπινου εγκεφάλου	22
Πίνακας 2: Γενική περιγραφή εργασιών που χρησιμοποιούνται	67
Πίνακας 3: Οργάνωση χρονικών διαστημάτων για τις εργασίες και τη λήψη EEG.....	101
Πίνακας 4: Τιμές για παραμέτρους, διάρκεια και πλήθος epochs	102
Πίνακας 5: Οργάνωση προεκπαιδευτικής και μετεκπαιδευτικής φάσης	102
Πίνακας 6: Χαρακτηριστικά αξιολόγησης	107
Πίνακας 7: Χαρακτηριστικά αξιολόγησης ανά εργασία και ανά φάση	108
Πίνακας 8: Χαρακτηριστικά με στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των 2 ομάδων .	112
Πίνακας 9: Χαρακτηριστικά ομάδας εκπαίδευσης με στατιστικά σημαντική διαφορά...	113

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα μελέτη πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια διπλωματικής εργασίας και έχει ως στόχο τη διερεύνηση της πιθανότητας εφαρμογής τεχνικών εξάσκησης της μνημονικής ικανότητας ανθρώπων μεγάλης ηλικίας. Αν και οι συμμετέχοντες στο παρόν πείραμα δεν είναι μεγάλης ηλικίας και δεν εμφανίζουν σχετικό πρόβλημα, η διεξαγωγή ήταν ελπιδοφόρα ως προς την εφαρμογή τόσο σε απόλυτα υγιή άτομα (με στόχο την περαιτέρω βελτίωση) όσο και σε άτομα με προβλήματα μνήμης.

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στο 1^ο κεφάλαιο παρουσιάζονται μερικά γενικά στοιχεία σχετικά με την ανατομία και τη λειτουργία του εγκεφάλου, με την τελευταία να μελετάται μέσω της παρουσίασης μεθόδων διαχωρισμού του φλοιού. Το 2^ο κεφάλαιο αφορά την ανθρώπινη μνήμη και περιλαμβάνει τόσο την παρουσίαση των διαφόρων τύπων μνήμης όσο και τη μελέτη των μνημονικών διεργασιών (πχ κωδικοποίηση, ανάκτηση).

Το 3^ο κεφάλαιο περιλαμβάνει λεπτομέρειες σχετικά με την τεχνική της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας (ΗΕΓ), με αναφορά στην προέλευση του σχετικού σήματος, στους διαφορετικούς ρυθμούς της εγκεφαλικής δραστηριότητας (α , β , γ , δ , θ) και στη φύση της δραστηριότητας που σχετίζεται με κάποιο γεγονός/ερέθισμα. Πιο συγκεκριμένα, μελετώνται τα προκλητά δυναμικά και τα φαινόμενα συγχρονισμού και αποσυγχρονισμού και παρουσιάζονται οι αντίστοιχες μέθοδοι επεξεργασίας του εγκεφαλογραφικού σήματος. Τέλος, γίνεται αναφορά στη διαδικασία λήψης του ΗΕΓ και στις σχετικές πηγές θορύβου.

Στο κεφάλαιο 5 επιχειρείται μία εκτενής αναφορά στη γνωσιακή εκπαίδευση, με τη μελέτη όλων των εμπλεκόμενων παραμέτρων και την αναζήτηση κατάλληλης εκπαιδευτικής μεθόδου για τη βελτίωση της μνήμης προσώπων-ονομάτων.

Στο κεφάλαιο 6 παρουσιάζεται η συσκευή καταγραφής που χρησιμοποιείται στην παρούσα εργασία και γίνεται αναφορά σε λογισμικό που χρησιμοποιείται συχνά για την επεξεργασία των δεδομένων.

Τέλος, το κεφάλαιο 7 περιλαμβάνει την παρουσίαση, την υλοποίηση και τα αποτελέσματα του πειράματος, ενώ στο κεφάλαιο 8 δίνονται κάποια γενικά σχόλια και προτάσεις για περαιτέρω έρευνα.

2. ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ

2.1 Γενικά στοιχεία

Ο εγκέφαλος^[1] είναι το πιο πολύπλοκο όργανο στο σώμα, περιέχοντας δισεκατομμύρια νευρώνων οι οποίοι στέλνουν συνεχώς σήματα με τη μορφή των ηλεκτρικών ώσεων από τους νευρώνες των αισθητηρίων οργάνων (με ταχύτητες που κυμαίνονται από 1 έως πάνω από 100m/sec για τους διαφορετικούς τύπους νευρώνων). Η πρώτη λειτουργία του είναι να προσδιορίσει εάν η πληροφορία χρήζει προσοχής. Εάν είναι άσχετη ή απλά πιστοποιεί ότι όλα παραμένουν ίδια, επιτρέπεται να αποσυρθεί από το προσκήνιο και δεν έχουμε συναίσθηση αυτής. Εάν όμως η πληροφορία κριθεί σημαντική, ο εγκέφαλος ενισχύει τα αντίστοιχα σήματα, τα οποία επηρεάζουν διάφορες περιοχές και οδηγούν στο σχηματισμό συνειδητής εμπειρίας ή και σε σωματική αντίδραση.

Η μετατροπή των εισερχομένων πληροφοριών σε διάφορες συνιστώσες της εμπειρίας (πχ σκέψεις ή συναισθήματα) σχετίζεται άμεσα με την προέλευσή τους. Κάθε αισθητήριο όργανο εξειδικεύεται στη συλλογή διαφορετικού τύπου ερεθισμάτων και όλα ανταποκρίνονται σε αυτά τα ερεθίσματα λίγο πολύ με τον ίδιο τρόπο, δηλαδή παράγοντας ηλεκτρικά σήματα, τα οποία αποστέλλονται για περαιτέρω επεξεργασία. Η ουσιώδης διαφορά είναι ότι οι πληροφορίες από κάθε όργανο αποστέλλονται σε διαφορετικό τμήμα του εγκεφάλου και στη συνέχεια η επεξεργασία τους γίνεται κατά μήκος μιας διαφορετικής νευρικής οδού. Ανάλογα με την περιοχή όπου γίνεται η επεξεργασία των πληροφοριών καθορίζεται και το είδος της εμπειρίας που θα δημιουργηθεί.

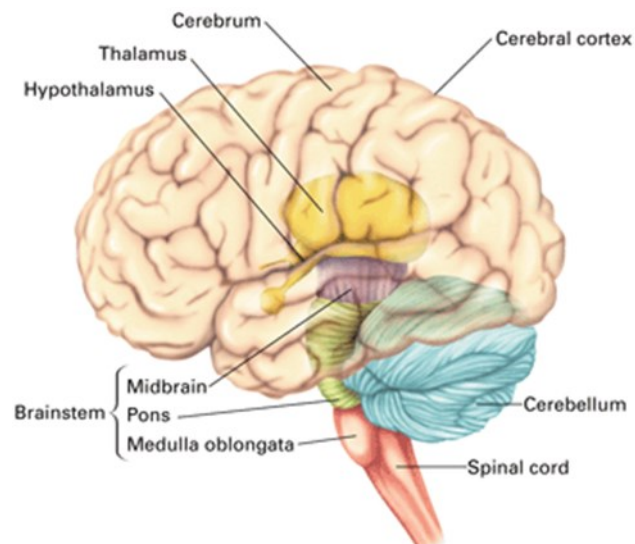
Ο εγκέφαλος αποτελείται από αυτοτελείς μονάδες που διεκπεραιώνουν διαφορετικές λειτουργίες. Ταυτόχρονα, οι μονάδες αυτές παρουσιάζουν πυκνές διασυνδέσεις μεταξύ τους και καμία δε λειτουργεί χωρίς την υποστήριξη άλλων και του υπολοίπου σώματος. Σε γενικές γραμμές οι απλούστερες λειτουργίες όπως η καταγραφή των αισθήσεων είναι αυστηρά εντοπισμένες, ενώ οι ανώτερες λειτουργίες όπως η μνήμη και η ομιλία προκύπτουν από διασυνδέσεις μεταξύ περιοχών του εγκεφάλου. Τέλος, ο εγκεφαλικός ιστός δεν έχει υποδοχείς άλγους κι έτσι, παρά το γεγονός ότι καταγράφει το άλγος από το σώμα, δε νιώθει στην πραγματικότητα ο ίδιος άλγος.

Ένα έμβρυο αναπτύσσει περίπου 25000 νευρώνες το λεπτό, ενώ ένας άνθρωπος γεννιέται με περίπου όλους τους νευρώνες που θα έχει σε όλη τη ζωή του, δίχως ωστόσο τα νευρικά δίκτυα να είναι ακόμη ώριμα. Παρότι ορισμένες λειτουργίες φθίνουν με την ηλικία, η διατήρηση των δικτύων ή ακόμη και η δημιουργία νέων είναι εφικτή μέσω εξάσκησης του εγκεφάλου, ο οποίος μπορεί να ενδυναμωθεί όπως ένας μυς. Έτσι, αν για παράδειγμα ένα άτομο εξασκηθεί σε μία συγκεκριμένη δραστηριότητα, το τμήμα του εγκεφάλου που σχετίζεται με αυτή θα γίνει μεγαλύτερο.

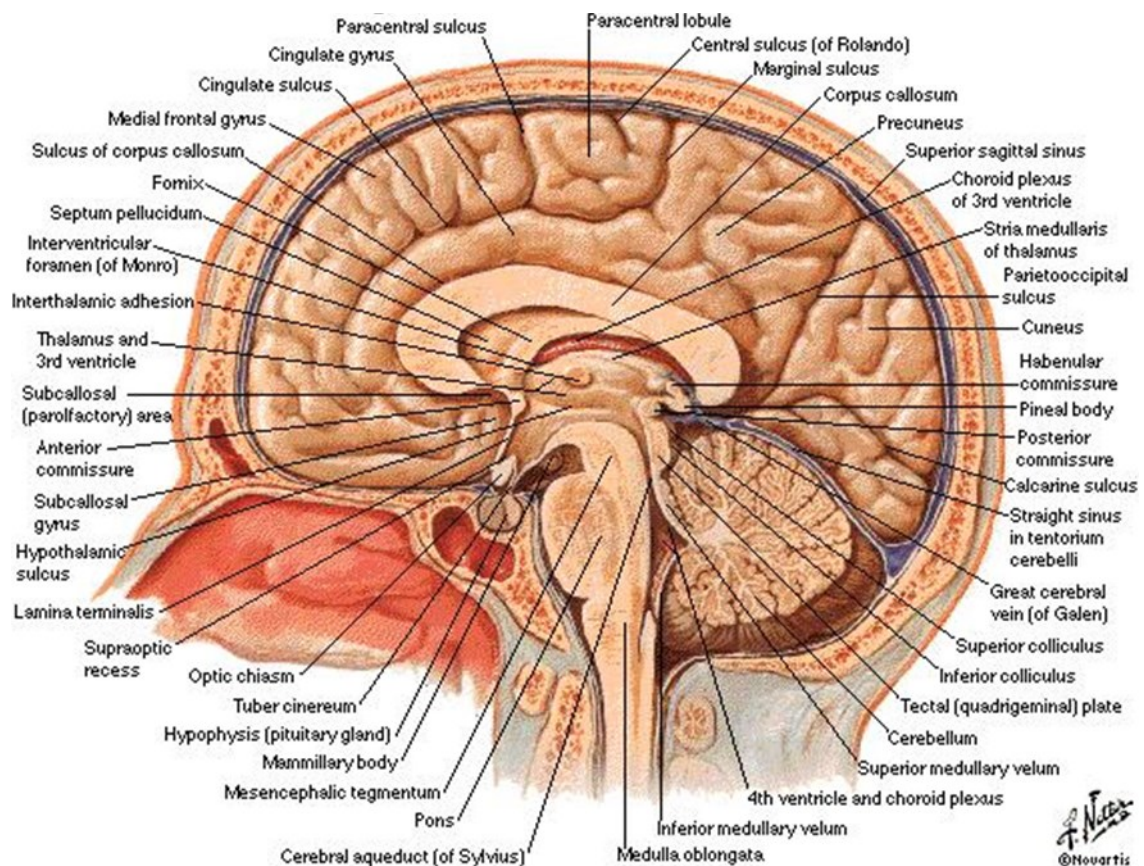
Η απαιτούμενη ενέργεια για τις δραστηριότητες του εγκεφάλου προέρχεται από την κατανάλωση γλυκόζης (σε κατάσταση αστίας ο εγκέφαλος καταβολίζει πρωτεΐνες), με το 20% των συνολικών προμηθειών γλυκόζης (περίπου 420kcal την ημέρα) να παρέχονται στον εγκέφαλο μέσω του **αρτηριακού κύκλου (κύκλος του Willis)**, ο οποίος διεκπεραιώνει και την παροχή οξυγόνου.

2.2 Ανατομία

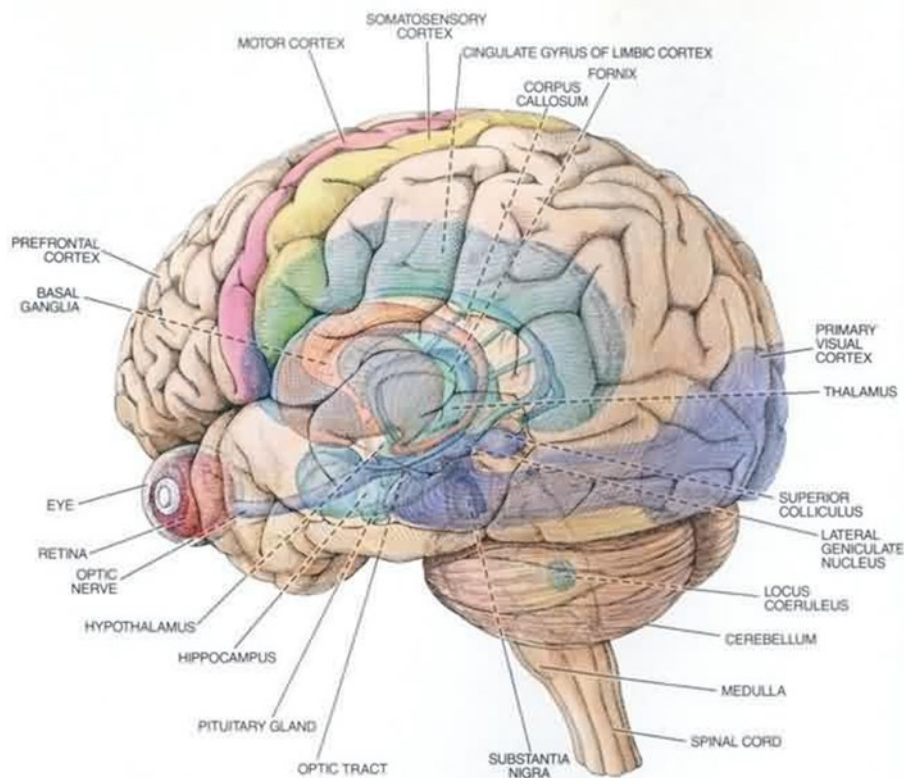
Η βασική ανατομία του εγκεφάλου φαίνεται στις παρακάτω εικόνες. Για αναλυτικές πληροφορίες σχετικά με τις διάφορες δομές εντός του ανθρώπινου εγκεφάλου μπορεί κανείς να ανατρέξει στην πηγή [1]:



Εικόνα 1: Ανατομία ανθρώπινου εγκεφάλου 1

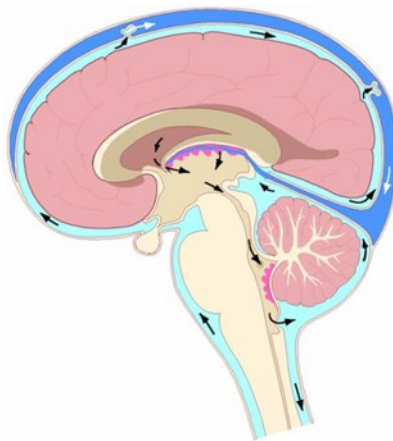


Εικόνα 2: Ανατομία ανθρώπινου εγκεφάλου 2



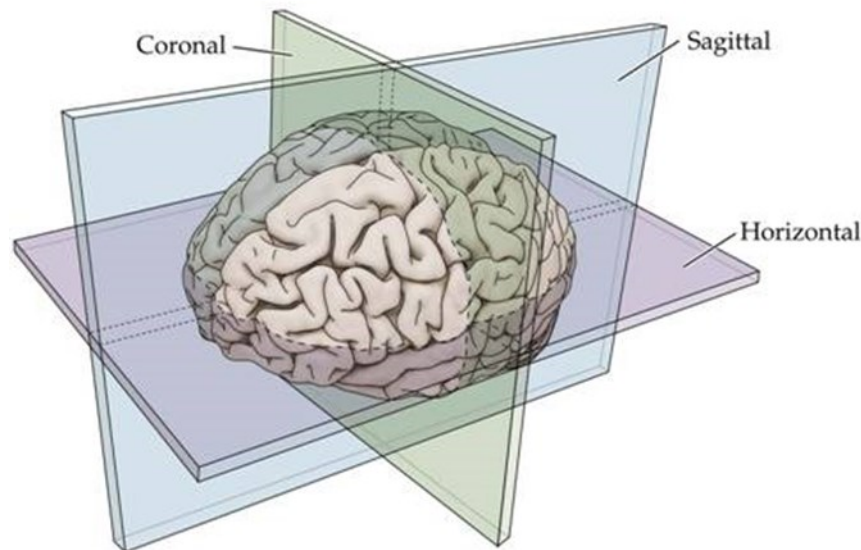
Εικόνα 3: Ανατομία ανθρώπινου εγκεφάλου 3

Ο ιστός του εγκεφάλου «πλέει» εντός του κρανίου σε **εγκεφαλονωτιαίο υγρό**^[1] (**ENY / cerebrospinal fluid – CSF**), το οποίο ανανεώνεται 4 με 5 φορές την ημέρα και περιλαμβάνει πρωτεΐνες και γλυκόζη για τη θρέψη των εγκεφαλικών κυττάρων, λευκά αιμοσφαίρια για την προστασία από λοιμώξεις, ενώ ταυτόχρονα συμβάλλει και στην απορρόφηση δονήσεων λόγω κακώσεων. Μετά την κυκλοφορία εντός του εγκεφάλου, το υγρό τελικά επαναρροφάται στην κυκλοφορία του αίματος:



Εικόνα 4: Ροή εγκεφαλονωτιαίου υγρού

Η ανατομία του εγκεφάλου παρουσιάζεται κατά βάση από 3 διαφορετικές όψεις, οι οποίες αντιστοιχούν στις **εγκεφαλικές τομές (brain sections)** και περιλαμβάνουν την **οριζόντια (horizontal)**, τη **στεφανιαία (coronal)** και την **οβελιαία (sagittal)** τομή. Επιπλέον, η οβελιαία τομή που ορίζεται βάσει του άξονα διαχωρισμού των 2 ημισφαιρίων (**midline**) ονομάζεται **μέση οβελιαία (mid-sagittal)**:



Εικόνα 5: Εγκεφαλικές τομές

Τέλος, παρατίθεται μία λίστα από ιστοσελίδες, τις οποίες μπορεί κανείς να χρησιμοποιήσει για αναγνώριση ανατομικών δομών του εγκεφάλου. Οι σελίδες αυτές περιλαμβάνουν πληθώρα εικόνων σε διάφορες τομές στις οποίες επισημαίνονται οι δομές εντός του εγκεφάλου κι έτσι μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως εκπαιδευτικά εργαλεία επί της ανατομίας αυτού:

- <http://www.dartmouth.edu/~rswenson/Atlas/>: Περιλαμβάνει τόσο πραγματικές όσο και MRI εικόνες, για τις οποίες δίνεται η δυνατότητα διαδραστικής επιλογής δομής και παροχής σύντομης περιγραφής γι' αυτή. Επιπλέον στις εικόνες MRI δίνεται η δυνατότητα επιλογής τομής.
- <http://headneckbrainspine.com/>: Επισημαίνονται όλες οι δομές του εγκεφάλου σε όλες τις προβολές, για τις οποίες δίνεται η δυνατότητα επιλογής τομής.
- <http://w-radiology.com/index.html>: Περιλαμβάνεται πληθώρα ακτινολογικών, CT και MRI εικόνων στις οποίες έχουν επισημανθεί διάφορες δομές.
- <http://jakemandell.com/headct/>: Περιλαμβάνει 27 οριζόντιες τομές μίας CT εγκεφάλου, στις οποίες έχουν επισημανθεί δομές.
- <https://www.msu.edu/~brains/brains/human/index.html>: Περιλαμβάνει MRI εικόνες στις οποίες έχουν επισημανθεί διάφορες δομές και επιπλέον παρέχεται η δυνατότητα επιλογής τομής.
- <http://www.med.wayne.edu/diagRadiology/education.htm>: Εκεί μπορεί να βρεθεί μεγάλο πλήθος εικόνων στις οποίες έχουν επισημανθεί κάποιες δομές, για τις οποίες περιλαμβάνεται σύντομη περιγραφή.
- <http://library.med.utah.edu/WebPath/HISTHTML/HISTO.html>: Περιλαμβάνει πληθώρα πραγματικών εικόνων στις οποίες έχουν επισημανθεί διάφορες δομές.

Στην παρούσα εργασία το ενδιαφέρον σχετικά με την ανατομία του εγκεφάλου περιορίζεται στη μελέτη του εγκεφαλικού φλοιού, ο οποίος εξετάζεται παρακάτω από λειτουργικής πλευράς.

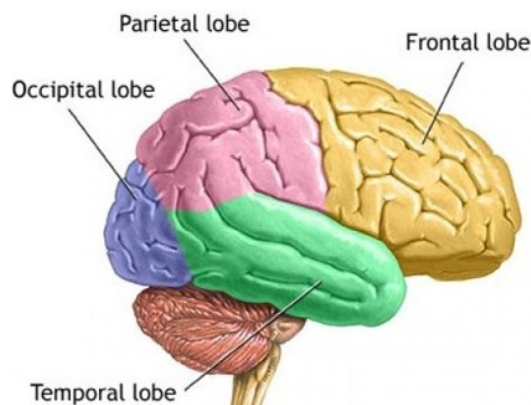
2.3 Εγκεφαλικός φλοιός

Ο **εγκεφαλικός φλοιός**^{[1],[2]} (**cerebral cortex**) είναι η εξωτερική στοιβάδα του εγκεφάλου και είναι κοινώς γνωστός ως **φαιά ουσία (grey matter)**. Τα στρογγυλά ογκώματα του φλοιού είναι οι **έλικες (gyri)**, ενώ οι σχισμές του εγκεφαλικού φλοιού καλούνται **αύλακες (sulci)**. Η διάταξη των αυλάκων και των ελίκων είναι παρόμοια αλλά γενικά διαφέρει μεταξύ των ανθρώπων.

Οι 2 πλευρές του εγκεφάλου (εικόνα 5) καλούνται **ημισφαίρια (hemispheres)** και δεν είναι απαραίτητα συμμετρικά. Η ασυμμετρία αυτή δεν περιορίζεται μόνο στη δομή αλλά και στη λειτουργία, με λειτουργίες όπως η ομιλία, η γλώσσα, ο συλλογισμός και η ανάλυση να εδράζονται κυρίως στο αριστερό ημισφαίριο στους περισσότερους ανθρώπους. Το δεξιό ημισφαίριο ελέγχει περισσότερο αισθητικά προσαγωγά ερεθίσματα, την ακουστική και οπτική επίγνωση, τις δημιουργικές ικανότητες και την επίγνωση του χώρου και του χρόνου.

Οι έλικες και οι αύλακες συμβάλλουν στη διαίρεση^[2] του φλοιού σε διαφορετικές περιοχές βάσει είτε δομικών (αρχιτεκτονικών) είτε λειτουργικών χαρακτηριστικών. Αξίζει ωστόσο να σημειωθεί ότι τα ανατομικά και λειτουργικά όρια μεταξύ των διαφορετικών περιοχών δεν είναι σαφή και δεν αποκλείεται η ύπαρξη επικαλύψεων στα όρια των περιοχών.

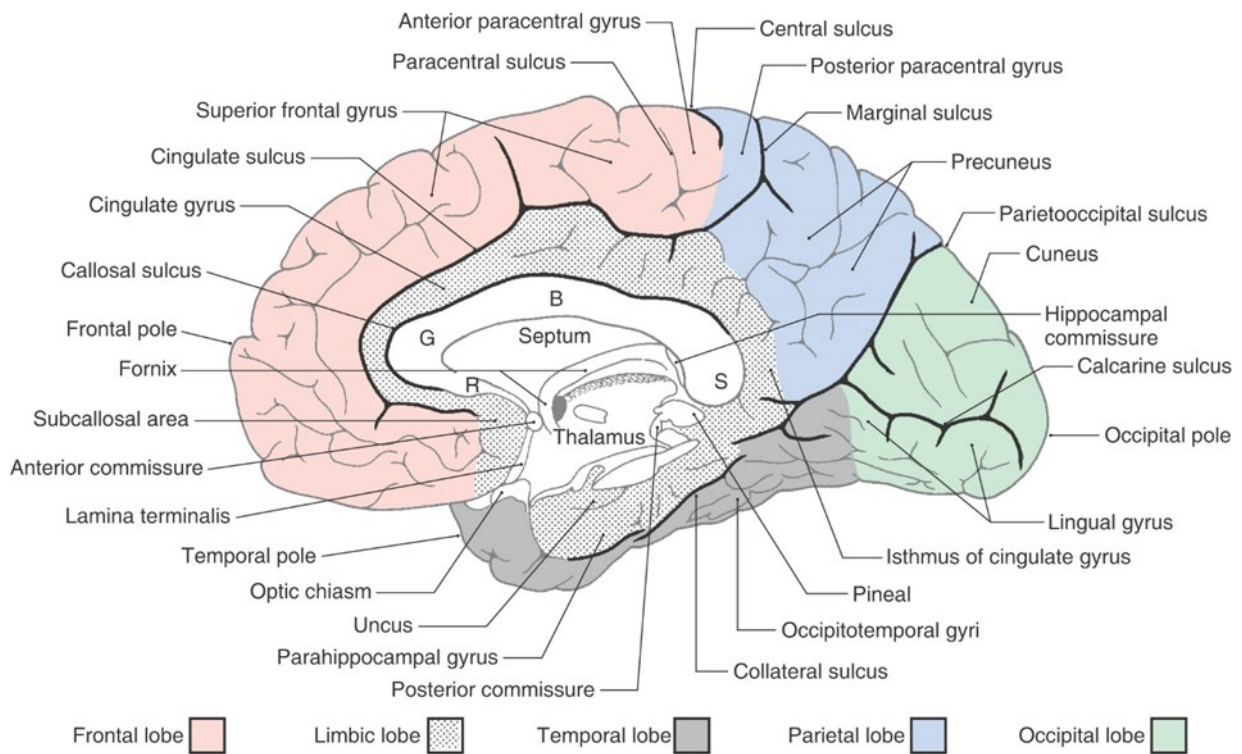
Ο βασικότερος διαχωρισμός που βασίζεται σε ανατομικά κριτήρια είναι ο διαχωρισμός σε 4 ζεύγη **λοβών**^[3] (**lobes**), η έκταση και τα ονόματα των οποίων συσχετίζονται με τα υπερκείμενα οστά του κρανίου (πχ οι μετωπιαίοι λοβοί βρίσκονται κάτω από το μετωπιαίο οστό):



Εικόνα 6: Βασικοί λοβοί εγκεφάλου

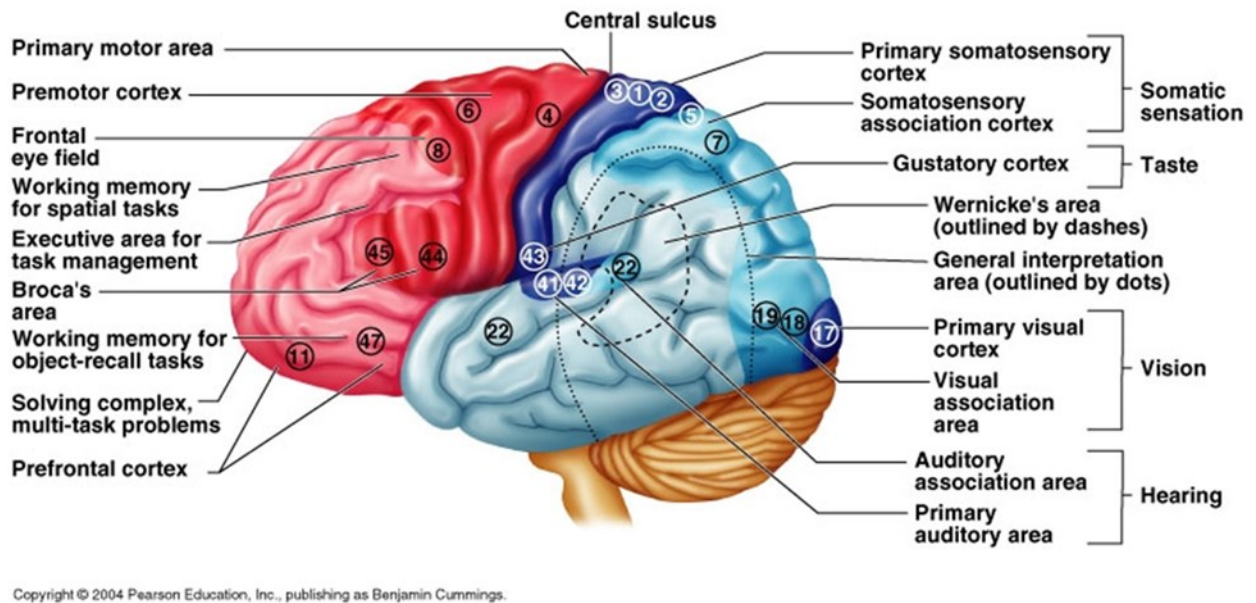
- **Μετωπιαίος λοβός (frontal lobe):** Ο μετωπιαίος λοβός σχετίζεται με την επίλυση προβλημάτων, την κρίση, την κίνηση (εκεί βρίσκεται ο κινητικός φλοιός), την εκφραστική γλώσσα και γενικά εμπλέκεται σε ανώτερες νοητικές λειτουργίες.
- **Βρεγματικός λοβός (parietal lobe):** Ο βρεγματικός λοβός σχετίζεται με την επεξεργασία απτικών ερεθισμάτων. Εκεί βρίσκεται ο σωματοαισθητικός φλοιός, ο οποίος είναι πολύ σημαντικός στη λειτουργία των αισθήσεων.
- **Κροταφικός λοβός (temporal lobe):** Στον κροταφικό λοβό βρίσκονται ο πρωτεύων ακουστικός φλοιός και ο ιππόκαμπος, ο οποίος συνδέεται στενά με τη δημιουργία αναμνήσεων. Για το λόγο αυτό ο κροταφικός λοβός έχει να κάνει κυρίως με τη μνήμη και την ακοή.
- **Ινιακός λοβός (occipital lobe):** Ο ινιακός λοβός σχετίζεται με την ερμηνεία οπτικών ερεθισμάτων, καθώς εκεί βρίσκεται ο πρωτεύων οπτικός φλοιός.

Στην παρακάτω εικόνα επισημαίνονται μερικές βασικές έλικες και αύλακες του φλοιού, όπως αυτές κατανέμονται στους λοβούς του φλοιού. Στην εικόνα αυτή επίσης φαίνεται και ο **λιμβικός λοβός**^[4] (**limbic lobe**), ο οποίος βρίσκεται στην εσωτερική περιοχή του φλοιού περιλαμβάνοντας τμήματα του μετωπιαίου, του βρεγματικού και του κροταφικού λοβού και σχετίζεται στενά με τα συναισθήματα.



Εικόνα 7: Βασικές έλικες και αύλακες του φλοιού

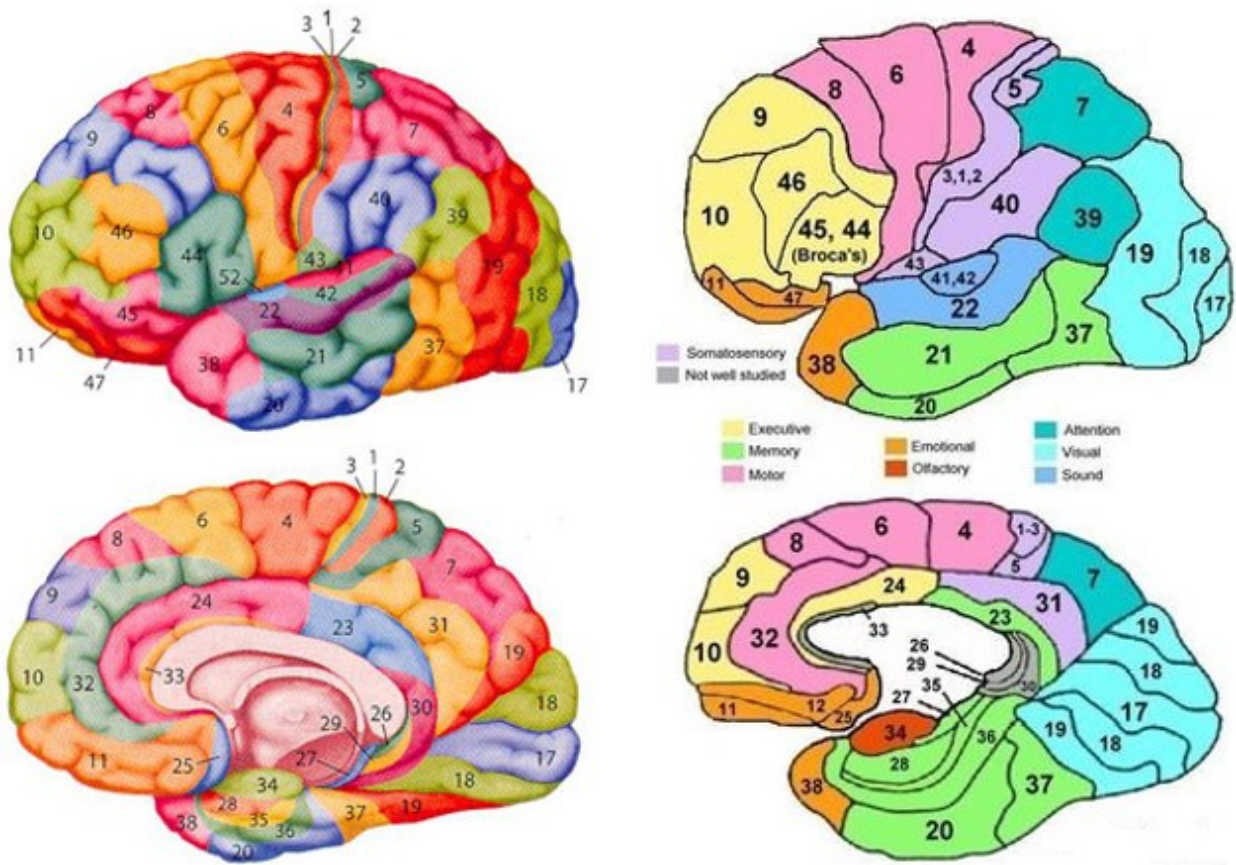
Όσον αφορά το λειτουργικό διαχωρισμό του φλοιού, η βασικότερη ταξινόμηση περιλαμβάνει τη διάκριση **λειτουργικών περιοχών**^[5] (**functional areas**), οι οποίες φαίνονται στην εικόνα 8 και περιλαμβάνουν για παράδειγμα τον **κινητικό φλοιό** (**motor cortex**), τον **σωματοαισθητικό φλοιό** (**somatosensory cortex**), τον **οπτικό φλοιό** (**visual cortex**) και τον **ακουστικό φλοιό** (**auditory cortex**). Όσον αφορά τις **αισθητηριακές περιοχές** (**sensory areas**) σημειώνεται ότι κάθε σχετικός φλοιός διακρίνεται σε **πρωτεύοντα** (**primary cortex**) και **συνειρμικό** (**association cortex**), με τον πρώτο να αφορά την επίγνωση της αίσθησης αυτής καθ' αυτής και τον δεύτερο να αφορά την απόδοση νοήματος στην αίσθηση και τη συσχέτιση με άλλες πληροφορίες. Σημειώνεται ότι η αρίθμηση που φαίνεται στην παρακάτω εικόνα αφορά τον χάρτη του Brodmann που παρουσιάζεται στη συνέχεια.



Εικόνα 8: Λειτουργικός διαχωρισμός φλοιού

Ένας εξίσου γνωστός και λεπτομερέστερος διαχωρισμός είναι ο **χάρτης του Brodmann^[6] (Brodmann map)**, ο οποίος βασίζεται στη μικροσκοπική ανατομία των κυττάρων (πχ σχήμα, τύπος και τρόπος σύνδεσης) για το διαχωρισμό του φλοιού σε **περιοχές (Brodmann areas)**. Οι περιοχές Brodmann διακρίνονται βάσει ιστολογικής ομοιογένειας και ομαδοποιούνται σε ζώνες (**regions**) παρόμοιας σύνθεσης. Τονίζεται ότι η οριοθέτηση δεν είναι απόλυτη και τα όρια δεν είναι σαφή με απόλυτη ακρίβεια. Επιπλέον, ο χάρτης Brodmann δεν αντιστοιχεί αυτούσιος σε κάθε άνθρωπο^[2], αφού κάποιοι εγκέφαλοι εμφανίζουν τοπογραφικές διαφορές σε σχέση με το **μοντέλο αναφοράς (reference model)** του εγκεφάλου που χρησιμοποιήθηκε από τον Brodmann. Επομένως, η αναφορά με ακρίβεια σε κάποια περιοχή Brodmann επί του φλοιού απαιτεί θεωρητικά μικροσκοπική επαλήθευση.

Στην εικόνα 9 φαίνεται η ανατομική και λειτουργική κατανομή των περιοχών Brodmann, ενώ στον πίνακα 1 δίνονται οι ονομασίες των περιοχών (δεν περιλαμβάνονται οι περιοχές που δεν έχουν βρεθεί από τον Brodmann στον ανθρώπινο εγκέφαλο). Οι ελληνικοί όροι που δίνονται μαζί με τις επίσημες ονομασίες έχουν συλλεχθεί από διάφορες πηγές και είναι ενδεικτικοί, καθώς στη βιβλιογραφία οι ελληνικές αποδόσεις των ονομάτων των περιοχών μπορεί να διαφέρουν.



Εικόνα 9: Περιοχές Brodmann και συσχέτισή τους με εγκεφαλικές λειτουργίες

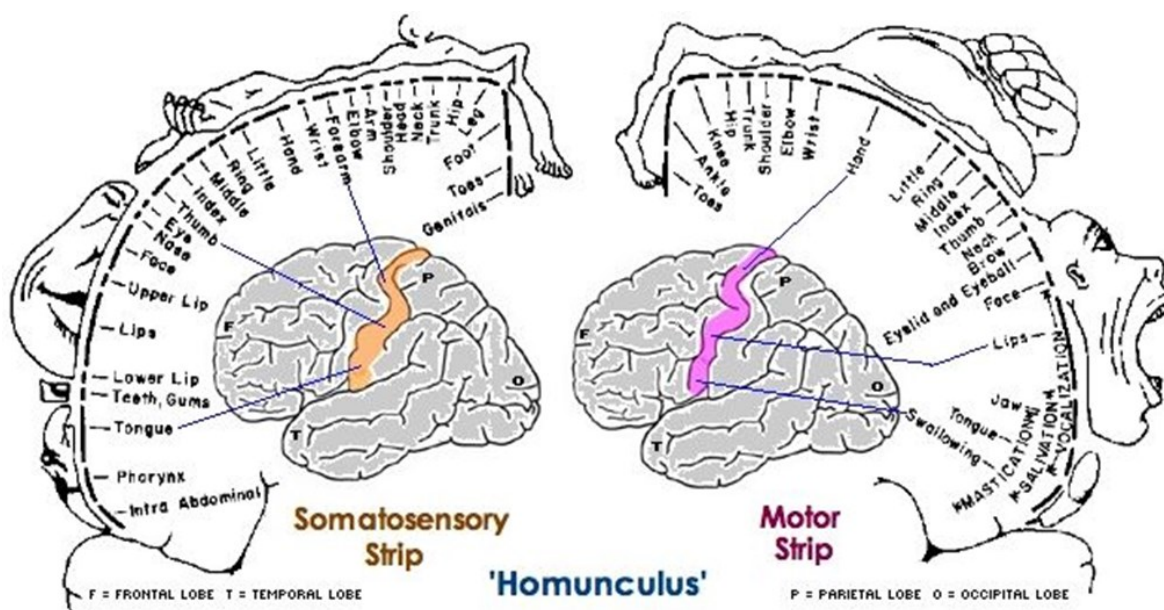
Πίνακας 1: Περιοχές Brodmann ανθρώπινου εγκεφάλου

Αρίθμηση περιοχής	Ονομασία περιοχής	Αρίθμηση περιοχής	Ονομασία περιοχής
1	Μέση οπίσθια κεντρική περιοχή (Intermediate postcentral area)	28	Οπίσθια ενδορινική περιοχή (Entorhinal area)
2	Ουραία οπίσθια κεντρική περιοχή (Caudal postcentral area)	29	Κοκκιώδης οπίσθια μεταιχμιακή περιοχή (Granular retrolimbic area)
3	Ραμφοειδής οπίσθια κεντρική περιοχή (Rostral postcentral area)	30	Ακοκκιώδης οπίσθια μεταιχμιακή περιοχή (Agranular retrolimbic area)
4	Γιγάντια πυραμιδοειδής περιοχή (Giant pyramidal area)	31	Ραχιαία οπίσθια περιοχή του προσαγωγίου (Dorsal Posterior cingular area)
5	Προβρεγματική περιοχή (Preparietal area)	32	Ραχιαία πρόσθια περιοχή του προσαγωγίου (Dorsal anterior cingulate area)
6	Ακοκκιώδης μετωπιαία περιοχή (Agranular frontal area)	33	Προγενείδιος περιοχή (Pregenual area)
7	Άνω βρεγματική περιοχή (Superior parietal area)	34	Πρόσθια ενδορινική περιοχή (Dorsal entorhinal area)
8	Μέση μετωπιαία περιοχή (Intermediate frontal area)	35	Περιρίνια περιοχή (Perirhinal area)
9	Κοκκιώδης μετωπιαία περιοχή (Granular frontal area)	36	Παραϊποκάμπια περιοχή (Ectorhinal area)
10	Εμπροσθοπολική περιοχή (Frontopolar area)	37	Ινιοκροταφική/Ατρακτοειδής Περιοχή (Occipitotemporal/fusiform area)
11	Προμετωπιαία περιοχή (Prefrontal area)	38	Κροταφοπολική περιοχή (Temporopolar area)
12	Ραμφοειδής περιοχή (Rostral area)	39	Γωνιώδης περιοχή (Angular area)

17	Ραβδωτή περιοχή (Striate area)	40	Υπερχείλια περιοχή (Supramarginal area)
18	Ινιακή περιοχή (Occipital area)	41	Μέση εγκάρσια κροταφική περιοχή (Medial (anterior) transverse tempolar area)
19	Προϊνιακή περιοχή (Preoccipital area)	42	Πλευρική εγκάρσια κροταφική περιοχή (Lateral (posterior) transverse tempolar area)
20	Κάτω κροταφική περιοχή (Inferior Temporal area)	43	Υποκεντρική περιοχή (Subcentral area)
21	Μέση κροταφική περιοχή (Middle Temporal area)	44	Καλυπτρική περιοχή (Opercular area)
22	Άνω κροταφική περιοχή (Superior Temporal area)	45	Τριγωνική περιοχή (Triangular area)
23	Κοιλιακή οπίσθια περιοχή του προσαγωγίου (Ventral Posterior cingulate area)	46	Μέση κροταφική περιοχή (Middle frontal area)
24	Κοιλιακή πρόσθια περιοχή του προσαγωγίου (Ventral Anterior cingulate area)	47	Κογχική περιοχή (Orbital area)
25	Υπογενειδίου περιοχή (Subgenual area)	48	Οπισθοϋποθεματική περιοχή (Retrosubicular area)
26	Εξωσπλήνια περιοχή (Ectosplenial area)	52	Παρανησιδιακή περιοχή (Parainsular area)
27	Απιοειδής περιοχή (Presubicular area)		

Στην πηγή [6] δίνονται περισσότερες πληροφορίες σχετικά με τις ζώνες και τις περιοχές Brodmann, ενώ στην πηγή [7] αναφέρονται λεπτομέρειες σχετικά με τις λειτουργίες στις οποίες εμπλέκεται κάθε περιοχή Brodmann, συνοδευόμενες από αναφορές σε σχετικές δημοσιεύσεις.

Τέλος, αξίζει να γίνει αναφορά στον **χάρτη του Penfield**^{[8],[9]}, ο οποίος είναι γνωστός και ως **ανθρωπάριο φλοιού (cortical homunculus)**. Ο χάρτης αυτός περιλαμβάνει 2 συνιστώσες που αφορούν τον κινητικό (**κινητικό ανθρωπάριο – motor homunculus**) και τον σωματοαισθητικό φλοιό (**σωματοαισθητικό ανθρωπάριο – somatosensory homunculus**), οι οποίες συσχετίζουν τμήματα του φλοιού με κινήσεις και σωματοαισθητικούς υποδοχείς αντίστοιχα:



Εικόνα 10: Χάρτης του Penfield (σωματοαισθητικό & κινητικό ανθρωπάριο)

3. ΜΝΗΜΗ

3.1 Γενικά στοιχεία

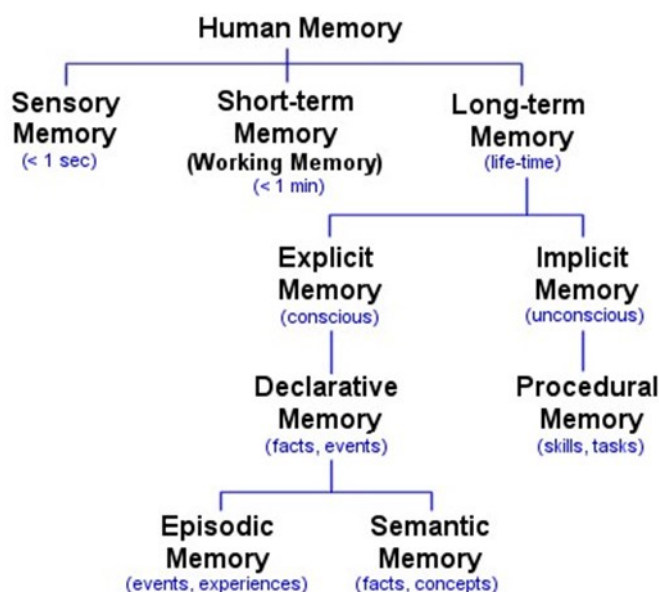
Η μνήμη^{[10],[11]} αποτελεί την ικανότητα κωδικοποίησης, αποθήκευσης και ανάκλησης πληροφορίας. Είναι κατά βάση **συσχετιστική (associative)**, αφού ένας άνθρωπος μπορεί να συγκρατήσει ευκολότερα οτιδήποτε συσχετίσει με κάποια άλλη γνώση που έχει εντυπωθεί στη μνήμη. Όσο μεγαλύτερης σημασίας είναι αυτή η συσχέτιση, τόσο ευκολότερη είναι η ανάκληση της ανάμνησης.

Επιπλέον, η μνήμη βασίζεται σε μεγάλο βαθμό στην **ανακατασκευή (reconstruction)**. Οι αναμνήσεις δεν αποθηκεύονται ως ξεχωριστά αντικείμενα σε μία βάση δεδομένων, αλλά ανακατασκευάζονται κατά την ανάκληση από στοιχεία που είναι διασκορπισμένα σε αυτή. Σύμφωνα με αυτή τη θεωρία, η μνήμη δεν είναι απλώς η ανάκληση μίας καταχώρισης, αλλά μία συνεχής διεργασία αναταξινομήσεων και αναδιοργάνωσης πληροφορίας στον εγκέφαλο, η οποία συνοδεύεται από διαρκή αλληλεπίδραση των διαφόρων συστημάτων της μνήμης.

Η μνήμη δεν πρέπει να συγχέεται με τη μάθηση, καθώς πρόκειται για 2 ξεχωριστές διαδικασίες, οι οποίες ωστόσο συνδέονται στενά μεταξύ τους. Η μάθηση αφορά μία μόνιμη αλλαγή συμπεριφοράς που ισοδυναμεί με αύξηση γνώσης ή/και ικανοτήτων βάσει καταγεγραμμένων αναμνήσεων. Από την άλλη πλευρά, η μνήμη αποτελεί το ίχνος της μάθησης στον εγκέφαλο, δηλαδή μπορεί να θεωρηθεί ως ένα αρχείο που δημιουργείται κατά τη μαθησιακή διαδικασία. Αυτό σημαίνει ότι η μνήμη βασίζεται στη μάθηση και το αντίθετο, αφού η γνώση που απομνημονεύεται αποτελεί το θεμέλιο για την απόκτηση νέας γνώσης βάσει ανάπτυξης συσχετίσεων.

3.2 Τύποι μνήμης

Αν ως κριτήριο χρησιμοποιηθεί η διάρκεια “αποθήκευσης” μίας ανάμνησης, η μνήμη διακρίνεται^{[10],[11]} σε 3 βασικούς τύπους, οι οποίοι είναι η **αισθητηριακή (sensory)**, η **βραχυπρόθεσμη (short-term)** και η **μακροπρόθεσμη (long-term)** μνήμη, με την τελευταία να παρουσιάζει περαιτέρω υποδιαιρέσεις. Το συγκεκριμένο μοντέλο διάκρισης των κατηγοριών της μνήμης καλείται **modal, multi-store** ή **Atkinson-Shiffrin** και αναπτύχθηκε το 1968. Μία αναπαράσταση αυτού φαίνεται στην εικόνα 11:



Εικόνα 11: Μοντέλο Atkinson-Shiffrin για τον διαχωρισμό της μνήμης σε τύπους

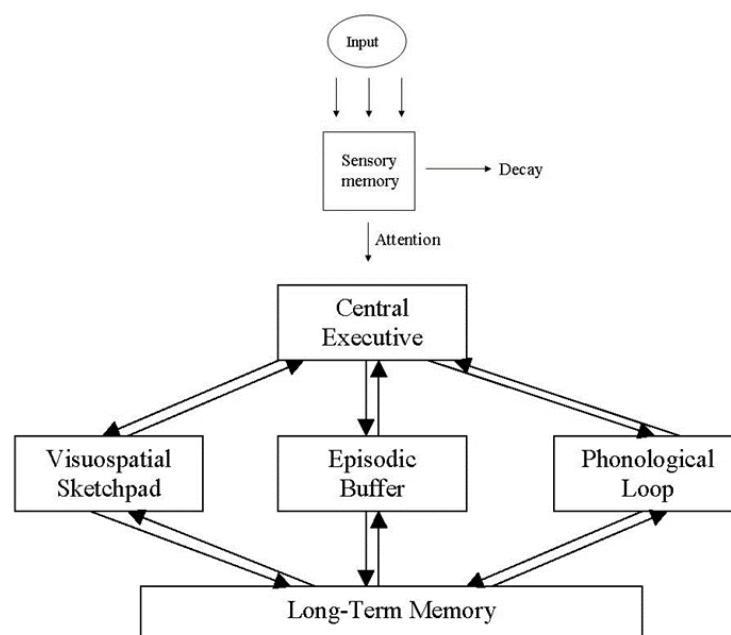
3.2.1 Αισθητηριακή μνήμη (Sensory memory)

Η αισθητηριακή μνήμη αποτελεί την ικανότητα διατήρησης αισθητηριακών πληροφοριών μετά το αρχικό ερέθισμα, λειτουργώντας ως **απομονωτής (buffer)** της αισθητηριακής πληροφορίας. Λαμβάνει την πληροφορία που συλλέγεται από τις αισθήσεις και την διατηρεί για πολύ σύντομο χρονικό διάστημα (από λίγες εκατοντάδες ms μέχρι 1-2 sec), όντας το πλέον βραχυπρόθεσμο τμήμα της μνήμης. Αποτελεί βασικό βήμα της αποθήκευσης πληροφοριών στη βραχυπρόθεσμη μνήμη και δεν απαιτεί συνειδητή προσοχή, αφού πραγματοποιείται αυτόματα. Ένα παράδειγμα αυτής είναι η παρατήρηση ενός αντικειμένου, κατά την οποία η αισθητηριακή μνήμη δίνει την αίσθηση του συνόλου του αντικειμένου καθώς το μάτι «κινείται» στα διάφορα σημεία αυτού.

3.2.2 Βραχυπρόθεσμη μνήμη (short-term memory)

Η βραχυπρόθεσμη μνήμη σχετίζεται με την προσωρινή καταγραφή γεγονότων και διαρκεί λίγες δεκάδες δευτερολέπτων. Η έννοια της βραχυπρόθεσμης μνήμης είναι στενά συνδεδεμένη με αυτή της **λειτουργικής μνήμης**^{[10],[11],[12],[13]} (**working memory**), η οποία χρησιμοποιείται για την πραγματοποίηση **γνωσιακών εργασιών (cognitive tasks)** επί των αντικειμένων που αποθηκεύονται προσωρινά σε αυτή. Σύμφωνα με αυτό το μοντέλο, η λειτουργική μνήμη αποτελεί έναν βραχυπρόθεσμο απομονωτή που επιτρέπει τη διαχείριση αποθηκευμένων πληροφοριών, ενώ η βραχυπρόθεσμη μνήμη εμπλέκεται μόνο στη βραχυπρόθεσμη αποθήκευση. Επομένως, η λειτουργική μνήμη μπορεί να θεωρηθεί ότι περιλαμβάνει τη βραχυπρόθεσμη μνήμη και άλλους μηχανισμούς επεξεργασίας της πληροφορίας που η τελευταία περιλαμβάνει. Επιπλέον, θεωρείται ότι η λειτουργική μνήμη αναπτύσσεται πιο αργά και με πιο αργό ρυθμό σε σχέση με τη βραχυπρόθεσμη μνήμη. Μερικά παραδείγματα χρήσης της βραχυπρόθεσμης και της λειτουργικής μνήμης είναι η προσωρινή αποθήκευση αριθμών κατά την εκτέλεση αριθμητικών πράξεων, η εργασία ενός διερμηνέα, η προσωρινή απομνημόνευση ενός τηλεφωνικού αριθμού και ο υπολογισμός των εκβάσεων των πιθανών κινήσεων σε ένα παιχνίδι σκακιού.

Ένα από τα γνωστότερα μοντέλα για τη λειτουργική μνήμη είναι αυτό των Baddeley & Hitch^{[14],[15],[16]}, το οποίο προτάθηκε για 1^η φορά το 1974, ενώ το 2000 προστέθηκε^[17] άλλο ένα τμήμα (episodic buffer) για να λάβει τη μορφή που φαίνεται στην παρακάτω εικόνα:



Εικόνα 12: Μοντέλο των Baddeley & Hitch για τη λειτουργική μνήμη

- **Σύστημα επίβλεψης/Κεντρικό εκτελεστικό σύστημα (Supervisory System – Central Executive):** Το τμήμα αυτό είναι επιβλέπον και έχει τον πλήρη έλεγχο όλων των άλλων συνιστωσών αποφασίζοντας τι θα λάβει την προσοχή της λειτουργικής μνήμης. Ενσωματώνει πληροφορίες από τα άλλα 3 τμήματα καθώς και από τη μακροπρόθεσμη μνήμη. Εδράζεται στον προμετωπιαίο φλοιό, ο οποίος θεωρείται ότι διαδραματίζει πρωτεύοντα ρόλο στη λειτουργία της βραχυπρόθεσμης μνήμης.
- **Συστήματα εργασίας (Slave Systems)**
 - **Φωνολογικός βρόχος (Phonological Loop):** Περιλαμβάνει το **σύστημα ελέγχου άρθρωσης (articulatory control system)** και τη **φωνολογική αποθήκη (phonological store/inner ear)**. Η φωνολογική αποθήκη δέχεται πληροφορίες είτε από τα ώτα είτε από τη μακροπρόθεσμη μνήμη (πχ κάποιος που ακούει ένα τραγούδι στο μυαλό του). Συνδέεται με την αντίληψη της ομιλίας και δρα ως εσωτερικό ους και κρατά πληροφορίες βασισμένες σε ομιλία για 1-2 δευτερόλεπτα. Από την άλλη, το σύστημα ελέγχου άρθρωσης ανανεώνει την πληροφορία στη φωνολογική αποθήκη. Ο γραπτός λόγος πρώτα μετατρέπεται σε προφορικό και στη συνέχεια εισέρχεται στη φωνολογική αποθήκη. Η διεργασία ελέγχου άρθρωσης δρα ως εσωτερική φωνή προβάροντας πληροφορία που βρίσκεται στη φωνολογική αποθήκη. Όσο επαναλαμβάνεται κάποια πληροφορία (πχ ένας τηλεφωνικός αριθμός), διατηρείται στη λειτουργική μνήμη. Ο φωνολογικός βρόχος είναι υπεύθυνος για τη βασισμένη σε ομιλία πληροφορία.
 - **Οπτικοχωρικό σημειωματάριο (Visuo-Spatial Sketchpad):** Περιέχει οπτική και χωρική πληροφορία (πχ χρώματα και σχήματα), η οποία χρησιμεύει μεταξύ άλλων στη συνεχή αντίληψη της θέσης και της κίνησης στο χώρο ως προς άλλα αντικείμενα. Η πληροφορία αυτή λαμβάνεται είτε έμμεσα (μέσω αντίληψης του χώρου) είτε άμεσα (ως οπτική πληροφορία). Διαθέτει 2 συνιστώσες, με την πρώτη (**visual cache**) να αποθηκεύει πληροφορίες που σχετίζονται με χρώμα και οπτική μορφή και τη δεύτερη (**inner scribe**) να διαχειρίζεται πληροφορίες χώρου και κίνησης, προβάροντας πληροφορία της πρώτης και μεταφέροντάς τη στο σύστημα επίβλεψης, συμμετέχοντας έτσι στον σχεδιασμό κίνησης.
 - **Επεισοδιακός απομονωτής (Episodic Buffer):** Ισοδυναμεί με **βραχυπρόθεσμη επεισοδιακή μνήμη (short-term episodic memory)** και προστέθηκε 26 χρόνια μετά την πρώτη διατύπωση του μοντέλου. Ο επεισοδιακός απομονωτής συνδέει πληροφορίες της λειτουργικής και της μακροπρόθεσμης μνήμης. Η διαδικασία αυτή επιτρέπει την προετοιμασία αναμνήσεων για αποθήκευση στη μακροπρόθεσμη επεισοδιακή μνήμη, μεταφέροντας πληροφορία από και προς αυτή.

Η λειτουργική μνήμη θεωρείται ότι διαθέτει περιορισμένη **χωρητικότητα**^[18] (**capacity**). Η πρώτη εκτίμηση αυτής έγινε το 1956 και ορίζει ότι η χωρητικότητα για έναν νεαρό ενήλικα είναι $7 (\pm 2)$ **αντικείμενα (chunks)**, ενώ φυσικά επηρεάζεται από παράγοντες όπως είναι το άγχος ή η κόπωση. Ως «αντικείμενο» μπορεί να οριστεί οτιδήποτε. Για παράδειγμα μπορεί να πρόκειται για ένα ψηφίο, ένα γράμμα, μία λέξη, ή ακόμα και ένα σύνολο επιμέρους αντικειμένων. Ο τελευταίος ορισμός χρησιμοποιείται συχνά από άτομα που παρουσιάζουν εντυπωσιακές μνημονικές ικανότητες, όπως είναι η ικανότητα επανάληψης πολύ μεγάλου αριθμού ψηφίων. Στην περίπτωση αυτή δεν αυξάνεται η χωρητικότητα της μνήμης, αλλά τα ψηφία οργανώνονται και κωδικοποιούνται σε αντικείμενα, με κάθε αντικείμενο να περιλαμβάνει μία ομάδα ψηφίων με κάποιο κοινό χαρακτηριστικό.

3.2.3 Μακροπρόθεσμη μνήμη (Long-term memory)

Αντίστοιχα με την αισθητηριακή, έτσι και η βραχυπρόθεσμη μνήμη αποτελεί απαραίτητο βήμα προς το επόμενο στάδιο, το οποίο είναι η μακροπρόθεσμη μνήμη. Η μακροπρόθεσμη μνήμη αποθηκεύει όλα τα σημαντικά γεγονότα που σημαδεύουν τις ζωές μας και μας επιτρέπει να διατηρούμε αναμνήσεις λέξεων και ικανοτήτων. Η χωρητικότητά της δεν είναι σαφής και μπορεί να αντιστοιχεί σε μέρες, μήνες, χρόνια ή ολόκληρη ζωή. Ωστόσο δεν είναι αλάνθαστη, καθώς μερικές φορές είναι πιθανό να παραποιήσει τα γεγονότα, ενώ τείνει να γίνεται λιγότερο αξιόπιστη με την αύξηση της ηλικίας. Οι μακροπρόθεσμες αναμνήσεις δεν αποθηκεύονται σε ένα συγκεκριμένο σημείο του εγκεφάλου αλλά σε ολόκληρο τον φλοιό και γενικά αντιστοιχίζονται σε συγκεκριμένες ομάδες νευρώνων που ενεργοποιούνται με την επανάληψη της εμπειρίας.

Η μακροπρόθεσμη μνήμη μπορεί να ταξινομηθεί βάσει του κατά πόσο μπορεί να εκφραστεί με λόγια σε 2 τύπους:

- **Δηλωτική/έκδηλη μνήμη (declarative/explicit memory):** Περιλαμβάνει όσες αναμνήσεις είναι συνειδητά αποθηκευμένες και μπορούν να περιγραφούν με λέξεις, όπως η ημερομηνία των γενεθλίων ή η σημασία μιας λέξης. Υποδιαιρείται και αυτή περαιτέρω σε 2 τύπους (επεισοδιακή και σημασιολογική):
 - **Επεισοδιακή μνήμη (episodic memory):** Καλείται συχνά και **αυτοβιογραφική (autobiographical)** μνήμη και μας επιτρέπει να θυμόμαστε γεγονότα που συνέβησαν σε συγκεκριμένο χρόνο και τόπο. Περιλαμβάνει αναμνήσεις όπως είναι το όνομα ενός γνωστού ή μία σημαντική ημερομηνία. Το πιο βασικό χαρακτηριστικό της επεισοδιακής μνήμης είναι ότι βλέπουμε τους εαυτούς μας ως ηθοποιούς στα γεγονότα που θυμόμαστε. Επιπλέον, δεν υπάρχουν μόνο οι αναμνήσεις αυτές καθ' αυτές (ως γεγονότα) αλλά και το συνολικό **πλαίσιο (context)**, όπως είναι η συναισθηματική φόρτιση, γεγονός που σχετίζεται με τον σημαντικό ρόλο του ιπποκάμπου στην επεισοδιακή μνήμη. Ο ιππόκαμπος αποτελεί μεταβατικό σταθμό για την αποθήκευση στη μακροπρόθεσμη μνήμη, καθώς συγκεντρώνει όλες τις αισθητηριακές πληροφορίες και ενισχύει τις συσχετίσεις μεταξύ τους. Κάθε ανάμνηση ενός γεγονότος περνά αρχικά από τον ιππόκαμπο, ο οποίος ενισχύει περαιτέρω τις συσχετίσεις μέχρι το σημείο που η συμβολή του δεν απαιτείται πλέον. Αυτό σημαίνει ότι **αναμνήσεις που έχουν κωδικοποιηθεί στη μακροπρόθεσμη μνήμη για μεγάλο χρονικό διάστημα δεν απαιτούν από ένα σημείο και μετά την παρέμβαση του ιπποκάμπου**. Τέλος, αξίζει να γίνει αναφορά σε ένα συγκεκριμένο τύπο αυτοβιογραφικής μνήμης, τη λεγόμενη **"flashbulb memory"**. Αυτή αποτελεί ένα λεπτομερές και ιδιαίτερα «ζωντανό» **στιγμιότυπο (snapshot)** μίας συγκεκριμένης στιγμιαίας και θεωρείται υψηλά ανθεκτική στη διαδικασία της λήθης.
 - **Σημασιολογική μνήμη (Semantic memory):** Η μνήμη αυτή αποτελεί το σύστημα αποθήκευσης της γνώσης για τον κόσμο. Αποτελεί μία βάση γνώσεων, η οποία περιλαμβάνει καταχωρίσεις όπως οι σημασίες λέξεων, οι πρωτεύουσες χωρών, λειτουργία και χρώματα αντικειμένων κλπ. Επιπλέον περιλαμβάνει την ανάμνηση κανόνων και εννοιών που επιτρέπουν την νοητή αναπαράσταση του κόσμου. Είναι ανεξάρτητη του χωροχρονικού πλαισίου απόκτησής της και, από τη στιγμή που αποτελεί κάτι σαν μνήμη αναφοράς, συχνά δεν επηρεάζεται από καταστάσεις όπως η αμνησία. Επιπλέον, σε αντίθεση με την επεισοδιακή μνήμη, η σημασιολογική μνήμη δεν εμπλέκει τον ιππόκαμπο αλλά τον μετωπιαίο και

τον κροταφικό λοβό. Η σημασιολογική μνήμη μπορεί να θεωρηθεί ως ένα κατάλοιπο των εμπειριών που έχουν αποθηκευτεί στην επεισοδιακή μνήμη. Περιλαμβάνει τμήματα από διάφορες εμπειρίες και αφαιρεί το πλαίσιο (πχ συναισθηματικό), οδηγώντας σε γενίκευση της πληροφορίας. Επομένως, συμβαίνει μία σταδιακή μετάβαση από την επεισοδιακή στη σημασιολογική μνήμη, κατά την οποία η πληροφορία απομονώνεται από το υπόλοιπο πλαίσιο της ανάμνησης και γενικεύεται.

- **Μη δηλωτική/άδηλη μνήμη (non-declarative/implicit memory):** Οι σχετικές αναμνήσεις εκφράζονται με μέσα διαφορετικά των λέξεων, όπως είναι η οδήγηση ποδηλάτου, μία ζογκλερική ικανότητα ή απλώς το δέσιμο των κορδονιών. Η άδηλη μνήμη υποδιαιρείται σε συναισθηματική και διαδικαστική μνήμη:
 - **Συναισθηματική μνήμη (emotional memory):** Αφορά έντονα συναισθηματικές αναμνήσεις και για το λόγο αυτό εμπλέκει εκτός του ιπποκάμπου και τις αμυγδαλές (μεταξύ άλλων δομών του μεταχιακού συστήματος).
 - **Διαδικαστική μνήμη (procedural memory):** Η διαδικαστική μνήμη αποτελεί την ασυνείδητη ανάμνηση ικανοτήτων όπως είναι η χρήση αντικειμένων ή συγκεκριμένες κινήσεις του σώματος (πχ δέσιμο κορδονιών ή οδήγηση ποδηλάτου) και δεν φαίνεται να εμπλέκει καθόλου τον ιππόκαμπο. Οι ικανότητες αυτές αφορούν **μυϊκή μνήμη (muscle memory)** και οι σχετικές αναμνήσεις τυπικά αναπτύσσονται μέσω επανάληψης, δημιουργώντας αυτόματες συμπεριφορές που χαράσσονται τόσο βαθιά που δεν είναι πλέον συνειδητές.

Ένας άλλος διαχωρισμός της μακροπρόθεσμης μνήμης βασίζεται στη χρονική κατεύθυνση των αναμνήσεων. Βάσει αυτής της ταξινόμησης η μακροπρόθεσμη μνήμη διακρίνεται σε **αναδρομική (retrospective)** και **προοπτική (prospective)**. Όπως δηλώνει η ονομασία τους, η πρώτη αφορά την ανάμνηση παρελθόντων γεγονότων, ενώ η δεύτερη αφορά την ανάμνηση πραγματοποίησης κάποιας μελλοντικής ενέργειας.

3.3 Διεργασίες μνήμης

Οι βασικές διεργασίες^{[10],[11]} της μακροπρόθεσμης μνήμης είναι η **κωδικοποίηση (encoding)**, η **αποθήκευση (storage)** και η **ανάκτηση (retrieval)** πληροφορίας. Επιπλέον, υπάρχει η διαδικασία της **εδραίωσης (consolidation)**, η οποία μπορεί να θεωρηθεί ως μέρος της κωδικοποίησης ή της αποθήκευσης. Τέλος, γίνεται αναφορά στη διαδικασία της **λήθης (forgetting)**.

3.3.1 Κωδικοποίηση (Encoding)

Κατά την κωδικοποίηση αποδίδεται κάποιο νόημα στην πληροφορία που απομνημονεύεται. Για παράδειγμα η λέξη λεμόνι μπορεί να κωδικοποιηθεί με βάση τις έννοιες «φρούτο», «κίτρινο», «στρογγυλοειδές», οι οποίες βοηθούν στην ανάκτηση της λέξης. Η κωδικοποίηση σχετίζεται και με τη χρήση διαφόρων μνημονικών τεχνικών και συσχετίσεων που χρησιμοποιούνται για τη διευκόλυνσή της. Υπάρχουν 4 βασικοί τύποι κωδικοποίησης, οι οποίοι είναι η ακουστική, η οπτική, η απτική και η σημασιολογική. Πιστεύεται ότι η βραχυπρόθεσμη μνήμη βασίζεται κυρίως στην ακουστική κωδικοποίηση, ενώ η μακροπρόθεσμη μνήμη βασίζεται κυρίως στη σημασιολογική.

- **Ακουστική κωδικοποίηση (Acoustic encoding):** Αποτελεί την κωδικοποίηση ήχων και βασίζεται στην έννοια του φωνολογικού βρόχου που περιγράφηκε παραπάνω.
- **Οπτική κωδικοποίηση (Visual encoding):** Κωδικοποίηση οπτικής πληροφορίας
- **Απτική κωδικοποίηση (Tactile encoding):** Σχετίζεται με την αίσθηση της αφής
- **Σημασιολογική κωδικοποίηση (Semantic encoding):** Κωδικοποίηση αισθητηριακού ερεθίσματος μέσω απόδοσης κάποιας σημασίας

3.3.2 Αποθήκευση (Storage)

Η αποθήκευση αντιστοιχεί στη διαδικασία εδραίωσης των αναμνήσεων που τις καθιστά λιγότερο ευάλωτες στο να ξεχαστούν. Η εδραίωση αυτή διακρίνει τις πρόσφατες από τις παλιότερες αναμνήσεις, με τις πρώτες να έχουν συσχετιστεί με περισσότερες προϋπάρχουσες γνώσεις. Ο ύπνος (και κυρίως η φάση REM) παίζει σημαντικό ρόλο στην εδραίωση αυτή.

3.3.3 Ανάκτηση (Retrieval)

Η ανάκτηση (ηθελημένη ή μη) περιλαμβάνει μηχανισμούς που αξιοποιούν δείκτες κωδικοποίησης. Κατά τη διαδικασία αυτή, αναμνήσεις αντιγράφονται προσωρινά από τη μακροπρόθεσμη στη λειτουργική μνήμη, ώστε να μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε αυτή. Όσο καλύτερα κωδικοποιημένη, συσχετισμένη και οργανωμένη είναι μία ανάμνηση τόσο ευκολότερη θα είναι η ανάκτησή της. Η αποτυχία ανάκτησης μίας πληροφορίας μπορεί να οφείλεται σε έλλειψη αποτελεσματικότητας σε οποιοδήποτε από τα σχετικά στάδια (κωδικοποίηση, αποθήκευση, εδραίωση). Η διαδικασία ανάκτησης μίας πληροφορίας που έχει κωδικοποιηθεί στη μακροπρόθεσμη μνήμη μπορεί να γίνει είτε μέσω **ανάκλησης (recall)** είτε μέσω **αναγνώρισης (recognition)**. Πρέπει να σημειωθεί ότι στη βιβλιογραφία οι όροι «ανάκτηση» (retrieval) και «ανάκληση» (recall) χρησιμοποιούνται συχνά με την ίδια ερμηνεία:

- **Αναγνώριση (recognition):** Αποτελεί τη συσχέτιση γεγονότος ή αντικειμένου με αντίστοιχη παρελθούσα εμπειρία, περιλαμβάνει διαδικασία σύγκρισης και γενικά λειτουργεί ασυνείδητα. Με απλά λόγια, η διαδικασία αναγνώρισης αποτελεί απόφαση ως προς το αν κάποιο αντικείμενο έχει εμφανιστεί στο παρελθόν.
- **Ανάκληση (recall):** Η ανάκληση διαφέρει από την αναγνώριση ως προς το ότι περιλαμβάνει την πρόσβαση σε κωδικοποιημένη πληροφορία και την πιθανή ανακατασκευή αυτής. Η ανάκληση είναι δυσκολότερη διαδικασία από την αναγνώριση, καθώς απαιτεί την ενεργοποίηση όλων των εμπλεκόμενων με την ανάμνηση νευρώνων. Αντίθετα, κατά την αναγνώριση μπορεί να αρκεί ένα μέρος του αντικειμένου για την ενεργοποίηση μόνο ενός μέρους του σχετικού νευρωνικού δικτύου για την ενεργοποίηση ολοκλήρου του δικτύου. Κατά την ανάκληση, ενεργοποιείται νευρωνική δραστηριότητα παρόμοια με αυτή που παρήχθη ως απόκριση στο αρχικό γεγονός. Υπάρχουν 3 βασικοί τύποι ανάκλησης:
 - **Ελεύθερη ανάκληση (Free recall):** Αποτελεί την ανάκληση αντικειμένων χωρίς να είναι απαραίτητη κάποια σειρά. Συχνά χρησιμοποιείται για να μελετηθεί εάν ένα άτομο θυμάται περισσότερα αντικείμενα από μία λίστα στο τέλος (**recency effect**) ή στην αρχή (**primacy effect**) ή αν θυμάται ομαδικά/διαδοχικά κάποια γειτονικά αντικείμενα στη λίστα (**contiguity effect**).

- ο **Σειριακή ανάκληση (Serial recall)**: Αντίθετα με την ελεύθερη ανάκληση, πρόκειται για την ανάκληση αντικειμένων σε σειρά (πχ γεγονότα με τη σειρά που συνέβησαν).
- ο **Ανάκληση μέσω υπαινιγμών (Cued recall)**: Ονομάζεται και **ανάκληση λόγω ερεθισμού (stimulus-response recall)**.

3.3.4 Εδραίωση (Consolidation)

Η εδραίωση είναι η διαδικασία σταθεροποίησης μίας ανάμνησης μετά την αρχική δημιουργία της. Μπορεί να θεωρηθεί ως ανεξάρτητη διαδικασία ή ως μέρος της κωδικοποίησης ή της αποθήκευσης. Θεωρείται ότι αποτελείται από 2 διεργασίες:

- **Συναπτική εδραίωση (synaptic consolidation)**: Συμβαίνει εντός των πρώτων ωρών μετά την κωδικοποίηση.
- **Συστημική εδραίωση (system consolidation)**: Οι εξαρτώμενες από τον ιππόκαμπο (**hippocampus-dependent**) αναμνήσεις ανεξαρτητοποιούνται εντός μερικών εβδομάδων ή ετών.

Η εδραίωση αξιοποιεί το φαινόμενο της **ενίσχυσης (potentiation)**, σύμφωνα με το οποίο όταν 2 νευρώνες ενεργοποιούνται ταυτόχρονα, αυτό αυξάνει την πιθανότητα να ενεργοποιηθούν ξανά μαζί στο μέλλον. Το φαινόμενο αυτό αναπτύσσει συσχετίσεις μεταξύ νευρώνων, οι οποίες στην πορεία του χρόνου μπορούν να μονιμοποιηθούν. Η ικανότητα δυναμικής ενίσχυσης συνδέσεων μεταξύ νευρώνων είναι γνωστή ως **συναπτική/νευρική πλαστικότητα (synaptic/neural plasticity)**.

Η **επανεδραίωση (re-consolidation)** είναι η διεργασία κατά την οποία παρελθούσες αναμνήσεις ανακτώνται και εδραιώνονται ξανά, με αποτέλεσμα την ισχυρότερη διατήρηση αυτών. Οι ανακτήσεις αυτές μπορούν να απέχουν μεγάλο χρονικό διάστημα μεταξύ τους, σύμφωνα με την αρχή της **περιοδικής επανάληψης (spaced repetition)**, η οποία για παράδειγμα αντιστοιχεί στο διάβασμα ενός μαθήματος κατά διαστήματα καθ' όλη τη διάρκεια ενός ακαδημαϊκού εξαμήνου. Μία πιθανή συνέπεια της επανεδραίωσης είναι η τροποποίηση της αρχικής ανάμνησης, για παράδειγμα μέσω της συσχέτισης με νέα γνώση ή νέο πλαίσιο (πχ συναισθηματικό).

3.3.5 Λήθη (Forgetting)

Η λήθη αποτελεί την προσωρινή ή μόνιμη αδυναμία ανάκτησης πληροφορίας που έχει καταγραφεί στη μνήμη (πχ λόγω κόπωσης ή ανεπαρκούς κωδικοποίησης). Η λήθη διαφέρει από την αμνησία υπό την έννοια ότι αποτελεί φυσιολογικό φαινόμενο και αφορά συγκεκριμένου τύπου πληροφορία. Αντίθετα, η αμνησία επηρεάζει περισσότερα τμήματα της μνήμης. Η διαδικασία της λήθης έχει πέραν της προφανούς αρνητικής φύσης της τη θετική συνέπεια ότι επιτρέπει στον εγκέφαλο να ξεφορτωθεί τον μεγάλο όγκο πληροφορίας που επεξεργάζεται κάθε μέρα και τον οποίο κρίνει ως αχρείαστο για το μέλλον. Η λήθη αφορά περισσότερο πληροφορία αποθηκευμένη στην επεισοδιακή παρά στη σημασιολογική μνήμη, αφού αναπτύσσονται ευκολότερα συσχετίσεις για τις πληροφορίες της δεύτερης. Γενικότερα, όσο λιγότερο ένα οποιοδήποτε γεγονός σχετίζεται με την προσωπικότητα και τις δραστηριότητες, το γρηγορότερο μπορεί να ξεχαστεί. Εύκολα περνά στη λήθη οτιδήποτε δεν υποστηρίζεται από κίνητρο ή από δράση. Μερικές από τις θεωρίες που έχουν αναπτυχθεί σχετικά με τη διαδικασία της λήθης είναι οι ακόλουθες:

- **Θεωρία εξασθένισης (Decline Theory):** Λήθη για μία πληροφορία που δεν ανακαλείται αρκετά συχνά
- **Θεωρία ενεργής λήθης (Motivated-Forgetting Theory):** Αντιστοιχεί σε μηχανισμούς που λειτουργούν ασυνείδητα και οδηγούν στη λήθη συγκεκριμένα δυσάρεστα γεγονότα. Θεωρείται ότι οι σχετικές αναμνήσεις δεν απορρίπτονται πλήρως, αλλά καταστέλλονται, γεγονός που τις καθιστά ανακτήσιμες.
- **Θεωρία ελαττωματικής ανάκλησης (Defective-Recall Theory):** Αντιστοιχεί σε ανεπαρκή κωδικοποίηση πληροφορίας (πχ έλλειψη αποτελεσματικής συσχέτισης με κάποια σημασιολογική γνώση). Η πληροφορία υπάρχει αποθηκευμένη, αλλά δεν είναι ανακτήσιμη οποιαδήποτε στιγμή.
- **Θεωρία παρεμβολής (Interference Theory):** Μία πληροφορία περνά στη λήθη επειδή η ανάκτησή της παρεμποδίζεται από κάποια άλλη πληροφορία. Η παρεμβολή μπορεί να είναι είτε **αναδρομική (retroactive)**, κατά την οποία νεότερες αναμνήσεις διαγράφουν παλαιότερες, είτε **προληπτική (proactive)**, κατά την οποία παλαιότερες αναμνήσεις αποτρέπουν νέα γεγονότα από την αποτελεσματική εδραίωσή τους στη μνήμη.

3.4 Παράγοντες που επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα της μνήμης

Οι ψυχολόγοι έχουν αναγνωρίσει διάφορους παράγοντες που επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα των λειτουργιών της μνήμης, μεταξύ των οποίων είναι οι ακόλουθοι^[11]:

- **Βαθμός εγρήγορσης (vigilance), προσοχής (attention) και συγκέντρωσης (concentration)**
- **Ενδιαφέρον (interest) και κίνητρο (motivation)**
- **Διάθεση (mood) και συναισθηματική κατάσταση (emotional state):** Για παράδειγμα, έντονα συναισθήματα (θετικά ή αρνητικά) δημιουργούν μία πολύ ζωντανή ανάμνηση ενός γεγονότος.
- **Πλαίσιο (context):** Αφορά πληροφορίες που σχετίζονται με κάποιο τρόπο με ένα γεγονός όπως είναι για παράδειγμα μία τοποθεσία, κάποιος ήχος, η παρουσία κάποιων ατόμων κλπ. Όλοι αυτοί οι παράγοντες συνεισφέρουν τόσο στην κωδικοποίηση όσο και στην ανάκτηση μίας ανάμνησης.
- **Ύπνος^{[11],[19]}:** Ο ύπνος θεωρείται ότι διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην εδραίωση των αναμνήσεων που δημιουργούνται κατά τη διάρκεια της ημέρας. Για παράδειγμα, κατά την εκπαίδευση μίας ικανότητας η επίδοση δεν βελτιώνεται αμέσως μετά, αλλά μερικές ώρες αργότερα, με τον ύπνο να διαδραματίζει πολύ σημαντικό ρόλο, καθώς η έλλειψη ύπνου επηρεάζει αρνητικά τη μάθηση. Ειδικότερα, έχειδειχθεί^[20] ότι δεν παίζει ρόλο γενικά ο ύπνος, αλλά ο ύπνος το επόμενο βράδυ της εκπαίδευσης. Σε σχετικό πείραμα, η επίδοση των συμμετεχόντων που δεν κοιμήθηκαν σωστά το αμέσως επόμενο βράδυ δεν παρουσίασε σημαντική βελτίωση σε σχέση με όσων κοιμήθηκαν, ούτε όταν οι πρώτοι είχαν άλλες 2 βραδιές πλήρους ύπνου. Σημαντικό ρόλο στην υποστήριξη της μνήμης θεωρείται ότι έχουν ο **ύπνος REM (Rapid Eye Movement)** και ο χαμηλής συχνότητας ύπνος που εμφανίζεται κυρίως στην αρχή της νύχτας.

4. ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ (ELECTROENCEPHALOGRAM – EEG)

4.1 Γενικά στοιχεία

Τα ηλεκτρικά φαινόμενα στον εγκέφαλο^{[21],[22]} εμφανίζονται λόγω της λειτουργίας των νευρώνων, οι οποίοι είναι διεγέρσιμα κύτταρα των οποίων η δραστηριότητα παράγει ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία. Τα πεδία αυτά μπορούν να καταγραφούν με χρήση ηλεκτροδίων, τα οποία μπορούν να τοποθετηθούν σε διαφορετικές αποστάσεις από τις πηγές:

- **Τοπικό εγκεφαλογράφημα (Local EEG):** Τοποθετούνται μικροηλεκτρόδια στον ιστό σε μικρή απόσταση από τις πηγές για τη μέτρηση των **δυναμικών τοπικού πεδίου (Local Field Potentials – LFPs)**.
- **Ενδοκρανικό εγκεφαλογράφημα (intracranial EEG – iEEG) ή φλοιογράφημα (Electrocorticogram – ECoG):** Καταγράφεται από την επιφάνεια του εγκεφαλικού φλοιού.
- **Συμβατικό εγκεφαλογράφημα (EEG):** Καταγράφεται επιφανειακά στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού (scalp). Η τεχνική αυτή είναι μη επεμβατική και μπορεί να εφαρμοστεί εύκολα και επαναλαμβανόμενα σε υγιείς και ασθενείς ανθρώπους χωρίς ιδιαίτερους περιορισμούς.

Υποπερίπτωση του συμβατικού ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (HEΓ) αποτελεί η τεχνική της **ποσοτικής ηλεκτροεγκεφαλογραφίας**^[23] (**quantitative EEG – qEEG**), η οποία παρέχει μετρήσιμη (σε σχέση με την απλά οπτική επισκόπηση του HEΓ στο χαρτί) και ως εκ τούτου αντικειμενική πληροφορία.

Ένα από τα μεγαλύτερα πλεονεκτήματα του HEΓ είναι η ταχύτητα, ενώ μειονέκτημα αποτελεί η χωρική ανάλυση, η οποία είναι πολύ μικρότερη σε σχέση με τεχνικές όπως είναι η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI) και η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET) και για τον λόγο αυτό η ηλεκτροεγκεφαλογραφία συνδυάζεται συχνά με τη μαγνητική τομογραφία.

Σε γενικές γραμμές η έρευνα και οι κλινικές εφαρμογές του HEΓ περιλαμβάνουν τους εξής τομείς^[22]:

- Μελέτη εγκεφαλικής ανάπτυξης
- Παρακολούθηση επιπέδου εγρήγορσης και επίδρασης αναισθησίας
- Ανίχνευση βλαβών λόγω τραυματισμού, εγκεφαλικού, όγκου κλπ
- Μελέτη παθήσεων όπως είναι η επιληψία (πχ πρόβλεψη, ανίχνευση και εντοπισμός κρίσεων), η άνοια κλπ καθώς και η επίδραση σχετικών παρεμβάσεων (πχ οφέλη και παρενέργειες φαρμακευτικής αγωγής)
- Μελέτη προσαγωγών νευρικών οδών (μέσω προκλητών δυναμικών)
- Μελέτη δραστηριότητας κατά την εμπλοκή σε γνωσιακές εργασίες (πχ συγκέντρωση, κόπωση) και γενικότερα μελέτη της γνωσιακής κατάστασης
- Εφαρμογές **βιοανάδρασης (biofeedback)**
- Μελέτη του ύπνου

Τέλος, αξίζει να σημειωθεί^[22] ότι τα πρότυπα των εγκεφαλικών κυμάτων για κάθε άτομο είναι μοναδικά και συχνά είναι δυνατή η διάκριση ενός ατόμου μόνο από την εγκεφαλική δραστηριότητα.

4.2 Δημιουργία ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος

Η δημιουργία του εγκεφαλογραφικού σήματος βασίζεται στην έννοια του **μεμβρανικού δυναμικού**^[24] (**membrane potential**), το οποίο αποτελεί τη διαφορά δυναμικού μεταξύ του εξωτερικού και του εσωτερικού περιβάλλοντος μίας κυτταρικής μεμβράνης:

$$V_m = V_{in} - V_{out}$$

Σε συνθήκες ηρεμίας η διαφορά αυτή είναι γενικά αρνητική, δηλαδή το εσωτερικό περιβάλλον της μεμβράνης βρίσκεται σε χαμηλότερο δυναμικό από το εξωτερικό αυτής. Συνήθως το εξωτερικό δυναμικό λαμβάνεται ως **τιμή αναφοράς (reference value)**. Για έναν τυπικό νευρώνα, το **δυναμικό ηρεμίας (resting membrane potential)** ισούται με περίπου $-70mV$, τιμή η οποία αλλάζει δραματικά κατά τη διέγερση.

Η διαμόρφωση της τιμής του δυναμικού μίας μεμβράνης βασίζεται στην ασύμμετρη κατανομή συγκέντρωσης ιόντων μεταξύ εσωτερικού (ενδοκυτταρικού) και εξωτερικού (εξωκυτταρικού) περιβάλλοντος. Η κατανομή αυτή διαμορφώνεται βάσει της δραστηριότητας **επιλεκτικών καναλιών ιόντων** (κυρίως K^+ , Na^+ , and Cl^-), τα οποία είναι εξειδικευμένα για συγκεκριμένο τύπο ιόντων και μπορούν να θεωρηθούν ως πηγές ρεύματος (ιόντων) ελεγχόμενες από τάση. Η τάση αυτή περιλαμβάνει 2 συνιστώσες, μία ηλεκτρική και μία χημική, οι οποίες καθορίζουν τη συνολική ηλεκτροχημική αγωγιμότητα:

- **Χημική αγωγιμότητα:** Τα ιόντα διέρχονται της μεμβράνης λόγω διαφοράς συγκέντρωσης μεταξύ ενδοκυτταρικού και εξωκυτταρικού περιβάλλοντος (**χημική βαθμίδα/βαθμίδα συγκέντρωσης – concentration/chemical gradient**). Η μετακίνηση αυτή τείνει να εξισορροπήσει τις συγκεντρώσεις του εκάστοτε τύπου ιόντων (πχ K^+) στις 2 πλευρές της μεμβράνης.
- **Ηλεκτρική αγωγιμότητα:** Κάθε φορά που ένα ιόν μετακινείται μεταξύ των 2 πλευρών της μεμβράνης (λόγω χημικής βαθμίδας), προκαλεί διαφοροποίηση στη διαφορά δυναμικού εκατέρωθεν αυτής. Για παράδειγμα, η μετακίνηση ενός ιόντος καλίου εκτός της μεμβράνης αυξάνει θετικά το φορτίο του εξωκυτταρικού περιβάλλοντος, μειώνοντας αντίστοιχα το ενδοκυτταρικό φορτίο. Έτσι αναπτύσσεται μία **ηλεκτρική βαθμίδα (electrical gradient)**, η οποία αντιστοιχεί σε διαφορά δυναμικού. Η διαφοροποίηση αυτή του φορτίου συνεχίζεται περαιτέρω όσο διαρκεί η μεταφορά ιόντων λόγω της βαθμίδας συγκέντρωσης μέχρι το σημείο όπου η ηλεκτρική και η χημική βαθμίδα εξισορροπούνται. Όταν συμβαίνει αυτό, επέρχεται **ηλεκτροχημική ισορροπία (electrochemical equilibrium)**.

Η μεμβράνη διαθέτει διαφορετικά κανάλια, καθένα από τα οποία τείνει να επιφέρει ηλεκτροχημική ισορροπία για έναν συγκεκριμένο τύπο ιόντων. Τα κανάλια αυτά συνεισφέρουν στη διαμόρφωση του συνολικού δυναμικού της μεμβράνης. Για ένα επιλεκτικό κανάλι ιόντων καλίου, η χημική και η ηλεκτρική βαθμίδα ορίζονται ως εξής:

$$\Delta G_{chemical} = R \cdot T \cdot \ln \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i}$$

$$\Delta G_{electrical} = z \cdot F \cdot V$$

όπου: $\Delta G_{chemical}$: χημική βαθμίδα

$\Delta G_{electrical}$: ηλεκτρική βαθμίδα

R : παγκόσμια σταθερά αερίων ($8.314 J \cdot K^{-1} \cdot mol^{-1}$)

T : θερμοκρασία (σε βαθμούς Kelvin)

$[K^+]_o, [K^+]_i$: εξωκυτταρική και ενδοκυτταρική συγκέντρωση

z : σθένος ιόντος (πχ 1 για K^+ και 2 για Ca^{++})

F : σταθερά του Faraday ($96.485 C \cdot mol^{-1}$)

V : διαφορά δυναμικού εκατέρωθεν της μεμβράνης

Όταν οι βαθμίδες αυτές εξισορροπούνται προκύπτει η **εξίσωση του δυναμικού ισορροπίας (εξίσωση Nerst)**. Τιμές του δυναμικού ισορροπίας για διάφορα ιόντα μπορούν να βρεθούν στην πηγή [24].:

$$V_{eq} = \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i}$$

Η γενίκευση της εξίσωσης Nerst για το συνολικό μεμβρανικό δυναμικό, στο οποίο συνεισφέρουν περισσότεροι του ενός τύποι ιόντων ισοδυναμεί με την **εξίσωση Goldman-Hodgkin-Katz (GHK)**. Στην πλειοψηφία των κυττάρων τα ιόντα που συνεισφέρουν κατά βάση στη διαμόρφωση του δυναμικού είναι τα ιόντα καλίου (K^+), νατρίου (Na^+) και χλωρίου (Cl^-). Για τη συμμετοχή των 3 αυτών τύπων ιόντων η εξίσωση GHK διαμορφώνεται ως εξής:

$$V_m = \frac{R \cdot T}{F} \cdot \ln \frac{(p_K \cdot [K^+]_o + p_{Na} \cdot [Na^+]_o + p_{Cl} \cdot [Cl^-]_i)}{(p_K \cdot [K^+]_i + p_{Na} \cdot [Na^+]_i + p_{Cl} \cdot [Cl^-]_o)}$$

Η παράμετρος p για κάθε τύπο ιόντων αντιστοιχεί στη **σχετική διαπερατότητα της μεμβράνης** και για έναν τυπικό νευρώνα εν ηρεμία ισχύει $p_K = 1$, $p_{Na} = 0.05$ και $p_{Cl} = 0.45$. Η εισαγωγή των τιμών διαπερατότητας είναι η βασική διαφορά σε σχέση με την εξίσωση Nerst κι επίσης σημειώνεται ότι στην περίπτωση των ιόντων χλωρίου τοποθετείται στον αριθμητή η εσωτερική συγκέντρωση (σε αντίθεση με τα ιόντα καλίου και νατρίου), επειδή πρόκειται για ανιόντα (αντί κατιόντων).

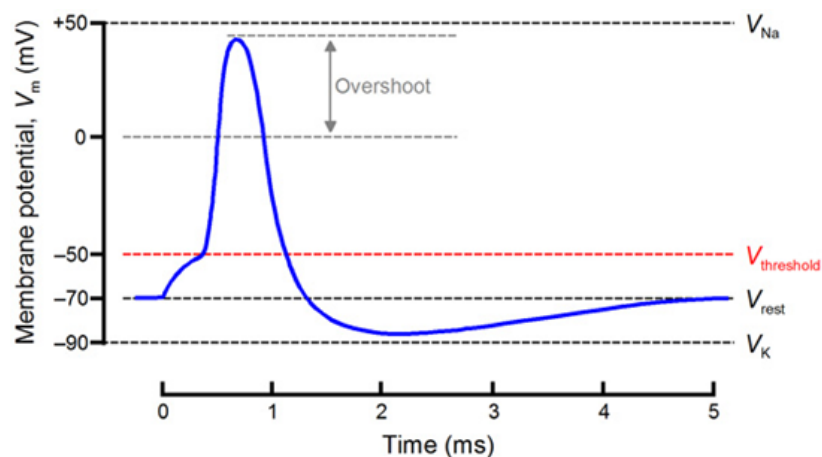
Λόγω της συνεισφοράς πολλών ιόντων στο συνολικό δυναμικό, είναι εύλογο το γεγονός ότι οποιαδήποτε δεδομένη στιγμή πιθανότατα κανένα από τα ιόντα δεν βρίσκεται σε ηλεκτροχημική ισορροπία. Επομένως, για κάθε ιόν υφίσταται συνεχώς μία **ηλεκτροχημική βαθμίδα**. Η βαθμίδα αυτή περιγράφεται μέσω της **ηλεκτροχημικής οδηγού δύναμης (electrochemical driving force – EDF)**, η οποία για κάθε ιόν X ορίζεται ως εξής:

$$V_{DFX} = V_m - V_{eqX}$$

Ο συνδυασμός του προσήμου της ηλεκτροχημικής δύναμης και του σθένους του ιόντος (ανιόν/κατιόν) δηλώνει την κατεύθυνση της κίνησης των ιόντων ως προς την κυτταρική μεμβράνη. Θετικό (αρνητικό) πρόσημο για ένα κατιόν (ανιόν) ισοδυναμεί με ροή ιόντων προς το εξωτερικό της μεμβράνης.

Η διαφοροποίηση της τιμής του συνολικού μεμβρανικού δυναμικού σχετίζεται με την ενεργοποίηση των νευρώνων, η οποία παράγει σε επίπεδο κυτταρικής μεμβράνης χρονικά μεταβαλλόμενα ηλεκτρικά ιοντικά διαμεμβρανικά ρεύματα (μέσω των επιλεκτικών καναλιών). Γενικά διακρίνονται 2 βασικές μορφές νευρωνικής ενεργοποίησης:

- **Δυναμικό δράσης**^{[24],[25]} (**action potential**): Το δυναμικό δράσης αντιστοιχεί σε ταχεία ($5-10ms$ ^[25]) και αντιστρέψιμη αντιστροφή του μεμβρανικού δυναμικού (αποπόλωση) από την τιμή ηρεμίας (περίπου $-70 mV$) στην τιμή των $+50 mV$ περίπου. Το δυναμικό δράσης διαδίδεται κατά μήκος του άξονα του νευρώνα και η τυπική μορφή του έχει ως εξής:

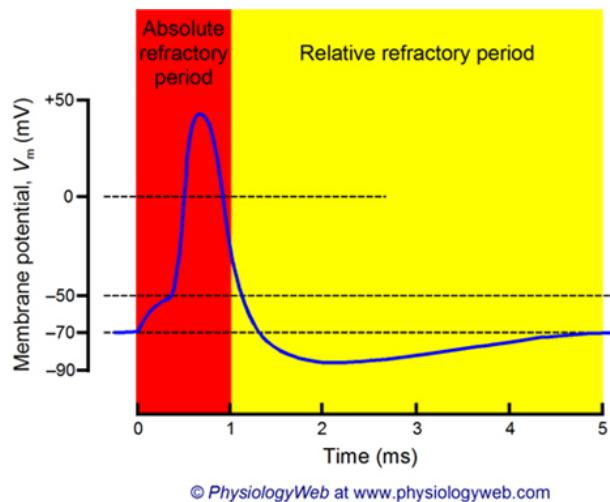


© PhysiologyWeb at www.physiologyweb.com

Εικόνα 13: Τυπική μορφή δυναμικού δράσης

Η πρώτη φάση της παραγωγής ενός δυναμικού δράσης είναι η αρχική **αποπόλωση (depolarization)** της μεμβράνης λόγω της παρουσίας ερεθίσματος. Η φάση αυτή δεν οδηγεί απαραίτητα σε δημιουργία δυναμικού δράσης, καθώς αυτή προϋποθέτει ότι το ερέθισμα (δηλαδή η αποπόλωση του μεμβρανικού δυναμικού) είναι επαρκώς ισχυρό. Αυτό συμβαίνει όταν η αποπόλωση ξεπερνά μία τιμή κατωφλίου $V_{threshold}$, η οποία σε κατάσταση ηρεμίας αντιστοιχεί περίπου στα $-50mV$. Η τιμή αυτή αντιστοιχεί στο κατώφλι αποκρισιμότητας των επιλεκτικών καναλιών ιόντων (κυρίως Na και K) και επομένως ερεθίσματα μικρότερα του κατωφλίου δεν παράγουν δυναμικά δράσης. Τέλος, μετά τη διέγερση ακολουθεί η **επαναπόλωση (repolarization)**, η οποία ισοδυναμεί με την επαναφορά του δυναμικού στην τιμή ηρεμίας και περιλαμβάνει μία ενδιάμεση **υπερπόλωση (hyperpolarization)**.

Όταν ο νευρώνας δεν βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας, αλλά σε φάση διέγερσης ($V_m \neq V_{m_{rest}}$), το κατώφλι πυροδότησης δυναμικού δράσης διαφοροποιείται ανάλογα με τη φάση στην οποία βρίσκεται η διέγερση, σε βαθμό που η διέγερση μπορεί να καταστεί αδύνατη. Το χρονικό διάστημα κατά το οποίο το κατώφλι διαφοροποιείται από τη βασική του τιμή ονομάζεται **περίοδος ανερεθιστότητας (refractory period)**. Η περίοδος από την έναρξη του δυναμικού δράσης μέχρι και το πέρας της κορυφής ονομάζεται **περίοδος απόλυτης ανερεθιστότητας (absolute refractory period)** και κατά τη διάρκειά της η εκ νέου διέγερση είναι αδύνατη ανεξαρτήτως ερεθίσματος. Στη συνέχεια ακολουθεί μία **περίοδος σχετικής ανερεθιστότητας (relative refractory period)**, κατά την οποία η απαιτούμενη ισχύς του ερεθίσματος είναι πολύ μεγαλύτερη προκειμένου να πυροδοτηθεί ένα νέο δυναμικό δράσης.

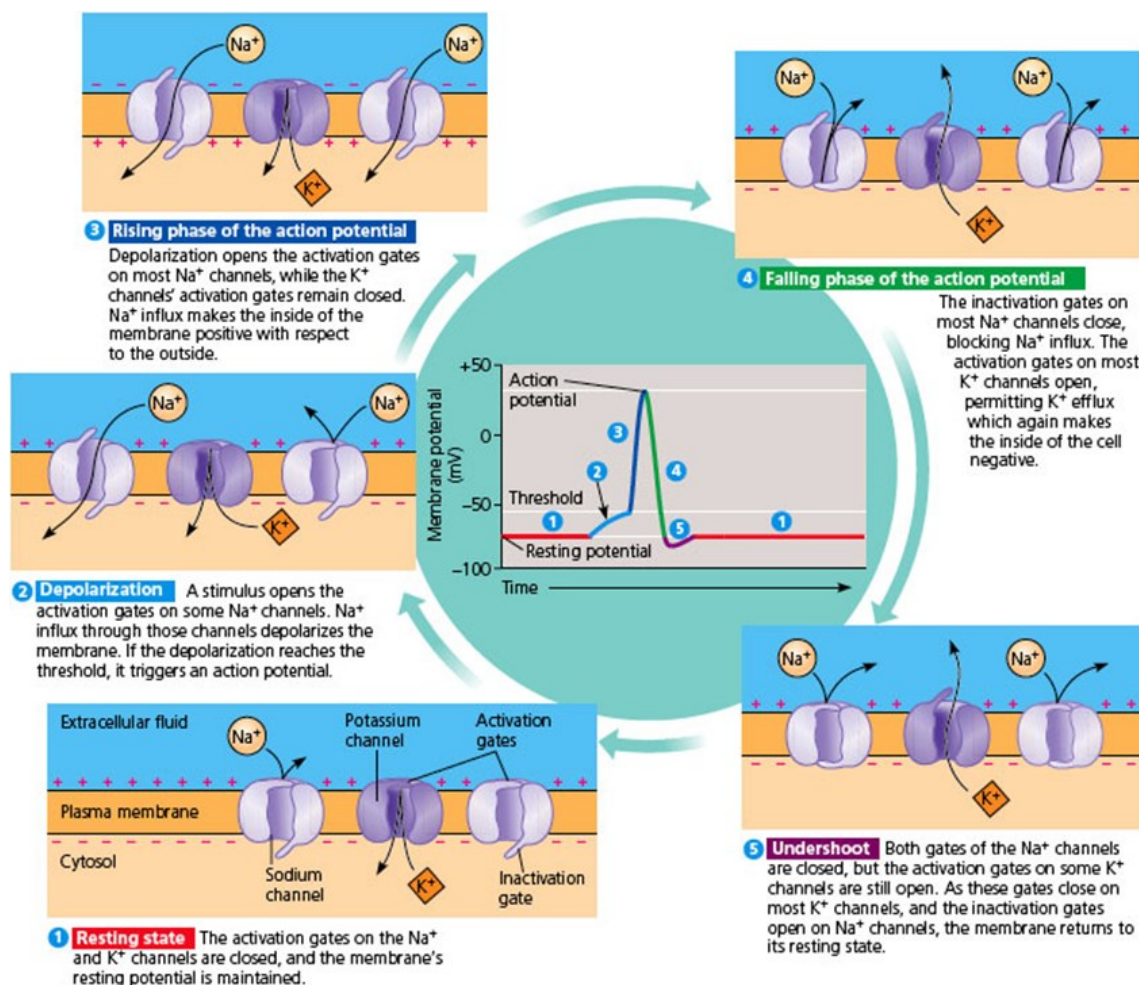


Εικόνα 14: Περίοδοι ανερεθιστότητας

Η διάρκεια της περιόδου απόλυτης ανερεθιστότητας ($\sim 1-2\text{ms}$) καθορίζει το μέγιστο αριθμό δυναμικών δράσης που μπορούν να παραχθούν σε ένα χρονικό διάστημα, δηλαδή τη μέγιστη συχνότητα απόκρισης των νευρώνων (μέσω παραγωγής δυναμικών δράσης). Εάν λοιπόν η διάρκεια της περιόδου είναι περίπου $1-2\text{ms}$, η αντίστοιχη μέγιστη συχνότητα είναι $0.5-1\text{kHz}$.

Τονίζεται ότι στην περίπτωση που το κατώφλι επιτευχθεί, παράγεται πάντα ένα πλήρες δυναμικό δράσης με συγκεκριμένο πλάτος ($\sim 50\text{mV}$) που δεν εξασθενεί με τη διάδοση – ούτε περισσότερο, ούτε λιγότερο (**λογική όλα-ή-τίποτα – all-or-nothing law**). Αυτό σημαίνει ότι όσο ισχυρό κι αν είναι ένα ερέθισμα, το δυναμικό δράσης που παράγεται (εφόσον επιτυγχάνεται η τιμή κατωφλίου) είναι το ίδιο. Επομένως, το δυναμικό δράσης αντιστοιχεί μόνο σε παρουσία επαρκώς ισχυρού ερεθίσματος και δεν κωδικοποιεί την ισχύ αυτού. Η ισχύς ενός ερεθίσματος κωδικοποιείται μέσω της συχνότητας δημιουργίας δυναμικών δράσης. Όσο ισχυρότερο είναι το ερέθισμα, τόσο μεγαλύτερη είναι η συχνότητα παραγωγής δυναμικών δράσης.

Η μεταβολή του μεμβρανικού δυναμικού που λαμβάνει χώρα κατά τη διέγερση και την παραγωγή ενός δυναμικού δράσης βασίζεται στη λειτουργία των επιλεκτικών καναλιών ιόντων που αναφέρθηκαν παραπάνω και κυρίως στα **ρυθμιζόμενα από τάση (voltage-gated) κανάλια** νατρίου και καλίου. Η διαδικασία^{[24],[25]} περιγράφεται στην εικόνα 15 και ξεκινά με την αρχική αποπόλωση, κατά την οποία ανοίγουν τα κανάλια νατρίου λόγω παρουσίας ερεθίσματος. Εφόσον υπάρχει επαρκής αποπόλωση, ανοίγουν επιπρόσθετα κανάλια νατρίου, τα οποία οδηγούν στην περαιτέρω αποπόλωση και τη δημιουργία της κορυφής του δυναμικού δράσης. Με την επίτευξη της κορυφής του δυναμικού δράσης επέρχεται κλείσιμο των καναλιών νατρίου και άνοιγμα των καναλιών καλίου, με στόχο την επαναλόπωση της μεμβράνης προς την τιμή ηρεμίας. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει και μία υπερπόλωση της μεμβράνης μέχρι τα -90mV περίπου (**undershoot**).



Εικόνα 15: Διαδικασία δημιουργίας δυναμικού δράσης

- **Μετασυναπτικό δυναμικό**^{[21],[24]} (**post-synaptic potential**): Τα μετασυναπτικά δυναμικά αποτελούν βραδείες αλλαγές του δυναμικού της μεμβράνης λόγω συναπτικής ενεργοποίησης μέσω νευροδιαβιβαστών. Τα δυναμικά αυτά διακρίνονται σε **διεγερτικά (excitatory post-synaptic potentials – EPSPs)** και **κατασταλτικά (inhibitory post-synaptic potentials – IPSPs)** και η δράση τους ρυθμίζεται από τον τύπο του **νευροδιαβιβαστή (neurotransmitter)** και του **υποδοχέα (receptor)** και τις αλληλεπιδράσεις αυτών με κατάλληλα ιοντικά κανάλια (**ligand-gated ion channels** – κυρίως Na^+ , K^+ και Cl^-). Τα διεγερτικά δυναμικά αντιστοιχούν σε αποπόλωση της μεμβράνης, ενώ τα κατασταλτικά σε υπερπόλωση αυτής. Σε αντίθεση με τα δυναμικά δράσης, των οποίων το πλάτος (της τάξης των λίγων mV) δεν εξαρτάται από την ένταση του ερεθίσματος, τα μετασυναπτικά δυναμικά είναι **βαθμωτά (graded potentials)** με πλάτος που είναι ανάλογο της έντασης του ερεθίσματος και εξασθενεί με την απόσταση από το σημείο παραγωγής. Επιπλέον, τα δυναμικά αυτά δεν σχετίζονται με περίοδο ανερεθιστότητας και η διάρκειά τους μπορεί να φτάνει μέχρι και μερικά δευτερόλεπτα.

Το μετρούμενο σήμα στην τεχνική της συμβατικής ηλεκτροεγκεφαλογραφίας αντιστοιχεί στα μετασυναπτικά δυναμικά και όχι στα δυναμικά δράσης^{[23],[26]}. Παρότι τα μετασυναπτικά δυναμικά έχουν πλάτος πολύ μικρότερο σε σχέση με τα δυναμικά δράσης, τα χαρακτηριστικά τους (βαθμωτή φύση, μεγαλύτερη διάρκεια και ευρεία χωρική κατανομή) επιτρέπουν τη γεωμετρική άθροισή τους, η οποία επιτρέπει τη δημιουργία μετρήσιμου σήματος στην επιφάνεια του κεφαλιού, υπό την προϋπόθεση ότι τα

μετασυναπτικά ρεύματα παρουσιάζουν χωρική και χρονική συσχέτιση μεταξύ τους. Εάν δεν πληρείται η προϋπόθεση αυτή, τα επιμέρους σήματα αλληλοαναιρούνται και το γεωμετρικό τους άθροισμα δεν μπορεί να δώσει μετρήσιμο αποτέλεσμα, δεδομένης και της περαιτέρω εξασθένησης που υφίστανται τα σήματα λόγω της αντίστασης των στρωμάτων^{[25],[26]} που μεσολαβούν μεταξύ των ηλεκτροδίων και των νευρώνων (ενότητα 4.9).

Από τα παραπάνω είναι εύλογο το γεγονός ότι η καταγραφόμενη δραστηριότητα σε ένα σημείο της επιφάνειας του κεφαλιού μπορεί να περιλαμβάνει δραστηριότητα από πολλές διεργασίες που λαμβάνουν χώρα ταυτόχρονα σε διαφορετικά σημεία. Γενικά, το πλάτος του καταγραφόμενου σήματος είναι ανάλογο του εύρους της κατανομής του στην επιφάνεια του κεφαλιού^[27] και κυμαίνεται μεταξύ $0.5\mu V$ και $100\mu V$ ^[22], δηλαδή περίπου 2 τάξεις μεγέθους κάτω από τα συνήθη σήματα ΗΚΓ.

4.3 Βασικοί ρυθμοί ΗΕΓ

Οι ρυθμοί του ΗΕΓ διαχωρίζονται ως προς το εύρος στο οποίο ανήκει η βασική συχνότητα των κυμάτων. Υπάρχουν 5 βασικοί ρυθμοί (άλλοι ρυθμοί έχουν επίσης αναγνωριστεί^[25]), οι ζώνες συχνότητων των οποίων είναι πρακτικά επικαλυπτόμενες, με τον διαχωρισμό να είναι προσεγγιστικός^{[21],[25],[26]}. Παρακάτω δίνονται κάποια βασικά στοιχεία για κάθε ρυθμό. Αξίζει να παρατηρήσει κανείς στον παρακάτω διαχωρισμό την αρνητική συσχέτιση μεταξύ πλάτους κυμάτων και συχνότητας^[28]:

4.3.1 Ρυθμός α (alpha rhythm)

- **Εύρος συχνότητων:** Το πιο συχνά αναφερόμενο εύρος είναι στα 8-13Hz^{[25],[26]}, ωστόσο μπορεί να παρατηρηθεί σχετική κορυφή σε συχνότητες που αντιστοιχούν σε άλλες ζώνες^[25] όπως είναι τα 20Hz και τα 75Hz.
- **Πλάτος:** Συνήθως δεν υπερβαίνει τα $50\mu V_{pp}$ ^{[22],[25]}.
- **Εντοπισμός:** Παρατηρείται καλύτερα στις οπίσθιες (posterior) και ινιακές εγκεφαλικές περιοχές^{[22],[25]}, ενώ εμφανίζεται και στον μετωπιαίο λοβό σε κατάσταση χαλάρωσης^[29].
- **Υποκατηγορίες:**
 - **Ρυθμός μ (mu rhythm)**^{[21],[25],[30]}: Αντιστοιχεί στην κεντρική περιοχή της ζώνης α και αφορά τον μυϊκό και τον σωματοαισθητικό φλοιό.
 - **Ρυθμός τ (tau rhythm)**^{[25],[30]}: Εμφανίζεται στα 10Hz περίπου και σχετίζεται με τον κροταφικό λοβό. Εξασθενεί γενικά λόγω ακουστικών ερεθισμάτων.
- **Χαρακτηριστικά**^{[22],[25]}: Η έντονη δραστηριότητα α στις μετωπιαίες περιοχές αντιστοιχεί γενικά σε κατάσταση χαλάρωσης, ενώ παρατηρείται και με το κλείσιμο των ματιών^[25] στις οπίσθιες και ινιακές περιοχές. Περιορίζεται με το άνοιγμα των ματιών, την εγρήγορση, τη σκέψη και την πραγματοποίηση οποιασδήποτε γνωσιακής εργασίας, ενώ έχει παρατηρηθεί ότι ο φωτισμός υποβάθρου (background illumination) μπορεί να οδηγήσει σε μειωμένο πλάτος αυτού^[21].

4.3.2 Ρυθμός β (beta rhythm)

- **Εύρος Συχνοτήτων:** Περίπου 14–26Hz^[25], αν και συχνά αναφέρεται ότι περιλαμβάνει συχνότητες μέχρι και τα 30Hz.
- **Πλάτος:** Δεν υπερβαίνει τα 30μV^{[25],[26]}
- **Εντοπισμός**^{[25],[31]}: Ανιχνεύεται κυρίως σε μετωπιαίες και κεντρικές περιοχές.
- **Χαρακτηριστικά:** Είναι ο κύριος ρυθμός όταν ο άνθρωπος είναι σε εγρήγορση και έχει ανοιχτά μάτια^{[25],[26]}. Σχετίζεται με αυξημένη εγρήγορση (πχ υψίσυχη δραστηριότητα κατά την **περίοδο αναμονής ερεθίσματος – anticipatory period**), προσοχή και επίλυση προβλημάτων^{[25],[30]}. Επιπλέον, μπορεί να εμφανιστεί σε κατάσταση πανικού^[25], ενώ η δραστηριότητα στον κινητικό φλοιό σχετίζεται με την προετοιμασία κίνησης^[30] (πραγματικής ή φανταστικής^[32]).

4.3.3 Ρυθμός γ (gamma rhythm)

- **Εύρος συχνοτήτων**^[25]: Άνω των 30Hz
- **Πλάτος**^[25]: Χαμηλό
- **Εντοπισμός**^[25]: Εμφανίζεται κυρίως στην κεντρομετωπιαία (frontocentral) περιοχή.
- **Χαρακτηριστικά:** Εμφανίζεται σχετικά σπάνια^[25] και σχετίζεται με αντίληψη^[33] και ταχεία (πχ fight-or-flight response^[34]) επεξεργασία πληροφορίας^[28]. Επιπλέον, εμφανίζεται κατά την εναλλαγή μεταξύ εργασιών και την παράλληλη επεξεργασία^[29], όπου εμπλέκεται σε μεγάλο βαθμό η βραχυπρόθεσμη μνήμη.

4.3.4 Ρυθμός δ (delta rhythm)

- **Εύρος συχνοτήτων:** Περίπου 0.5–4Hz^{[25],[26]} (πρακτικά αφορά όλες τις συχνότητες κάτω από τη ζώνη α)
- **Πλάτος:** Μπορεί να φτάσει μερικές εκατοντάδες μV^[26]
- **Χαρακτηριστικά**^{[25],[26]}: Εμφανίζεται σε κατάσταση ύπνου ή χαλάρωσης και αντίστοιχα καταστέλλεται σε καταστάσεις αναταραχής. Αποτελεί τον κύριο ρυθμό έως το δεύτερο έτος της ηλικίας. Μελέτες έχουν δείξει αύξηση κατά την πραγματοποίηση νοητικών διεργασιών^{[35],[36]}.

4.3.5 Ρυθμός θ (theta rhythm)

- **Εύρος συχνοτήτων**^{[25],[26]}: 4–8Hz
- **Πλάτος:** μπορεί να φτάσει τα 100μV^[26]
- **Εντοπισμός:** Θεωρείται ότι προέρχεται από τον θάλαμο του εγκεφάλου^[25] και καταγράφεται από τη μέση μετωπιαία (frontal midline) περιοχή^[31].
- **Χαρακτηριστικά**^[25]: Εμφανίζεται σε καταστάσεις όπως είναι η χαλάρωση, ο διαλογισμός, η δημιουργικότητα και η ανάκληση.

4.4 Σχετικά με γεγονόσ δυναμικά (Event-related potentials – ERPs)

Τα **σχετικά με γεγονόσ δυναμικά**^{[23],[25],[26]} είναι διαφορές δυναμικού που μετρώνται όταν ο εξεταζόμενος υπόκειται σε συγκεκριμένες δοκιμασίες μέσω χορήγησης ερεθισμάτων και δεν αντιστοιχούν απαραίτητα σε εξωτερικά φανερά (overt) απόκριση από τον εξεταζόμενο. Όπως δηλώνει η ονομασία, ένα τέτοιο δυναμικό παρουσιάζει συσχέτιση με το αντίστοιχο (εσωτερικό ή εξωτερικό) γεγονός/ερέθισμα τόσο σε επίπεδο χρόνου (**time-locked**), όσο και σε επίπεδο φάσης (**phase-locked**). Η συσχέτιση σε επίπεδο χρόνου σημαίνει ότι η απόκριση εμφανίζεται σε γενικές γραμμές την ίδια μορφή σε δεδομένο χρόνο μετά το ερέθισμα, ενώ η συσχέτιση σε επίπεδο φάσης είναι πιο «αυστηρή» και σημαίνει ότι το σήμα απόκρισης έχει κάθε φορά την ίδια φάση ως προς το ερέθισμα. Η time-locked και phase-locked δραστηριότητα αναφέρεται στη βιβλιογραφία ως **προκλητή (evoked)** και για το λόγο αυτό τα σχετιζόμενα με γεγονόσ δυναμικά είναι κυρίως γνωστά ως **προκλητά δυναμικά (evoked potentials)** ή **ΠΔ**.

Για τη σωστή αξιοποίηση των ΠΔ κατά τη μελέτη της νοητικής κατάστασης και της εγκεφαλικής λειτουργίας απαιτείται να λαμβάνονται υπόψιν παράγοντες όπως είναι η κόπωση, η εξοικείωση στο ερέθισμα, και οι εξωτερικές και εσωτερικές συνθήκες (πχ περιβάλλον, ψυχολογική κατάσταση κλπ).

4.4.1 Βασικά χαρακτηριστικά

Τα βασικά χαρακτηριστικά^[25] μίας κυματομορφής που αντιστοιχεί σε ΠΔ είναι το πλάτος, ο λανθάνων χρόνος και η κατανομή στην επιφάνεια του κεφαλιού:

- **Πλάτος**^{[25],[37]} (**amplitude**): Ορίζεται ως η διαφορά μεταξύ του μέσου πλάτους της προ ερεθίσματος δραστηριότητας και της μεγαλύτερης κορυφής της κυματομορφής του ΠΔ και αποτελεί δείκτη της έντασης της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Επηρεάζεται από παράγοντες όπως είναι τα χαρακτηριστικά του ερεθίσματος και του εξεταζόμενου και οι συνθήκες του πειράματος. Εξαιτίας του πολύ μικρού πλάτους των ΠΔ (1-30 μV) σε σχέση με τη δραστηριότητα αναφοράς, τα ΠΔ δεν μετρώνται απευθείας αλλά με χρήση τεχνικών εξαγωγής μέσου όρου (βλ. παρακάτω).
- **Λανθάνων χρόνος**^{[25],[26],[37],[38]} (**latency**) ή **λανθάνων χρόνος κορύφωσης (peak latency)**: Αντιστοιχεί στο χρόνο μεταξύ της παρουσίασης του ερεθίσματος και της εμφάνισης του μεγίστου πλάτους (κορυφή) του ΠΔ.
- **Κατανομή (scalp distribution)**: Η κατανομή της δραστηριότητας επί της επιφάνειας του κεφαλιού αντιστοιχεί στην πράξη στην ανάδειξη συγκεκριμένων ηλεκτροδίων, όπως για παράδειγμα στην περίπτωση του συστατικού P3^[37] (βλ. παρακάτω), που αντιστοιχεί κατά βάση στα κεντρικά ηλεκτρόδια.

4.4.2 Ταξινόμηση προκλητών δυναμικών

Η ταξινόμηση των προκλητών δυναμικών γίνεται με διάφορους τρόπους βασισμένη σε διαφορετικά χαρακτηριστικά, όπως είναι τα εξής:

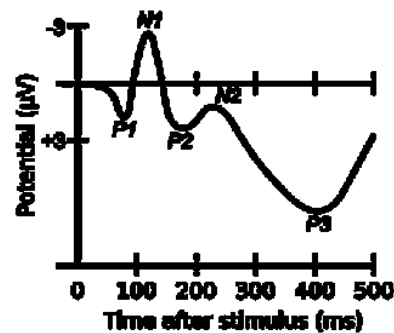
- **Ανάλογα με το είδος του εξωτερικού ερεθίσματος**^[26]
 - **Ακουστικά (auditory)**: πχ τόνοι, ήχοι, λέξεις
 - **Οπτικά (visual)**: Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελούν τα οπτικά **προκλητά δυναμικά σταθερής κατάστασης**^{[25],[39],[40]} (**steady-state**

visual evoked potentials – SSVEPs), τα οποία αποτελούν απόκριση σε οπτικά ερεθίσματα συγκεκριμένων συχνοτήτων (3.5-75Hz). Μάλιστα, η προκλητή δραστηριότητα έχει την ίδια συχνότητα με το ερέθισμα, οπότε δίνει την πληροφορία του ερεθίσματος που βρίσκεται στο επίκεντρο για τον εξεταζόμενο.

- **Σωματοαισθητικά (somatosensory)**: Ερεθισμός αισθητηρίου νεύρου
- **Ανάλογα με τον λανθάνοντα χρόνο**^[26] (όσο μεγαλύτερο λανθάνοντα χρόνο έχουν, τόσο ισχυρότερα είναι)
 - **Πρώιμα (early)**: 2-12ms (για ακουστικά ΠΔ)
 - **Μέσα (middle)**: 12-50ms (για ακουστικά ΠΔ)
 - **Ύστερα (late)**: 50 ως πέραν των 1000ms (για ακουστικά ΠΔ)
- **Ανάλογα με το αν τα χαρακτηριστικά τους εξαρτώνται από ενδογενείς ή εξωγενείς παραμέτρους**^{[23],[25],[41]}
 - **Εξωγενή (Exogenous)**: Εμφανίζονται εντός 100-200 msec από την έναρξη του ερεθίσματος (stimulus onset) και επηρεάζονται από τα χαρακτηριστικά του ερεθίσματος όπως είναι η ένταση, ο τύπος και ο ρυθμός εμφάνισης.
 - **Ενδογενή (Endogenous)**: Είναι ευαίσθητα στην κατάσταση του εξεταζομένου και τις απαιτήσεις σε πόρους, ενώ δεν επηρεάζονται από τα χαρακτηριστικά του ερεθίσματος.
 - **Μεσογενή (Mesogenous)**: Επηρεάζονται τόσο από παραμέτρους του ερεθίσματος όσο και από την κατάσταση του εξεταζομένου.
- **Ανάλογα με το αίτιο** (ερέθισμα ή απόκριση)^[41]
 - **Σχετικά με ερέθισμα (stimulus-locked)**: Εμφανίζονται ως αποτέλεσμα ερεθίσματος (πχ P1, N1, N2, P3).
 - **Σχετικά με απόκριση (response-locked)**: Εμφανίζονται ως αποτέλεσμα της απόκρισης του εξεταζομένου (πχ ERN, Pe).

4.4.3 Συστατικά

Κατά τη μελέτη των ΠΔ εμφανίζονται – ανάλογα με την εργασία – χαρακτηριστικές κυματομορφές, οι οποίες ονομάζονται **συστατικά (components)**. Η μελέτη των συστατικών είναι χρήσιμη πχ σε περιπτώσεις ασθενειών^[42] όπως Parkinson, Alzheimer κλπ. Τα συστατικά χαρακτηρίζονται και ονομάζονται^{[23],[25],[26]} βάσει πολικότητας (positive [P] ή negative [N]) και λανθάνοντα χρόνου (σε ms ή σε εκατοντάδες ms). Για παράδειγμα, η ονομασία P3/P300 αναφέρεται σε συστατικό με θετική πολικότητα και λανθάνοντα χρόνο ίσο με 300ms. Τονίζεται ωστόσο ότι η τιμή αυτή για τον λανθάνοντα χρόνο είναι **ονομαστική**, καθώς στην πράξη ο λανθάνων χρόνος κυμαίνεται εντός ενός εύρους τιμών, ενώ επίσης έχουν οριστεί ξεχωριστά συστατικά που εντάσσονται σε αυτά τα όρια (πχ N170). Επιπλέον, κάποιες φορές οδηγούμαστε στη διάκριση υποσυστατικών (πχ P3α, P3β). Παρακάτω περιγράφονται κάποια βασικά συστατικά (εικόνα 16) που μελετώνται από τους ερευνητές:



Εικόνα 16: Βασικά συστατικά ΠΔ

4.4.3.1 Συστατικό N1

- **Εντοπισμός**^[43]: Εμφανίζεται κυρίως σε κεντρομετωπιαίες (frontocentral) περιοχές. Είναι παρόμοιο σε όλα τα επίπεδα με το N2 (όπως φαίνεται από τις αντίστοιχες περιγραφές), με τη βασική διαφορά ότι το 2^ο έχει μεγαλύτερο μέσο λανθάνοντα χρόνο.
- **Κατηγοριοποίηση**^[41]: Πρώιμο, μεσογενές, stimulus-locked
- **Λανθάνων χρόνος**: Περίπου 100-150ms^{[41],[43]}
- **Εξαγωγή**: Έχει μελετηθεί κυρίως με χρήση ακουστικών ερεθισμάτων^[43] με διάκριση μεταξύ διαφορετικών ήχων^[41].
- **Ερμηνεία και σχέση με νοητικές διεργασίες**: Συνδέεται με αναγνώριση και επιλεκτική προσοχή^{[41],[43],[44],[45]} (πχ ανίχνευση και απομόνωση συγκεκριμένου ήχου στο περιβάλλον).

4.4.3.2 Συστατικό N2

- **Εντοπισμός**^[41]: Εμφανίζεται κυρίως σε κεντρομετωπιαίες (frontocentral) περιοχές.
- **Κατηγοριοποίηση**^[41]: Πρώιμο, μεσογενές, stimulus-locked
- **Λανθάνων χρόνος**^{[41],[46]}: Περίπου 150–350 ms
- **Εξαγωγή**^{[41],[46]}: Εξάγεται μέσω του oddball paradigm με συνθήκη go/no go (βλ. P3).
- **Ερμηνεία και σχέση με νοητικές διεργασίες**^[41]: Σχετίζεται με επιλεκτική προσοχή, αναγνώριση και κατηγοριοποίηση^{[44],[47]}, ενώ έχει να κάνει και με ρύθμιση σφαλμάτων^[46] (error monitoring). Ειδικότερα, έχει οριστεί το ξεχωριστό **συστατικό N170** (αναφέρεται ως παραλλαγή τόσο του N1 όσο και του N2), το οποίο σχετίζεται άμεσα με την αναγνώριση προσώπων^{[48],[49],[50],[51],[52]}. Το N170 εμφανίζεται με μεγαλύτερη ένταση στις θέσεις P7 και – κυρίως – P8 (πρώην T5 και T6 – βλ. παρακάτω) και έχει λανθάνοντα χρόνο γύρω στα 140-190ms.

4.4.3.3 Συστατικό P1

- **Εντοπισμός**^[43]: Πηγάζει κυρίως από τον ινιακό λοβό.
- **Κατηγοριοποίηση**^[43]: Πρώιμο, εξωγενές, stimulus-locked
- **Λανθάνων χρόνος**^[43]: 70–100 ms
- **Ερμηνεία και σχέση με νοητικές διεργασίες**^[44]: Αισθητηριακή και αντιληπτική (perceptual) επεξεργασία

4.4.3.4 Συστατικό P2

- **Εντοπισμός**^{[41],[43]}: Παρατηρείται συνήθως στις πρόσθιες (anterior) και στις κεντρικές περιοχές.
- **Κατηγοριοποίηση**^[41]: Πρώιμο, μεσογενές, stimulus-locked
- **Λανθάνων χρόνος**: Μεταξύ 100 και 300ms^[41] με συχνότερα τα 180 ms^[43] περίπου
- **Εξαγωγή**^{[43],[53]}: Εμφανίζεται μέσω του ίδιου πειράματος με το P3 (πριν από αυτό).
- **Ερμηνεία και σχέση με νοητικές διεργασίες**: Σχετίζεται με αντίληψη και επιλεκτική προσοχή^[43].

4.4.3.5 Συστατικό P3

Έχει αναγνωριστεί ως το βασικό συστατικό και αποτελείται από phase-locked συγχρονισμένες ταλαντώσεις δ και θ ^[37].

- **Εντοπισμός**: Παρατηρείται κατά βάση στον βρεγματικό και τον μετωπιαίο λοβό^[41]. Λαμβάνεται^{[37],[54]} μέσω των ηλεκτροδίων Fz, Cz και Pz του συστήματος 10/20 (βλ. παρακάτω) και το πλάτος του αυξάνεται από τις μετωπιαίες στις βρεγματικές περιοχές.
- **Κατηγοριοποίηση**^[41]: Ύστερο, εξωγενές, stimulus-locked
- **Πλάτος**^[54]: 2-5μV
- **Λανθάνων χρόνος**^{[26],[41],[54]}: 220-800ms
- **Εξαγωγή**: Η εξαγωγή του P300 επιτυγχάνεται μέσω μίας εργασίας διαφοροποίησης (discrimination task), η οποία είναι γνωστή ως “oddball paradigm”^{[37],[55]}. Σύμφωνα με τη διαδικασία αυτή, παρουσιάζονται 2 διαφορετικά ερεθίσματα, με το ένα να εμφανίζεται με σχετικά μικρή συχνότητα (oddball) και να αποτελεί το ερέθισμα-στόχο, στο οποίο ο εξεταζόμενος καλείται να έχει μία συγκεκριμένη απόκριση (πχ να πατήσει ή να μην πατήσει κάποιο πλήκτρο). Για παράδειγμα, τα 2 ερεθίσματα μπορούν να εμφανίζονται τυχαία με πιθανότητες 0.2 και 0.8 (με τη μικρότερη πιθανότητα να αντιστοιχεί στο oddball). Όσο μικρότερη είναι η πιθανότητα εμφάνισης του σπανιότερου από τα 2 γεγονότα, τόσο μεγαλύτερο θα είναι το πλάτος του P300^[23]. Γενικά θεωρείται ότι το P300 εμφανίζεται όταν το ερέθισμα ανανεώνεται^{[37],[56]} (**context updating**).
- **Παράγοντες που επηρεάζουν τη μέτρηση**:
 - **Εξοικείωση (habituation)**: Οι επαναλαμβανόμενες παρουσιάσεις του ίδιου ερεθίσματος και υπό την απουσία εργασίας, οδηγούν στην εμφάνιση εξοικείωσης^[57], η οποία εκδηλώνεται μέσω μείωσης του πλάτους και αύξησης του λανθάνοντα χρόνου^[55]. Η εξοικείωση είναι εντονότερη για τα ακουστικά ερεθίσματα σε σχέση με τα οπτικά ερεθίσματα^[57], τα οποία απαιτούν περισσότερους πόρους σε σχέση με τα ακουστικά. Οι διαφορές στο διάστημα μεταξύ διαφορετικών δοκιμών (inter-trial interval) μπορεί να επηρεάσει τα αποτελέσματα μέσω διαφοροποίησης του βαθμού εξοικείωσης^[42] και για τον λόγο αυτό έχει προταθεί η χρήση σχετικά μεγάλων διαστημάτων^[57] (της τάξης των 10 λεπτών).
 - **Βιολογικοί παράγοντες**^{[42],[55],[58]}: Στην πηγή [42] υπάρχει πίνακας με αναλυτική περιγραφή της επίδρασης παραγόντων όπως είναι η ηλικία, η θερμοκρασία, η άσκηση, η λήψη ουσιών (πχ καφεΐνης), ο θόρυβος και η έλλειψη ύπνου στο πλάτος και τον λανθάνοντα χρόνο του P3. Άλλοι παράγοντες περιλαμβάνουν τους **κιρκαδικούς ρυθμούς (circadian rhythms)**, σύμφωνα με τους οποίους η νοητική απόδοση επηρεάζεται από

την ώρα της ημέρας και το συνδυασμό αυτής με τον τρόπο ζωής (πχ ώρες γευμάτων). Οι παράγοντες αυτοί δεν υπεισέρχονται τόσο όταν πρόκειται για μελέτη των χαρακτηριστικών ενός ατόμου (within-subject) εντός διαστήματος 2-3 ωρών, όσο σε μελέτες μεταξύ διαφορετικών ατόμων (between-subjects).

- **Ερέθισμα/πραγματοποιούμενη εργασία:** Για μη απαιτητικές εργασίες το πλάτος του P3 είναι σχετικά μεγάλο, ενώ ο λανθάνων χρόνος σχετικά μικρός (πχ παθητική επεξεργασία ερεθίσματος). Από την άλλη, οι πιο απαιτητικές εργασίες (πχ ενεργή επεξεργασία) σχετίζονται με με μικρότερο πλάτος και μεγαλύτερο λανθάνοντα χρόνο^[37].

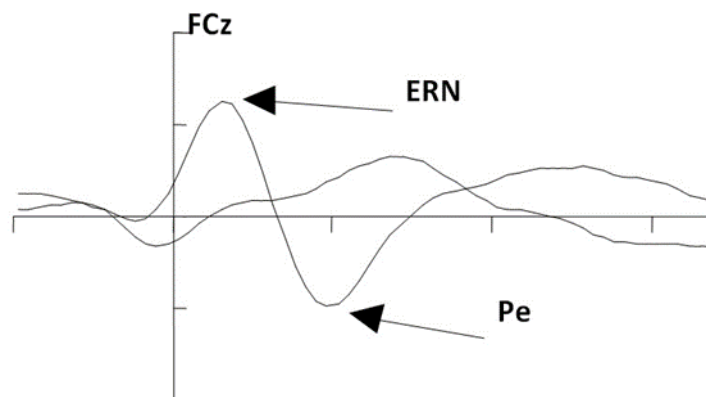
- **Παραλλαγές/Υποκατηγορίες:**

- **P3a, P3b:** Είναι τα 2 επικαλυπτόμενα υποσυστατικά που συνθέτουν το P300^[25]. Το P3a παρατηρείται εμφανώς μόλις στο 20% περίπου των ανθρώπων^[25] και αποτελεί μία πρώιμη^[55] κορυφή που εμφανίζεται λόγω ενός νέου ερεθίσματος^{[25],[37],[55]} και προέρχεται^[25] κυρίως από προμετωπιαίες, μετωπιαίες και πρόσθιες κροταφικές περιοχές. Από την άλλη, το P3b έχει μεγαλύτερο λανθάνοντα χρόνο^[25]), είναι σχετικό με εργασία^[37] (**task-relevant**) και εμφανίζεται περισσότερο στις βρεγματικές περιοχές^[25].
- **Novelty P300**^[25]: Αποτελεί το κλασικό συστατικό P300, όπως αυτό εξάγεται σε περιπτώσεις νέων γεγονότων για τα οποία ο εξεταζόμενος δεν έχει λάβει συγκεκριμένες οδηγίες.
- **No-go P300**^[37]: Εξάγεται όταν στο oddball paradigm χρησιμοποιείται ένα 3^ο ερέθισμα, το οποίο έχει μικρή συχνότητα εμφάνισης (όπως και το ερέθισμα-στόχος) και στο οποίο ο εξεταζόμενος καλείται να μην αντιδράσει. Από την περιγραφή είναι εμφανές ότι τα novelty P300 και no-go P300 είναι παραλλαγές του ίδιου συστατικού.

- **Ερμηνεία και σχέση με νοητικές διεργασίες:** Αντανακλά διεργασίες βραχυπρόθεσμης^[26] μνήμης και προσοχής^[42], σχετιζόμενο με γνωσιακές λειτουργίες που αφορούν κατεύθυνση προσοχής, ανανέωση πλαισίου (contextual updating) και απόκριση σε ερέθισμα^[25]. Τα χαρακτηριστικά του έχουν συσχετιστεί με διάφορες καταστάσεις και ασθένειες. Για παράδειγμα, η ηλικία και άνοια έχουν συσχετιστεί με μείωση του πλάτους και αύξηση του λανθάνοντα χρόνου^{[37],[42],[58]}. Γενικότερα, το πλάτος θεωρείται ανάλογο με τους πόρους που κατανέμονται για κάποια εργασία^{[41],[42]}, με ένα μεγάλο πλάτος να σχετίζεται με απαιτητικές γνωσιακές εργασίες^{[41],[58]}. Επιπλέον, η μείωση του πλάτους αποτελεί δείκτη μείωσης του επιπέδου προσοχής^[25]. Από την άλλη πλευρά, ο λανθάνων χρόνος αποτελεί μέτρο της ταχύτητας ταξινόμησης ενός ερεθίσματος^{[37],[42],[55]} και για το λόγο αυτό είναι δείκτης του χρόνου επεξεργασίας που απαιτείται πριν την παραγωγή απόκρισης. Πιο συγκεκριμένα, ο λανθάνων χρόνος σχετίζεται αρνητικά με την απόδοση^{[25],[37],[41],[42],[55],[58],[59]}, μειώνεται με την ανάπτυξη των παιδιών και αυξάνεται τόσο κατά τη φυσιολογική γήρανση^[37] όσο και κατά την ανάπτυξη άνοιας^[55].

4.4.3.6 Παραδείγματα άλλων συστατικών

- **Ενδεχόμενη αρνητική μεταβολή**^{[23],[41],[44]} (**Contingent Negative Variation – CNV**): Προηγείται του κυρίως ερεθίσματος και εξάγεται μέσω πειράματος με προειδοποιητικό σήμα ακολουθούμενο από ερέθισμα (αφορά δηλαδή αναμονή για ερέθισμα).
- **Αρνητική ασυμβατότητα**^{[23],[25],[60]} (**Mismatch Negativity – MMN**): Εμφανίζεται στα πρώτα 10ms μετά το ερέθισμα και δηλώνει ότι ο εγκέφαλος έχει ανιχνεύσει αλλαγή (ασυμβατότητα) σε μια σειρά από ομοιογενή αντικείμενα/γεγονότα (πχ ως προς το είδος του γεγονότος, τη συχνότητα ή τη διάρκεια). Το πλάτος του είναι ανάλογο του μεγέθους της ασυμβατότητας, δηλαδή είναι μεγαλύτερο όσο περισσότερο διαφέρει το ανομοιογενές γεγονός από τα υπόλοιπα.
- **Εσφαλμένη απόκριση**^{[41],[43],[44],[61]}: Αποτελεί response-locked συστατικό που αφορά την άμεση αντίδραση του εξεταζομένου μετά από δική του εσφαλμένη απόκριση σε ερέθισμα. Περιλαμβάνει 2 υποσυστατικά που εμφανίζονται διαδοχικά, την **αρνητική απόκριση (error-related negativity – ERN - ή error negativity – Ne)** και τη **θετική απόκριση (error positivity - Pe)**. Στην παρακάτω εικόνα φαίνονται τα 2 αυτά συστατικά σε σχέση με την απόκριση σε ορθή συμπεριφορά, όπως αυτά παρατηρούνται μέσω του ηλεκτροδίου FCz:



Εικόνα 17: Μέτρηση θετικής και αρνητικής απόκρισης μέσω ηλεκτροδίου FCz

Η αρνητική απόκριση έχει λανθάνοντα χρόνο ίσο με 50–150ms^{[41],[61]}, είναι εντονότερη στις κεντρομετωπιαίες περιοχές^[41] και έχει να κάνει με την άμεση απόκριση στη συνειδητοποίηση του σφάλματος^[44]. Από την άλλη πλευρά, ενώ η θετική απόκριση έχει λανθάνοντα χρόνο γύρω στα 300ms^{[41],[61]}, είναι εντονότερη στις κεντρικές βρεγματικές περιοχές^[41] και σχετίζεται περισσότερο με τη συνειδητή αξιολόγηση^{[44],[61]}.

4.5 Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός & αποσυγχρονισμός

Η ύπαρξη ενός εξωτερικού ερεθίσματος δεν οδηγεί μόνο στην παραγωγή προκλητών δυναμικών αλλά και σε εμφάνιση **σχετικού με γεγονός συγχρονισμού ή αποσυγχρονισμού της εγκεφαλικής δραστηριότητας**^[28] (**event-related synchronisation – ERS / event-related desynchronisation – ERD**). Η βασική διαφορά είναι ότι ενώ τα προκλητά δυναμικά είναι time-locked και phase-locked ως προς το ερέθισμα, ο συγχρονισμός και ο αποσυγχρονισμός είναι μόνο time-locked^{[62],[63]}. Η δραστηριότητα που είναι time-locked αλλά όχι phase-locked (**non-phase-locked δραστηριότητα**) ως προς ένα ερέθισμα καλείται **επαγόμενη (induced)**.

Όπως δηλώνει και η ονομασία τους, τα φαινόμενα συγχρονισμού και αποσυγχρονισμού αντιστοιχούν σε αύξηση/απώλεια συγχρονισμένης συμπεριφοράς νευρωνικών πληθυσμών σε κάποια συχνότητα. Μάλιστα, διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου μπορούν να εμφανίζουν ταυτόχρονα ERD και ERS για διαφορετικές συχνότητες^[28].

Μαθηματικά, η ύπαρξη συγχρονισμού/αποσυγχρονισμού σε κάποια συχνότητα ορίζεται βάσει της ύπαρξης θετικής (για ERS) ή αρνητικής (ERD) κορυφής στην ισχύ του σήματος ΗΕΓ. Η ύπαρξη θετικής/αρνητικής κορυφής προσδιορίζεται ως προς ένα **διάστημα αναφοράς (reference interval) R** , το οποίο θεωρείται ότι αντιστοιχεί σε μία κατάσταση σχετικής ηρεμίας. Επομένως, η ύπαρξη κορυφής για κάθε στιγμή ενός χρονικού διαστήματος A προσδιορίζεται ως ένα επαρκώς υψηλό ποσοστό (%) μεταβολής της ισχύος^{[28],[33],[64]} τη στιγμή t ως προς την ισχύ του διαστήματος αναφοράς:

$$P(t) = \frac{P_A(t) - P_R}{P_R} \cdot 100\%$$

Ένα θετικό ποσοστό αντιστοιχεί σε συγχρονισμό (ERS), ενώ αντίστοιχα ένα αρνητικό ποσοστό δηλώνει ύπαρξη αποσυγχρονισμού (ERD). Σημειώνεται ότι η έννοια «επαρκώς υψηλό» μπορεί να οριστεί με διαφορετικούς τρόπους, όπως για παράδειγμα βάσει ενός κατωφλίου για το ποσοστό ή βάσει στατιστικής σημαντικότητας. Ο υπολογισμός της ύπαρξης συγχρονισμού/αποσυγχρονισμού παρουσιάζεται αναλυτικότερα στην ενότητα 4.8.

Σύμφωνα με τα παραπάνω, καθίσταται σαφές ότι ο συγχρονισμός και ο αποσυγχρονισμός αποτελούν 2 αντίθετα φαινόμενα, επομένως για μία οποιαδήποτε ζώνη συχνοτήτων η παρουσία τους θα έχει σε γενικές γραμμές αντίθετη ερμηνεία.

Συγκεκριμένα, ο ERS στη ζώνη α αντιστοιχεί κυρίως σε έλλειψη δραστηριότητας^{[28],[33]}, η οποία μπορεί είτε να αφορά **αδρανείς (idling) περιοχές** που δεν συμμετέχουν σε λήψη και επεξεργασία πληροφορίας είτε να αντιστοιχεί σε **καταστολή (inhibition)** εγκεφαλικών περιοχών που δεν σχετίζονται με την πραγματοποιούμενη εργασία^{[28],[33]} (non task-relevant). Στη δεύτερη περίπτωση, ο μηχανισμός αυτός συνεισφέρει στην πιο εντοπισμένη και αποτελεσματική ενεργοποίηση μόνο των απαιτούμενων για την εκάστοτε εργασία περιοχών. Κατά συνέπεια, η υψηλή δραστηριότητα (υψηλός ERS) στη ζώνη α κατά το διάστημα αναφοράς ή/και χαμηλή ισχύς (υψηλός ERD) κατά την πραγματοποίηση μίας εργασίας έχουν θετική συσχέτιση με την απόδοση^[33]. Το τελευταίο εύρημα αναφέρεται ως **υπόθεση νευρικής απόδοσης**^{[65],[66]} (**neural efficiency hypothesis – NEH**), σύμφωνα με την οποία η απόδοση σχετίζεται με χαμηλότερη και πιο εντοπισμένη δραστηριότητα στον φλοιό. Από την άλλη, η κακή απόδοση σχετίζεται με την ενεργοποίηση δικτύων που είτε είναι άσχετα είτε δυσχεραίνουν την απόδοση.

Κατ' αντιστοιχία, ο ERD στη ζώνη α αντιστοιχεί κατά βάση σε ύπαρξη κατάστασης συγκέντρωσης/προσοχής ή διάθεσης πόρων για γνωσιακές εργασίες^{[28],[30],[33],[37],[59],[67]} (πχ απόκριση σε κάποιο ερέθισμα, ενεργή επεξεργασία πληροφορίας και μνημονικές εργασίες). Υπό αυτή την έννοια, ένα αυξημένο ή ευρύ σήμα αποσυγχρονισμού μπορεί να αντιστοιχεί στη συμμετοχή μεγαλύτερου δικτύου νευρώνων στην επεξεργασία πληροφορίας^[28]. Πιο συγκεκριμένα^{[28],[30],[33],[37]}, ο αποσυγχρονισμός στις χαμηλές συχνότητες α (περίπου 8–10 Hz) έχει ευρεία κατανομή, εμφανίζεται για κάθε γνωσιακή εργασία και μάλλον σχετίζεται με γενικές απαιτήσεις προσοχής. Από την άλλη, ο αποσυγχρονισμός στις υψηλές συχνότητες α (περίπου 10–12 Hz) είναι τοπικά περιορισμένος και σχετίζεται με συγκεκριμένες εργασίες όπως αυτές που αφορούν τη σημασιολογική μνήμη. Επομένως, σύμφωνα με τα παραπάνω, οι σχετικές με την εργασία (task-relevant) εγκεφαλικές περιοχές εμφανίζουν ERD ενώ οι μη σχετικές περιχές εμφανίζουν είτε ERS είτε μικρότερης έντασης ERD^[33]. Αξίζει να σημειωθεί ότι ο ERD στη

ζώνη α δεν παρατηρείται μόνο ως απόκριση σε συγκεκριμένο ερέθισμα, αλλά ήδη κατά την αναμονή του ερεθίσματος^[30]. Επιπλέον, εμφανίζεται κατά την προετοιμασία^[30], την παραγωγή^[28] και μετά το πέρας μίας κίνησης^[30]. Έντονος ERD εμφανίζεται επίσης κατά την εκμάθηση μίας κίνησης^[28], ο οποίος μειώνεται μετά την ολοκλήρωση της εκμάθησης.

Γενικά, ο ERD ενισχύεται (και αντίστοιχα ο ERS εξασθενεί) λόγω παραγόντων^{[28],[30],[33],[67]} όπως είναι η **αυξημένη πολυπλοκότητα εργασίας (task complexity)**, η **απόδοση (task performance)** και η **αυξημένη προσπάθεια/συγκέντρωση**. Η απόδοση και ο βαθμός προσπάθειας ή συγκέντρωσης έχει να κάνει εκτός της δυσκολίας της εργασίας και με παράγοντες όπως είναι η ηλικία ή το IQ. Εξυπνότερα άτομα τείνουν να εμφανίζουν πιο περιορισμένο αποσυγχρονισμό, κάτι που σημαίνει ότι εκτελούν πιο εύκολα μία εργασία. Ο περιορισμός αυτός έχει να κάνει τόσο με την ισχύ όσο και με το εύρος, αφού φαίνεται ότι οι εξυπνότεροι άνθρωποι συγκεντρώνουν καλύτερα την εγκεφαλική τους δραστηριότητα μόνο στις περιοχές του φλοιού που απαιτούνται για την εργασία. Στη διαδικασία αυτή εμπλέκεται και ο μηχανισμός της καταστολής που αναφέρθηκε νωρίτερα, με την έννοια ότι εξυπνότερα άτομα ίσως χρησιμοποιούν μόνο σχετικές με την εργασία εγκεφαλικές περιοχές και ταυτόχρονα καταστέλλουν αποτελεσματικότερα τις περιοχές που δεν είναι άμεσα σχετικές με την εργασία.

Όσον αφορά τη ζώνη β, τα φαινόμενα συγχρονισμού και αποσυγχρονισμού σε αυτή σχετίζονται άμεσα με την πραγματοποίηση κίνησης^{[21],[28],[30]}. Ο ERS παρατηρείται κατά το 1^ο δευτερόλεπτο μετά τον τερματισμό μίας εθελούσιας (πραγματικής ή φανταστικής) κίνησης (**post-movement/rebound beta ERS**) και αντιστοιχεί στο πέραςμα του κινητικού φλοιού σε μία απενεργοποιημένη κατάσταση. Τα ακριβή χαρακτηριστικά του (όπως η συχνότητα και η ένταση) επηρεάζονται από παραμέτρους που αφορούν τον τύπο της κίνησης, όπως είναι το πλήθος των μυών που εμπλέκονται, η κατεύθυνση της κίνησης, το κυρίαρχο χέρι, η χρήση των δαχτύλων κλπ. Από την άλλη, ο αποσυγχρονισμός εμφανίζεται πριν την πραγματοποίηση μίας κίνησης (**pre-movement ERD**) και φαίνεται να είναι ανεξάρτητος από τις διάφορες παραμέτρους της κίνησης^[30].

Στη ζώνη γ^{[21],[28]} ο ERS προηγείται της εκτέλεσης μίας κίνησης και επιπλέον εμφανίζει συσχέτιση με πραγματοποίηση γνωσιακών εργασιών. Τέλος, σχετικά με τη ζώνη θ υπάρχει η υπόθεση ότι η εμφάνιση ERD σχετίζεται με την κωδικοποίηση νέας πληροφορίας^[28], ενώ η εμφάνιση ERS σχετίζεται με αυξημένες απαιτήσεις επεξεργασίας^{[64],[67]}.

Εκτός της απλής ερμηνείας της εμφάνισης ERS/ERS σε μία εγκεφαλική περιοχή, τα φαινόμενα αυτά μπορούν να αξιοποιηθούν και στη μελέτη της **κατεύθυνσης διάδοσης**^[33] των εγκεφαλικών κυμάτων. Η ανάλυση της φάσης των εγκεφαλικών ταλαντώσεων κατά την πραγματοποίηση μίας εργασίας έχει οδηγήσει στο συμπέρασμα ότι τα κύματα κινούνται με τρόπο που εξαρτάται από την εκάστοτε εργασία (**task-dependent traveling waves**). Η κατεύθυνση διάδοσης μπορεί να μετρηθεί μέσω της **καθυστερήσης φάσης (phase lag)** και αντανakλά επικοινωνία μεταξύ εγκεφαλικών περιοχών και εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τον τύπο της εργασίας. Για παράδειγμα, εάν η απόδοση βασίζεται σε γενικά χαρακτηριστικά επεξεργασίας, η κατεύθυνση είναι από τις οπίσθιες στις πρόσθιες περιοχές. Από την άλλη, εάν απαιτούνται συγκεκριμένες λειτουργίες η κατεύθυνση είναι αντίστροφη.

4.6 Λήψη EEG

Ένα τυπικό σύστημα καταγραφής ΗΕΓ^{[22],[26]} περιλαμβάνει τα εξής:

- Ηλεκτρόδια καταγραφής
- Διατάξεις ενίσχυσης και φιλτραρίσματος
- Διάταξη αναλογικοψηφιακής μετατροπής (A/D converter)
- Σύστημα καταγραφής, αποθήκευσης και προβολής των μετρήσεων
- Σύστημα χορήγησης ερεθισμών (προαιρετικά)

4.6.1 Ηλεκτρόδια

Για τη λήψη ΗΕΓ χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια διαφόρων τύπων^{[22],[25],[26]}, όπως είναι τα τυπικά **δισκοειδή ηλεκτρόδια (disc electrodes)**, τα **ηλεκτρόδια αλατούχου διαλύματος (saline electrodes)** και τα **ηλεκτρόδια βελόνας (needle electrodes)**. Επιπλέον, μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε μεμονωμένα ηλεκτρόδια είτε **κάσκες ηλεκτροδίων (electrode caps)**, οι οποίες προτιμώνται σε περιπτώσεις χρήσης μεγάλου αριθμού ηλεκτροδίων^{[22],[25]}. Γενικά, τα συνηθέστερα ηλεκτρόδια^{[22],[25],[26]} που χρησιμοποιούνται για λήψη του συμβατικού επιφανειακού ΗΕΓ είναι **ηλεκτρόδια Ag/AgCl** με διάμετρο 1-3mm.

Για τη λήψη του συνηθούς επιφανειακού ΗΕΓ, το πολύ μικρό πλάτος των σημάτων που ανιχνεύονται επιβάλλει τη χρήση **μη πολώσιμων ηλεκτροδίων^[26] (non-polarizable electrodes)**, ενώ η αντίσταση της επαφής ηλεκτροδίου-δέρματος πρέπει να είναι κάτω από 5kΩ και να μην διαφοροποιείται μεταξύ των ηλεκτροδίων κατά περισσότερο από 1kΩ^{[22],[25]}. Για το σκοπό αυτό συνηθίζονται ο καθαρισμός του δέρματος και η προσθήκη **ηλεκτρολυτικής αλοιφής^{[22],[26]}**. Συνήθως οι διατάξεις διαθέτουν σύστημα ελέγχου της αντίστασης^[26] της επαφής ηλεκτροδίου-δέρματος, το οποίο μετρά την τιμή της αντίστασης για κάθε ζεύγος ηλεκτροδίων στέλνοντας μικρή ποσότητα ρεύματος.

4.6.2 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων

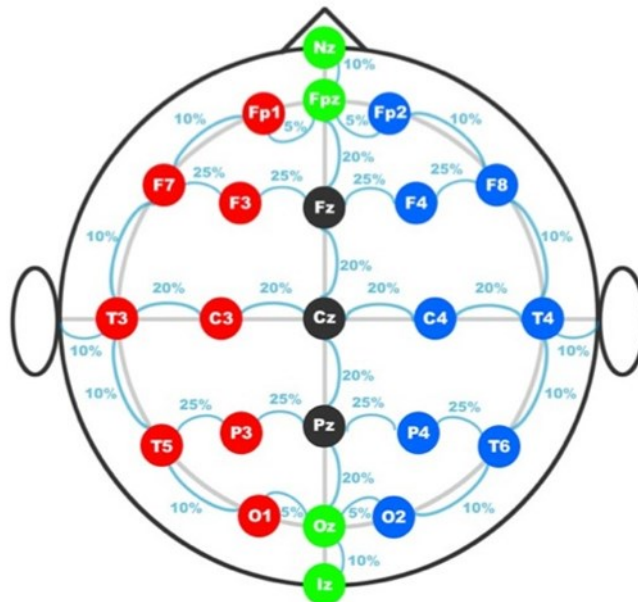
Ως προς την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, στόχος είναι η κάλυψη κατά το δυνατόν μεγαλύτερης επιφάνειας του κεφαλιού, με στόχο την καλύτερη μελέτη της επίδρασης των διαφόρων πηγών στο εσωτερικό του εγκεφάλου^[26]. Η αύξηση του αριθμού των ηλεκτροδίων βελτιώνει τη χωρική ανάλυση, υπό την έννοια ότι αυξάνει το ρυθμό χωρικής δειγματοληψίας^[27]. Σημειώνεται ότι εάν η απόσταση μεταξύ των θέσεων καταγραφής δεν είναι μικρότερη από την έκταση της προς ανίχνευση δραστηριότητας, προκαλείται **υποδειγματοληψία (undersampling)**, η οποία οδηγεί σε **χωρική αναδίπλωση (spatial aliasing)**.

Από την άλλη πλευρά, όσο πιο κοντά είναι 2 ηλεκτρόδια τόσο πιο όμοια είναι η δραστηριότητα που καταγράφουν. Η αύξηση της απόστασης μεταξύ 2 ηλεκτροδίων αυξάνει τη μεταξύ τους διαφορά σήματος, γεγονός που αναδεικνύεται εύκολα μέσω διαφορικής ενίσχυσης. Ωστόσο, η αύξηση της απόστασης πέραν των 10cm περίπου δεν συνεισφέρει περαιτέρω στην αύξηση του πλάτους του μετρούμενου σήματος^[27].

Για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του κεφαλιού έχουν προταθεί διάφορα πρότυπα, με το συνηθέστερο να είναι το **σύστημα 10/20^{[22],[26]}**. Άλλα συστήματα^{[68],[69]} όπως το **10/10 (ή 10%)** και το **10/5 (ή 5%)** περιλαμβάνουν περισσότερο πυκνή τοποθέτηση, ενώ έχουν επίσης εφαρμοστεί διάφορες παραλλαγές των συστημάτων αυτών με την προσθήκη επιπλέον ηλεκτροδίων.

Σύμφωνα με το σύστημα 10/20, η επιφάνεια του κεφαλιού διαιρείται βάσει αποστάσεων μεταξύ **4 σημείων αναφοράς (landmarks)**, τα οποία περιλαμβάνουν το **ριζορρινίο (nasion)**, το **ινίο (inion)** και τα **προωτιαία σημεία (preauricular points)**. Πιο συγκεκριμένα, η διαδικασία (της οποίας το αποτέλεσμα φαίνεται στην εικόνα 18) έχει ως εξής:

- Μετρώνται οι αποστάσεις μεταξύ ριζορρινίου και ινίου και μεταξύ των προωτιαίων σημείων και διαιρούνται σε δέκατα.
- Τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια T3, C3, Cz, C4, T4 και Oz, Pz, Cz, Fz, Fpz στους άξονες που ορίζουν τα 4 σημεία αναφοράς όπως φαίνεται στην εικόνα.
- Τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια F7, Fp1, Fp2, F8, T6, O2, O1 και T5 επί του κύκλου με κέντρο το ηλεκτρόδιο Cz και ακτίνα την απόσταση μεταξύ Cz και T3.
- Τοποθετείται το F3 έτσι ώστε να ισαπέχει από τα F7, Fz και να βρίσκεται επί του κύκλου με κέντρο το T4 και ακτίνα ίση με την απόσταση μεταξύ T4 και C3.
- Τοποθετούνται τα F4, P3, P4 συμμετρικά του F3 ως προς τους 2 άξονες που ορίζονται από τα σημεία αναφοράς.

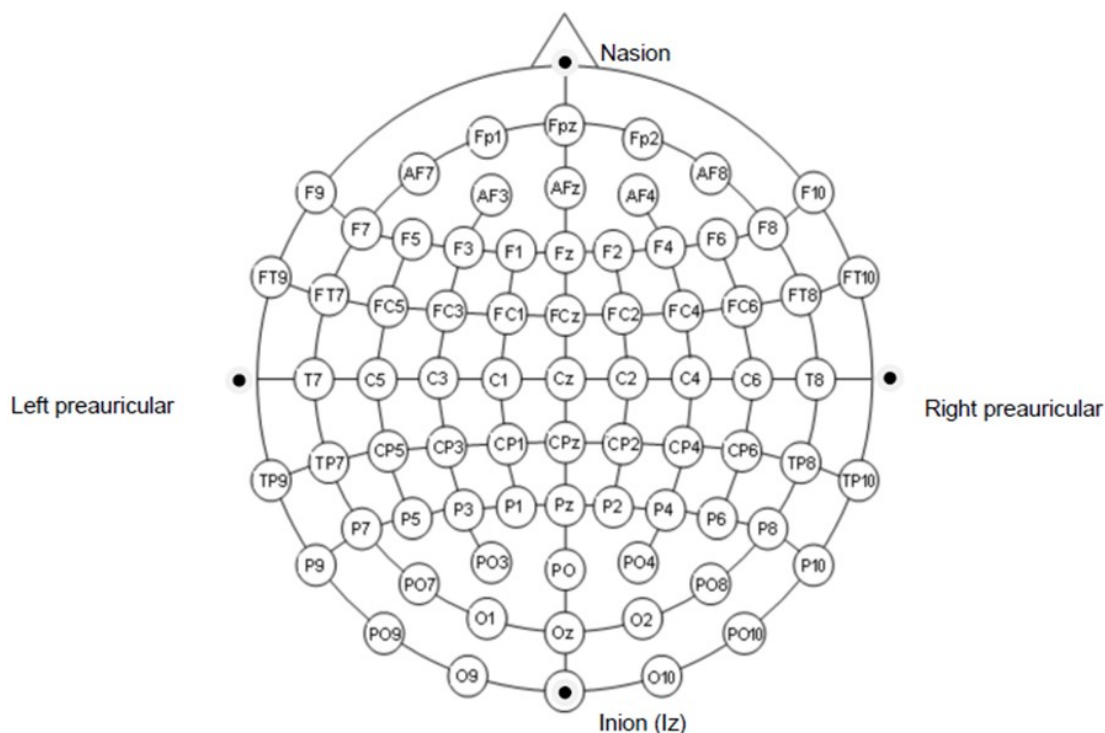


Εικόνα 18: Θέσεις τοποθέτησης ηλεκτροδίων κατά το σύστημα 10/20

Η ονομασία των θέσεων βασίζεται στις παρακείμενες εγκεφαλικές περιοχές, ενώ τα γράμματα συνοδεύονται από ξεχωριστή αρίθμηση για κάθε τύπο θέσης, με περιττούς (άρτιους) αριθμούς να αντιστοιχούν στο αριστερό (δεξιό) ημισφαίριο. Οι κεντρικές θέσεις που βρίσκονται επί του άξονα ριζορρινίου-ινίου αντί για αριθμό περιλαμβάνουν το γράμμα Z:

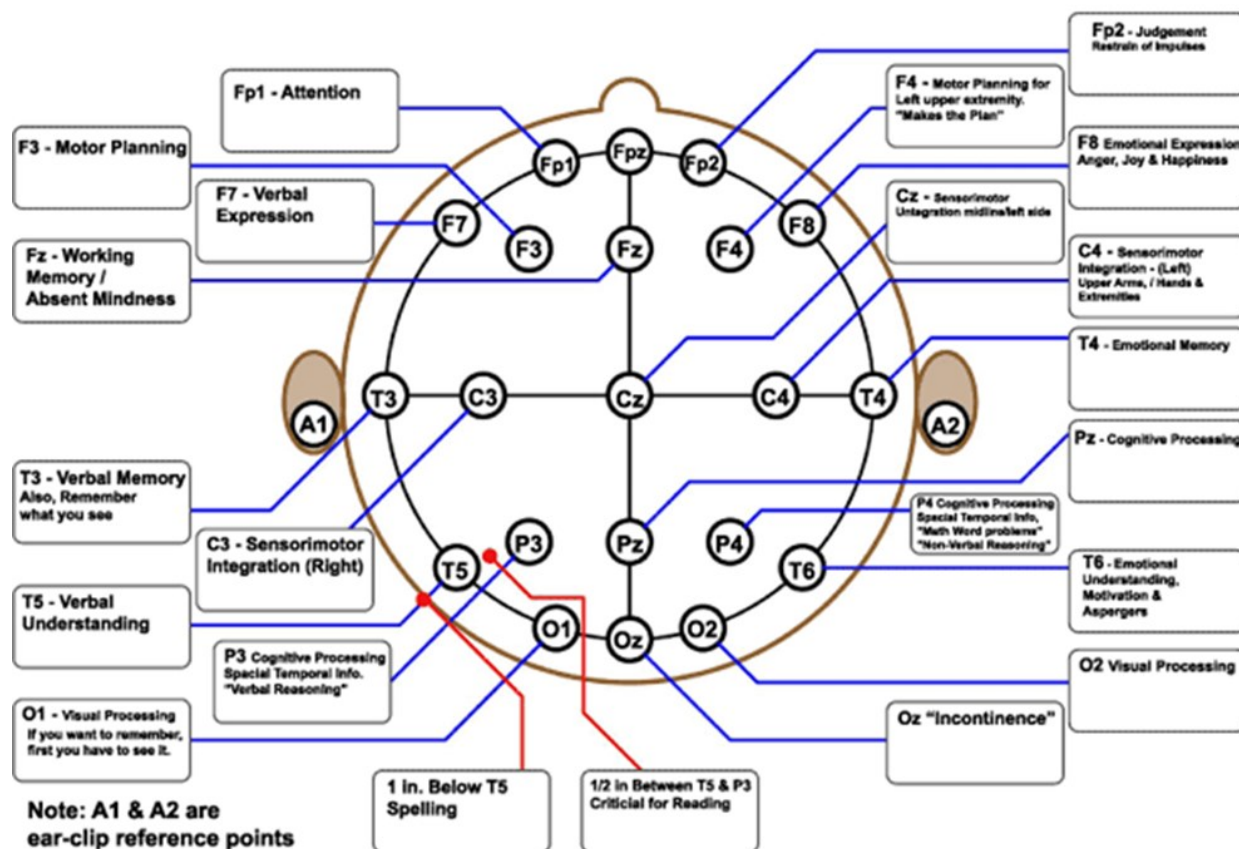
- **F:** μετωπιαία θέση (frontal)
- **Fp:** μετωπιαία πολική θέση (frontal polar)
- **C:** κεντρική θέση (central)
- **T:** Κροταφική θέση (temporal)
- **P:** Βρεγματική θέση (parietal)
- **O:** ινιακή θέση (occipital)
- **A:** θέση λοβού αυτιού (ear lobe)

Στα συστήματα που χρησιμοποιούν μεγαλύτερο αριθμό ηλεκτροδίων έχουν αποδοθεί διαφορετικές ονομασίες σε κάποιες από τις θέσεις των ηλεκτροδίων σε σχέση με αυτές που φαίνονται στην παραπάνω εικόνα. Πιο συγκεκριμένα, για τα ηλεκτρόδια T3, T4, T5 και T6 χρησιμοποιούνται οι ονομασίες T7, T8, P7 και P8 αντίστοιχα^[70]. Επιπλέον, στο σύστημα 10/10 (εικόνα 19) έχουν εισαχθεί νέες ονομασίες για τις επιπρόσθετες θέσεις που εισάγονται ανάμεσα στις θέσεις του συστήματος 10/20^[70]. Οι θέσεις αυτές είναι οι **εμπροσθομετωπιαίες (anterior frontal – AF)**, οι **κεντρομετωπιαίες (frontocentral – FC)**, οι **μετωποκροταφικές (frontotemporal – FT)**, οι **οπισθοκροταφικές (temporal posterior – TP)**, οι **κεντροβρεγματικές (centroparietal – CP)** και οι **βρεγατοϊνιακές (parieto-occipital – PO)**:



Εικόνα 19: Θέσεις τοποθέτησης ηλεκτροδίων κατά το σύστημα 10/10

Στην παρακάτω εικόνα φαίνεται μία συσχέτιση των θέσεων τοποθέτησης των ηλεκτροδίων του συστήματος 10/20 με νοητικές λειτουργίες:



Εικόνα 20: Συσχέτιση θέσεων συστήματος 10/20 με νοητικές λειτουργίες

4.6.3 Διαφορική ενίσχυση

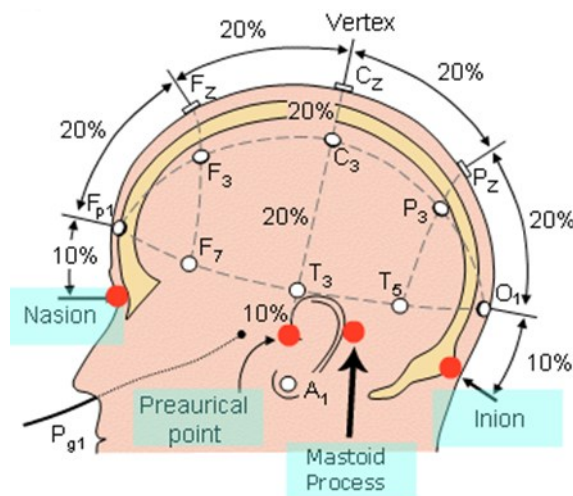
Η καταγραφή του σήματος ΗΕΓ βασίζεται στη μέθοδο της **διαφορικής ενίσχυσης (differential amplification)**, δηλαδή της διαφοράς του σήματος μεταξύ 2 ηλεκτροδίων. Κάθε διαφορικός ενισχυτής αντιστοιχεί σε ένα **κανάλι καταγραφής**^[27] (**recording channel**), ενώ τα ηλεκτρόδια που επιλέγονται να συνδεθούν με τις 2 εισόδους του διαφορικού ενισχυτή (αναστρέφουσα και μη αναστρέφουσα) ορίζουν μία **απαγωγή (derivation)**. Η μία είσοδος του ενισχυτή μπορεί να αντιστοιχεί στο **βασικό σήμα (non-reference)** και η άλλη στο **σήμα αναφοράς (reference)**. Ο συνδυασμός όλων των απαγωγών που χρησιμοποιείται σε μία καταγραφή αποτελεί ένα **μοντάζ (montage)**. Η επιλογή ενός μοντάζ επηρεάζει μεταξύ άλλων το είδος της δραστηριότητας που αναδεικνύεται μέσω της διαφορικής ενίσχυσης, αφού άλλα μοντάζ είναι καταλληλότερα για ανάδειξη **εντοπισμένης (localized) δραστηριότητας**, ενώ άλλα είναι καταλληλότερα για την ανάδειξη ευρέως κατανεμημένης στην επιφάνεια του κεφαλιού δραστηριότητας. Σημειώνεται ότι εάν κατά την καταγραφή όλα τα ηλεκτρόδια έχουν συσχετιστεί με κάποιον τρόπο (μέσω της επιλογής των αναφορών), είναι δυνατή η ανακατασκευή οποιουδήποτε μοντάζ (**montage construction/reformatting**). Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί κατά την καταγραφή ένα επιπλέον **ηλεκτρόδιο γείωσης**^{[22],[26]} (**ground electrode**) για τον ορισμό αναφοράς μηδενικής τάσης σήματος.

Τα βασικότερα μοντάζ που χρησιμοποιούνται έχουν ως εξής^[27]:

- **Διπολικό (Bipolar)**: Κάθε απαγωγή ισοδυναμεί με ένα ζεύγος γειτονικών ηλεκτροδίων, με τα ζεύγη να ορίζονται είτε οριζόντια (longitudinally – πρόσθια→οπίσθια) είτε εγκάρσια (transversely – αριστερά→δεξιά). Τα ζεύγη είναι οργανωμένα σε μορφή αλυσίδας, δηλαδή κάθε ηλεκτρόδιο που συνδέεται στην

αναστρέφουσα είσοδο ενός ενισχυτή συνδέεται στη μη αναστρέφουσα είσοδο του επόμενου. Λόγω της σύνδεσης αυτής τα διπολικά μοντάζ είναι καταλληλότερα για ανάλυση εντοπισμένης δραστηριότητας και απορρίπτουν σήματα που παρουσιάζουν ευρεία κατανομή.

- **Κοινού ηλεκτροδίου αναφοράς (Common electrode reference):** Όπως δηλώνει η ονομασία, ένα συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο επιλέγεται ως κοινή είσοδος για κάθε ενισχυτή. Η μέθοδος αυτή αναδεικνύει ευρεία δραστηριότητα και δίνει σήμα υψηλότερου πλάτους λόγω των μεγαλύτερων αποστάσεων μεταξύ των ηλεκτροδίων σε σχέση με τα διπολικά μοντάζ. Η θέση αναφοράς μπορεί να είναι είτε **κεφαλική (cephalic)** είτε **μη κεφαλική (non-cephalic)**. Ιδανικά, το ηλεκτρόδιο αναφοράς βρίσκεται σε σημείο «ηρεμίας», στο οποίο υφίσταται κατά το δυνατόν μικρή δραστηριότητα. Συχνές θέσεις αναφοράς^[22] αποτελούν οι **μαστοειδείς αποφύσεις (mastoid processes)** και οι **λοβοί των αυτιών** (θέσεις A), οι οποίες φαίνονται στην παρακάτω εικόνα:



Εικόνα 21: Θέσεις αναφοράς για το σύστημα 10/20

- **Μέσης αναφοράς (Average reference):** Ως αναφορά για κάθε ηλεκτρόδιο χρησιμοποιείται το άθροισμα του σήματος όλων των ηλεκτροδίων. Επομένως το σήμα κάθε ηλεκτροδίου (**βασικό ηλεκτρόδιο – non-reference electrode**) αντιπαράτίθεται τόσο με το σήμα των υπολοίπων όσο και με το δικό του. Η μέθοδος αυτή ευνοεί την ανάδειξη ευρείας δραστηριότητας.
- **Αναφοράς σταθμισμένου μέσου (Weighted average reference – WAR):** Αποτελεί παραλλαγή του μοντάζ μέσης αναφοράς με τις διαφορές ότι τα ηλεκτρόδια δεν συνεισφέρουν ισότιμα στο σήμα αναφοράς και ότι για κάθε κανάλι δεν υπολογίζεται στην αναφορά το σήμα του βασικού ηλεκτροδίου (που συνδέεται στην άλλη είσοδο του διαφορικού ενισχυτή). Στην αναφορά συνεισφέρουν σε μεγαλύτερο βαθμό τα ηλεκτρόδια που βρίσκονται πιο κοντά στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο σε σχέση με τα πιο απομακρυσμένα. Οι τιμές των συντελεστών βάρους μπορούν να καθοριστούν μαθηματικά βάσει των πραγματικών αποστάσεων των ηλεκτροδίων από το βασικό ηλεκτρόδιο (αντιστρόφως ανάλογες τις απόστασης). Με αυτό τον τρόπο, η αναφορά διαφοροποιείται για κάθε κανάλι καθώς κάθε ηλεκτρόδιο συνεισφέρει στην αναφορά κατά διαφορετικό ποσοστό ανάλογα με το κανάλι. Η μέθοδος αυτή αναδεικνύει περισσότερο εντοπισμένη δραστηριότητα σε σχέση με τη χρήση απλής αναφοράς.

- **Μέσης αναφοράς προέλευσης (Laplacian – source derivation):** Διαφέρει από το μοντάζ μέσης αναφοράς στο ότι μόνο τα γειτονικά ηλεκτρόδια συνεισφέρουν στο σήμα αναφοράς. Πρέπει όμως να σημειωθεί ότι η τεχνική αυτή έχει το μειονέκτημα του περιορισμένου εύρους των ηλεκτροδίων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν στα όρια των περιοχών κάλυψης του κεφαλιού, οπότε η αναφορά δεν μπορεί να υπολογιστεί από ηλεκτρόδια που καλύπτουν συμμετρικά τα σημεία αυτά.

4.6.4 Ενισχυτική διάταξη

Όσον αφορά την ενισχυτική διάταξη (η οποία συχνά περιλαμβάνει και τα απαραίτητα αναλογικά φίλτρα που ενσωματώνονται σε αυτή^[22]), καταρχάς πρέπει να πληρούνται οι βασικές απαιτήσεις που υπάρχουν για οποιονδήποτε βιοενισχυτή^[71]:

- Ο ενισχυτής δεν πρέπει να επηρεάζει τη διεργασία που καταγράφεται
- Ελάχιστη (ή και καθόλου) παραμόρφωση του σήματος.
- Αποτελεσματικός διαχωρισμός επιθυμητού σήματος και παρεμβολών/θορύβου
- Προστασία εξεταζομένου από κινδύνους λόγω ηλεκτρικού ρεύματος ή τοξικών υλικών
- Ηλεκτρική προστασία της διάταξης

Ειδικότερα, όσον αφορά μία διάταξη καταγραφής επιφανειακού ΗΕΓ, το πολύ μικρό πλάτος των σημάτων (δεκάδες nV έως λίγες εκατοντάδες μV ^[26]) δημιουργεί απαιτήσεις για διατάξεις υψηλού κέρδους διαφορικής ενίσχυσης (της τάξης^{[26],[71]} του 10^4) και πολύ χαμηλού θορύβου^[26], με **λόγο απόρριψης κοινού σήματος (common mode rejection ratio)** τουλάχιστον 100dB^{[26],[71]} (για καταγραφή ΠΔ μπορεί να χρειάζονται μέχρι και 130-140dB). Ο θόρυβος της διάταξης μπορεί να μετρηθεί βραχυκυκλώνοντας τις εισόδους και μετρώντας την τάση εξόδου^[22]. Τέλος, η αντίσταση εισόδου πρέπει να είναι τουλάχιστον $100M\Omega$ ^[22].

Ως προς το πεδίο της συχνότητας, οι διατάξεις γενικά σχεδιάζονται ώστε να αποκόπτουν συχνότητες κάτω από 0.5Hz και πάνω από 70Hz^{[25],[26]}, διότι δεν υπάρχουν κλινικώς χρήσιμες συχνότητες εκτός αυτών των ορίων. Πιο συγκεκριμένα, απαιτείται υπερπαρατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής γύρω στα 0.1-0.7Hz^{[22],[26]} για την αποκοπή συχνοτήτων από άλλα βιοηλεκτρικά σήματα (πχ αναπνοή) και βαθυπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής από 40Hz μέχρι και το μισό του ρυθμού δειγματοληψίας^[26], το οποίο αποτρέπει την εμφάνιση φαινομένων αναδίπλωσης. Τέλος, απαιτείται απόρριψη των παρεμβολών λόγω της συχνότητας τροφοδοσίας^[22] (50/60Hz). Στην περίπτωση που δεν επαρκεί ένα απλό βαθυπερατό φίλτρο χρησιμοποιείται επιπλέον ένα **στοχευμένο ζωνοφρακτικό φίλτρο**^[25] (**notch filter**). Φυσικά, μετά την ψηφιοποίηση του σήματος μπορούν να εφαρμοστούν διάφορα ψηφιακά φίλτρα^[26].

Τέλος, για την ψηφιοποίηση^[22] του σήματος συνίσταται χρήση μετατροπέα A/D τουλάχιστον 12bits με ανάλυση τουλάχιστον 0.5 μV ^[22]. Η ανάλυση^[22] αντιστοιχεί στο ελάχιστο πλάτος δειγματοληψίας και υπολογίζεται ως εξής:

$$\text{Ανάλυση} = \frac{\text{Εύρος μέτρησης}}{2^{\text{bits μετατροπέα}}}$$

Η συχνότητα δειγματοληψίας πρέπει φυσικά να ικανοποιεί το κριτήριο Nyquist (τουλάχιστον διπλάσια της μέγιστης συχνότητας ενδιαφέροντος). Αν για παράδειγμα θεωρηθεί ότι το **χρήσιμο εύρος ζώνης (effective bandwidth)** κατά την καταγραφή είναι περίπου 100Hz^{[25],[72]}, τότε η ελάχιστη απαιτούμενη συχνότητα δειγματοληψίας θα ισούται με 200Hz.

4.7 Ατέλειες σήματος EEG (artifacts)

Οι βασικές αιτίες εμφάνισης παραμορφώσεων στο ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα μπορούν να ταξινομηθούν σε 2 κατηγορίες^{[22],[25],[27],[73],[74]}:

- **Φυσιολογικές (physiological)**: Ονομάζονται επίσης **εσωτερικές (internal)**, **βιολογικές (biological)** και **σχετικές με τον ασθενή (patient-related)** και οφείλονται σε ηλεκτρικά δυναμικά και κινήσεις του οργανισμού. Περιλαμβάνουν μεταξύ άλλων τις ακόλουθες:
 - **Κίνηση σώματος (movement artifact)**: Για παράδειγμα, η κίνηση του κεφαλιού εκδηλώνεται ως δραστηριότητα στη ζώνη δ.
 - **Μυϊκή δραστηριότητα (muscular artifact)**: Εκδηλώνεται κυρίως ως σύντομη κορυφή στη ζώνη β, ενώ μπορεί να εμφανιστεί και στη ζώνη α. Ενδιαφέρον παράδειγμα αποτελεί η κίνηση του μετώπου^{[73],[74]} (forehead movement), η οποία συνδυάζει χαρακτηριστικά σωματικής κίνησης και μυϊκής δραστηριότητας και εμφανίζεται κατά βάσει σε συχνότητες άνω των 13Hz και δευτερευόντως στη ζώνη δ (< 4Hz). Ένα άλλο παράδειγμα αποτελεί το σφίξιμο του σαγονιού^{[73],[74]} (jaw clenching), το οποίο εμφανίζεται άνω των 13Hz.
 - **Καρδιακός παλμός**: Εμφανίζεται στη ζώνη δ λόγω της κίνησης των ηλεκτροδίων που προκαλούν οι παλμοί.
 - **Οφθαλμική ατέλεια (EOG artifact)**: Αφορά τόσο το άνοιγμα και το κλείσιμο των ματιών (eye-blinks) όσο και τις οφθαλμικές κινήσεις (eye movements). Και οι 2 ατέλειες εμφανίζονται στις χαμηλές συχνότητες (< 4 Hz – ζώνη δ) και επηρεάζουν κυρίως τα μετωπιαία ηλεκτρόδια, με το άνοιγμα και το κλείσιμο να εμφανίζουν δραστηριότητα 1 τάξης μεγέθους^[25] μεγαλύτερης του επιθυμητού σήματος στις θέσεις Fp1 και Fp2 και τις οφθαλμικές κινήσεις να επηρεάζουν^[27] τις θέσεις Fp1, Fp2 (για κατακόρυφες κινήσεις) και F7, F8 (για οριζόντιες κινήσεις), δημιουργώντας ασυμμετρία μεταξύ των ημισφαιρίων^{[73],[74]}.
 - **Ιδρώτας**
 - **Αναπνοή**: Εμφανίζεται ως ρυθμική δραστηριότητα στη ζώνη δ.
 - **Γλωσσοκινητική ατέλεια (glossokinetic artifact)**: Οφείλεται στην κίνηση της γλώσσας και εκδηλώνεται κυρίως με τη μορφή δραστηριότητας στη ζώνη δ στη μετωπιαία περιοχή.
 - **Ατέλεια λόγω τρέμουλου (tremor artifact)**: Έχει ημιτονοειδή μορφή και για τη νόσο του Parkinson εμφανίζεται στα 4-6Hz.
- **Τεχνικές (technical)**: Ονομάζονται επίσης **μη φυσιολογικές (non-physiological)** ή **ατέλειες συστήματος (system artefacts)** και οφείλονται σε ηλεκτρικές πηγές εκτός του σώματος του εξεταζομένου. Τα διάφορα στιγμιαία προβλήματα (πχ διακύμανση κάποιας αντίστασης ή κίνηση ενός καλωδίου) παράγουν συνήθως αιχμές (spikes) στο σήμα. Οι τεχνικές ατέλειες περιλαμβάνουν μεταξύ άλλων τις ακόλουθες:
 - **Παρεμβολή λόγω ηλεκτρικής τροφοδοσίας (50/60Hz)**: Εμφανίζεται συχνά εάν ένα ηλεκτρόδιο δεν είναι προσαρμοσμένο καλά στην επιφάνεια του κεφαλιού ή αν κάποιο μέρος του εξοπλισμού είναι κοντά στα καλώδια των ηλεκτροδίων.
 - **Διακυμάνσεις αντίστασης της επαφής δέρματος-ηλεκτροδίου ή μεγάλες διαφορές μεταξύ των αντιστάσεων για διαφορετικά ηλεκτρόδια**

- Προβλήματα/κινήσεις καλωδίων
- Θόρυβος από τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα
- Ανεπαρκής τροφοδοσία (πχ χαμηλή μπαταρία)

Σημειώνεται ότι για την ερμηνεία κάθε κυματομορφής που εμφανίζεται στο σήμα και θεωρείται ως πιθανή ατέλεια, πρωτεύοντα ρόλο παίζει η συχνότητα αυτής, η οποία έχει άμεση σχέση με το αίτιο. Για παράδειγμα, το τυπικό εύρος συχνοτήτων για τον καρδιακό ρυθμό είναι περίπου $0.8 - 1.7\text{Hz}$ ($60 - 100\text{bpm}$ ^[75]), τιμές που, όπως αναφέρθηκε, αντιστοιχούν στη ζώνη δ.

4.8 Τεχνικές επεξεργασίας σήματος EEG

Η επεξεργασία του σήματος ΗΕΓ περιλαμβάνει τόσο την αφαίρεση θορύβου (αναλυτικές μελέτες: [72],[76]) όσο και την οπτικοποίηση και ποσοτικοποίηση της εγκεφαλικής λειτουργίας. Μία από τις βασικότερες τεχνικές επεξεργασίας είναι η ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας με χρήση **μετασχηματισμού Fourier**^{[22],[25],[77]} (**Fast Fourier Transform – FFT**), μέσω του οποίου μπορεί να ληφθεί το **φάσμα ισχύος (power spectrum)** και να γίνει μελέτη των διαφορετικών ζωνών συχνοτήτων. Παρά το γεγονός ότι ο FFT δεν ενδείκνυται για την ανάλυση μη στάσιμων (non-stationary) σημάτων όπως είναι τα ηλεκτροεγκεφαλογραφικά, χρησιμοποιείται ευρέως λόγω της μεγάλης ταχύτητας για εφαρμογές πραγματικού χρόνου και λόγω της ευκολίας που προσφέρει στην ανάλυση των ζωνών συχνοτήτων. Μία κατάλληλη τεχνική για την ανάλυση μη στάσιμων σημάτων στο πεδίο της συχνότητας είναι ο **μετασχηματισμός Wavelet**^{[25],[37],[77]}.

Όσον αφορά την αφαίρεση θορύβου, η απλή εφαρμογή ζωνοπερατών φίλτρων (αναλογικών ή ψηφιακών) που αναφέρθηκε παραπάνω είναι μεν αποτελεσματική, αλλά υπάρχει το μειονέκτημα ότι τα φίλτρα επιτρέπουν ή αποκόπτουν τη διέλευση συχνοτήτων ανεξαρτήτως προέλευσης (επιθυμητό σήμα ή θόρυβος). Για το λόγο αυτό, απαιτείται η εφαρμογή και άλλων τεχνικών που δίνουν τη δυνατότητα διαχωρισμού του σήματος σε συνιστώσες^[78], ώστε στη συνέχεια να μπορεί να μελετηθεί η προέλευση αυτών.

Η πιο χαρακτηριστική σχετική τεχνική είναι η **ανάλυση ανεξαρτήτων συνιστωσών**^{[25],[78],[79],[80]} (**independent component analysis – ICA**). Η μέθοδος αυτή βασίζεται στην υπόθεση ότι το καταγραφόμενο ΗΕΓ είναι γραμμικός συνδυασμός στατιστικά ανεξάρτητων μεταξύ τους συνιστωσών, των οποίων η προέλευση μπορεί να διαφέρει (πχ θόρυβος, stimulus-locked, response-locked, ασυσχέτιστη δραστηριότητα υποβάθρου). Αξιοποιείται τόσο για την αφαίρεση παραμορφώσεων (με ανακατασκευή του σήματος παραλείποντας τις συνιστώσες που αντιστοιχούν σε πηγές θορύβου, πχ [78]) όσο και για τη μελέτη των αλληλεπιδράσεων μεταξύ διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου και μεταξύ σημάτων διαφορετικού τύπου (πχ ΠΔ και δραστηριότητα υποβάθρου). Η εφαρμογή της ωστόσο ενέχει **περιορισμούς** όπως είναι οι ακόλουθοι^[79]:

- Το μέγιστο πλήθος συνιστωσών ισούται με το πλήθος των ηλεκτροδίων.
- Η επιλογή του πλήθους των συνιστωσών και η ερμηνεία αυτών δεν είναι αντικειμενική.
- Απαιτείται μεγάλος όγκος δεδομένων.
- Κατά την εφαρμογή θεωρείται ότι οι πηγές των συνιστωσών βρίσκονται σε σταθερά σημεία εντός του εγκεφάλου, κάτι που δεν ισχύει απαραίτητα.
- Θεωρείται ότι οι συνιστώσες δεν ακολουθούν Gaussian κατανομή.

Μετά τον διαχωρισμό των συνιστωσών οι αλληλεπιδράσεις μεταξύ αυτών μπορούν να μελετηθούν με διάφορους τρόπους όπως είναι ο **συντελεστής συσχέτισης**^[25] (**correlation coefficient**) και η **συνάφεια φάσης**^{[23],[81],[82]} (**phase coherence**).

Μία άλλη μέθοδος που χρησιμοποιείται ευρέως για την ανάλυση των αλληλεπιδράσεων και της συνδεσιμότητας μεταξύ διαφορετικών εγκεφαλικών περιοχών είναι η **θεωρία γράφων**^{[83],[84]} (**graph theory**). Η θεωρία αυτή βασίζεται στην αναπαράσταση των αλληλεπιδράσεων μεταξύ διαφόρων σημείων του εγκεφάλου με χρήση γράφων. Οι αλληλεπιδράσεις αυτές μοντελοποιούνται και ποσοτικοποιούνται βάσει των ιδιοτήτων των γράφων όπως είναι για παράδειγμα η κατανομή του βαθμού των κόμβων (degree distribution) $p(k)$, που αντιστοιχεί στην πιθανοφάνεια οποιoσδήποτε κόμβος να έχει βαθμό k . Δύο βασικά μεγέθη που χρησιμοποιούνται στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία για τη μελέτη της τοπολογίας ενός γράφου είναι τα εξής:

- **Συντελεστής ομαδοποίησης C (clustering coefficient)**: Αντιστοιχεί στην πιθανοφάνεια οι γείτονες ενός κόμβου να συνδέονται μεταξύ τους.
- **Μήκος μονοπατιού L (path length)**: Αντιστοιχεί στη μέση τιμή των ελάχιστων αποστάσεων (σε ακμές) μεταξύ των διαφορετικών ζευγών κόμβων.

Έχει δειχθεί^[85] ότι οι τιμές των μεγεθών αυτών σχετίζονται άμεσα με το είδος της συνδεσιμότητας του γράφου (regular/small world/random/scale free) και γι' αυτό έχουν αξιοποιηθεί μεταξύ άλλων στη μελέτη της επίδρασης διαφόρων καταστάσεων (πχ Alzheimer^[86] ή όγκων^[87]) στην εγκεφαλική λειτουργία.

Ένα βασικό μειονέκτημα των παραπάνω (και των περισσότερων) μεθόδων είναι το γεγονός ότι η εφαρμογή τους απαιτεί τη λήψη **πολυκαναλικών (multichannel) δεδομένων**. Σε εφαρμογές όπου μόνο ένα κανάλι δεδομένων είναι διαθέσιμο, οι επιλογές είναι πολύ πιο περιορισμένες. Η πιο απλή επιλογή είναι η εφαρμογή φίλτρων για την απόρριψη συγκεκριμένων συχνοτήτων, η οποία όμως έχει το προαναφερθέν μειονέκτημα ότι απορρίπτει κάθε δραστηριότητα (επιθυμητή ή μη) που εντάσσεται στη ζώνη αποκοπής. Η λύση που επιλέγεται σε περιπτώσεις **μονοκαναλικών (single-channel) δεδομένων**, όταν η απλή εφαρμογή φίλτρων θεωρείται ανεπαρκής, είναι η εξαγωγή επιμέρους σημάτων από ένα κανάλι δεδομένων, η οποία μπορεί για παράδειγμα να πραγματοποιηθεί μέσω της **μεθόδου εμπειρικής αποσύνθεσης**^[88] (**Empirical Mode Decomposition – EMD**). Ως αποτέλεσμα προκύπτει ένα πλήθος νέων σημάτων (**Intrinsic Mode Functions – IMFs**) βάσει του αρχικού καναλιού δεδομένων, επί των οποίων μπορούν στη συνέχεια να εφαρμοστούν τεχνικές όπως η ICA για την αφαίρεση συνιστωσών που αντιστοιχούν σε ατέλειες. Σχετικές εφαρμογές περιγράφονται στις μελέτες [88], [89], [90] και [91]. Ειδικά όσον αφορά τον συνδυασμό EMD-ICA, η διαδικασία έχει σε γενικές γραμμές ως εξής^[88]:

1. Εφαρμογή EMD για τη λήψη ενός συνόλου από IMFs
2. Επαναλαμβανόμενη εφαρμογή EMD επί των IMFs για περαιτέρω διαχωρισμό και λήψη των μέσων τιμών ως τελικών IMFs (προαιρετικά)
3. Εφαρμογή ICA επί των IMFs για δημιουργία των συνιστωσών
4. Επιλογή των συνιστωσών ενδιαφέροντος (με απόρριψη αυτών που αντιστοιχούν σε μη επιθυμητό σήμα)
5. Ανακατασκευή των IMFs βάσει των επιθυμητών συνιστωσών
6. Άθροισμα των νέων IMFs για λήψη της συνεισφοράς των επιθυμητών συνιστωσών στο αρχικό σήμα

Άλλες τεχνικές που χρησιμοποιούνται στην επεξεργασία σημάτων ΗΕΓ περιλαμβάνουν μεταξύ άλλων **ανάλυση κυρίων συνιστωσών**^[25] (**principal component analysis – PCA**), η οποία χρησιμοποιείται συχνά για μείωση της διάστασης των δεδομένων^[92] πριν

την εφαρμογή ICA, **φίλτρα Wiener**^[25], **αλγορίθμους ταξινόμησης**^[25] (πχ SVM ή νευρωνικά δίκτυα^[93]), **ανάλυση ιδιοδιανυσμάτων**^[77] (**eigenvector analysis**), **αυτοπαλινδρόμηση**^{[25],[77]} (**autoregression**) και **χαοτικά μοντέλα**^[25].

Όσον αφορά την ανάδειξη της σχετικής με γεγονός δραστηριότητας, η μέθοδος ανάλυσης διαφοροποιείται ανάλογα με το είδος της δραστηριότητας^[63] που μελετάται (ERP ή ERD/ERS). Υπενθυμίζεται ότι τα προκλητά δυναμικά αντιστοιχούν σε δραστηριότητα που είναι τόσο time-locked όσο και phase-locked ως προς το ερέθισμα, ενώ ο συγχρονισμός και ο αποσυγχρονισμός είναι μόνο time-locked ως προς το ερέθισμα. Ανάλογα με την τεχνική αναδεικνύεται ο εκάστοτε τύπος δραστηριότητας.

Η κοινή βάση των τεχνικών είναι ο **υπολογισμός του μέσου όρου**^{[23],[26],[28],[63]}, η χρήση του οποίου βασίζεται στο γεγονός ότι το συνολικό ΗΕΓ που καταγράφεται κατά τη χορήγηση ενός ερεθίσματος περιλαμβάνει τόσο τη σχετική με το ερέθισμα δραστηριότητα όσο και ασυσχέτιστη **δραστηριότητα υποβάθρου (background EEG)**, η οποία έχει να κάνει με άλλες διεργασίες. Ωστόσο, οι σχετικές με το ερέθισμα αλλαγές είναι της τάξης των μV (μικρότερες του συνήθους ΗΕΓ το οποίο αντιστοιχεί σε περισσότερες νευρωνικές ομάδες) και προκαλούν πολύ μικρές διαφοροποιήσεις στο συνολικό σήμα. Επιπλέον, η δραστηριότητα υποβάθρου μπορεί να αντιστοιχεί στις ίδιες συχνότητες με την απόκριση, οπότε το φιλτράρισμα δεν μπορεί να βοηθήσει. Ως εκ τούτου, απαιτείται μία τεχνική για την απόρριψη της δραστηριότητας υποβάθρου και την ανάδειξη της δραστηριότητας που έχει να κάνει με την απόκριση στο ερέθισμα.

Σημειώνεται ότι πριν την εφαρμογή της τεχνικής μέσου όρου μπορούν να εφαρμοστούν άλλες βοηθητικές τεχνικές όπως φιλτράρισμα για την απόρριψη παρεμβολών που οφείλονται πχ στις κινήσεις των ματιών.

Η εφαρμογή του μέσου όρου βασίζεται στην υπόθεση ότι η δραστηριότητα υποβάθρου δεν είναι time-locked στο γεγονός και θεωρείται ασυσχέτιστος με αυτό θόρυβος με μηδενική μέση τιμή. Αντίθετα, το σήμα που αντιστοιχεί στην απόκριση στο ερέθισμα έχει συγκεκριμένη μορφή και είναι time locked με το ερέθισμα. Βάσει της υπόθεσης αυτής, το πείραμα επαναλαμβάνεται πολλές φορές (**δοκιμές – trials/epochs**) ώστε ο υπολογισμός της μέσης τιμής να απορρίψει την ασυσχέτιστη δραστηριότητα και να ενισχύσει τον σηματοθορυβικό λόγο. Από την άλλη, υπάρχουν κάποιοι **περιορισμοί** στην εφαρμογή της τεχνικής, οι οποίοι περιλαμβάνουν μεταξύ άλλων τους παρακάτω:

- **Αριθμός και διάρκεια επαναλήψεων**^[26]: Δεν είναι πάντα πρακτικά εφικτές πολλές επαναλήψεις (δοκιμές) της εργασίας (ή η μεγάλη διάρκεια αυτών) λόγω μεγάλου χρόνου και κόπωσης του εξεταζομένου. Πιο συγκεκριμένα, πέραν της κόπωσης λόγω της εργασίας πρέπει να συνυπολογίζεται και η κόπωση λόγω της χρήσης της διάταξης καταγραφής.
- **Επαναληψιμότητα απόκρισης**^{[26],[79]}: Ο εγκέφαλος στην πραγματικότητα δεν αποκρίνεται με τον ίδιο ακριβώς τρόπο στο ερέθισμα σε κάθε επανάληψη, καθώς για παράδειγμα στην περίπτωση ενός προκλητού δυναμικού αναμένεται να υπάρχει μεταβλητότητα τόσο στο πλάτος της απόκρισης όσο και στον λανθάνοντα χρόνο (πχ λόγω κόπωσης ή εξοικείωσης με το ερέθισμα). Ειδικά η μεταβλητότητα του λανθάνοντα χρόνου μπορεί να διαφοροποιήσει σημαντικά το αποτέλεσμα του υπολογισμού του μέσου όρου.
- **Ιδιότητες δραστηριότητας υποβάθρου**^[79]: Η δραστηριότητα υποβάθρου μπορεί να διαφοροποιείται ως προς τη χρονική και χωρική κατανομή μεταξύ διαφορετικών επαναλήψεων, επομένως δεν είναι ακριβές να θεωρηθεί ως ασυσχέτιστος με το ερέθισμα θόρυβος. Οι μεταβολές αυτές είναι πιθανό να αντανakλούν άλλες διεργασίες ή αλλαγές στην απόδοση και τη γενικότερη κατάσταση του

εξεταζομένου (πχ συγκέντρωση, κόπωση, εξοικείωση κλπ). Για παράδειγμα, έχει δειχθεί^[94] ότι τα οπτικά ερεθίσματα μειώνουν το πλάτος του ΗΕΓ.

- **Διάστημα μεταξύ επαναλήψεων**^[26]: Καλό είναι να αποφεύγεται η περιοδική επανάληψη της ίδιας εργασίας, διότι σε διαφορετική περίπτωση η εξαγωγή του μέσου όρου μπορεί να αναδείξει πλην της επιθυμητής δραστηριότητας και άλλες εγκεφαλικές διεργασίες που είναι μεν ασυσχέτιστες με το ερέθισμα αλλά χαρακτηρίζονται από περιοδικότητα (κι επομένως πιθανόν να μην απορριφθούν μέσω του μέσου όρου).

Στην περίπτωση μελέτης ΠΔ, χρησιμοποιείται η **κλασική τεχνική μέσου όρου**^{[23],[26],[63]} (**averaging**), κατά την οποία για κάθε δοκιμή i ($i = 1, \dots, N$) της ίδιας εργασίας μετράται η κυματομορφή $x(i, j)$ (όπου $j = 1, \dots, N_t$ ο δείκτης του δείγματος). Θεωρώντας ότι το σήμα $x(i, j)$ περιλαμβάνει μία συνιστώσα s που αντιστοιχεί στο προκλητό δυναμικό και μία συνιστώσα ee_{bg} αντιστοιχεί στη δραστηριότητα υποβάθρου, ο υπολογισμός του μέσου όρου έχει ως εξής:

$$\begin{aligned} M(j) &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x(i, j) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [s(i, j) + ee_{bg}(i, j)] \\ &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s(i, j) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N ee_{bg}(i, j) \end{aligned}$$

Αν υποθέσουμε (λανθασμένα όπως αναφέρθηκε) ότι η κυματομορφή του ΠΔ είναι ίδια σε κάθε δοκιμή ($s(i, j) \approx s(j) \forall i$), ο μέσος όρος θα δίνει απλά το σήμα s που αντιστοιχεί στο προκλητό δυναμικό. Από την άλλη, βάσει της υπόθεσης μηδενικής μέσης τιμής για τη δραστηριότητα υποβάθρου, ο δεύτερος όρος μηδενίζεται κι έτσι απομένει μόνο το σήμα του ΠΔ:

$$M(j) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s(i, j) + \underbrace{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N ee_{bg}(i, j)}_0 = s(j) \equiv ERP(j)$$

Σημειώνεται ότι η μορφή των ΠΔ που φαίνονται παραπάνω στην εικόνα 16 έχει προκύψει βάσει της εξαγωγής του μέσου όρου επαναλαμβανόμενων δοκιμών. Τέλος, κατά την καταγραφή ΠΔ απαιτείται ο ορισμός ενός διαστήματος αναφοράς που αντιστοιχεί στην κατάσταση πριν την εμφάνιση του ερεθίσματος^[44] (**prestimulus baseline**). Ο λόγος για τον οποίο απαιτείται η καταγραφή ενός μέσου πλάτους αναφοράς για το σήμα πριν την απόκριση στο ερέθισμα είναι ότι η dc συνιστώσα του σήματος μπορεί να διαφέρει τόσο ανάμεσα σε διαφορετικούς ανθρώπους όσο και ανάμεσα σε διαφορετικές θέσεις καταγραφής (διαφορετικά ηλεκτρόδια). Οι διαφορές αυτές μπορεί είτε να είναι ενδογενείς (χαρακτηριστικές της εγκεφαλικής δραστηριότητας) είτε να οφείλονται σε διαφορετικά επίπεδα θορύβου. Η διαδικασία αυτή καλείται **διόρθωση βασικής γραμμής (baseline correction)**. Λαμβάνοντας υπόψιν τις διαφορές στη dc συνιστώσα ο υπολογισμός του μέσου ΠΔ και οι συγκρίσεις μεταξύ διαφορετικών θέσεων και διαφορετικών απόμων γίνονται πιο ακριβείς.

Η τεχνική του μέσου όρου είναι κατάλληλη για την ανάδειξη της δραστηριότητας που αντιστοιχεί σε προκλητά δυναμικά (time-locked και phase-locked), αλλά για τη μελέτη της non-phase locked δραστηριότητας (ERD/ERS) απαιτείται ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας^[28] και χρησιμοποιούνται κατά βάση 2 τεχνικές. Η πρώτη τεχνική (κλασική μέθοδος ισχύος) αναδεικνύει τόσο την phase-locked όσο και τη non-phase-locked δραστηριότητα, ενώ η 2^η αναδεικνύει μόνο την non-phase-locked δραστηριότητα (ERD/ERS).

Η **κλασική μέθοδος ισχύος ζώνης**^{[28],[62],[63]} (**classical band power method**) περιλαμβάνει ζωνοπερατό φιλτράρισμα (bandpass filetering) για κάθε μία από τις N δοκιμές (ώστε να αναλυθεί η δραστηριότητα για μία συγκεκριμένη ζώνη συχνοτήτων, πχ τη ζώνη β) και υπολογισμό της **μέσης ισχύος ζώνης** (**average band power**):

$$\bar{P}(j) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_f^2(i, j)$$

όπου x_f : φιλτραρισμένο σήμα ΗΕΓ

Όπως αναφέρθηκε, με την κλασική μέθοδο δεν γίνεται διάκριση μεταξύ phase-locked (ERP) και non-phase-locked (ERD/ERS) δραστηριότητας γι' αυτό τον λόγο η ισχύς αυτή ονομάζεται **σχετική με γεγονός ισχύς ζώνης** (**event-related band power – ERBP**). Ο υπολογισμός της ισχύος που αντιστοιχεί στην καθαρή non-phase-locked δραστηριότητα επιτυγχάνεται με χρήση της **μεθόδου διακύμανσης**^{[28],[62],[63],[64]} (**intertrial variance method**). Όπως είναι γνωστό από τη στατιστική, η διακύμανση υπολογίζεται ως η μέση τιμή των τετραγώνων των διαφορών μεταξύ κάθε δείγματος και της μέσης τιμής. Στην προκειμένη περίπτωση κάθε δοκιμή αντιστοιχεί σε ένα δείγμα, οπότε αυτό υλοποιείται ως εξής:

$$IV(j) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N [x_f(i, j) - \bar{x}_f(j)]^2$$

Το σήμα $\bar{x}_f(j)$ αντιστοιχεί στο μέσο όρο των φιλτραρισμένων σημάτων (για την ανάλυση συγκεκριμένης ζώνης συχνοτήτων) ως προς τις N δοκιμές. Κατά συνέπεια, αντιστοιχεί στο (φιλτραρισμένο) σήμα των προκλητών δυναμικών, οπότε η αφαίρεσή του αφήνει μόνο την non-phase-locked δραστηριότητα που αντιστοιχεί σε συγχρονισμό/αποσυγχρονισμό. Ουσιαστικά, η διακύμανση $IV(j)$ αντιστοιχεί στην ισχύ ζώνης της σχετικής με γεγονός δραστηριότητας που δεν περιλαμβάνει τα προκλητά δυναμικά. Η ισχύς αυτή ονομάζεται **επαγόμενη ισχύς ζώνης** (**induced band power – IBP**).

Τέλος, σημειώνεται ότι αντί για τη μέση τιμή μπορεί να επιλεγεί η χρήση της διαμέσου (median), η οποία σε σχέση με τον μέσο όρο περιορίζει την επίδραση των εξωκείμενων παρατηρήσεων^[63] (outliers).

Ο καθορισμός των ορίων των ζωνοπερατών φίλτρων για τον υπολογισμό της ζώνης ισχύος μπορεί είτε να γίνει με απλή επιλογή τιμών είτε με καθορισμό ζωνών βάσει των δεδομένων για κάθε εξεταζόμενο (**subject-specific όρια**). Η διαδικασία αυτή μπορεί να επιτευχθεί με διάφορες μεθόδους^[28], η απλούστερη εκ των οποίων είναι ο ορισμός βάσει της **συχνότητας κορυφής**^{[28],[64],[67]} (**spectral peak frequency**) $f_{sp}(k)$ για κάθε εξεταζόμενο k . Η συχνότητα αυτή μπορεί να εξαχθεί από το μέσο όρο των φασμάτων ισχύος (power spectra) $\overline{PSD}(j)$ που αντιστοιχούν σε όλες τις δοκιμές και μπορεί να οριστεί είτε συνολικά για όλο το φάσμα συχνοτήτων είτε ξεχωριστά για το εύρος που αντιστοιχεί σε κάθε ρυθμό. Για το σκοπό αυτό μπορεί να χρησιμοποιηθεί ο παρακάτω τύπος^[95], ο οποίος εφαρμόζεται για τις τιμές της μέσης ισχύος σε m τιμές συχνότητας f_j :

$$f_{sp}(k) = \frac{\sum_{j=1}^m \overline{PSD}(j) f_j}{\sum_{j=1}^m \overline{PSD}(j)}$$

Στη συνέχεια, επιλέγεται είτε μία μοναδική τιμή για το εύρος ζώνης, είτε επιλέγονται διαφορετικές τιμές ανάλογα με το ρυθμό του ΗΕΓ. Για παράδειγμα, η πρώτη επιλογή έχει εφαρμοστεί στη μελέτη [64], όπου επελέγη εύρος ζώνης ίσο με 2Hz και το πεδίο

συχνοτήτων διαχωρίστηκε σε ζώνες βάσει της συχνότητας κορυφής ($[f_{sp}(k) - 4, f_{sp}(k) - 2]$, $[f_{sp}(k) - 2, f_{sp}(k)]$, $[f_{sp}(k), f_{sp}(k) + 2]$ κλπ). Η δεύτερη περίπτωση εφαρμόστηκε στη μελέτη [62], στην οποία για τις συχνότητες που αντιστοιχούν στον ρυθμό α προτείνεται η χρήση εύρους ζώνης 2Hz, για τη χαμηλή ζώνη β 4Hz και για την υψηλή ζώνη β 8Hz. Σημειώνεται ότι δεν συνιστάται να επιλεγεί ως μία ζώνη το σύνολο των συχνοτήτων που αντιστοιχούν σε έναν ρυθμό του ΗΕΓ (ειδικά για τους ρυθμούς α και β), αφού, όπως ανφέρθηκε κατά την παρουσίαση των ρυθμών του ΗΕΓ, η δραστηριότητα σε συχνότητες του ίδιου ρυθμού (πχ υψηλές/χαμηλές συχνότητες α) ερμηνεύεται διαφορετικά.

Το επόμενο βήμα μετά τον υπολογισμό της ισχύος ζώνης είναι ο καθορισμός ύπαρξης ERS/ERD. Όπως αναφέρθηκε στην ενότητα 4.5, ο συγχρονισμός και ο αποσυγχρονισμός ορίζονται βάσει του ποσοστού αύξησης (ERS) ή μείωσης (ERD) της ισχύος ζώνης ως προς ένα διάστημα αναφοράς (reference interval), που θεωρούμε ότι αντιστοιχεί σε μία σχετική κατάσταση ηρεμίας. Επομένως, αν ορίσουμε ως $BP(j)$ την ισχύ ζώνης ($BP(j) = \bar{P}(j)$ ή $BP(j) = IV(j)$ ανάλογα με τη μέθοδο που χρησιμοποιείται) και ως BP_r τη μέση ισχύ του διαστήματος αναφοράς $[r_0, r_0 + k]$, θα έχουμε:

$$BP_r = \frac{1}{k} \sum_{j=r_0}^{r_0+k} BP(j)$$

Επομένως, το ποσοστό (%) αλλαγής της ισχύος $P_d(j)$ για κάθε στιγμή (δείγμα) j θα ορίζεται ως εξής:

$$P_d(j) = \frac{BP(j) - BP_r}{BP_r} \cdot 100\%$$

Όπως είναι προφανές, οι θετικές τιμές του σήματος $P_d(j)$ θα αντιστοιχούν σε αύξηση ισχύος (συγχρονισμό – ERS), ενώ οι αρνητικές σε μείωση ισχύος (αποσυγχρονισμό – ERD). Το ερώτημα όμως είναι πόσο μεγάλη πρέπει να είναι η μετρούμενη διαφορά ισχύος, ώστε να αποφανθούμε για ύπαρξη ERD ή ERS. Η απόφαση αυτή μπορεί να ληφθεί πχ με έναν από τους παρακάτω 2 τρόπους:

- **Εφαρμογή απλού μαθηματικού κριτηρίου:** Για παράδειγμα, ως ύπαρξη ERD/ERS μπορεί να αναγνωριστεί η εμφάνιση μίας διαφοράς ισχύος που ξεπερνά κάποια καθορισμένη τιμή κατωφλίου.
- **Έλεγχος στατιστικής σημαντικότητας:** Η απόφαση για ύπαρξη στατιστικά σημαντικής διαφοράς ισχύος μπορεί να ληφθεί για παράδειγμα με χρήση **διαστημάτων εμπιστοσύνης (confidence intervals)** είτε υποθέτοντας ότι τα δεδομένα ακολουθούν κάποια γνωστή κατανομή (πχ οι τιμές της διακύμανσης^[64] ακολουθούν κατανομή χ^2 , η μορφή της οποίας εξαρτάται από το μέγεθος του δείγματος – με αύξηση του δείγματος τείνουμε προς την κανονική κατανομή) είτε ορίζοντας μία **εμπειρική στατιστική κατανομή**^[62] (**empirical distribution – μέθοδος Bootstrap**). Επιπλέον, μπορούν να χρησιμοποιηθούν κάποιοι απλοί έλεγχοι όπως είναι ο έλεγχος προσήμου^[63] (sign test). Η μέθοδος αυτή περιλαμβάνει τη χρήση της ακόλουθης συνάρτησης ελέγχου:

$$p = 0.5^N \sum_{i=1}^{k_j} \binom{N}{i}$$

Η τιμή k_j αντιστοιχεί στο πλήθος των δοκιμών για τις οποίες το δείγμα j εμφανίζει αύξηση (για ERS) ή μείωση (για ERD) ισχύος ως προς το μέσο όρο ή ως προς τη διάμεσο της ισχύος για όλες τις δοκιμές.

Τέλος, όσον αφορά το πλήθος των δοκιμών, τη διάρκεια και το διάστημα μεταξύ αυτών, οι προτεινόμενες τιμές διαφέρουν σύμφωνα με το είδος της υπό μελέτη δραστηριότητας. Για τη μελέτη των προκλητών δυναμικών, η διάρκεια και το πλήθος των δοκιμών ποικίλλουν ανάλογα με το συστατικό. Για παράδειγμα, η μελέτη του P300^{[60],[96]} απαιτεί τουλάχιστον 20-30 δοκιμές διάρκειας περίπου 1s (παρόμοια και για ERN^[97]), ενώ για τη μελέτη άλλων συστατικών^[60] όπως το MMN απαιτούνται άνω των 150 δοκιμών. Τέλος, το διάστημα πριν το ερέθισμα (prestimulus baseline) πρέπει γενικά να διαρκεί τουλάχιστον 100ms με συνηθέστερη επιλογή τα 100-200ms^{[44],[52],[60]}.

Από την άλλη, για τη μελέτη ERS/ERD χρειάζονται τουλάχιστον 30 δοκιμές (**epochs**) διάρκειας μερικών (5-7) δευτερολέπτων^{[62],[64]}. Επιπλέον, λόγω της βραδύτητας των σχετικών αλλαγών απαιτείται αντιστοίχου μήκους (μέχρι και 6-10sec) διάστημα μεταξύ της χορήγησης των ερεθισμάτων^{[28],[62]} (**interstimulus interval**). Τέλος, η διάρκεια του διαστήματος αναφοράς μπορεί να αντιστοιχεί σε περίπου 1 δευτερόλεπτο^[64]. Εναλλακτικά, στη μελέτη [98] προτείνεται ποιοτικός καθορισμός των σχετικών τιμών, με το διάστημα αναφοράς να αντιστοιχεί τουλάχιστον στο μισό του χρονικού παραθύρου που χρησιμοποιείται κατά την ανάλυση και να εξαρτάται από τη συχνότητα της δραστηριότητας (μικρότερες συχνότητες απαιτούν μεγαλύτερα διαστήματα).

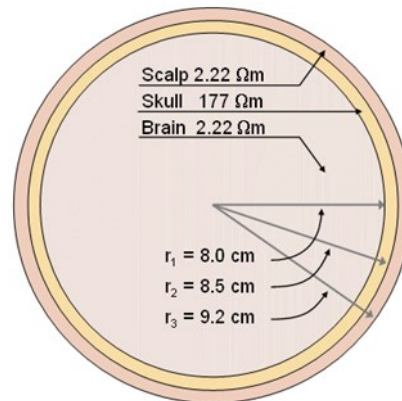
Άλλες μέθοδοι για τη μελέτη της σχετικής με γεγονός δραστηριότητας παρουσιάζονται στις πηγές [25] (για ERP) και [28] (για ERD/ERS). Μετά τον καθορισμό των κυματομορφών για την προκλητή δραστηριότητα μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφορες μέθοδοι όπως η εξαγωγή στατιστικών και άλλων μέτρων^[99] (πχ συντελεστής διακύμανσης^[42]) για τη μελέτη της κατανομής και άλλων χαρακτηριστικών.

4.9 Εντοπισμός – Αντίστροφο πρόβλημα

Τα δεδομένα που καταγράφονται από τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται κατά τη διεξαγωγή του επιφανειακού ΗΕΓ μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον εντοπισμό των πηγών δραστηριότητας εντός του εγκεφάλου. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, η δραστηριότητα που καταγράφει κάθε ηλεκτρόδιο προέρχεται από διάφορες πηγές εντός του εγκεφάλου, οπότε, ακόμα κι αν υποθέσουμε ότι γενικά κυριαρχεί η δραστηριότητα από τις γειτονικές του ηλεκτροδίου περιοχές, η γνώση της θέσης των ηλεκτροδίων δεν ισοδυναμεί με γνώση της προέλευσης της καταγραφόμενης δραστηριότητας. Σημειώνεται ότι ο διαχωρισμός των πηγών ως προς την ηλεκτρική δραστηριότητα (πχ μέσω εύρεσης συνιστωσών βάσει ICA) δεν αντιστοιχεί στον γεωμετρικό εντοπισμό της προέλευσης της δραστηριότητας.

Η διαδικασία εύρεσης των πηγών της δραστηριότητας βάσει των μετρήσεων επί της επιφάνειας του κεφαλιού αντιστοιχεί στο **αντίστροφο πρόβλημα**^[26] (**inverse problem**), το οποίο σε αντίθεση με το **ευθύ πρόβλημα** (**forward problem** – εύρεση της δραστηριότητας σε κάποιο σημείο γνωρίζοντας τις πηγές) που έχει μοναδική λύση, έχει άπειρες λύσεις. Αν θεωρήσουμε το κεφάλι ως χώρο στον οποίο εφαρμόζεται ένα ηλεκτρικό πεδίο, τότε οι πηγές του πεδίου θα αντιστοιχούν στα κέντρα της εγκεφαλικής δραστηριότητας, ενώ η επιφάνεια του κεφαλιού θα αντιστοιχεί στην οριακή επιφάνεια, επί τις οποίας πραγματοποιούνται οι μετρήσεις. Για οποιαδήποτε μετρούμενη κατανομή επί της οριακής επιφάνειας, υπάρχει άπειρος συνδυασμός θέσεων και μεγέθους πηγών που μπορούν να αποτελέσουν λύση του αντιστρόφου προβλήματος.

Το πρώτο βήμα για την επίλυση του αντιστρόφου προβλήματος είναι ο **καθορισμός ενός μοντέλου**^{[21],[25],[26]} για την περιγραφή του χώρου του πεδίου, δηλαδή του εσωτερικού του κεφαλιού. Ένα απλό και κοινά χρησιμοποιούμενο μοντέλο (εικόνα 22) περιλαμβάνει **3 ομόκεντρες αγώγιμες σφαίρες (concentric conducting spheres)** με την εσωτερική να αντιστοιχεί στον εγκέφαλο, την ενδιάμεση στο κρανίο και την εξωτερική στη δερματική επιφάνεια του κρανίου. Κάθε ένας από τους χώρους αυτούς θεωρείται ότι έχει σε όλη του την έκταση σταθερή αγωγιμότητα (που έχει υπολογιστεί βάσει μετρήσεων επί μεγάλου αριθμού ατόμων), με το κρανίο να έχει δεκάδες φορές μικρότερη αγωγιμότητα σε σχέση με τους άλλους 2, που συχνά θεωρούνται ως χώροι ίσης αγωγιμότητας.



Εικόνα 22: Μοντέλο ομόκεντρων σφαιρών με τιμές ακτίνων και αγωγιμοτήτων

Συχνά χρησιμοποιείται μοντέλο 4 ομόκεντρων σφαιρών, με την προσθήκη ενός χώρου που αντιστοιχεί στο ENY (πχ με αγωγιμότητα ίση με αυτή του νερού). Εναλλακτικά μοντέλα περιλαμβάνουν την αξιοποίηση εικόνων CT και MRI για την πιο ρεαλιστική αναπαράσταση των διαφορετικών χώρων, η οποία προσφέρει μεγαλύτερη ακρίβεια ιδίως σε μη σφαιρικά τμήματα του εγκεφάλου.

Περισσότερες πληροφορίες και μαθηματικές μέθοδοι για τον εντοπισμό των πηγών προέλευσης της δραστηριότητας μπορούν να αναζητηθούν στις πηγές [25],[26],[100],[101],[102].

4.10 Εφαρμογές

Η καταγραφή δεδομένων ΗΕΓ προσφέρει πολύ σημαντική πληροφορία σχετικά με τη λειτουργία του εγκεφάλου υπό διάφορες συνθήκες (πχ κατάσταση ηρεμίας, πραγματοποίηση εργασίας με αξιολόγηση **γνωσιακού φόρτου**^[95] (**cognitive load**), επεξεργασία ερεθίσματος κλπ) και σε διάφορες φάσεις της ανθρώπινης ζωής (πχ έχει παρατηρηθεί μείωση σήματος στις ζώνες α,δ και θ με την αύξηση της ηλικίας^{[25],[58]}). Το ΗΕΓ έχει επίσης ευρεία εφαρμογή στη μελέτη παθήσεων, καθώς πολλές ασθένειες (πχ επιληψία^{[25],[99]}, ψυχιατρικές διαταραχές^[25], άνοια^{[23],[25],[103]}, νόσος του Parkinson^[28], αγγειακές διαταραχές^[28]) επάγουν διαφοροποιήσεις στο ΗΕΓ των ασθενών σε σχέση με αυτό των υγιών. Στην πηγή [25] μπορεί να αναζητηθεί λίστα με συγκεκριμένα μη φυσιολογικά πρότυπα που εμφανίζονται στο ΗΕΓ, συνοδευόμενα από τη σχετική ερμηνεία.

Κατά την ερμηνεία των χαρακτηριστικών της εγκεφαλικής δραστηριότητας έχει μελετηθεί ξεχωριστά η συσχέτιση πολλών πτυχών αυτής (πχ ERP^[23], ERD/ERS^[28]) με διάφορες καταστάσεις. Για παράδειγμα, όσον αφορά τη σχιζοφρένεια έχει παρατηρηθεί^{[23],[104]}

υψηλό ποσοστό εμφάνισης αυξημένων ρυθμών δ και θ καθώς και χαρακτηριστική μείωση του πλάτους του P300. Επιπλέον, η ύπαρξη άνοιας^{[23],[25]} έχει συνδεθεί με αυξημένη δραστηριότητα στις ζώνες δ και θ και μειωμένη δραστηριότητα στις ζώνες α και β.

Άλλες εφαρμογές του ΗΕΓ περιλαμβάνουν τη μελέτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια του ύπνου^{[21],[26]} και τη μελέτη της γενετικής κληρονομικότητας^[37], αφού έχει παρατηρηθεί ύπαρξη συσχέτισης μεταξύ μετρήσεων ERP για άτομα της ίδιας οικογένειας. Τέλος, μία πολύ σημαντική εφαρμογή είναι η ανάπτυξη **διεπαφών εγκεφάλου-υπολογιστή**^{[22],[105]} (**brain-computer interface – BCI**), οι οποίες αποτελούν συστήματα που αναγνωρίζουν (και παράγουν κάποιο σχετικό αποτέλεσμα) συγκεκριμένες προθέσεις/καταστάσεις του χρήστη βάσει των εγκεφαλικών του κυμάτων. Η διαδικασία αυτή απαιτεί εκπαίδευση τόσο ενός συστήματος ταξινόμησης όσο και του ίδιου του χρήστη βάσει της λήψης μεγάλου όγκου δεδομένων.

Μία εφαρμογή BCI μπορεί να βασίζεται σε διάφορες πτυχές της εγκεφαλικής δραστηριότητας (όπως αυτή καταγράφεται μέσω του ΗΕΓ), όπως είναι η χωρική (spatial), η χρονική (temporal) και η φασματική/συχνотική (spectral/frequential) πληροφορία. Η επιλογή των χαρακτηριστικών (feature selection) στα οποία βασίζεται η εφαρμογή είναι κρίσιμη για την αποτελεσματικότητα, αφού δεν αρκεί μόνο να επιλεγούν χαρακτηριστικά αντιπροσωπευτικά της υπό μελέτη δραστηριότητας, αλλά υπάρχει και περιορισμός ως προς το πλήθος αυτών^[105]. Βάσει της **κατάρας της διαστασιμότητας (curse of dimensionality)** το μέγεθος των απαιτούμενων δεδομένων αυξάνεται εκθετικά με την αύξηση της διάστασης του χώρου των χαρακτηριστικών. Επομένως, τα χαρακτηριστικά επιλέγονται και σε συνάρτηση με το πλήθος των διαθέσιμων δειγμάτων εκπαίδευσης.

Στην πηγή [105] μπορούν να αναζητηθούν λεπτομέρειες σχετικά με τη σχεδίαση BCI βασισμένων σε διαφορετικού τύπου δραστηριότητα (πχ ERD/ERS, ERP), με ένα γνωστό παράδειγμα να αποτελεί η εφαρμογή “P3 speller”^[106], η οποία έχει σχεδιαστεί για εισαγωγή κειμένου βάσει των χαρακτηριστικών του P300.

Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι η χρήση BCI περιλαμβάνει συχνά και την αξιοποίηση μεθόδων **βιοανάδρασης**^[22] (**EEG biofeedback**), κατά την οποία παρουσιάζεται στον χρήστη το αποτέλεσμα της εγκεφαλικής του δραστηριότητας, ο οποίος με αυτό τον τρόπο λαμβάνει μία εικόνα της απόδοσής του. Το αποτέλεσμα αυτό μπορεί για παράδειγμα να είναι κάποιο μέτρο που αντιπροσωπεύει κάποια πτυχή της δραστηριότητας (πχ το πλάτος ενός προκλητού δυναμικού ή το μέγεθος της ισχύος σε κάποια ζώνη συχνотήτων). Στόχος της βιοανάδρασης ΗΕΓ είναι τόσο η υποβοήθηση της διαδικασίας εκπαίδευσης όσο και γενικότερα η εκούσια ρύθμιση πτυχών της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Για παράδειγμα, ο χρήστης μπορεί να εξασκηθεί στην επίτευξη υψηλότερης συγκέντρωσης προσπαθώντας να τροποποιήσει την ισχύ στη ζώνη α (να προκαλέσει ERD), ενώ ταυτόχρονα παρατηρεί σε μία οθόνη το αποτέλεσμα (βιοανάδραση). Σχετικές ενδεικτικές μελέτες είναι οι [107],[108] και [109].

5. ΓΝΩΣΙΑΚΗ ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ (COGNITIVE TRAINING – CT)

5.1 Γενικά στοιχεία

Η **γνωσιακή εκπαίδευση**^{[110],[111],[112]} (**cognitive training**) αναφέρεται σε οποιαδήποτε **μη φαρμακευτική παρέμβαση (non-pharmacological intervention)** που στόχο έχει να βελτιώσει τη γνωσιακή κατάσταση. Ο όρος «**γνώση**» (**cognition**) αντιστοιχεί γενικά στις νοητικές διαδικασίες μάθησης και κατανόησης μέσω σκέψης, εμπειρίας και αισθήσεων.

Η εκπαιδευτική διαδικασία περιλαμβάνει εξάσκηση επί ενός σύνολου εργασιών (**cognitive tasks**) σχεδιασμένων για να αντιστοιχούν σε συγκεκριμένες γνωσιακές λειτουργίες που αφορούν μνήμη, προσοχή ή επίλυση προβλημάτων. Η γνωσιακή εκπαίδευση απευθύνεται τόσο σε υγιή άτομα (πχ νεαρής ή και μεγαλύτερης ηλικίας που στοχεύουν στη διατήρηση ή/και βελτίωση του επιπέδου γνωσιακής απόδοσής τους) όσο και σε άτομα που υποφέρουν από κάποια **γνωσιακή διαταραχή (cognitive impairment)**. Η διαταραχή αυτή μπορεί είτε να είναι **ήπια (Mild Cognitive Impairment – MCI)**, είτε σοβαρότερη, όπως πχ λόγω **άνοιας (dementia)**. Έχει εφαρμοστεί επιτυχημένα^[113] σε περιπτώσεις όπως είναι η **νόσος του Alzheimer (Alzheimer's disease – AD)**, η σχιζοφρένεια, ο τραυματισμός στο κεφάλι, το εγκεφαλικό και η κατάχρηση ουσιών.

Οι σχετικές ασκήσεις μπορεί να παρουσιάζονται είτε σε γραπτή είτε σε υπολογιστική μορφή (**Computerized Cognitive Training – CCT**), με την τελευταία περίπτωση να επεκτείνεται με την εισαγωγή περιβάλλοντος εικονικής πραγματικότητας (**Virtual Reality Cognitive Training – VRCT**). Επιπλέον, κυρίως σε περιπτώσεις γνωσιακής διαταραχής είναι πολύ χρήσιμοι οι εργασίες να περιλαμβάνουν δραστηριότητες ανάλογες των καθημερινών δραστηριοτήτων (**Activities of Daily Living – ADLs**).

Η έρευνα πάνω στην επίδραση της γνωσιακής εκπαίδευσης, κυρίως σε περιπτώσεις διαταραχών, βασίζεται κατά βάση στη θεωρία της **πλαστικότητας**^{[114],[115],[116],[117],[118]} (**plasticity**) του ανθρώπινου εγκεφάλου. Έρευνες έχουν δείξει ότι ο εγκέφαλος έχει την ικανότητα να αναδιοργανώνεται^{[110],[119]} μετά από βλάβες, ακόμα και σε περιπτώσεις νευροεκφυλιστικών ασθενειών όπως είναι η AD. Σε τέτοιες περιπτώσεις, έχει υποστηριχθεί ότι οι νευρώνες μπορούν να υποκαταστήσουν αρχικές λειτουργίες με **μη συναπτικό (nonsynaptic)** τρόπο μέσω **νευροδιαβιβαστών (neurotransmitters)**.

Σε αυτό το πλαίσιο παρουσιάζει ενδιαφέρον η μελέτη της επίδρασης της γνωσιακής εκπαίδευσης στην εγκεφαλική δραστηριότητα (πχ μέσω fMRI^{[120],[121]} ή EEG). Για παράδειγμα, ένα αποτέλεσμα της εκπαίδευσης μπορεί να είναι η μείωση της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά την πραγματοποίηση κάποιας εργασίας^[113], εύρημα που αποδίδεται στο γεγονός ότι χάρη στην εκπαίδευση απαιτείται λιγότερη νοητική προσπάθεια για την εκτέλεση της ίδιας εργασίας.

Τα αποτελέσματα που μελετώνται σχετικά με την επίδραση μίας **γνωσιακής παρέμβασης (cognitive intervention)** υπάγονται γενικά σε 4 κατηγορίες^[66]:

- **Μείωση ενεργοποίησης (activation decrease)**: Η μειωμένη ενεργοποίηση των ίδιων εγκεφαλικών περιοχών μετά την παρέμβαση αντιστοιχεί σε αποτελεσματικότερη επεξεργασία (neural efficiency hypothesis). Γενικότερα, σε περιπτώσεις επαναλαμβανόμενης πραγματοποίησης κάποιας εργασίας ή παρουσίασης ενός ερεθίσματος, η μείωση της απόκρισης αναφέρεται ως **καταστολή λόγω επανάληψης**^{[122],[123]} (**repetition suppression**). Αν και ο όρος χρησιμοποιείται κυρίως για τη μείωση της απόκρισης που οφείλεται σε βελτιωμένη

απόδοση, το φαινόμενο αυτό καθ'αυτό μπορεί να οφείλεται και άλλους παράγοντες όπως η κόπωση.

- **Αύξηση ενεργοποίησης (activation increase):** Η αυξημένη δραστηριότητα των ίδιων εγκεφαλικών περιοχών μετά την εκπαίδευση ερμηνεύεται γενικά είτε ως επέκταση των δικτύων που εμπλέκονται στην επεξεργασία είτε ως αύξηση απόκρισης και παρατηρείται συχνά ως αποτέλεσμα εξάσκησης σε αισθητηριακές^[124] ή κινητικές^[125] εργασίες (sensory/motor tasks).
- **Ανακατανομή ενεργοποίησης (activation redistribution):** Αποτελεί συνδυασμό των 2 πρώτων περιπτώσεων. Για παράδειγμα, σε περίπτωση εκπαίδευσης επί μίας εξειδικευμένης εργασίας τα αποτελέσματα μπορεί να περιλαμβάνουν μείωση δραστηριότητας σε περιοχές που σχετίζονται με γενική επεξεργασία και αύξηση δραστηριότητας στις εξειδικευμένες όσον αφορά τη συγκεκριμένη εργασία περιοχές.
- **Αναδιοργάνωση δικτύων (network reorganization):** Περιλαμβάνει την ενεργοποίηση διαφορετικών εγκεφαλικών περιοχών μετά την εκπαίδευση πχ λόγω ανάπτυξης νέων **μονοπατιών επεξεργασίας (processing pathways)**.

Μία άλλη γνωστή συνέπεια έχει να κάνει με την ταχύτητα της απόκρισης καθώς και την τάση και την ακρίβεια αυτής. Το σχετικό φαινόμενο ονομάζεται **προέγερση**^[126] (**priming**) και παρατηρείται για παράδειγμα όταν ένας άνθρωπος συμπληρώνει σχεδόν αυτόματα μία λέξη όταν λάβει τα αρχικά γράμματα, ή όταν ταξινομεί γρήγορα ένα αντικείμενο βάσει πρότερης εμπειρίας. Παρατηρείται όταν κατά την παρουσίαση ενός ερεθίσματος υπάρχει μία προδιάθεση άμεσης απόκρισης (σχεδόν ενστικτώδους) με συγκεκριμένο τρόπο και αποτελεί διεργασία της άδηλης μνήμης.

Πέραν από τις αλλαγές στην εγκεφαλική δραστηριότητα κατά την πραγματοποίηση κάποιας γνωσιακής εργασίας, ενδιαφέρον παρουσιάζουν επίσης οι αλλαγές στην **κατάσταση ηρεμίας**^[66] (**resting state**) του εγκεφάλου, κατά την οποία πραγματοποιούνται μόνο οι βασικές διεργασίες (**default mode activity**) και δεν υπάρχουν ιδιαίτερες απαιτήσεις επεξεργασίας. Τέτοιες αλλαγές μπορούν να εξεταστούν μέσω μελέτης της **λειτουργικής συνδεσιμότητας (functional connectivity)** του εγκεφάλου, η οποία έχει συσχετιστεί τόσο με τη λειτουργική μνήμη^[127] όσο και με τη νοημοσύνη γενικότερα^[128].

5.2 Μεταφορά (Transfer)

Ένα πολύ κρίσιμο θέμα κατά την επιλογή των εργασιών που συνθέτουν ένα πρόγραμμα γνωσιακής εκπαίδευσης είναι αυτό της **μεταφοράς (transfer)**, δηλαδή του κατά πόσο τα οφέλη της γνωσιακής εκπαίδευσης, τα οποία ανιχνεύονται ως προς την εκτέλεση κάποιας εργασίας (**trained task**), μεταφράζονται σε βελτίωση της επίδοσης σε άλλες εργασίες (**untrained tasks**) και γενικότερα σε άλλες πλευρές της γνωσιακής κατάστασης.

Σημειώνεται ότι η παρατήρηση μεταφοράς σε εργασίες πέραν αυτών στις οποίες πραγματοποιείται η εκπαίδευση σημαίνει ότι οι εργασίες αυτές είναι σχετικές υπό την έννοια ότι εμπλέκουν τις ίδιες λειτουργίες. Ένα πολύ απλό παράδειγμα μεταφοράς αποτελεί ένας ποδοσφαιριστής, ο οποίος εκτελεί ασκήσεις για την ενδυνάμωση των μυών των ποδιών του. Το αποτέλεσμα είναι ότι σύντομα θα έχει μεγαλύτερη απόδοση στις ασκήσεις με όργανα και ταυτόχρονα θα μπορεί να σουτάρει δυνατότερα. Εν προκειμένω, η ενδυνάμωση των μυών μεταφέρεται στην ενέργεια που ο αθλητής εκτελεί εντός του γηπέδου.

Γενικά, δεν είναι σίγουρο ότι κάθε εγκεφαλική άσκηση χαρακτηρίζεται από μεταφορά. Ένα παράδειγμα έλλειψης μεταφοράς είναι ένα αριθμητικό παιχνίδι που μπορεί να βελτιώνει τις ικανότητες μαθηματικής επεξεργασίας αλλά όχι τη μνήμη. Ένα άλλο παράδειγμα είναι ένα παιχνίδι που βοηθά ένα άτομο με μνημονική διαταραχή να απομνημονεύει ευκολότερα λέξεις από μία λίστα, αλλά όχι το όνομα κάποιου ανθρώπου που μόλις γνώρισε.

Επιπλέον, πέραν του τύπου της **εκπαιδευτικής εργασίας (training task)**, σημαντικό ρόλο διαδραματίζει ο σχεδιασμός αυτής κατά την εκπαίδευση^{[129],[130]}. Για παράδειγμα, η επίτευξη μεταφοράς εξαρτάται από την αποτελεσματικότητα της μάθησης κατά την εκπαίδευση, ενώ η εκπαιδευτική εργασία πρέπει να μην ενθαρρύνει την ανάπτυξη εξειδικευμένων για αυτή στρατηγικών (πχ απομνημόνευση ψηφίων που σχετίζονται με ημερομηνίες ή τηλεφωνικούς κωδικούς). Επιπλέον, είναι σημαντικό να διατηρείται ένα προσαρμοζόμενο στον συμμετέχοντα επίπεδο δυσκολίας.

Η μεταφορά ταξινομείται^[129] σε **κοντινή (near transfer)** και **μακρινή (far transfer)**. Η «απόσταση» μεταξύ εκπαιδευτικής και μη εργασίας (η οποία ορίζει κοντινή/μακρινή μεταφορά) εμπλέκει πολλές παραμέτρους, όπως πχ είναι το λειτουργικό, κοινωνικό και χρονικό πλαίσιο (functional, social & temporal context). Το χρονικό πλαίσιο αφορά το χρονικό διάστημα για το οποίο διατηρούνται τα οφέλη, ενώ το λειτουργικό για παράδειγμα αφορά το αναφερθέν παράδειγμα του ποδοσφαιριστή, όπου η εργασία στην οποία μεταφέρονται τα οφέλη είναι εμφανώς σχετική με την εκπαιδευτική εργασία και επομένως αντιστοιχεί σε κοντινή μεταφορά. Από την άλλη, η μακρινή από λειτουργικής πλευράς μεταφορά παρατηρείται σε εργασίες που εκ πρώτης όψεως φαίνονται πολύ λίγο σχετικές με την εκπαιδευτική εργασία. Χαρακτηριστικό παράδειγμα μακρινής μεταφοράς είναι η σωματική άσκηση, για την οποία έρευνες έχουν δείξει ότι έχει σημαντικά οφέλη^{[41],[131]} στη γνωσιακή κατάσταση. Η μεταφορά αυτή αποδίδεται στο γεγονός ότι η άσκηση οδηγεί στην απελευθέρωση **νευροτροφινών (neurotrophins)**, οι οποίες συνεισφέρουν στη **νευρογένεση (neurogenesis)**.

5.3 Αξιολόγηση νοητικής κατάστασης

Κατά την εφαρμογή οποιουδήποτε προγράμματος γνωσιακής εκπαίδευσης είναι αναγκαία η ύπαρξη μεθόδων αξιολόγησης της απόδοσης και γενικότερα της νοητικής κατάστασης του εξεταζομένου, είτε αυτός είναι υγιής, είτε υποφέρει από κάποια γνωσιακή διαταραχή. Οι μέθοδοι αυτές περιλαμβάνουν τόσο απλούς τρόπους αξιολόγησης νοητικής κατάστασης (πχ ερωτηματολόγια) και διάγνωσης διαταραχής όσο και πιο περίπλοκες εργασίες. Οι τελευταίες μπορούν να αξιοποιηθούν τόσο για εκπαίδευση όσο και για αξιολόγηση της προόδου και μελέτη πιθανής μεταφοράς. Οι βαθμολογίες στα διάφορα τεστ μπορούν να αξιοποιηθούν στα πλαίσια στατιστικής ανάλυσης για τον καθορισμό ύπαρξης στατιστικά σημαντικής βελτίωσης λόγω της εκπαίδευσης.

Ακολουθεί μία σύντομη περιγραφή των μεθόδων που χρησιμοποιούνται στην παρούσα εργασία, οι οποίες επελέγησαν μεταξύ πληθώρας εργασιών έτσι ώστε να καλύπτουν διάφορες πλευρές της μνήμης. Στην πηγή [132] υπάρχει λίστα με πολύ μεγάλο πλήθος σχετικών μεθόδων. Οι επιλεγμένες μέθοδοι αυτές περιλαμβάνουν ένα τεστ γενικής αξιολόγησης νοητικής κατάστασης, τη βασική εργασία για την αξιολόγηση της επίδρασης της εκπαίδευσης στη μνήμη προσώπων-ονομάτων και εργασίες που πραγματοποιούνται με στόχο τη μελέτη πιθανής μεταφοράς. Σημειώνεται ότι το τεστ γενικής αξιολόγησης της νοητικής κατάστασης εφαρμόζεται μόνο μία φορά και δεν χρησιμοποιείται παρά μόνο για την ποσοτική επιβεβαίωση της νοητικής υγείας των συμμετεχόντων. Περισσότερες λεπτομέρειες σχετικά με τις αναλυτικές υλοποιήσεις των εργασιών περιλαμβάνονται στο κεφάλαιο 7:

Πίνακας 2: Γενική περιγραφή εργασιών που χρησιμοποιούνται

	Εργασία	Εξεταζόμενες πλευρές γνωσιακής λειτουργίας	Περιγραφή & Διαδικασία	Διαθεσιμότητα
Γενική αξιολόγηση νοητικής κατάστασης	Montreal Cognitive Assessment (MoCA) ^{[133], [134],[135]}	Βραχυπρόθεσμη & λειτουργική μνήμη, οπτικοχωρικές ικανότητες, εκτελεστικές λειτουργίες, προσοχή, συγκέντρωση, γλώσσα, προσανατολισμός	Αν και το MMSE^[136] είναι το πιο κοινά χρησιμοποιούμενο τεστ βασικής αξιολόγησης, έχει δείχθει ότι η βαθμολογία στο MoCA μειώνεται πολύ περισσότερο σε σχέση με το MMSE κατά τη γήρανση ή/και την εμφάνιση δυσλειτουργίας, οπότε το τεστ εμφανίζει μεγαλύτερη ευαισθησία (sensitivity) και ακρίβεια (specificity). Γενικά το MoCA θεωρείται πιο απαιτητικό τεστ για γνωσιακά υγιή άτομα και είναι λιγότερο ευάλωτο σε εκπαιδευτικές και πολιτισμικές διαφορές. Από την άλλη, ακόμα και άτομα που πληρούν κλινικά κριτήρια για MCI επιτυγχάνουν φυσιολογικές βαθμολογίες άνω του 26 στο MMSE, κατάσταση που είναι γνωστή ως φαινόμενο οροφής (ceiling effect). Η μέγιστη βαθμολογία είναι το 30 με τιμές κάτω από 24-26 να δηλώνουν πιθανή ύπαρξη MCI. Η διάρκεια του τεστ είναι περίπου 5-10 λεπτά.	Διατίθεται (και σε ελληνική έκδοση) μέσω της επίσημης ιστοσελίδας (περιλαμβάνονται οδηγίες χορήγησης και βαθμολόγησης)
Βασική εργασία ελέγχου μνήμης προσώπων-ονομάτων	Έλεγχος μνήμης προσώπων ονομάτων (Face-name memory test)	Μνήμη προσώπων-ονομάτων	Εξετάζεται η ικανότητα αναγνώρισης και ανάκλησης των ονομάτων Ν προσώπων που έχουν κωδικοποιηθεί νωρίτερα. Περιλαμβάνεται η διεξαγωγή φάσεων μάθησης και άμεσης αναγνώρισης (για R=2 επαναλήψεις), ακολουθούμενες από μία φάση καθυστερημένης αναγνώρισης (delayed recognition) μετά από περίπου 20-30 λεπτά. • Φάση μάθησης/μελέτης (learning/study phase): Παρουσιάζεται μία λίστα (study list) με N=15 συνδυασμούς προσώπου και ονόματος. Τα περιεχόμενα της λίστας παρουσιάζονται διαδοχικά. • Φάση άμεσης αναγνώρισης (immediate recognition phase): Παρουσιάζονται τα πρόσωπα της λίστας μελέτης (χωρίς να συνοδεύονται από όνομα) και ισάριθμα πρόσωπα που δεν περιλαμβάνονταν στην αρχική λίστα. Η σειρά παρουσίασης είναι ψευδοτυχαία. Ο εξεταζόμενος καλείται να αποφανθεί εάν το εκάστοτε πρόσωπο ανήκε στην αρχική λίστα και αν ναι να δώσει το αντίστοιχο όνομα. • Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης (delayed recognition): Το πείραμα της αναγνώρισης επαναλαμβάνεται μετά από περίπου 20-30 λεπτά.	Υλοποιείται στα πλαίσια της εργασίας

Εργασίες μεταφοράς	Κοντινή μεταφορά	Verbal Paired Associates (VPA) ^{[137],[138]}	Λεκτική μνήμη	Το συγκεκριμένο τεστ εξετάζει τη δυνατότητα κωδικοποίησης και ανάκλησης με υπαινιγμούς (cued recall). Οι φάσεις μάθησης και άμεσης ανάκλησης πραγματοποιούνται για R=2 επαναλήψεις: • Φάση μάθησης: Αρχικά παρουσιάζεται στον εξεταζόμενο μία προς εκμάθηση λίστα ζευγών λέξεων, με κάθε ζεύγος να περιλαμβάνει άσχετες μεταξύ τους λέξεις (παλαιότερη έκδοση περιελάμβανε επιπλέον ζεύγη με σχετικές μεταξύ τους λέξεις). Η χρήση ζευγών λέξεων αποτελεί ένα καλό λεκτικό ανάλογο της μνήμης προσώπων-ονομάτων. • Φάση άμεσης ανάκλησης (immediate recall): Δίνεται η μία από τις 2 λέξεις και ο εξεταζόμενος καλείται να ανακαλέσει την άλλη λέξη του ζεύγους. Η διαδικασία ανάκλησης περιλαμβάνει 3 δοκιμές, στις οποίες τα ζεύγη παρουσιάζονται με διαφορετική σειρά. • Φάση καθυστερημένης ανάκλησης (delayed recall) και αναγνώρισης (delayed recognition): Πραγματοποιούνται μετά από 20-30 λεπτά περίπου. Κατά τη φάση αναγνώρισης δίνονται ζεύγη που περιλαμβάνουν τις λέξεις της αρχικής λίστας (μπορούν να χρησιμοποιηθούν και άλλες λέξεις) σε διαφορετικούς συνδυασμούς. Ο εξεταζόμενος καλείται να αναγνωρίσει όποιον συνδυασμό ανήκε στην αρχική λίστα.	Περιλαμβάνεται στην κλίμακα μνήμης Wechsler (Wechsler Memory Scale – WMS) Υλοποιείται ένα αντίστοιχο τεστ για την παρούσα εργασία
	Μακρινή μεταφορά	N-back task ^{[139],[140]}	Λειτουργική μνήμη	Αξιολογούνται τόσο η ικανότητα του εξεταζόμενου να διατηρεί και να επεξεργάζεται αντικείμενα στη λειτουργική μνήμη όσο και η ικανότητα συνεχούς ανανέωσης της πληροφορίας με την παρουσίαση νέου ερεθίσματος. Στην απλή μορφή της εργασίας, παρουσιάζεται μία ακολουθία απλών ερεθισμάτων (πχ γραμμάτων ή ψηφίων) και ο εξεταζόμενος καλείται να υποδείξει τη στιγμή που το τρέχον ερέθισμα ταυτίζεται με αυτό που παρουσιάστηκε η θέσεις νωρίτερα στην ακολουθία. Η επιλογή του πλήθους η των θέσεων ανάκλησης αντιστοιχεί στο επίπεδο δυσκολίας της δοκιμασίας. Ο εξεταζόμενος όχι μόνο πρέπει να διατηρεί στη μνήμη τα η τελευταία αντικείμενα, αλλά πρέπει ταυτόχρονα να ανανεώνει τη λίστα αυτή για κάθε νέο ερέθισμα. Παραλλαγές της εργασίας περιλαμβάνουν τη χρήση άλλου τύπου ερεθισμάτων (πχ εικόνων ή ήχων) και την ταυτόχρονη χρήση 2 τύπων ερεθισμάτων (πχ εικόνων και ήχων). Η τελευταία περίπτωση αντιστοιχεί στη διπλή εργασία (dual n-back task). Η θετική επίδραση στη λειτουργική μνήμη έχει αμφισβητηθεί^{[141],[142]} και έχει υποτεθεί ότι ίσως απλά η εξάσκηση βελτιώνει την οπτικοχωρική επεξεργασία.	Διαθέσιμο διαδικτυακά από πολλές πηγές (πχ [143],[144],[145]) Υλοποιείται στα πλαίσια της εργασίας

5.4 Προϋποθέσεις και χαρακτηριστικά προγραμμάτων γνωσιακής εκπαίδευσης

Παρακάτω δίνονται μερικές παρατηρήσεις που πρέπει να λαμβάνονται υπόψιν κατά την κατάρτιση ενός προγράμματος γνωσιακής εκπαίδευσης. Φυσικά οι σχετικές παράμετροι διαφοροποιούνται ανάλογα με παράγοντες όπως είναι ο στόχος του προγράμματος, τα χαρακτηριστικά των συμμετεχόντων (πχ υγιείς, ηλικιωμένοι, πάσχοντες από άνοια κλπ), τα διαθέσιμα μέσα κλπ:

- **Χρήση μνημονικών βοηθημάτων (memory aids):** Σε περιπτώσεις προβλημάτων μνήμης η βιβλιογραφία έχει δείξει την ύπαρξη ανάγκης υποστήριξης και καθοδήγησης της διαδικασίας ανάκτησης των ασθενών με χρήση βοηθημάτων^{[146],[147]} όπως σημειώματα, λίστες, ημερολόγια και γενικότερους υπαινιγμούς.
- **Εστίαση στην επίδραση της εξεταζόμενης διαταραχής:** Το εκπαιδευτικό πρόγραμμα πρέπει να σχεδιάζεται έτσι ώστε να αξιοποιούνται οι δυνατότητες των ασθενών που παραμένουν άθικτες ή πλήττονται αργότερα ή με μικρότερο ρυθμό^[148]. Για παράδειγμα, στην περίπτωση της AD, μεταξύ των πρώτων απωλειών είναι η επεισοδική μνήμη, η οποία εμπλέκεται στη μάθηση και την ανάκτηση νέας πληροφορίας. Από την άλλη πλευρά, η άδηλη μνήμη διατηρείται για μεγαλύτερο διάστημα. Η τελευταία αξιοποιείται από τεχνικές (βλ. επόμενη ενότητα) όπως είναι η **μάθηση δίχως λάθη (errorless learning)** και η **τεχνική περιοδικής ανάκτησης**^[146] (**Spaced Retrieval Technique – SRT**), η οποία βασίζεται σε αυτοματοποιημένες και μη βασισμένες σε κάποια στρατηγική λειτουργίες. Ένα άλλο παράδειγμα είναι η διατήρηση κινητικών διαδικασιών στη νόσο Alzheimer^[149], η οποία έχει αξιοποιηθεί τόσο κατά την κωδικοποίηση^{[113],[146]} όσο και κατά την εξάσκηση σε καθημερινές δραστηριότητες^[146].
- **Μελέτη επίτευξης μεταφοράς:** Κάθε μελέτη γνωσιακής εκπαίδευσης πρέπει να συνοδεύεται με σχετική έρευνα ύπαρξης μεταφοράς σε άλλες σχετικές και μη εργασίες, με αυτή να αποτελεί στόχο. Επιπλέον, η επιλογή των μεθόδων ανίχνευσης μεταφοράς είναι πολύ σημαντική, καθώς είναι καλό αυτές να καλύπτουν ένα ευρύ φάσμα λειτουργιών.
- **Εξατομίκευση προγράμματος:** Το πρόγραμμα εκπαίδευσης είναι καλό να προσαρμόζεται στις γνωσιακές ικανότητες κάθε ατόμου, ώστε να είναι τόσο δύσκολο ώστε να αποτελεί πρόκληση αλλά όχι τόσο ώστε να είναι αποθαρρυντικό. Επιπλέον, καλό είναι να διατηρείται προσωπικό αρχείο σχετικά με τα λάθη και την απόδοση.
- **Ενεργητική/παθητική μάθηση (active/passive learning):** Έχειδειχθεί^[150] ότι η παρουσίαση νέων πληροφοριών ακολουθούμενη από εξέταση επί αυτών (πχ ερωτήσεις ή παζλ) είναι αποτελεσματικότερη της επαναλαμβανόμενης παρουσίασης νέας πληροφορίας.
- **Προσήλωση συμμετεχόντων**^[113]: Η διατήρηση του κινήτρου και της προσήλωσης των συμμετεχόντων δεν είναι πάντα εύκολη. Για παράδειγμα, σε περιπτώσεις προοδευτικών διαταραχών όπου υφίσταται ένα πλαίσιο διαρκούς επιδείνωσης, τα φαινόμενα κατάθλιψης είναι αυξημένα και απαιτείται εξίσου αυξημένη προσπάθεια για επιβράδυνση της επιδείνωσης και διατήρηση του κινήτρου και του επιπέδου συμμετοχής. Επιπλέον δεν είναι σπάνια τα φαινόμενα **άρνησης (denial)** και **ανοσογνωσίας**^[151] (**anosognosia**). Η τελευταία μάλιστα δεν είναι απίθανο να αποτελεί σύμπτωμα της ίδιας της διαταραχής, η οποία μπορεί να επηρεάζει την ικανότητα των ασθενών να αντιλαμβάνονται την

κατάστασή τους. Γενικά, είναι πολύ σημαντικό οι συμμετέχοντες να έχουν πλήρη αντίληψη του σκοπού της εκπαίδευσης και προσήλωση σε αυτή ακόμα και αν δεν κατανοούν πλήρως σε πρώτη φάση τα οφέλη. Εάν οι στόχοι κάθε άσκησης δεν είναι σαφείς για τους συμμετέχοντες, τότε εκείνοι τείνουν να έχουν μειωμένο κίνητρο. Παραδείγματα σχετικών μεθόδων βελτίωσης της προσήλωσης είναι οι συνομιλίες με τους συμμετέχοντες, ο καθορισμός ατομικών στόχων και η εκμάθηση και εξάσκηση στρατηγικών που εφαρμόζονται σε εργασίες της καθημερινότητας.

- **Επιλογή συνθήκης ελέγχου (control condition):** Ο πληθυσμός ελέγχου (πχ άτομα που δεν λαμβάνουν καμία εκπαίδευση) πρέπει να επιλέγεται έτσι ώστε να διευκολύνεται η σύγκριση και να μπορεί να αναδειχθεί η επίδραση κάθε συνιστώσας στην πιθανή βελτίωση^[111] (πχ ηλικία, φύλο, επίπεδο εκπαίδευσης, ένταση και συχνότητα εξάσκησης κλπ).
- **Ανίχνευση επίδρασης:** Η αδυναμία μίας μελέτης να αναδείξει αποτελεσματική επίδραση του εκπαιδευτικού προγράμματος^[111] μπορεί να οφείλεται σε παράγοντες όπως είναι το μέγεθος του δείγματος (πχ πολύ μικρό δείγμα), τα χαρακτηριστικά του προγράμματος (πχ συχνότητα, ένταση, διάρκεια) και η ύπαρξη **φαινομένων βάσης και οροφής (floor/ceiling effects)**. Για παράδειγμα, πολλές επιτυχημένες μελέτες σε περιπτώσεις άνοιας περιλαμβάνουν εκτενή προγράμματα^[146], καθώς θεωρείται ότι οι ασθενείς ευνοούνται από περισσότερο χρόνο μελέτης^[152]. Από την άλλη πλευρά, είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι σε περιπτώσεις που αξιολογείται η επίδραση της εκπαίδευσης σε μία προοδευτική ασθένεια, η απουσία ανίχνευσης βελτίωσης μπορεί να αξιολογηθεί ως θετική^[146], θεωρούμενη ως **απουσία επιδείνωσης**. Τέλος, η αδυναμία ανίχνευσης επίδρασης μπορεί να οφείλεται στις χρησιμοποιούμενες μεθόδους ανίχνευσης (πχ όσον αφορά τη στατιστική ανάλυση ή τις χρησιμοποιούμενες εργασίες ελέγχου). Για παράδειγμα, μπορεί να επιτυγχάνεται βελτίωση της καθημερινότητας ενός πάσχοντα από AD μετά από εκπαίδευση επί των καθημερινών δραστηριοτήτων (ADLs), αλλά η βελτίωση αυτή να μην αποτυπώνεται σε κάποιο νευροψυχολογικό τεστ^[111]. Αυτό σημαίνει ότι πρέπει να χρησιμοποιούνται μέθοδοι σχετικές με το αντικείμενο της εκπαίδευσης, ώστε να μπορούν να ανιχνεύσουν πιθανή επίδραση.
- **Μέθοδοι μέτρησης αποτελεσμάτων (outcome measures):** Ένα ολοκληρωμένο πρόγραμμα γνωσιακής εκπαίδευσης, ειδικά όταν απευθύνεται σε πάσχοντες από κάποια γνωσιακή διαταραχή, πρέπει να περιλαμβάνει μεθόδους που στοχεύουν στην ανίχνευση τόσο γνωσιακών όσο και μη γνωσιακών αποτελεσμάτων (**cognitive/non-cognitive outcomes**). Τα τελευταία αφορούν για παράδειγμα την ποιότητα ζωής, την ψυχολογική κατάσταση και την πορεία της εν λόγω διαταραχής. Στη μελέτη [111] δίνεται μία λεπτομερής ταξινόμηση για τα είδη των μεθόδων μέτρησης αποτελεσμάτων σε άτομα με γνωσιακή διαταραχή.
- **Παράμετροι εκπαίδευσης και τρόπος ζωής:** Κατά την κατάρτιση ενός εκπαιδευτικού προγράμματος πρέπει να λαμβάνονται υπόψιν παράγοντες πέραν του απλού καθορισμού των σχετικών εργασιών και να ορίζεται κάθε παράμετρος που αφορά το γενικότερο πλαίσιο της εκπαίδευσης. Για παράδειγμα, ο τρόπος ζωής όσον αφορά τον ύπνο έχει δείχθει ότι επηρεάζει τα αποτελέσματα της μάθησης^[153], αφού η διαδικασία του ύπνου αποτελεί σημαντικό σκαλοπάτι στην εδραίωση μίας νέας ικανότητας. Μετά από την αρχική μάθηση ακολουθούν

περαιτέρω βήματα με την επίδοση λόγω της εκπαίδευσης να μην βελτιώνεται αμέσως μετά, αλλά μερικές ώρες αργότερα. Ειδικότερα, η διαδικασία του ύπνου (και κυρίως αυτού το επόμενο βράδυ της εκπαίδευσης) είναι απαραίτητη για την επίτευξη της εδραίωσης^{[20],[153]}. Εάν λοιπόν τα πρότυπα ύπνου διαφέρουν αρκετά μεταξύ των συμμετεχόντων, εισάγεται μία επιπλέον μεταβλητή στη μελέτη των αποτελεσμάτων. Για παράδειγμα, στη μελέτη [154], η οποία αφορά τη μνήμη προσώπων-ονομάτων, παρατηρήθηκε ότι η μεσολάβηση ύπνου στο 12ωρο διάστημα μεταξύ μελέτης και εξέτασης οδήγησε σε βελτιωμένη ικανότητα των συμμετεχόντων να αναγνωρίσουν τον σωστό συνδυασμό προσώπου και ονόματος σε σχέση με τον άυπνο στο ίδιο διάστημα πληθυσμό ελέγχου.

5.5 Επιλογή εκπαιδευτικής μεθόδου

Η επιλογή της εκπαιδευτικής μεθόδου για τη βελτίωση της μνήμης προσώπων-ονομάτων βασίστηκε στα ακόλουθα κριτήρια:

1. **Σχετική ευκολία εφαρμογής τόσο σε υγιή άτομα όσο και σε άτομα με γνωσιακή διαταραχή:** Πολλές μέθοδοι είτε είναι υπερβολικά απλοϊκές για να ωφελήσουν υγιή άτομα, ενώ άλλες είναι υπερβολικά περίπλοκες για να μπορούν να αξιοποιηθούν για τη βοήθεια ατόμων με γνωσιακής διαταραχές. Για το λόγο αυτό ο στόχος ήταν η επιλογή μίας μη περίπλοκης (για τον εξεταζόμενο) μεθόδου, η οποία δεν έχει σημαντικούς περιορισμούς εφαρμογής.
2. **Αξιοποίηση άδηλης μνήμης (implicit memory): Η άδηλη μάθηση^[110] (implicit learning)** πραγματοποιείται αυτόματα και ασυναίσθητα χωρίς ο εξεταζόμενος να έχει πλήρη αίσθηση αυτής και για το λόγο αυτό χρησιμοποιείται συχνά σε περιπτώσεις ατόμων με γνωσιακή διαταραχή όπως η νόσος του Alzheimer, κατά την οποία έχει διαπιστωθεί ότι η άδηλη μνήμη παραμένει ανέπαφη μέχρι και τα όψιμα στάδια. Επειδή λοιπόν ο στόχος είναι να εφαρμοστεί μία τεχνική που μπορεί να αξιοποιηθεί από άτομα που πάσχουν από γνωσιακή διαταραχή, αναζητήθηκε μία τεχνική που βασίζεται στην άδηλη μάθηση. Από την άλλη πλευρά, η **έκδηλη μάθηση (explicit learning)** πραγματοποιείται συνειδητά (πχ η προσπάθεια απομνημόνευσης ενός κειμένου) και βασίζεται στην έκδηλη μνήμη, η οποία για παράδειγμα αποτελεί την πρώτη απώλεια στην περίπτωση της νόσου Alzheimer.
3. **Δυνατότητα εφαρμογής στην περίπτωση της μνήμης προσώπων-ονομάτων:** Για παράδειγμα, μία στρατηγική που επιτρέπει την ευκολότερη απομνημόνευση λέξεων ή αριθμών ίσως να μην είναι εύκολο να εφαρμοστεί για τη βελτίωση της αναγνώρισης ενός προσώπου και την ανάκτηση του αντιστοίχου ονόματος.
4. **Δυνατότητα εφαρμογής για εξάσκηση στην ικανότητα αναγνώρισης προσώπων:** Δεν μας απασχολεί μονάχα η απομνημόνευση ενός ονόματος που σχετίζεται με ένα πρόσωπο, αλλά και η ικανότητα αναγνώρισης του προσώπου αυτού μέσα από ένα σύνολο διαφορετικών προσώπων.
5. **Ιστορικό επιτυχημένων (βάσει βιβλιογραφίας) αποτελεσμάτων σε παρεμφερείς εφαρμογές**

Πολλές στρατηγικές όπως η **μέθοδος των θέσεων^[155] (method of loci)** έχουν δείξει θετικά αποτελέσματα στη βελτίωση της απόδοσης^{[156],[157]}, ωστόσο αφενός έχει παρατηρηθεί έλλειψη μεταφοράς σε άλλες εργασίες της καθημερινότητας^{[158],[159]} και αφετέρου η μέθοδος των θέσεων δεν είναι πάντα εύκολο να διδαχθεί και να αξιοποιηθεί αποτελεσματικά^{[160],[161],[162]} από άτομα μεγάλης ηλικίας ή άτομα που πάσχουν από

κάποια διαταραχή. Είναι χαρακτηριστικό ότι η βελτίωση που έχει παρατηρηθεί σε διάφορες μελέτες (πχ [156]) είναι εντονότερη σε νεότερα άτομα, τα οποία ίσως είναι σε θέση να ωφεληθούν περισσότερο από τέτοιες τεχνικές. Από την άλλη, έχει διατυπωθεί ότι τα άτομα μεγαλύτερης ηλικίας πιθανόν χρειάζονται επιπλέον εκπαίδευση διαφορετικού τύπου, ώστε να είναι σε θέση να αξιοποιήσουν αποτελεσματικότερα μνημονικές τεχνικές^[161].

Από την άλλη πλευρά, η χρήση διαδικασιακών τεχνικών έχει επιφέρει καλύτερα αποτελέσματα ως προς τη μεταφορά^[163]. Οι **διαδικασιακές τεχνικές**^[164] (**process-based techniques**) βασίζονται στην ενίσχυση των γνωσιακών διεργασιών μέσω εκτεταμένης εξάσκησης πάνω σε γνωσιακά απαιτητικές εργασίες. Στην κατηγορία αυτή ανήκει και η μέθοδος που επελέγη να εφαρμοστεί στην παρούσα εργασία, η οποία είναι η **διαδικασία επανάληψης με υστέρηση**^{[160],[165],[166]} (**repetition-lag procedure**).

Η διαδικασία επανάληψης με υστέρηση βασίζεται στη **θεωρία διπλής επεξεργασίας**^{[167],[168]} (**dual process theory**), η οποία διαχωρίζει τις **αυτόματες (automatic)** από τις **ελεγχόμενες (controlled/effortful)** μνημονικές διεργασίες. Η αυτόματη επεξεργασία είναι γρήγορη, μη συνειδητή και υπό τον έλεγχο του ερεθίσματος. Από την άλλη πλευρά, η ελεγχόμενη επεξεργασία πραγματοποιείται συνειδητά και απαιτεί περισσότερους πόρους.

Κατά την αναγνώριση ενός προσώπου ή ενός αντικειμένου, η αυτόματη διεργασία αντιστοιχεί στο φαινόμενο της **οικειότητας (familiarity)**, ενώ η ελεγχόμενη διεργασία αντιστοιχεί στη διαδικασία της ανάκλησης ή **ανάμνησης (recollection)**^{[169],[170]}. Η πρώτη περίπτωση αναφέρεται στην αυτόματη αναγνώριση χωρίς ανάκληση του **πλαισίου μάθησης (learning context)**. Για παράδειγμα, κάποιος αναγνωρίζει αμέσως ότι κάπου έχει ξαναδεί ένα πρόσωπο αλλά δεν ανακαλεί ούτε το όνομα ούτε το πλαίσιο στο οποίο το συνάντησε. Κατά συνέπεια, η δεύτερη περίπτωση αντιστοιχεί στην ηθελημένη ανάκληση τόσο του στόχου όσο και του πλαισίου αυτού.

Έρευνες έχουν δείξει ότι η ηλικία επηρεάζει αρνητικά τις ελεγχόμενες διεργασίες^{[171],[172]}, σε αντίθεση με τις αυτόματες διεργασίες, οι οποίες παραμένουν σχετικά ανέπαφες. Για τον λόγο αυτό, η διαδικασία επανάληψης με υστέρηση στοχεύει στη βελτίωση της ελεγχόμενης επεξεργασίας. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα^[165] είναι το συχνό φαινόμενο της επανάληψης μίας ιστορίας από έναν ηλικιωμένο. Η επανάληψη αυτή σχετίζεται με την αυτόματη επεξεργασία, η οποία ενισχύει την οικειότητα, χωρίς όμως να ακολουθεί η ελεγχόμενη επεξεργασία. Επομένως, υπάρχει η οικειότητα της ιστορίας που ωθεί στη διήγηση, αλλά δεν υπάρχει ανάμνηση της προηγούμενης διήγησης λόγω περιορισμένης ελεγχόμενης επεξεργασίας.

Σε γενικές γραμμές η διαδικασία της επανάληψης με υστέρηση περιλαμβάνει μία φάση μάθησης και μία φάση αναγνώρισης, οι οποίες έχουν ως εξής:

- **Φάση μάθησης/μελέτης (learning/study phase):** Στον συμμετέχοντα παρουσιάζεται μία λίστα αντικειμένων (πχ λέξεων), τα οποία αυτός θα κληθεί στη συνέχεια να αναγνωρίσει. Οι εμπλεκόμενες παράμετροι είναι οι ακόλουθες:
 - **Οργάνωση λίστας μελέτης (study list):** Σε κάθε συνεδρία πρέπει να χρησιμοποιείται διαφορετική λίστα, έτσι ώστε να εξασκείται μόνο η ικανότητα αναγνώρισης και να μην υπάρχουν φαινόμενα εκμάθησης της λίστας μεταξύ διαφορετικών συνεδριών. Επιπλέον, πρέπει να χρησιμοποιούνται αντικείμενα που να έχουν κατά το δυνατό μικρή συσχέτιση μεταξύ τους. Για παράδειγμα, η χρήση λίστας που περιλαμβάνει σημασιολογικά σχετικές λέξεις επηρεάζει αρνητικά την αντικειμενικότητα της αναγνώρισης.

- ο **Τρόπος παρουσίασης**: Τα αντικείμενα μπορούν να παρουσιαστούν είτε όλα μαζί, είτε διαδοχικά. Στο αρχικό πείραμα^[165] οι λέξεις της λίστας παρουσιάζονται διαδοχικά. Επιπλέον, τα αντικείμενα μπορούν είτε να εμφανίζονται μία φορά στη λίστα μάθησης (**μαζική παρουσίαση – massed presentation**), είτε περισσότερες φορές. Οι επαναλαμβανόμενες εμφανίσεις μπορούν να είναι είτε διαδοχικές, είτε κατά διαστήματα (πχ με παρεμβολή άλλων αντικειμένων ή άλλων ερεθισμάτων γενικότερα). Η τελευταία περίπτωση αντιστοιχεί στην **περιοδική επανάληψη (spaced repetition)**, η οποία έχει διατυπωθεί ότι οδηγεί σε βελτιωμένη ανάκληση σε σχέση τόσο με τη μοναδική εμφάνιση όσο και με τη διαδοχική επανάληψη. Το φαινόμενο αυτό αναφέρεται ως **επίδραση περιόδου**^{[173],[174],[175]} (**spacing effect**).
- ο **Διάρκεια κωδικοποίησης**: Η διάρκεια κωδικοποίησης αναφέρεται στο χρόνο παρουσίασης της λίστας ή κάθε αντικειμένου (ανάλογα με τη μέθοδο παρουσίασης). Αν και στο αρχικό πείραμα κάθε λέξη παρουσιαζόταν για 2 δευτερόλεπτα, στις μελέτες [176] και [177] η διάρκεια κωδικοποίησης προσαρμοζόταν από τον εκάστοτε συμμετέχοντα (**self-paced**), ο οποίος είχε τη δυνατότητα να χρησιμοποιήσει μνημονικές στρατηγικές όπως συσχετίσεις (associations). Το συμπέρασμα ήταν ότι ναι μεν η αύξηση της διάρκειας κωδικοποίησης επέφερε θετικά αποτελέσματα, αλλά ο παράγων που κάνει τη διαφορά σε μεγάλο βαθμό είναι ο τρόπος αξιοποίησης του διαστήματος αυτού^[177] (πχ απλή επανάληψη ή πραγματοποίηση συσχετίσεων). Για παράδειγμα, οι ηλικιωμένοι ανέφεραν κατά βάση τη χρήση επανάληψης ή καθόλου στρατηγικής^[177], σε αντίθεση με τους νεότερους συμμετέχοντες.

Επιπλέον, είναι πιθανό να ζητηθεί από τον συμμετέχοντα να προφέρει τα αντικείμενα κατά τη φάση μάθησης. Η προφορά αυτή (**production**) θεωρείται πως έχει θετική επίδραση στη μνήμη που αφορά λέξεις και εικόνες, αλλά όχι στη μνήμη που αφορά ζεύγη προσώπων-ονομάτων^[178].

- ο **Πλαίσιο μάθησης (learning context) & μεταβλητότητα πλαισίου**^{[174],[179],[180]} (**contextual variability**): Η διαδικασία μάθησης/απομνημόνευσης ενός αντικειμένου επηρεάζεται σε μεγάλο βαθμό από το πλαίσιο μάθησης και το πώς αυτό μεταβάλλεται τόσο μεταξύ επαναλαμβανόμενων παρουσιάσεων της ίδιας πληροφορίας όσο και μεταξύ των φάσεων μάθησης και ανάκλησης/αναγνώρισης. Όπως έχει ήδη αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο, η κωδικοποίηση μίας πληροφορίας περιλαμβάνει και την κωδικοποίηση λεπτομερειών που αφορούν το πλαίσιο μάθησης, όπως είναι το φόντο παρουσίασης ενός αντικειμένου ή η ομαδική παρουσίαση ομοειδών αντικειμένων. Για παράδειγμα, όταν 2 αντικείμενα παρουσιάζονται μαζί κατά τη μάθηση αλλά σε διαφορετικές θέσεις κατά την αναγνώριση, η πιθανότητα αναγνώρισης μειώνεται^[181], γεγονός που αποδίδεται στη μεταβολή του πλαισίου μεταξύ φάσεων μάθησης και αναγνώρισης.

Σύμφωνα με τη **θεωρία μεταβλητότητας πλαισίου (contextual variability theory)**, η επαναλαμβανόμενη κωδικοποίηση της ίδιας πληροφορίας λόγω πολλαπλών εμφανίσεων οδηγεί στην εξέλιξη του πλαισίου, καθώς η πληροφορία συσχετίζεται με διαφορετικά πλαίσια. Η διαφοροποίηση αυτή του πλαισίου κατά τη μάθηση έχει τη συνέπεια ότι κάθε φορά η πληροφορία θα σχετίζεται με μεγαλύτερη ποικιλία υπαινιγμών. Αντίθετα, η διατήρηση του πλαισίου μάθησης δημιουργεί πιο περιορισμένο αριθμό παρόμοιων μεταξύ

τους υπαινιγμών. Επομένως, είναι εύλογο ότι η διαφοροποίηση ή η διατήρηση του πλαισίου επηρεάζει τόσο την κωδικοποίηση όσο και την ανάκτηση.

Η περιοδική επανάληψη εξ' ορισμού διαφοροποιεί το πλαίσιο μάθησης, αφού σε κάθε επανάληψη της πληροφορίας, η τελευταία συνοδεύεται από διαφορετικά αντικείμενα (πριν και μετά από αυτή). Από την άλλη, η περαιτέρω διαφοροποίηση δεν είναι σίγουρο ότι έχει θετική επίδραση. Για παράδειγμα, στη μελέτη [174] η μεταβολή του πλαισίου εφαρμόστηκε με τη μορφή της διαφοροποίησης του **υποβάθρου παρουσίας (presentation background)** μίας λίστας λέξεων. Κατά την ελεύθερη ανάκληση της λίστας παρατηρήθηκε ότι τα αποτελέσματα για τη συνθήκη της περιοδικής επανάληψης ήταν καλύτερα στην περίπτωση της διατήρησης του υποβάθρου παρουσίας, ενώ κατά τη μαζική παρουσίαση η μεταβολή του πλαισίου ήταν ευνοϊκότερη.

Μία άλλη ενδιαφέρουσα διαμόρφωση του πλαισίου μάθησης που έχει εφαρμοστεί πολλές μελέτες είναι η χρήση της μουσικής, η οποία παρουσιάζεται στην επόμενη ενότητα.

- **Φάση αναγνώρισης (recognition phase):** Ο συμμετέχων υποβάλλεται σε μία σειρά από απλές εργασίες αναγνώρισης (**yes/no recognition tasks**), κατά τη διάρκεια των οποίων παρουσιάζονται αντικείμενα, για τα οποία αυτοί καλούνται να αποφανθούν εάν ανήκαν στην αρχική λίστα μελέτης.

Το βασικό χαρακτηριστικό της φάσης αναγνώρισης είναι ότι τα νέα αντικείμενα (που δεν ανήκαν στην αρχική λίστα) δεν παρουσιάζονται μόνο μία φορά, αλλά επαναλαμβάνονται σε περισσότερες της μίας εργασίες αναγνώρισης. Το διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ 2 διαδοχικών παρουσιάσεων ενός νέου αντικειμένου καλείται **διάστημα υστέρησης (lag interval)** και το μήκος του αυξάνεται σταδιακά όσο βελτιώνεται η απόδοση, ανεβάζοντας το βαθμό δυσκολίας. Ένας νεαρός ενήλικας επιτυγχάνει γενικά χωρίς δυσκολία τιμές υστέρησης ίσες με 18-19 περίπου^[160].

Η ιδέα πίσω από την επανάληψη των νέων αντικειμένων βασίζεται στη αναφερθείσα διάκριση των διεργασιών οικειότητας και ανάκλησης. Όταν ένα νέο αντικείμενο παρουσιάζεται για πρώτη φορά, δημιουργείται οικειότητα με αυτό (αυτόματη μνήμη). Η οικειότητα αυτή ενεργοποιείται κατά την επανάληψη και τότε ο εξεταζόμενος καλείται να ανακαλέσει το πλαίσιο μάθησης του αντικειμένου, δηλαδή εάν αυτό ανήκε στη λίστα μελέτης. Εάν η ελεγχόμενη επεξεργασία είναι επιτυχής, ο εξεταζόμενος θα θυμηθεί ότι το τρέχον αντικείμενο δεν ανήκε στη λίστα μελέτης και θα αποφανθεί ανάλογα. Επιπλέον, μεταξύ των νέων επαναλαμβανομένων αντικειμένων και των αντικειμένων μελέτης παρουσιάζονται επιπλέον νέα αντικείμενα, τα οποία ωστόσο δεν επαναλαμβάνονται. Η λίστα των αντικειμένων αυτών καλείται **λίστα γεμίσματος (filler list)** και χρησιμοποιείται για τη δημιουργία των διαστημάτων υστέρησης. Λίστα γεμίσματος μπορεί επιπλέον να χρησιμοποιηθεί και κατά τη φάση μάθησης, εάν επιλεγεί να εφαρμοστεί περιοδική επανάληψη για τα αντικείμενα-στόχους.

Η καταγραφή της απόδοσης πραγματοποιείται με χρήση κάποιου κριτηρίου, η πλήρωση του οποίου οδηγεί σε αύξηση του επιπέδου δυσκολίας, η οποία ισοδυναμεί με αύξηση του μήκους του διαστήματος υστέρησης. Με αυτό τον τρόπο επιτυγχάνεται η σταδιακή βελτίωση της απόδοσης του συμμετέχοντα.

Οι εμπλεκόμενες παράμετροι είναι οι ακόλουθες:

- **Αρχική και τελική υστέρηση:** Το αρχικό μήκος του διαστήματος υστέρησης επιλέγεται ως ίσο με το ελάχιστο δυνατό (1), ενώ ως τελικό μήκος μπορεί είτε να οριστεί κάποια μέγιστη τιμή, είτε απλά το μήκος να αυξάνεται είτε μέχρι ένα χρονικό όριο της διαδικασίας είτε μέχρι την αδυναμία πλήρωσης του κριτηρίου. Στην περίπτωση επιλογής ορίου μεγίστου μήκους, αυτό πρέπει να είναι αρκετά μεγάλο ώστε να αποφευχθεί η επίδραση του φαινομένου οροφής.
- **Κριτήριο αύξησης υστέρησης:** Η καλύτερη επιλογή για το κριτήριο αύξησης του μήκους του διαστήματος υστέρησης είναι αυτό να τεθεί ως συνάρτηση της απόδοσης. Για παράδειγμα, στις μελέτες [160] και [165] το κριτήριο ήταν οι μέγιστοι επιτρεπτοί αριθμοί του ενός λάθους για τιμές μήκους 1-4 και των 2 λαθών για τιμές 8-48.
- **Πλήθος παράλληλων υστερήσεων:** Στην απλούστερη εκδοχή ο συμμετέχων εξασκείται σε μία τιμή μήκους και εάν επιτύχει την πλήρωση του ζητούμενου κριτηρίου συνεχίζει στην επόμενη. Ωστόσο, στις μελέτες [160] και [165] χρησιμοποιούνται ταυτόχρονα 2 διαφορετικά μήκη για το διάστημα υστέρησης, με κάθε τιμή να χρησιμοποιείται για τις μισές λέξεις τις λίστας νέων αντικειμένων. Οι 2 τιμές αυτές αυξάνονται παράλληλα με την **κοινή πλήρωση του κριτηρίου** και η μικρότερη τιμή κάθε ζεύγους αντιστοιχεί σε τιμή που έχει ήδη χρησιμοποιηθεί σε προηγούμενο βήμα. Με αυτό τον τρόπο, μετά από κάθε αύξηση υστέρησης οι συμμετέχοντες εξασκούνται ταυτόχρονα στο μήκος που έχουν ήδη επιτύχει σε προηγούμενο επίπεδο δυσκολίας.
- **Μέθοδος αύξησης υστέρησης:** Για την αύξηση του μήκους του διαστήματος υστέρησης μπορεί είτε να επιλεγεί μία λίστα τιμών, είτε να οριστεί κάποιο βήμα ή μία λιγότερο απλή ακολουθία. Κατά την αύξηση χρειάζεται προσοχή ώστε από τη μία το επίπεδο δυσκολίας να μην αυξάνεται υπερβολικά για τον συμμετέχοντα, ενώ από την άλλη δεν πρέπει η αύξηση να είναι τόσο μικρή που να επιδρά ελάχιστα, διότι σε μία τέτοια περίπτωση αυξάνεται χωρίς λόγο η συνολική διάρκεια της διαδικασίας. Στις μελέτες [160] και [165], όπου χρησιμοποιούνται παράλληλα 2 τιμές υστέρησης l_1 και l_2 , χρησιμοποιήθηκαν τα ζεύγη (1,2), (1,3), (2,4), (2,8), (4,12), (4,16), (8,20), (8,24), (12,28), (12,32), (16,36), (16,40), (20,44) και (20,48).
- **Οργάνωση λίστας νέων αντικειμένων και λίστας γεμίσματος:** Ισχύουν οι ίδιοι κανόνες που αφορούν τη λίστα μελέτης. Συνεπώς, σε κάθε συνεδρία χρησιμοποιείται ένα διαφορετικό σύνολο λιστών μελέτης, νέων αντικειμένων και γεμίσματος.

Τέλος, αξίζει να γίνει αναφορά και σε μία άλλη παρόμοια και ευρέως χρησιμοποιούμενη (ειδικά σε άτομα με γνωσιακή διαταραχή) μέθοδο, η οποία είναι η **τεχνική περιοδικής ανάκτησης (SRT)**^{[182],[183],[184]}, η οποία διατυπώθηκε το 1989 με στόχο την εκμάθηση πληροφορίας σε άτομα με AD.

Η τεχνική περιοδικής ανάκτησης συνίσταται στη συνεχή επανάληψη πληροφορίας ανά διαρκώς αυξανόμενα διαστήματα. Στην πορεία των επαναλήψεων ο συμμετέχων εξετάζεται ως προς τη ζητούμενη πληροφορία (πχ το όνομα ενός οικείου προσώπου). Όσο αυτή ανακαλείται σωστά, το **διάστημα επανάληψης (repetition interval)**

αυξάνεται, ανεβάζοντας το επίπεδο δυσκολίας. Όταν γίνεται κάποιο σφάλμα, δίνεται η σωστή απάντηση και το διάστημα μέχρι την επόμενη παρουσίαση μειώνεται, κάτι που σημαίνει ότι το ίδιο αντικείμενο θα παρουσιαστεί ξανά συντομότερα. Για παράδειγμα το διάστημα μπορεί να μειωθεί σε αυτό για το οποίο σημειώθηκε η προηγούμενη επιτυχία.

Η παρουσίαση της πληροφορίας μπορεί να συνοδεύεται από υπαινιγμούς, οι οποίοι υποστηρίζουν τη διαδικασία της ανάκτησης και αποσύρονται σταδιακά όσο βελτιώνεται η απόδοση (**vanishing cues**^{[110],[183]}). Η περίπτωση αυτή αντιστοιχεί σε **μάθηση δίχως λάθη**^{[113],[182],[185]} (**errorless learning**), η οποία είναι σχεδιασμένη έτσι ώστε να διδάσκει ικανότητες ή περιεχόμενο με τρόπο που περιορίζει ή εξαλείφει τα λάθη κατά τη μάθηση. Η σημασία της μάθησης δίχως λάθη έγκειται στο γεγονός ότι σε περιπτώσεις όπου κυριαρχεί η λειτουργία της άδηλης μνήμης (πχ AD), η τελευταία βασίζεται κυρίως στην άμεση απόκριση κι έτσι ενισχύει τόσο σωστές όσο και λανθασμένες απαντήσεις^[182]. Οπότε, ο στόχος είναι η δημιουργία σωστών και ισχυρών συσχετίσεων, η οποία με τη σειρά της οδηγεί στη μείωση της πιθανότητας ενίσχυσης λανθασμένης πληροφορίας. Η τελευταία είναι εξαιρετικά σημαντική για παράδειγμα σε άτομα με AD, τα οποία δεν είναι σε θέση να θυμηθούν τι οδήγησε σε λάθος. Για το λόγο αυτό η μάθηση δίχως λάθη αρχικά είναι έντονα καθοδηγούμενη (ώστε ο συμμετέχων να μην αποτυγχάνει ποτέ στην ορθή ανάκτηση της πληροφορίας), με τις οδηγίες και τους υπαινιγμούς να αποσύρονται στην πορεία. Ειδικά όσον αφορά τη βελτίωση της μνήμης προσώπων-ονομάτων, στη μελέτη [186] παρατηρήθηκε μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα της μάθησης δίχως λάθη σε σχέση με τη **μάθηση με λάθη**^[110] (**errorful learning**) για όλες τις ηλικίες συμμετεχόντων.

Επιστρέφοντας στην τεχνική περιοδικής ανάκτησης, αυτή αποτελεί μία μορφή μάθησης δίχως λάθη, με τη διαφορά ότι τα λάθη δεν εξαλείφονται πλήρως, αλλά περιορίζονται σε πολύ μεγάλο βαθμό. Η τεχνική αυτή έχει δείξει θετικά αποτελέσματα στη βελτίωση της συσχέτισης ονομάτων και προσώπων σε άτομα με AD για εβδομάδες μετά την αρχική εκπαίδευση. Όπως και στην περίπτωση της διαδικασίας επανάληψης με υστέρηση, η βελτίωση αυτή αποδίδεται σε διεργασίες της άδηλης μνήμης, η οποία διατηρείται μέχρι και τα όψιμα στάδια της νόσου.

Η αναφορά στην τεχνική περιοδικής ανάκτησης πραγματοποιήθηκε επειδή αυτή είναι παρόμοια με τη χρησιμοποιούμενη μέθοδο της επανάληψης με υστέρηση. Η βασική διαφορά σύμφωνα με τους δημιουργούς της τελευταίας^[165] έγκειται στο γεγονός ότι ενώ η SRT αποτελεί την εκμάθηση συγκεκριμένης πληροφορίας μέσω συνεχούς επανάληψης αυτής ανά διαρκώς αυξανόμενα διαστήματα, στην περίπτωση της επανάληψης με υστέρηση τα αντικείμενα που χρησιμοποιούνται για την αναγνώριση διαφοροποιούνται σε κάθε συνεδρία. Επομένως, ο στόχος δεν είναι η εκμάθηση συγκεκριμένης πληροφορίας αλλά η γενικότερη βελτίωση της ικανότητας αναγνώρισης.

5.6 Διαμόρφωση πλαισίου με χρήση μουσικής

Κατά το σχεδιασμό ενός προγράμματος γνωσιακής εκπαίδευσης μπορεί να εξεταστεί η επίδραση της μουσικής στην απόδοση των συμμετεχόντων τόσο κατά τις φάσεις προεκπαιδευτικής και μετεκπαιδευτικής αξιολόγησης όσο και κατά την εκπαίδευση. Γενικά η διαδικασία χρήσης μουσικής αναφέρεται στη βιβλιογραφία ως **νευρολογική μουσική θεραπεία**^{[187],[188],[189]} (**Neurological Music Therapy – NMT**), η οποία αποτελεί τη θεραπευτική εφαρμογή μουσικής σε περιπτώσεις νευρολογικών ασθενειών και βασίζεται στη διέγερση των εγκεφαλικών περιοχών μουσικής αντίληψης και παραγωγής.

Η χρήση μουσικής βασίζεται μεταξύ άλλων στο γεγονός ότι η μνήμη αποτελεί ένα ισχυρό συναισθηματικό ερέθισμα, το οποίο εμπλέκει το δίκτυο της αμυγδαλής (συναισθηματική μνήμη) αντί του δικτύου του ιπποκάμπτου, το οποίο φυσιολογικά κυριαρχεί στη δημιουργία αναμνήσεων^[190]. Επιπλέον, θεωρείται ότι οι διεργασίες που σχετίζονται με την

επεξεργασία της μουσικής διατηρούνται σε περιπτώσεις γνωσιακών διαταραχών^{[189],[191],[192]}.

Σε μία εφαρμογή γνωσιακής εκπαίδευσης, η μουσική μπορεί να προστεθεί στον πειραματικό σχεδιασμό σε πολύ απλή μορφή ως ακουστικό υπόβαθρο. Σε μια τέτοια περίπτωση εμπλέκονται παράμετροι όπως είναι οι ακόλουθες:

- **Χρόνικό σημείο χρήσης μουσικής:**
 - **Επίδραση στην απόδοση εάν οι συμμετέχοντες ακούσουν μουσική πριν την πραγματοποίηση κάποιας εργασίας (Mozart-effect):** Οι σχετικές μελέτες εξετάζουν το λεγόμενο **φαινόμενο Mozart**^{[193], [194]} (**Mozart effect**), για το οποίο υπάρχουν αντικρουόμενες απόψεις^[195].
 - **Επίδραση στην απόδοση εάν οι συμμετέχοντες ακούν μουσική κατά την πραγματοποίηση κάποιας εργασίας:** Και σε αυτή την περίπτωση τα αποτελέσματα των μελετών είναι αντικρουόμενα ως προς τη θετική ή αρνητική φύση της επίδρασης της μουσικής. Για παράδειγμα, στη μελέτη [196] αναφέρθηκε βελτίωση της απόδοσης υγιών ατόμων μεγάλης ηλικίας στο στο forward digit span task υπό το άκουσμα του “Four Seasons” του Vivaldi. Από την άλλη πλευρά, στις μελέτες [197] και [198] αναφέρθηκε ότι η χρήση μουσικής υποβάθρου κατά τη διάρκεια δοκιμασίας μάθησης και αναγνώρισης προσώπων και ονομάτων αποτελούσε περισπασμό, ο οποίος είτε δεν είχε καμία επίδραση είτε επιδείνωσε την απόδοση.

Η αρνητική επίδραση της μουσικής υποβάθρου που έχει παρατηρηθεί σε διάφορα πειράματα μπορεί να αποδοθεί στην **υπόθεση της γνωσιακής ικανότητας**^[199] (**cognitive-capacity hypothesis**), σύμφωνα με την οποία οποιαδήποτε δραστηριότητα (όπως το άκουσμα μουσικής) αφαιρεί πόρους από τη βασική εργασία, οδηγεί σε επιδείνωση της απόδοσης. Ωστόσο, η διαφοροποίηση της θετικής ή αρνητικής επίδρασης ανάλογα με το πειραματικό πλαίσιο έχει οδηγήσει στη θεώρηση ότι η επίδραση της μουσικής σχετίζεται άμεσα με το βαθμό δυσκολίας της εργασίας που πραγματοποιείται. Πιο συγκεκριμένα, έχει υποτεθεί^[200] ότι ενώ η μουσική επιδρά αρνητικά σε περιπτώσεις απαιτητικών γνωσιακά εργασιών, υπάρχει ένας οριακός βαθμός δυσκολίας κάτω από τον οποίο η επίδραση μπορεί να είναι θετική.
- **Επίδραση ως προς τον τύπο της μουσικής:** Ο τύπος της χρησιμοποιούμενης μουσικής (πχ έντονη/ήρεμη, χαρούμενη/στενάχωρη) έχει δείχθει ότι επηρεάζει την απόδοση^[181] τόσο ως προς την επίδοση αυτή καθ’ αυτή, όσο και σε συνάρτηση με τον τύπο της εργασίας και το ερέθισμα (βλ. παρακάτω). Για παράδειγμα, στη μελέτη [201] παρατηρήθηκε καλύτερη απόδοση σε δοκιμασία αναγνώρισης προσώπων σε συνθήκες ησυχίας ή συγκινητικής μουσικής σε σχέση με άλλου τύπου μουσική ή ακουστικό ερέθισμα γενικότερα. Επιπλέον, έχει υποτεθεί^[181] ότι η αρνητική διάθεση (η οποία μπορεί να καλλιεργηθεί με χρήση αντίστοιχης μουσικής) οδηγεί λεπτομερέστερη επεξεργασία πληροφορίας και κατ’ επέκταση σε καλύτερη απόδοση της μνήμης. Μία σχετική μελέτη που εξετάζει την επίδραση 4 διαφορετικών τύπων μουσικής (ως προς την εγρήγορση και τη διάθεση) στην απόδοση σε δοκιμασία συσχέτισης προσώπων-ονομάτων είναι η [181].

Αξίζει να σημειωθεί η σημασία της άποψης των συμμετεχόντων σχετικά με τον τύπο της μουσικής. Αν και γενικά μία μελωδία γρήγορου ρυθμού και μείζονας κλίμακας θεωρείται ευχάριστη, ενώ μία μελωδία αργού ρυθμού και ελάσσονος κλίμακας θεωρείται δυσάρεστη^[200], είναι γεγονός ότι η ίδια μελωδία μπορεί να εκλαμβάνεται διαφορετικά από κάθε άτομο. Για το λόγο αυτό, στη μελέτη [200]

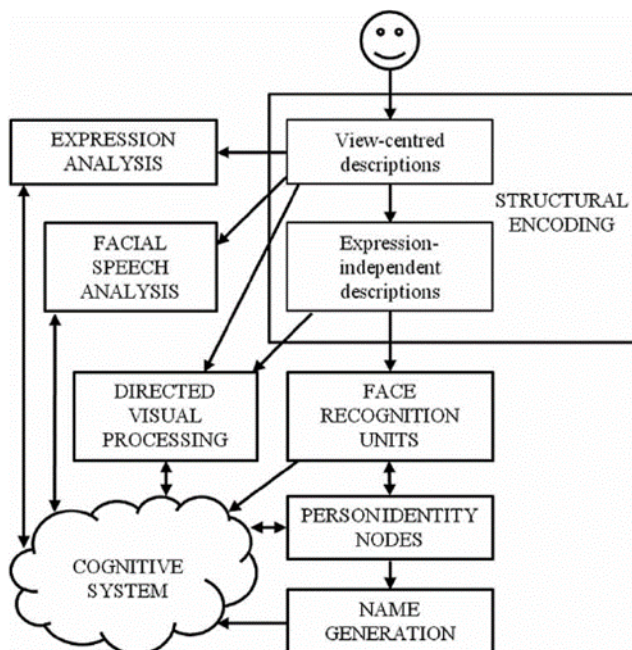
χρησιμοποιήθηκε ερωτηματολόγιο, μέσω του οποίου οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να αξιολογήσουν κάθε μελωδία ως προς χαρακτηριστικά όπως είναι η διάθεση και η συναισθηματική φόρτιση.

- **Τύπος εργασίας/ερεθίσματος:** Η επίδραση της μουσικής θα πρέπει να αξιολογείται τόσο ως προς την εργασία που πραγματοποιείται, όσο και ως προς τον τύπο του ερεθίσματος. Για παράδειγμα, στη μελέτη [202] διερευνήθηκε εάν σε ένα πείραμα απομνημόνευσης και ανάκλησης λέξεων η επίδραση θετικής και αρνητικής μουσικής διαφοροποιούνταν ανάλογα με το εάν επρόκειτο για λέξεις με θετική ή αρνητική σημασία, σύμφωνα με την υπόθεση συμφωνίας διάθεσης^[203] (mood-congruency hypothesis). Επιπλέον, στη μελέτη [204] διατυπώθηκε ότι η θετική διάθεση βελτιώνει τη μνήμη που σχετίζεται με λέξεις, αλλά έχει την αντίθετη επίδραση σε αυτή που σχετίζεται με πρόσωπα. Τέλος, στη μελέτη [200] σημειώθηκαν διαφορές όσον αφορά την επίδραση της μουσικής σε εργασίες ταχύτητας επεξεργασίας και επεισοδικής και σημασιολογικής μνήμης, με τις διαφορές να αποδίδονται στη διαφορετική φύση κάθε εργασίας.
- **Επίδραση ως προς την πειραματική φάση:** Η επίδραση της μουσικής μπορεί να εξεταστεί ως προς την εφαρμογή σε οποιοδήποτε στάδιο της διαδικασίας, όπως είναι η φάση της αξιολόγησης και η φάση της εκπαίδευσης. Κατά τον πειραματικό σχεδιασμό μπορεί να μελετηθεί το αποτέλεσμα οποιουδήποτε συνδυασμού, όπως είναι η χρήση μουσικής κατά την εκπαίδευση και όχι κατά την αξιολόγηση, ή η εφαρμογή μουσικού υποβάθρου σε κάθε στάδιο. Ένα σχετικό πείραμα για την εξέταση των διαφορετικών περιπτώσεων περιλαμβάνεται στη μελέτη [181], ενώ στη μελέτη [205] υποστηρίζεται ότι το πλαίσιο μάθησης βελτιώνει τη μνήμη εάν οι ίδιες συνθήκες επαναληφθούν κατά την φάση ελέγχου (test phase). Ωστόσο, το συμπέρασμα αυτό δεν τεκμηριώθηκε στη μελέτη [206], όπου η εφαρμογή μουσικού υποβάθρου στη φάση μελέτης είχε αρνητική επίδραση στην κωδικοποίηση.

5.7 Μνήμη προσώπων-ονομάτων & αναγνώριση

Το βασικό μοντέλο^{[183],[207],[208]} για την **αναγνώριση προσώπων-ονομάτων (face-name recognition)** αναπτύχθηκε το 1986^[207] από τους Bruce και Young (εικόνα 23) και βάσει αυτού υπάρχουν 7 βασικοί τύποι πληροφοριών που εξάγονται κατά την παρουσίαση ενός προσώπου:

- **Οπτικές (pictorial)**
- **Δομικές (structural)**
- **Σημασιολογικές βάσει όψης (visually derived semantic)**
- **Σημασιολογικές βάσει ταυτότητας (identity-specific semantic)**
- **Ονόματος (name)**
- **Έκφρασης (expression)**
- **Ομιλίας προσώπου (facial speech)**



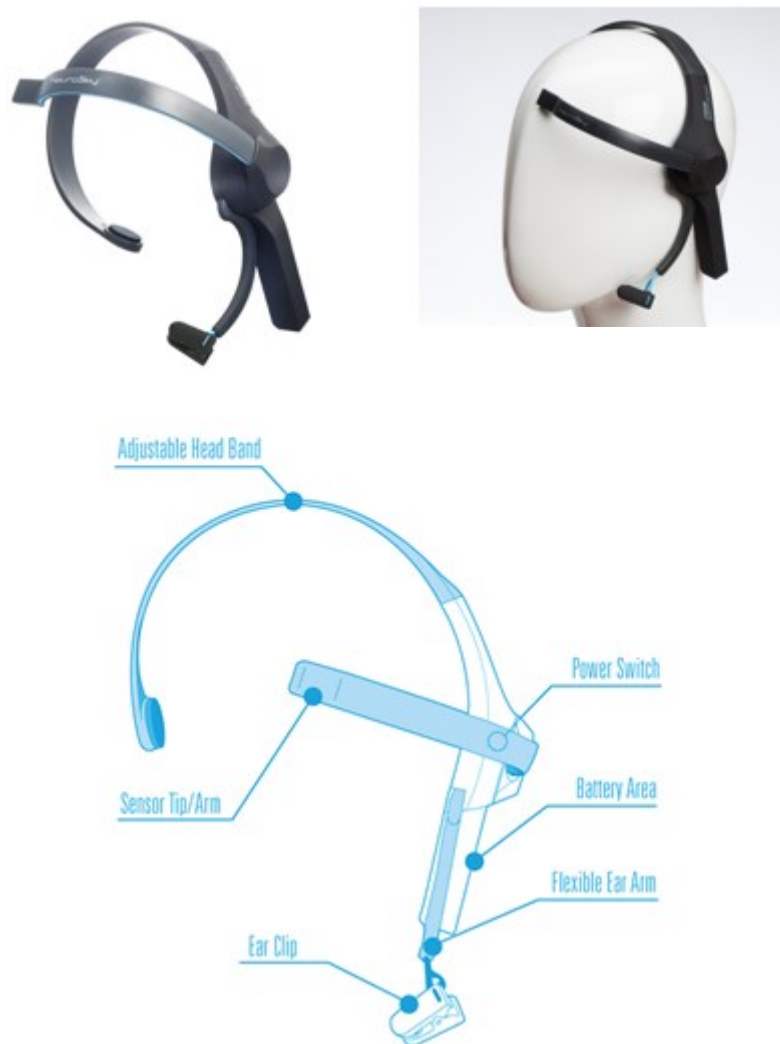
Εικόνα 23: Μοντέλο των Bruce & Young για την αναγνώριση

Η αναγνώριση οικείων προσώπων περιλαμβάνει αρχικά τη διαδικασία της **δομικής κωδικοποίησης (structural encoding)**, την οποία ακολουθούν τα διάφορα διακριτά στάδια αναγνώρισης. Τα βασικότερα στάδια αναγνώρισης περιλαμβάνουν τις **μονάδες αναγνώρισης προσώπου (face recognition units – FRUs)**, οι οποίες αποθηκεύουν τις δομικές πληροφορίες, τους **κόμβους ταυτότητας προσώπου (person identity nodes – PINs)** και την **παραγωγή του ονόματος (name generation)**. Η ενεργοποίηση του κατάλληλου κόμβου ταυτότητας προσώπου επιτρέπει την πρόσβαση σε σημασιολογικές πληροφορίες και ενεργοποιείται τόσο από δομικές όσο και άλλου τύπου πληροφορίες (πχ οπτικές ή ακουστικές) και για το λόγο αυτό αλληλεπιδρά με όλες τις άλλες μονάδες του διαγράμματος της εικόνας 23, κυρίως μέσω του κεντρικού επεξεργαστή, δηλαδή του **γνωσιακού συστήματος (cognitive system)**. Από την άλλη, η παραγωγή του ονόματος μπορεί να επιτευχθεί μόνο βάσει των PINs.

6. MINDWAVE MOBILE & ΣΧΕΤΙΚΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ

6.1 Βασικά χαρακτηριστικά

- **Επίσημη ιστοσελίδα και υλικό:** Στην επίσημη ιστοσελίδα της εταιρείας παρέχονται πληροφορίες σχετικά με τη συσκευή, οδηγίες χρήσης, αρχεία εγκατάστασης ([209]) και εφαρμογές (τόσο δωρεάν όσο και επί πληρωμή) που μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε συνδυασμό με τη συσκευή σε διάφορες πλατφόρμες (PC, Mac, iOS, Android).
- **Περιεχόμενα συσκευασίας:** Η συσκευασία περιλαμβάνει ένα CD εγκατάστασης και το headset, το οποίο φαίνεται στην εικόνα 24, όπου επισημαίνονται και τα τμήματα αυτού:



Εικόνα 24: MindWave Mobile

- **Αισθητήρες:** Το Mindwave mobile περιλαμβάνει έναν μετωπιαίο αισθητήρα καταγραφής (θέση Fp1) και έναν αισθητήρα αναφοράς που συνδέεται στο αυτί (θέση A1).
- **Ανάλυση, Δειγματοληψία και συχνότητες:** Καταγράφονται συχνότητες μέχρι 100Hz με ρυθμό δειγματοληψίας ίσο με 512Hz και ανάλυση 12bits.

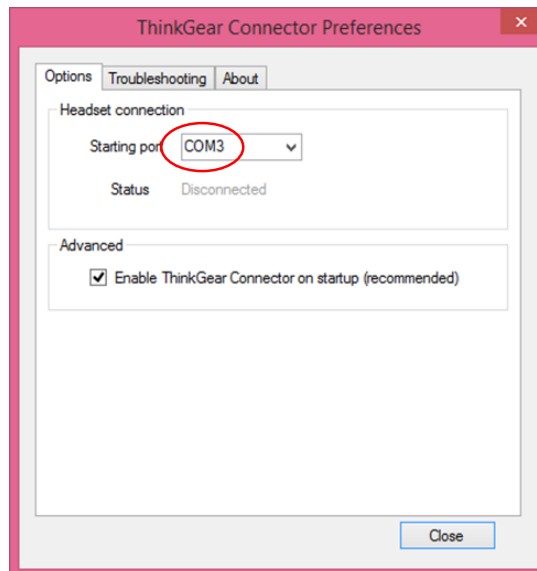
- **Ελάχιστες απαιτήσεις και συμβατότητα**

- Windows
 - Έκδοση λειτουργικού: XP/Vista/7/8/8.1/10
 - Επεξεργαστής: Intel Core Duo ή ισοδύναμος
 - RAM: 1GB
 - Video: Τουλάχιστον Intel GMA900
 - Χώρος στο δίσκο: 2GB
- Mac
 - Έκδοση λειτουργικού: Mac OS X 10.7.5 ή νεότερη
 - Επεξεργαστής: Intel Core Duo ή ισοδύναμος
 - RAM: 1GB
 - Video: Τουλάχιστον DirectX 9.0
 - Χώρος στο δίσκο: 2.5GB
- iOS
 - Έκδοση λειτουργικού: 4.3.3 ή νεότερη
 - Συσκευή: Τουλάχιστον iPhone, iPad ή iPod Touch 3
- Android
 - Έκδοση λειτουργικού: 2.2 ή νεότερη
 - Συσκευή: Smartphone ή tablet
- **Μπαταρία:** Απαιτείται μία μπαταρία τύπου AAA, η οποία παρέχει 8 ώρες λειτουργίας. Εάν η ένδειξη λειτουργίας στον διακόπτη αναβοσβήνει διπλά με κόκκινο χρώμα, τότε χρειάζεται αντικατάσταση της μπαταρίας.
- **Συνδεσιμότητα:** Η λήψη των δεδομένων καταγραφής του headset από τη χρησιμοποιούμενη συσκευή (πχ pc, smartphone, tablet) γίνεται εφικτή μέσω της πλατφόρμας ThinkGear^[210]. Η πλατφόρμα αυτή συνδέει το headset τόσο με την ίδια τη συσκευή όσο και με συγκεκριμένα προγράμματα (πχ Matlab). Περισσότερες πληροφορίες σχετικά με τη σύνδεση με το Matlab δίνονται στην ενότητα 6.3. Η επικοινωνία πραγματοποιείται μέσω Bluetooth, ενώ επιπλέον σε κάποιες περιπτώσεις απαιτείται από τον χρήστη να γνωρίζει τον κωδικό της θύρας σύνδεσης (COM port). Η διαδικασία σύνδεσης έχει ως εξής:
 - Μετακίνηση της θέσης του διακόπτη λειτουργίας στη θέση “On” για 3 δευτερόλεπτα: Η ένδειξη λειτουργίας (μπλε χρώμα αν η μπαταρία επαρκεί) θα αρχίσει να αναβοσβήνει διπλά και το headset θα είναι έτοιμο για σύνδεση. Όταν η ένδειξη αναβοσβήνει απλά, τότε το headset έχει ενεργοποιηθεί αλλά δεν έχει συνδεθεί με κάποια συσκευή.
 - **Προσοχή:** Εάν ο διακόπτης κρατηθεί στη θέση “On” για πάνω από 6 sec, τότε θα διαγραφεί το ιστορικό των συνδεδεμένων συσκευών.
 - Αναζήτηση του headset μέσω της χρησιμοποιούμενης συσκευής και σύνδεση: Όταν η σύνδεση έχει ολοκληρωθεί η ένδειξη θα έχει συνεχές μπλε χρώμα. Στην παρούσα εργασία, η συσκευή συνδέθηκε σε laptop με Windows 8.1 μέσω του πίνακα ελέγχου.
- **Λογισμικό:** Στη σελίδα [211] υπάρχει μία λίστα με δωρεάν και επί πληρωμή εφαρμογές που είτε χρησιμεύουν στην επεξεργασία/οπτικοποίηση των δεδομένων είτε αποτελούν αυτοτελή «παιχνίδια». Κατά την 1^η εγκατάσταση (βλ. παρακάτω) είναι διαθέσιμες οι εφαρμογές MindWave Mobile Tutorial, Brainwave Visualizer και SpeedMath.

- **Συντήρηση:** Συνιστάται περιοδικός καθαρισμός (πχ με οινόπνευμα) των αισθητήρων (μετωπιαίος & αναφοράς).

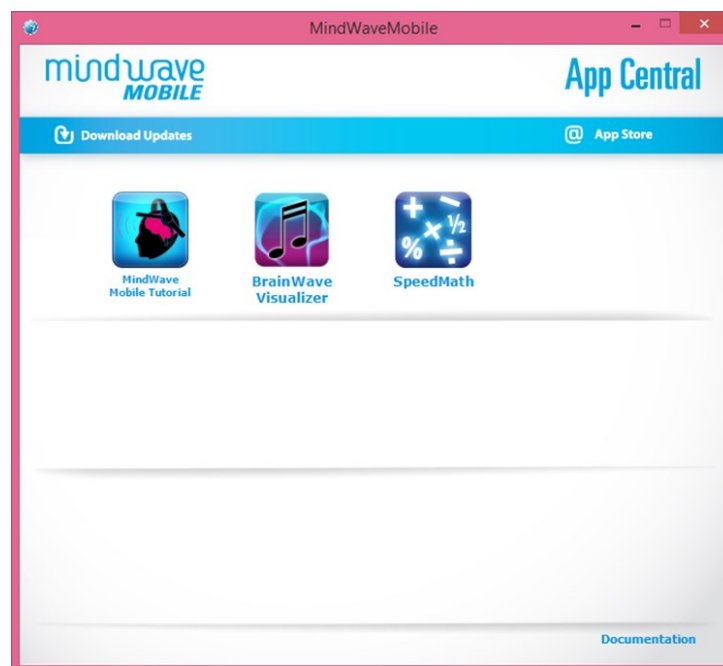
6.2 Εγκατάσταση και βασική χρήση

Οι 2 βασικές εφαρμογές που προστίθενται στο σύστημα κατά την 1^η εγκατάσταση είναι οι “ThinkGear Connector” και “MindWave Mobile Core”. Η πρώτη αφορά τη σύνδεση του headset με τις εφαρμογές του MindWave και μέσω αυτής (στη γραμμή εργαλείων της αρχικής οθόνης) είναι διαθέσιμη η θύρα Bluetooth στην οποία έχει συνδεθεί το headset:



Εικόνα 25: Θύρα σύνδεσης Bluetooth μέσω της εφαρμογής ThinkGear Connector

Η εφαρμογή “MindWave Mobile Core” δίνει πρόσβαση στις εφαρμογές του MindWave παρέχοντας τη δυνατότητα λήψης νέων εφαρμογών:



Εικόνα 26: Αρχικό μενού εφαρμογής MindWave Mobile Core

Από τις εφαρμογές αυτές παρουσιάζεται εν συντομία η εφαρμογή “BrainWave Visualizer”, η οποία οπτικοποιεί την εγκεφαλική δραστηριότητα σε πραγματικό και παρέχει 2 μέτρα που υπολογίζονται βάσει αυτής (“Attention” και “Meditation”). Ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να προσπαθήσει να διαμορφώσει τη νοητική του κατάσταση έτσι ώστε να διαφοροποιήσει τους δείκτες προσοχής και διαλογισμού, βλέποντας ταυτόχρονα την αντιστοίχιση της δραστηριότητάς του σε στις ζώνες συχνότητων. Επιπλέον, δίνεται η δυνατότητα σύνδεση της εφαρμογής με πρόγραμμα αναπαραγωγής μουσικής (iTunes), προκειμένου ο χρήστης να παρακολουθεί τη δραστηριότητά του σε συνάρτηση με μουσική.



Εικόνα 27: Brainwave Visualizer

Τα όρια των ζωνών συχνότητων που ανιχνεύει το MindWave Mobile και φαίνονται στο γράφημα στα αριστερά της εικόνας 27 έχουν ως εξής^[212]:

- Ζώνη δ: 1-3Hz
- Ζώνη θ: 4-7Hz
- Χαμηλή ζώνη α: 8-9Hz
- Υψηλή ζώνη α: 10-12Hz
- Χαμηλή ζώνη β: 13-17Hz
- Υψηλή ζώνη β: 18-30Hz
- Χαμηλή ζώνη γ: 31-40Hz
- Υψηλή ζώνη γ: 41-50Hz

Όσον αφορά τα 2 μέτρα (προσοχή και διαλογισμός), τιμές εντός του εύρους 40-60 αντιστοιχούν σε μία ουδέτερη κατάσταση, τιμές εντός των διαστημάτων 60-80 και 20-40 θεωρούνται ελαφρώς αυξημένες/μειωμένες, ενώ οι υπόλοιπες τιμές θεωρούνται υψηλές/χαμηλές.

6.3 Λήψη δεδομένων μέσω Matlab

Η σύνδεση του MindWave Mobile με το Matlab είναι δυνατή μέσω των κατάλληλων βιβλιοθηκών που διατίθενται μέσω της επίσημης ιστοσελίδας εταιρείας στον σύνδεσμο http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=app_notes_and_tutorials. Εκεί μπορούν να βρεθούν οι φάκελοι matlabdll (για 32-bit) και matlabdll64 (για 64-bit) που περιλαμβάνουν ένα αρχείο βιβλιοθήκης (.dll), ένα αρχείο επικεφαλίδας (.h) και 2 αρχεία .m (plotRAW.m και readRAW.m), μέσω των οποίων επιτυγχάνεται η λήψη και γραφική αναπαράσταση του εγκεφαλογραφικού σήματος σε πραγματικό χρόνο. Κατά την υλοποίηση του πειράματος της παρούσας εργασίας, οι συναρτήσεις καταγραφής βασίζονται στις εντολές που περιλαμβάνονται στο αρχείο readRAW.

- **ΠΡΟΣΟΧΗ:** Για την επιτυχή φόρτωση των αρχείων thinkgear.dll και thinkgear.h μέσω της εντολής loadlibrary() **απαιτείται η ύπαρξη κατάλληλου προγράμματος μεταγλωττιστή (compiler)**. Αυτή μπορεί να διαπιστωθεί στο Matlab με εισαγωγή της εντολής “mex -setup”, η οποία ενημερώνει τον χρήστη σχετικά με το αν υπάρχει διαθέσιμος compiler. Στην περίπτωση που δεν βρεθεί σχετικό πρόγραμμα στον υπολογιστή μέσω αυτής της εντολής, στο σύνδεσμο <https://www.mathworks.com/support/compilers.html> υπάρχει πλήρης λίστα με υποστηριζόμενους compilers για κάθε έκδοση του Matlab. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε η έκδοση 2014a σε Windows 8.1 (64-bit) και ως εκ τούτου βάσει των προτάσεων στην αναφερθείσα σελίδα χρησιμοποιήθηκε το Microsoft SDK 7.1, για την εγκατάσταση του οποίου χρειάστηκε να προηγηθεί απεγκατάσταση των υπαρχόντων “Visual C++ 2010 Redistributable” πακέτων (x86 & x64).

6.4 Λογισμικό που συνδυάζεται με το MindWave – EEGLAB

Στο διαδίκτυο υπάρχει πληθώρα διαθέσιμων εργαλείων, τα οποία είναι συμβατά με το MindWave και βοηθούν στην επεξεργασία των δεδομένων καταγραφής και στην αξιοποίησή τους για διάφορες εφαρμογές (πχ BCI). Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιείται το πακέτο EEGLAB^[213], το οποίο επιτρέπει την επεξεργασία των δεδομένων που λαμβάνονται μέσω του MindWave (και πολλών άλλων συσκευών καταγραφής) στο περιβάλλον του Matlab.

Η εργαλειοθήκη EEGLAB παρέχει δυνατότητες επεξεργασίας ηλεκτροφυσιολογικών δεδομένων (πχ EEG, MEG), όπως για παράδειγμα ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών (ICA), ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας, τεχνικές εξαγωγής μέσου όρου και μέθοδοι απόρριψης θορύβου. Διατίθεται μέσω της επίσημης ιστοσελίδας και μετά τη λήψη ενεργοποιείται εύκολα μέσω του Matlab προσθέτοντας το σχετικό φάκελο (πχ με χρήση της εντολής addpath) και πληκτρολογώντας την εντολή eeglab. Αν και διατίθεται μεγάλη πληθώρα δυνατοτήτων, στην παρακάτω περιγραφή παρουσιάζονται εν συντομία τα βασικότερα εργαλεία.

Ο χρήστης μπορεί να διαχειρίζεται το EEGLAB μέσω μίας διεπαφής (GUI), το αρχικό παράθυρο της οποίας εμφανίζεται με την εισαγωγή της εντολής eeglab και έχει την ακόλουθη μορφή:



Εικόνα 28: Αρχικό μενού EEGLAB

Αρχικά, μόνο η καρτέλα “File” είναι διαθέσιμη, μέσω της οποίας ο χρήστης μπορεί είτε να αναζητήσει επεκτάσεις και αναβαθμίσεις για το EEGLAB είτε να εισάγει δεδομένα προς επεξεργασία. Κατά τη δεύτερη επιλογή ο χρήστης μπορεί είτε απλά να εισάγει ένα αρχείο με νέα δεδομένα (επιλογή “Import data”) είτε να δημιουργήσει μία μελέτη (επιλογή “Create study”). Αρχικά αναφέρονται οι δυνατότητες επεξεργασίας ενός μόνο αρχείου δεδομένων, ενώ η 2^η περίπτωση θα εξεταστεί αργότερα. Σημειώνεται ότι μέσω της επιλογής “Load existing dataset” μπορεί να εισαχθεί ένα διαθέσιμο πρότυπο αρχείο .set, το οποίο περιλαμβάνει δεδομένα από 32 κανάλια καταγραφής και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο των δυνατοτήτων του EEGLAB. Οι γραφικές παραστάσεις που παρουσιάζονται παρακάτω έχουν παραχθεί βάσει του αρχείου αυτού.

Κατά την απλή εισαγωγή δεδομένων, δίνεται η δυνατότητα εισαγωγής διαφορετικών τύπων αρχείων. Μία απλή επιλογή είναι η εισαγωγή των δεδομένων όπως αυτά έχουν ληφθεί μέσω του Matlab (Import data→Using EEGLAB functions and plugins→From ASCII/float file or Matlab array), οπότε εμφανίζεται το ακόλουθο παράθυρο (οι παράμετροι που ορίζονται περιγράφονται αναλυτικά στο μενού βοήθειας):

Εικόνα 29: Παράθυρο εισαγωγής νέων δεδομένων στο EEGLAB

Βάσει των παραμέτρων που εισάγονται, το Matlab δημιουργεί στο Workspace μία δομή EEG και μία δομή ALLEEG, οι οποίες περιλαμβάνουν τα τρέχοντα δεδομένα. Οποιαδήποτε αλλαγή ή προσθήκη επιπλέον πληροφορίας στα δεδομένα αποθηκεύεται στα ανάλογα πεδία των δομών αυτών.

Για κάθε κανάλι δεδομένων, η ακολουθία δειγμάτων διασπάται σε ίσου μεγέθους epochs βάσει του πλήθους των δειγμάτων και της παραμέτρου "Time points per epoch". Στη συνέχεια, κάθε δείγμα ενός epoch αντιστοιχίζεται σε μία χρονική στιγμή βάσει των παραμέτρων "Start time" και "Data sampling rate". Επομένως, τα N δείγματα για ένα κανάλι διασπώνται σε N/N_e epochs (όπου N_e είναι τα δείγματα ανά epoch), με το πρώτο δείγμα κάθε epoch να αντιστοιχεί στην αρχική χρονική στιγμή που ορίζεται από τον χρήστη. Τα υπόλοιπα δείγματα αντιστοιχίζονται σε χρονικές στιγμές βάσει της τιμής του ρυθμού δειγματοληψίας, με τις προκύπτουσες χρονικές στιγμές να αποθηκεύονται στο πεδίο "times" της δομής EEG που αναφέρθηκε. Εάν τα δεδομένα αφορούν μόνο ένα epoch, στο πεδίο "Times per epoch" εισάγεται η τιμή 0.

Στη συνέχεια, είναι δυνατή η εισαγωγή νέων πληροφοριών που αφορούν διάφορα γεγονότα/ερεθίσματα που σχετίζονται με τα δεδομένα. Ανάλογα με το αν τα δεδομένα έχουν αντιστοιχιστεί σε 1 ή περισσότερα epochs, επιλέγεται "Import event info" ή "Import epoch info" αντίστοιχα.

Τέλος, τα δεδομένα που έχουν εισαχθεί μπορούν να αποθηκευτούν μαζί με τις σχετικές πληροφορίες ως αρχείο .set.

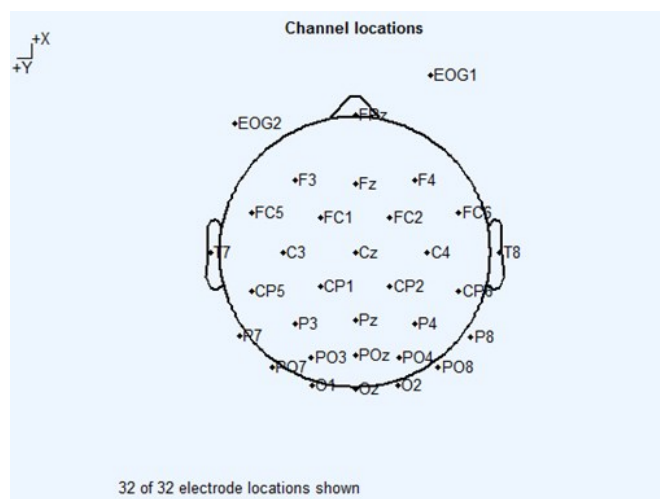
Στην καρτέλα "Edit" παρέχονται δυνατότητες επισκόπησης και τροποποίησης των πληροφοριών που έχουν δοθεί για τα δεδομένα, επιλογής συγκεκριμένου εύρους εντός των δεδομένων (πχ βάσει χρονικών ορίων ή βάσει γεγονότων) και αντιστοίχισης των καναλιών σε θέσεις επί της κεφαλής. Κατά την αντιστοίχιση των καναλιών σε θέσεις εμφανίζεται το σχετικό παράθυρο εισαγωγής πληροφοριών καναλιών:

Εικόνα 30: Παράθυρο εισαγωγής πληροφοριών καναλιών στο EEGLAB

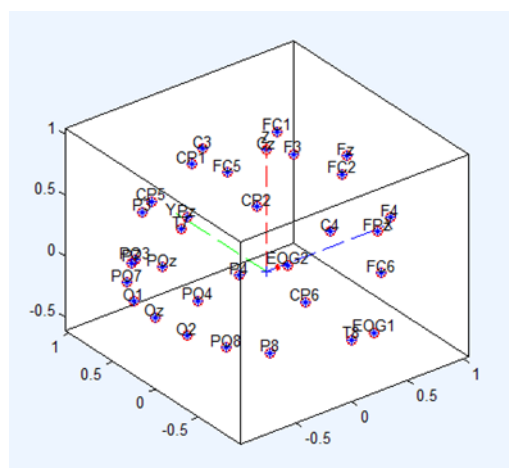
Στο παράθυρο αυτό υπάρχουν 3 επιλογές:

- Ο χρήστης μπορεί να εισάγει δικές του πληροφορίες στα σχετικά πεδία.
- Ο χρήστης μπορεί να εισάγει στο πεδίο “Channel label” τον κωδικό ενός καναλιού του συστήματος 10-20 (πχ FP1) και στη συνέχεια μέσω της επιλογής “Look up locs” να επιλέξει ένα από τα διαθέσιμα αρχεία, από το οποίο θα εξαχθούν οι τιμές για τα υπόλοιπα πεδία (βάσει του επιλεγμένου καναλιού).
- Ο χρήστης μπορεί μέσω της επιλογής “Read locations” να επιλέξει ένα δικό του αρχείο με πληροφορίες θέσεων καναλιών. Σημειώνεται ότι στον φάκελο του EEGLAB (στον υποφάκελο sample_data) διατίθεται ένα σχετικό αρχείο, το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί με το διαθέσιμο αρχείο δεδομένων .set προκειμένου ο χρήστης να εξοικειωθεί με τις δυνατότητες του EEGLAB.

Μετά την εισαγωγή θέσεων καναλιών, στο ίδιο παράθυρο δίνεται η δυνατότητα οπτικοποίησης αυτών μέσω των επιλογών “Plot 2-D” και “Plot 3-D”. Το αποτέλεσμα των επιλογών αυτών έχει την παρακάτω μορφή:



Εικόνα 31: 2-D αναπαράσταση των θέσεων των ηλεκτροδίων

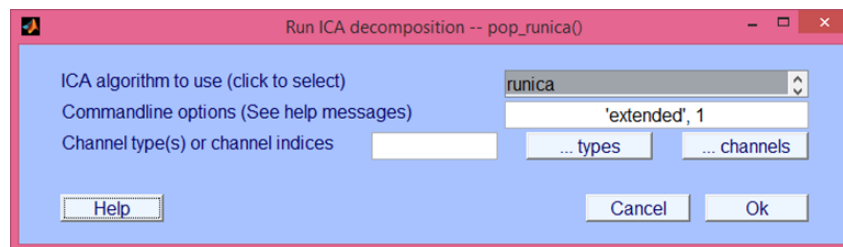


Εικόνα 32: 3-D αναπαράσταση των θέσεων των ηλεκτροδίων

Στην καρτέλα “Tools” παρέχονται δυνατότητες όπως είναι η αλλαγή του ρυθμού δειγματοληψίας, η εφαρμογή φίλτρου, η αλλαγή αναφοράς (πχ επιλογή μοντάζ μέσης αναφοράς), η εφαρμογή παρεμβολής σε συγκεκριμένα κανάλια, η αφαίρεση της βασικής γραμμής (baseline) από τα δεδομένα, η απόρριψη δεδομένων από συγκεκριμένα κανάλια ή epochs και η εξαγωγή epochs από συνεχή δεδομένα βάσει ενός αρχείου γεγονότων

(events). Για παράδειγμα, πριν την αφαίρεση θορύβου και την εξαγωγή epochs προτείνεται η εφαρμογή του βασικού φίλτρου FIR για υπεραπλοποιημένο φιλτράρισμα με πολύ χαμηλή συχνότητα αποκοπής ($< 1\text{Hz}$), προκειμένου να απορριφθούν πιθανές γραμμικές συνιστώσες.

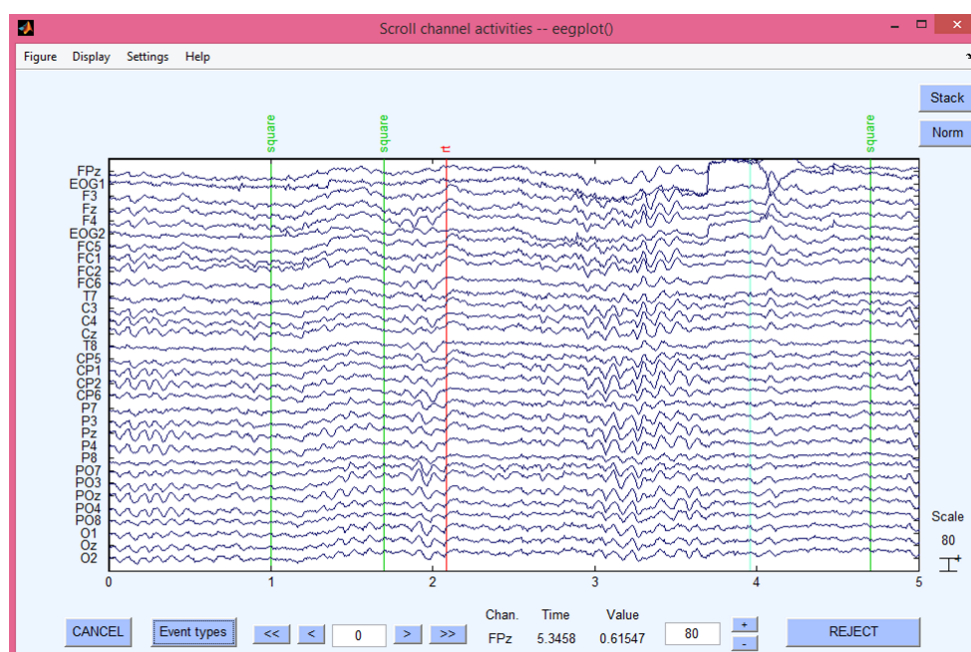
Επιπλέον, στην ίδια καρτέλα παρέχεται η δυνατότητα διεξαγωγής ανάλυσης ανεξαρτήτων συνιστωσών (ICA):



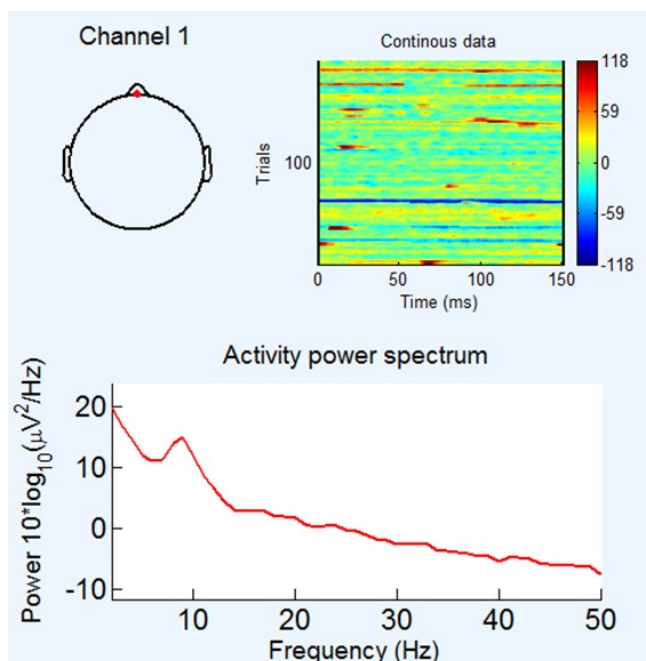
Εικόνα 33: Παράθυρο εκτέλεσης ICA στο EEGLAB

Τα 2 πρώτα πεδία περιλαμβάνουν τις πληροφορίες σχετικά με τον αλγόριθμο που χρησιμοποιείται, ενώ το 3^ο πεδίο αφορά τα κανάλια επί των οποίων πραγματοποιείται η διαδικασία. Ο αριθμός των συνιστωσών που προκύπτουν εξαρτάται από την επιλογή του αλγορίθμου (1^ο πεδίο) και των παραμέτρων αυτού (2^ο πεδίο). Κανονικά, κατά την ανάλυση ανεξαρτήτων συνιστωσών το πλήθος των συνιστωσών ισούται με το πλήθος των καναλιών (N), οπότε απαιτείται πλήθος δειγμάτων της τάξης των N^2 ανά κανάλι. Σε περίπτωση που είναι επιθυμητή η εξαγωγή μικρότερου πλήθους συνιστωσών μπορεί να χρησιμοποιηθεί ανάλυση πρωτευόντων συνιστωσών (επιλογή 'pca' αντί για 'extended') και να οριστεί το επιθυμητό πλήθος συνιστωσών (πχ '<'pca',5>' για την εξαγωγή 5 συνιστωσών).

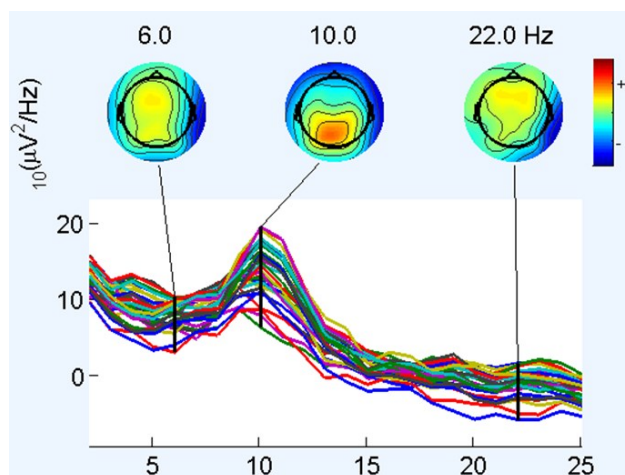
Στην καρτέλα "Plot" παρέχονται επιλογές οπτικοποίησης των δεδομένων και των συνιστωσών που έχουν εξαχθεί μέσω της ICA. Για παράδειγμα, μπορεί να γίνει γραφική αναπαράσταση της χρονικής ακολουθίας των δεδομένων ("Channel data (scroll)" – εικόνα 34), του φάσματος για 1 κανάλι ("Channel properties" – εικόνα 35) ή το σύνολο των καναλιών ("Channel spectra and maps" – εικόνα 36) τόσο για τα αρχικά δεδομένα όσο και για τις συνιστώσες.



Εικόνα 34: Αναπαράσταση ακολουθιών δειγμάτων καναλιών στο EEGLAB

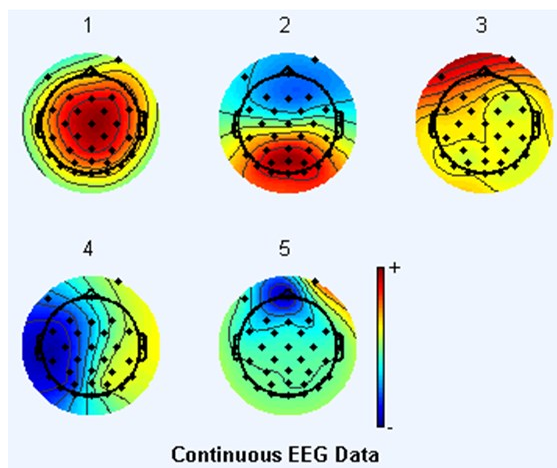


Εικόνα 35: Αναπαράσταση φάσματος ισχύος για ένα κανάλι δεδομένων

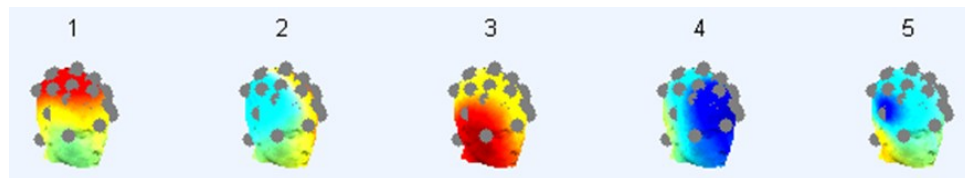


Εικόνα 36: Αναπαράσταση φασμάτων ισχύος για το σύνολο των καναλιών

Επιπλέον, όσον αφορά τις συνιστώσες δίνεται η δυνατότητα αναπαράστασης αυτών σε 2D και 3D χάρτες κατανομής, όπως είναι οι ακόλουθοι:

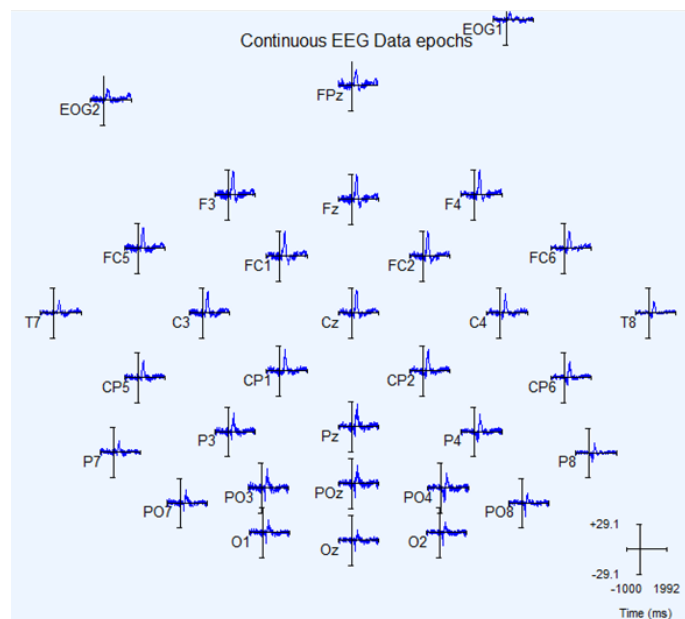


Εικόνα 37: 2-D αναπαράσταση των συνιστωσών



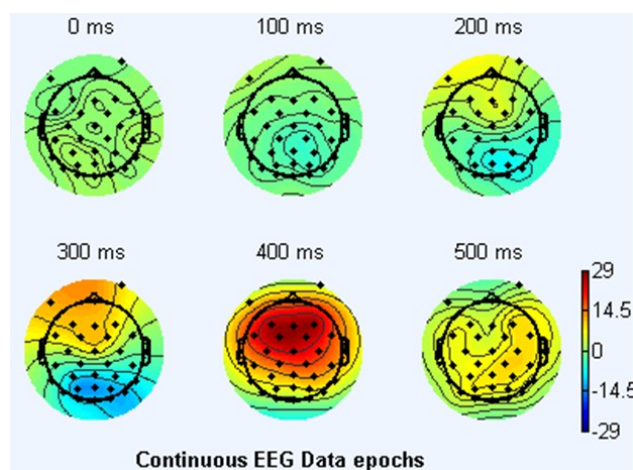
Εικόνα 38: 3-D αναπαράσταση των συνιστωσών

Όπως είναι λογικό, οι δυνατότητες που αφορούν τα προκλητά δυναμικά (ERPs) είναι διαθέσιμες μόνο εάν έχουν οριστεί άνω του ενός epochs, είτε αρχικά κατά την εισαγωγή των δεδομένων είτε αργότερα μέσω της λειτουργίας “Extract epochs” βάσει αρχείου γεγονότων. Ένα παράδειγμα οπτικοποίησης προκλητών δυναμικών δίνεται στην παρακάτω εικόνα, η οποία προκύπτει επιλέγοντας Channel ERPs→In scalp/rect. array:

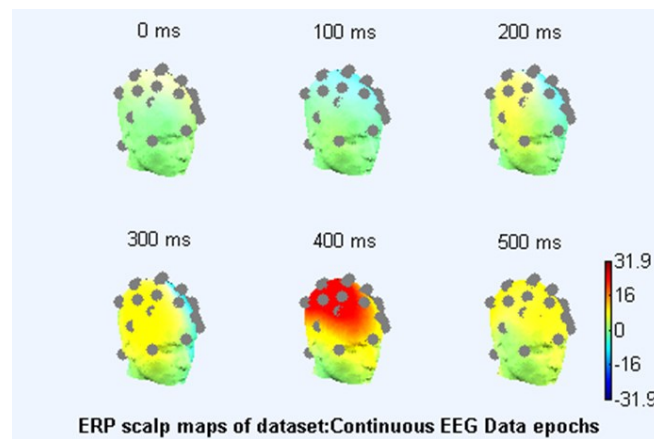


Εικόνα 39: 2-D αναπαράσταση προκλητών δυναμικών ανά κανάλι

Μία άλλη ενδιαφέρουσα δυνατότητα σχετικά με την οπτικοποίηση των προκλητών δυναμικών αφορά τη χωρική αναπαράσταση της χρονικής εξέλιξης αυτών μέσω της επιλογής “ERP map series”. Κατά τη διαδικασία αυτή ορίζεται ένα σύνολο χρονικών στιγμών για τις οποίες θα εξαχθούν οι γραφικές παραστάσεις της χωρικής κατανομής της προκλητής εγκεφαλικής δραστηριότητας. Στις παρακάτω εικόνες φαίνεται ένα σχετικό παράδειγμα σε 2D και 3D μορφή:



Εικόνα 40: 2-D αναπαράσταση κατανομής προκλητών δυναμικών



Εικόνα 41: 3-D αναπαράσταση κατανομής προκλητών δυναμικών

Επιπρόσθετα, δίνεται η δυνατότητα απευθείας σύγκρισης (ή εύρεσης μέσης τιμής) των προκλητών δυναμικών μεταξύ διαφορετικών δεδομένων μέσω των επιλογών “Sum/Compare ERPs” και “Sum/Compare comp. ERPs”.

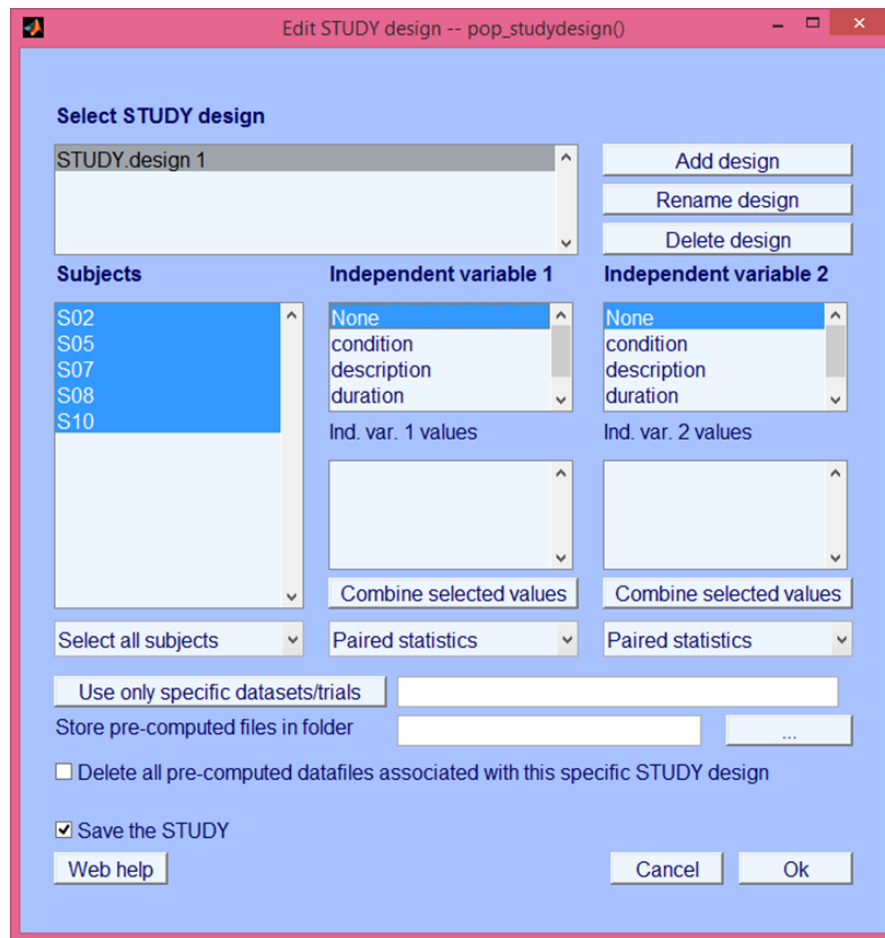
Τέλος, δίνεται η δυνατότητα αναπαράστασης στατιστικών χαρακτηριστικών των δεδομένων (“Data statistics”) και μεταχηματισμών χρόνου-συχνότητας.

Ένα σημαντικό ερώτημα όσον αφορά τις παραπάνω δυνατότητες γραφικής αναπαράστασης είναι το θέμα της εξαγωγής των αποτελεσμάτων. Αν και τα αποτελέσματα των ενεργειών στις άλλες καρτέλες αποθηκεύονται στη δομή EEG, τα αποτελέσματα στις γραφικές παραστάσεις που προκύπτουν μέσω της καρτέλας “Plot” δεν αποθηκεύονται στη δομή EEG στο Workspace του Matlab. Εάν ο χρήστης επιθυμεί την αποθήκευσή τους, θα πρέπει αυτό να γίνει μέσω της γραμμής εντολών. Η εύρεση της κατάλληλης εντολής μπορεί να γίνει καταρχάς μέσω επισκόπησης του ιστορικού των εντολών που έχουν εκτελεστεί μέσω της διεπαφής του EEGLAB. Το ιστορικό αυτό είναι αποθηκευμένο στη μεταβλητή ALLCOM, η οποία είναι προσπελάσιμη μέσω του Workspace του Matlab (το κελί ALLCOM{1} περιλαμβάνει την πιο πρόσφατη εντολή). Μέσω του ιστορικού αυτού, ο χρήστης μπορεί να βρει την επιθυμητή εντολή, να αναζητήσει τη συνάρτηση στο μενού βοήθειας και να τη χρησιμοποιήσει διαμορφώνοντας την έξοδο ανάλογα. Ως ενδεικτικό παράδειγμα περιγράφεται η διαδικασία για την επιλογή “Channel ERP image”.

Μετά την εξαγωγή της γραφικής παράστασης, το πρώτο κελί της μεταβλητής του ιστορικού έχει το περιεχόμενο “figure; pop_erpimage()”. Η επισκόπηση της συνάρτησης pop_erpimage μέσω του μενού βοήθειας φανερώνει ότι η pop_erpimage καλεί την erpimage, στο μενού της οποίας φαίνονται οι έξοδοι που μπορεί να ζητήσει ο χρήστης κατά την κλήση μέσω της γραμμής εντολών, οι οποίες περιλαμβάνουν το ERP που προκύπτει για το ζητούμενο κανάλι. Όπως αναφέρεται στο μενού βοήθειας της erpimage (ενότητα “Outputs from commandline”), οι ίδιες έξοδοι μπορούν να ζητηθούν κατά την κλήση της pop_erpimage. Τέλος, σημειώνεται ότι το όνομα της σχετικής συνάρτησης (erpimage) φαίνεται και στον τίτλο της γραφικής παράστασης που εμφανίζεται μέσω της διεπαφής.

Όλα τα παραπάνω εργαλεία εφαρμόζονται επί ενός αρχείου δεδομένων. Ωστόσο, όπως αναφέρθηκε, το EEGLAB παρέχει τη δυνατότητα **δημιουργίας μελέτης** (File→Create study), όπου εισάγονται ταυτόχρονα περισσότερα του ενός αρχεία .set, για καθένα από τα οποία δίνονται πληροφορίες που αφορούν το άτομο (subject), τη συνεδρία (session), τη συνθήκη (condition) και την ομάδα (group). Ένα σύνολο έτοιμων αρχείων με δεδομένα 5 ατόμων είναι διαθέσιμο στη σελίδα [214]. Τα σχετικά δεδομένα αποθηκεύονται στη δομή STUDY, η οποία βρίσκεται στο Workspace του Matlab.

Η δημιουργία μίας μελέτης ενεργοποιεί την καρτέλα “Study”. Η βασική δυνατότητα που προσφέρεται μέσω αυτής είναι η στατιστική σχεδίαση (“Select/Edit study design(s)”), με στόχο την πραγματοποίηση στατιστικών συγκρίσεων ως προς διάφορα χαρακτηριστικά των δεδομένων:



Εικόνα 42: Στατιστική ανάλυση μελέτης στο EGLAB

Όπως φαίνεται στην εικόνα 42, μπορούν να οριστούν μέχρι 2 ανεξάρτητες μεταβλητές για τη στατιστική ανάλυση, η οποία μπορεί να πραγματοποιηθεί ανά κανάλι για έως 5 διαθέσιμα μέτρα (Study→Precompute channel measures) και έως 6 (προστίθεται το μέτρο “Scalp maps”) για τις συνιστώσες που προκύπτουν μετά από εφαρμογή ICA.

Τέλος, εκτός από τη διαχείριση των πληροφοριών του συνόλου της μελέτης, μέσω της καρτέλας “Datasets” μπορεί να επιλεγεί ξεχωριστά οποιοδήποτε από τα αρχεία δεδομένων της μελέτης, επί του οποίου μπορούν να πραγματοποιηθούν οι εργασίες που αναφέρθηκαν παραπάνω. Κατά την επαναφορά στη μελέτη (Datasets→Select the study set), υπάρχει η δυνατότητα ανανέωσης των πληροφοριών της μελέτης βάσει των ενεργειών επί του ξεχωριστού αρχείου δεδομένων.

Τέλος, μέσω της επιλογής File→Manage EEGLAB extensions ο χρήστης έχει πρόσβαση σε επεκτάσεις που αφορούν την υποστήριξη περαιτέρω τύπων αρχείων καθώς και πρόσθετα εργαλεία επεξεργασίας δεδομένων.

Άλλα πακέτα ελεύθερης διάθεσης που χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό τόσο με το Mindwave όσο και με άλλα headsets περιλαμβάνουν το OpenVibe^[215], το BCILAB^[216] και το BCI2000^[217]. Τα πακέτα αυτά προσφέρουν δυνατότητες ανάπτυξης διεπαφής εγκφάλου-υπολογιστή μέσω σχεδιασμού ολοκληρωμένων πειραμάτων (χορήγηση ερεθισμάτων, επεξεργασία σήματος κλπ), με το BCILAB να αποτελεί πρόσθετο εργαλείο που ενσωματώνεται στο EEGLAB.

7. ΠΕΙΡΑΜΑ

7.1 Περιγραφή φάσεων πειράματος

7.1.1 Εξοικείωση με την εγκεφαλογραφική διάταξη

Η διάταξη περιγράφεται στον εξεταζόμενο, ο οποίος καλείται να τη χρησιμοποιήσει χωρίς να εκτελεί κάποια συγκεκριμένη δραστηριότητα στα πλαίσια του προγράμματος (πχ απλή συνομιλία ή ανάγνωση ενός κειμένου κατά τη χρήση της διάταξης). Ταυτόχρονα, εξοικειώνεται με τον τρόπο χρήσης της διάταξης, προσπαθώντας για παράδειγμα να διατηρήσει την απαραίτητη ακινησία κατά τη χρήση, ώστε να περιοριστεί η επίδραση του θορύβου λόγω κίνησης ή άλλων πηγών (πχ κίνηση ματιών) στις μετρήσεις. Η διαδικασία εξοικείωσης θεωρείται απαραίτητη όχι μόνο ώστε να συνηθίσει ο εξεταζόμενος τη χρήση της διάταξης όσον αφορά τη διατήρηση της ακινησίας, αλλά και ώστε να μειωθεί το πιθανό άγχος κατά τη χρήση, το οποίο μπορεί να επηρεάσει την εγκεφαλική δραστηριότητα. Για παράδειγμα, στη μελέτη [117], η οποία περιλαμβάνει εξέταση σε μαγνητικό τομογράφο, πραγματοποιείται και 2^η εξέταση πριν την εκπαιδευτική διαδικασία με στόχο την προσαρμογή του εξεταζόμενου στο περιβάλλον του τομογράφου. Η 2^η εξέταση μπορεί να οδηγήσει σε διαφοροποιημένη μέτρηση, η οποία είναι περισσότερο αξιόπιστη.

7.1.2 Βασική αξιολόγηση νοητικής κατάστασης (MoCA)

Δίνεται στους συμμετέχοντες η γνωστική εκτίμηση Montreal (Montreal Cognitive Assessment) με στόχο τη βασική αξιολόγηση της νοητικής τους κατάστασης, με το αποτέλεσμα να μην χρησιμοποιείται παρά μόνο για την ποσοτική επιβεβαίωση αυτής.

7.1.3 Προεκπαιδευτική φάση

7.1.3.1 Βασική εργασία αξιολόγησης μνήμης προσώπων-ονομάτων

- **Περιγραφή:** Εξετάζεται η ικανότητα αναγνώρισης προσώπων που έχουν κωδικοποιηθεί νωρίτερα. Περιλαμβάνεται η διεξαγωγή φάσεων μάθησης και άμεσης αναγνώρισης (για $R = 2$ επαναλήψεις με διαλείμματα $t_g = 20sec$), ακολουθούμενες από μία φάση καθυστερημένης αναγνώρισης που πραγματοποιείται αργότερα (παρεμβάλλονται άλλες εργασίες).
- **Φάσεις**
 - **Φάση μάθησης:** Παρουσιάζεται στον εξεταζόμενο μία λίστα $N = 15$ προσώπων (study list) συνοδευόμενων από ονόμα. Κάθε συνδυασμός προσώπου και ονόματος παρουσιάζεται για $t_s = 5sec$, με το διάστημα μεταξύ διαδοχικών παρουσιάσεων (interstimulus interval) να ισούται με $t_i = 5sec$.
 - **Σειρά παρουσίασης:** Σε κάθε επανάληψη τα αντικείμενα παρουσιάζονται με τυχαία σειρά με τον περιορισμό ότι 2 οποιαδήποτε πρόσωπα εμφανίζονταν διαδοχικά στις προηγούμενες επαναλήψεις δεν πρέπει να εμφανιστούν ξανά με την ίδια σειρά.
 - **Φάση άμεσης αναγνώρισης:** Μετά από χρόνο t_g παρουσιάζονται τα πρόσωπα της λίστας μελέτης (χωρίς να συνοδεύονται από όνομα)

συνοδευόμενα από ισάριθμα πρόσωπα που δεν περιλαμβάνονταν στην αρχική λίστα (N **distractors** – σύνολο $2N = 30$ πρόσωπα). Ο εξεταζόμενος έχει χρόνο $t_r = 4sec$ για να αποφανθεί εάν το εκάστοτε πρόσωπο ανήκε στην αρχική λίστα και αν ναι να δώσει (προφορικά) το αντίστοιχο όνομα. Ακολουθεί η παροχή ανάδρασης σχετικά με την ορθότητα της απάντησης (response feedback), η οποία διαρκεί $t_f = 3sec$. Το διάστημα μεταξύ διαδοχικών παρουσιάσεων ισούται με $t_i = 5sec$.

- **Σειρά παρουσίασης:** Όταν εμφανίζεται πρόσωπο που ανήκε στη λίστα μελέτης, η επιλογή γίνεται βάσει της μέσης θέσης παρουσίασης κατά τις προηγούμενες επαναλήψεις της φάσης μάθησης. Τα αντικείμενα της λίστας μελέτης χωρίζονται σε 3 ομάδες (πρώιμη, μέση, ύστερη) με πιθανότητες εμφάνισης 0.6, 0.3, και 0.1 αντίστοιχα. Με αυτό τον τρόπο μειώνεται η πιθανότητα ένα πρόσωπο που παρουσιάστηκε στην αρχή ή στο τέλος της φάσης μάθησης να παρουσιαστεί στο τέλος ή στην αρχή της φάσης αναγνώρισης.
- **Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης:** Το πείραμα της αναγνώρισης επαναλαμβάνεται μετά από χρόνο t_d (πρέπει $t_d < 20min$), με τη διαφορά ότι αυτή τη φορά δεν παρέχεται ανάδραση στον εξεταζόμενο. Η σειρά παρουσίασης καθορίζεται βάσει των ίδιων κανόνων με τη φάση άμεσης αναγνώρισης.
- **Αξιολόγηση**
 - **TPCN (True Positives with Correct Name):** Αναγνώριση προσώπου της αρχικής λίστας με ανάκληση του σωστού ονόματος
 - **TPNN (True Positives with No Name):** Αναγνώριση προσώπου της αρχικής λίστας με λανθασμένη ή καθόλου ανάκληση ονόματος
 - **FPN (False Positives with Name):** Αναγνώριση προσώπου που δεν υπήρχε στην αρχική λίστα με ανάκληση ονόματος
 - **FPNN (False Positives with No Name):** Αναγνώριση προσώπου που δεν υπήρχε στην αρχική λίστα χωρίς ανάκληση ονόματος
 - **TN (True Negatives):** Σωστή μη αναγνώριση προσώπου που δεν υπήρχε στην αρχική λίστα
 - **FN (False Negatives):** Αποτυχία αναγνώρισης προσώπου που ανήκε στην αρχική λίστα
 - **RT (Response Time):** Χρόνος απόκρισης
- **Μετρήσεις EEG:** Ταυτόχρονα λαμβάνονται μετρήσεις EEG, οι οποίες χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή σημάτων ERS/ERD. Επιπλέον, καταγράφονται τα πρώτα $t_b = 5sec$ πριν τη χορήγηση του πρώτου ερεθίσματος, τα οποία αντιστοιχούν στο διάστημα αναφοράς (reference interval).
 - **Πλήθος δοκιμών (epochs)**
 - **Φάση μάθησης:** $E_l = R \cdot N$
 - **Φάση άμεσης αναγνώρισης:** $E_{ir} = R \cdot 2N$
 - **Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης:** $E_{dr} = 2N$
- **Διάρκεια**
 - **Φάση μάθησης:** $T_l = t_b + N \cdot (t_s + t_i)$
 - **Φάση άμεσης αναγνώρισης:** $T_{ir} = t_b + 2N \cdot (t_r + t_f + t_i)$
 - **Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης:** $T_{dr} = t_b + 2N \cdot (t_r + t_i)$
 - **Συνολικός χρόνος:** $T = R \cdot (T_l + t_g + T_{ir}) + (R - 1) \cdot t_g + t_d + T_{dr}$

7.1.3.2 Κοντινή μεταφορά: Verbal Paired Associates

- **Περιγραφή:** Εξετάζεται η λεκτική μνήμη που σχετίζεται με ανάκληση με υπαινιγμούς (cued recall). Περιλαμβάνεται η διεξαγωγή φάσεων μάθησης και άμεσης ανάκλησης (για $R = 2$ επαναλήψεις με διαλείμματα $t_g = 20sec$), ακολουθούμενες από μία φάση καθυστερημένης αναγνώρισης μετά από χρόνο t_d ($t_d > 20min$). Παρότι το τεστ περιλαμβάνει και φάση καθυστερημένης ανάκλησης, το γεγονός ότι αυτή διεξάγεται μόνο μία φορά (και όχι σε επαναλήψεις) για τα $N = 15$ ζεύγη λέξεων σημαίνει ότι ο προκύπτων αριθμός μετρήσεων δεν αρκεί για την ικανοποιητική εξαγωγή μέσου όρου. Επομένως στην παρούσα εφαρμογή δεν εφαρμόζεται φάση καθυστερημένης ανάκλησης.
- **Φάσεις**
 - **Φάση μάθησης:** Παρουσιάζονται διαδοχικά $N = 15$ ζεύγη άσχετων μεταξύ τους λέξεων. Κάθε ζεύγος παρουσιάζεται για $t_s = 4sec$, με διάστημα μεταξύ διαδοχικών ερεθισμάτων ίσο με $t_i = 5sec$.
 - **Σειρά παρουσίασης:** Ισχύουν οι ίδιοι κανόνες με την εργασία μνήμης προσώπων-ονομάτων. Η σειρά των 2 λέξεων εντός κάθε ζεύγους μένει σταθερή.
 - **Φάση άμεσης ανάκλησης:** Πραγματοποιείται μετά από χρόνο $t_g = 20sec$. Για κάθε ζεύγος παρουσιάζεται η πρώτη λέξη (για χρόνο $t_r = 5sec$) και στο ίδιο διάστημα αναμένεται από τον εξεταζόμενο να δώσει προφορικά τη δεύτερη λέξη του ζεύγους. Ακολουθεί η παροχή ανάδρασης ($t_f = 3sec$) με το διάστημα μεταξύ παρουσιάσεων να ισούται με $t_i = 5sec$.
 - **Σειρά παρουσίασης:** Ισχύουν οι ίδιοι κανόνες με τις προηγούμενες περιπτώσεις.
 - **Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης:** Λαμβάνει χώρα μετά από χρόνο t_d . Παρουσιάζεται ένα ζεύγος λέξεων για χρόνο $t_r = 4sec$ (με $t_i = 5sec$) και ο εξεταζόμενος καλείται να αναγνωρίσει εάν αυτό ανήκε στην αρχική λίστα. Τα ζεύγη που παρουσιάζονται συντίθενται βάσει ανακατανομής των λέξεων της αρχικής λίστας. Βάσει αυτής της επιλογής, το πλήθος των ζευγών που μπορεί να χρησιμοποιηθεί καθορίζεται από το εάν επιλέγεται ή όχι η αξιοποίηση του φαινομένου της προέγερσης (priming):
 - **Συνθήκη μη προέγερσης (no priming condition):** Οποιαδήποτε λέξη της αρχικής λίστας μπορεί να εμφανίζεται πρώτη σε ένα ζεύγος. Σε αυτή την περίπτωση παίζει ρόλο η επιλογή εάν ο εξεταζόμενος καλείται να αναγνωρίσει και τη σωστή διάταξη εντός ενός ζεύγους ή μόνο τον συνδυασμό των λέξεων. Στην 1^η περίπτωση υπάρχουν $(2N)_2 = (2N)!/(2N-2)! = 2N \cdot (2N-1)$ πιθανές διατάξεις, ενώ στη δεύτερη υπάρχουν $\binom{2N}{2} = N \cdot (2N-1)$ πιθανοί συνδυασμοί.
 - **Συνθήκη προέγερσης (priming condition):** Η πρώτη λέξη κάθε ζεύγους πρέπει να έχει παρουσιαστεί στην 1^η θέση ενός ζεύγους της αρχικής λίστας και διαφοροποιείται μόνο η δεύτερη θέση, στην οποία μπορούν να παρουσιαστούν μόνο λέξεις που στην αρχική λίστα βρίσκονταν επίσης στη 2^η θέση κάποιου ζεύγους. Σε αυτή την περίπτωση μπορούν να χρησιμοποιηθούν N^2 διαφορετικά ζεύγη. Στο παρόν πείραμα επιλέγεται η χρήση της συνθήκης προέγερσης.

Κατά τη φάση καθυστερημένης αναγνώρισης παρουσιάζονται $3N$ ζεύγη, όπου ένα σωστό ζεύγος έχει πιθανότητα εμφάνισης ίση με 0.35. Ως προς τη σειρά παρουσίασης ισχύουν οι γνωστοί κανόνες με τη διαφοροποίηση ότι κάθε 1^η ή 2^η λέξη απαγορεύεται να παρουσιαστεί δεύτερη φορά με απόσταση μικρότερη των $P = N/3 - 1$ θέσεων.

- **Αξιολόγηση**
 - **Φάση άμεσης ανάκλησης:** Επιτυχίες και χρόνος απόκρισης
 - **Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης:**
 - **TP (True Positives):** Αναγνώριση σωστού ζεύγους
 - **FP (False Positives):** Αναγνώριση λανθασμένου ζεύγους
 - **FN (False Negatives):** Μη αναγνώριση σωστού ζεύγους
 - **TN (True Negatives):** Μη αναγνώριση λανθασμένου ζεύγους
 - **RT (Response Time):** Χρόνος απόκρισης
- **Μετρήσεις EEG:** Λαμβάνονται μετρήσεις EEG, οι οποίες χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή σημάτων ERS/ERD. Επιπλέον, καταγράφονται τα πρώτα $t_b = 5sec$ πριν τη χορήγηση του πρώτου ερεθίσματος, τα οποία αντιστοιχούν στο διάστημα αναφοράς (reference interval).
 - **Πλήθος δοκιμών (epochs)**
 - **Φάση μάθησης:** $E_l = R \cdot N$
 - **Φάση άμεσης αναγνώρισης:** $E_{ir} = R \cdot N$
 - **Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης:** $E_{dr} = 3N$
- **Διάρκεια**
 - **Φάση μάθησης:** $T_l = t_b + N \cdot (t_s + t_i)$
 - **Φάση άμεσης ανάκλησης:** $T_{ir} = t_b + N \cdot (t_r + t_f + t_i)$
 - **Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης:** $T_{dr} = t_b + 3N \cdot (t_r + t_i)$
 - **Συνολικός χρόνος:** $T = R \cdot (T_l + t_g + T_{ir}) + (R - 1) \cdot t_g + t_d + T_{dr}$

7.1.3.3 Μακρινή μεταφορά: N-back task

- **Περιγραφή:** Εξετάζεται η λειτουργική μνήμη (χωρητικότητα και ανανέωση περιεχομένου). Παρουσιάζεται στον εξεταζόμενο μία σειρά ψηφίων και εκείνος καλείται να αναγνωρίσει εάν το τρέχον ψηφίο παρουσιάστηκε η θέσεις (δοκιμές) νωρίτερα. Αυτό σημαίνει ότι πρέπει κάθε στιγμή να διατηρούνται στη μνήμη τα τελευταία n στοιχεία που παρουσιάστηκαν. Η τιμή n αποτελεί το επίπεδο δυσκολίας της δοκιμασίας. Η εργασία για όλα τα επίπεδα δυσκολίας πραγματοποιείται για $R = 3$ επαναλήψεις με διαλείμματα $t_g = 20sec$.
- **Παράμετροι**
 - **Επίπεδο δυσκολίας n :** Εφαρμόζονται $L = 3$ διαφορετικά επίπεδα δυσκολίας ($n = 2, 3, 4$).
 - **Πλήθος δοκιμών (T_n) ανά επίπεδο:** Όπως είναι προφανές, η δυνατότητα αναγνώρισης της επανάληψης ενός αντικειμένου υπάρχει μόνο από την $n + 1$ θέση και μετά. Οπότε, ειδικά εάν το πρώτο επίπεδο περιλαμβάνει λίγες δοκιμές, συνηθίζεται να αυξάνεται το πλήθος των δοκιμών με την αύξηση του επιπέδου δυσκολίας. Επιπλέον, μπορεί να επιλεγεί για κάθε επίπεδο είτε σταθερή είτε μεταβλητή τιμή βάσει κάποιου κριτηρίου (πχ μέχρι να συμπληρωθεί κάποιο μέγιστο χρονικό διάστημα ή να γίνει κάποιος

συγκεκριμένος αριθμός λαθών). Στην παρούσα εφαρμογή επιλέγονται τιμές $T_2 = 12$, $T_3 = 13$ και $T_4 = 14$.

- **Διάστημα παρουσίας και απόκρισης:** Επιλέγεται τιμή $t_r = 2sec$, διάστημα εντός του οποίου ο εξεταζόμενος πρέπει να αποφασίσει εάν το τρέχον αντικείμενο εμφανίστηκε η θέσεις νωρίτερα.
- **Διάστημα μεταξύ δοκιμών:** Το διάστημα μεταξύ διαδοχικών παρουσιάσεων μπορεί να αυξάνεται όσο αυξάνεται το επίπεδο δυσκολίας (είτε με σταθερό ρυθμό είτε με βάση κάποιον άλλο κανόνα). Λόγω περιορισμού στο χρόνο συνολικής διεξαγωγής του πειράματος διεξάγεται μικρός σχετικά αριθμός δοκιμών, οπότε προκειμένου να υπάρχει ικανοποιητικός αριθμός όμοιων χρονικά δοκιμών για την εξαγωγή του μέσου όρου, επιλέγεται σταθερό διάστημα $t_i = 3sec$. Επιπλέον, επιλέγεται διάστημα $t_d = 5sec$ μεταξύ διαφορετικών επιπέδων.
- **Κριτήριο αύξησης επιπέδου:** Το κριτήριο αύξησης μπορεί για παράδειγμα να αντιστοιχεί στην ολοκλήρωση (μίας ή περισσότερων επαναλήψεων) των δοκιμών ενός επιπέδου με αριθμό λαθών μικρότερο από κάποια καθορισμένη τιμή. Επειδή στην παρούσα εφαρμογή επιδιώκεται η μελέτη 3 συγκεκριμένων επιπέδων δυσκολίας, λόγω περιορισμένου χρόνου δεν εφαρμόζεται κάποιο κριτήριο αλλά επιλέγεται σταθερό πλήθος δοκιμών για κάθε επίπεδο δυσκολίας.
- **Αξιολόγηση:** Καταγράφονται ανά επίπεδο και συνολικά τα παρακάτω μέτρα:
 - **TP (True Positives):** Σωστή επισήμανση επανάληψης
 - **FP (False Positives):** Λανθασμένη επισήμανση επανάληψης
 - **TN (True Negatives):** Σωστή επισήμανση μη επανάληψης
 - **FN (False Negatives):** Λανθασμένη μη επισήμανση επανάληψης
 - **RT (Response Time):** Χρόνος απόκρισης
- **Μετρήσεις EEG:** Λαμβάνονται μετρήσεις EEG, οι οποίες χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή σημάτων ERS/ERD. Επιπλέον, καταγράφονται τα πρώτα $t_b = 5sec$ πριν τη χορήγηση του πρώτου ερεθίσματος, τα οποία αντιστοιχούν στο διάστημα αναφοράς (reference interval).
 - **Πλήθος δοκιμών (epochs):**
 - Για ένα επίπεδο: $E_{nb} = R \cdot T_n$
 - Για όλα τα επίπεδα: $E_{ir} = R \cdot \sum_{n=2}^4 T_n$
- **Διάρκεια**
 - Για μία επανάληψη: $T_{nb} = t_b + (t_r + t_i) \cdot \sum_{n=2}^4 T_n + (L - 1) \cdot t_d$
 - Συνολικός χρόνος: $T = R \cdot T_{nb} + (R - 1) \cdot t_g$

7.1.4 Εκπαιδευτική φάση: Επανάληψη με υστέρηση

- **Περιγραφή:** Χρησιμοποιείται για τη βελτίωση της ελεγχόμενης ανάκλησης (controlled recall) για συνδυασμούς προσώπων-ονομάτων, όπως περιγράφηκε στο κεφάλαιο 5.
- **Φάσεις**
 - **Φάση μάθησης:** Παρουσιάζονται N_s συνδυασμοί προσώπου-ονόματος σε $R = 2$ επαναλήψεις με διάλειμμα $t_g = 20sec$. Κάθε συνδυασμός παρουσιάζεται σε κοινό ουδέτερο φόντο για χρόνο $t_s = 5sec$ με το διάστημα μεταξύ 2 διαδοχικών παρουσιάσεων να ισούται με $t_i = 5sec$.

- **Σειρά παρουσίασης:** Τυχαία σειρά για την πρώτη επανάληψη, με τους κανόνες για τις επαναληπτικές παρουσιάσεις να είναι κοινοί με τις προαναφερθείσες εργασίες.
- **Φάση αναγνώρισης:** Ξεκινάει μετά από χρόνο $t_d = 1min$. Για κάθε συνεδρία χρησιμοποιούνται ταυτόχρονα 2 τιμές υστέρησης l_1 και l_2 . Επιπλέον χρησιμοποιούνται για κάθε συνεδρία διαφορετικές λίστες νέων προσώπων (N_l πρόσωπα που επαναλαμβάνονται βάσει των τιμών υστέρησης – **αντικείμενα υστέρησης**) και γεμίσματος (N_f πρόσωπα). Ο εξεταζόμενος έχει χρόνο $t_r = 3sec$ για να αποφανθεί εάν το τρέχον πρόσωπο ανήκε στην αρχική λίστα και χρόνο $t_{r_2} = 5sec$ για να πληκτρολογήσει το αντίστοιχο όνομα σε περίπτωση αναγνώρισης. Τέλος, δίνεται ανάδραση της ορθότητας της απάντησης στον εξεταζόμενο για διάστημα $t_f = 1sec$.
 - **Μέθοδος παρουσίασης:** Σύμφωνα με τα παραπάνω, κάθε συνεδρία περιλαμβάνει συνολικά $N = N_s + 2N_l + N_f$ παρουσιάσεις. Οι τιμές αυτές αντιστοιχούν σε N_s παρουσιάσεις των προσώπων της αρχικής λίστας, σε $2N_l$ παρουσιάσεις των N_l αντικειμένων υστέρησης (πρώτη παρουσίαση και 1 επανάληψη) και στις παρουσιάσεις N_f αντικειμένων της λίστας γεμίσματος. Η θέση παρουσίασης p των προσώπων στην ακολουθία των N θέσεων εξαρτάται από παραμέτρους όπως είναι η μέγιστη δυνατή θέση αντικειμένου υστέρησης p_{max} , η οποία καθορίζεται βάσει της χρησιμοποιούμενης υστέρησης, προκειμένου η θέση επανάληψης του αντικειμένου υστέρησης να μην ξεπερνά τα όρια της ακολουθίας (N). Επομένως, για υστέρηση l η μέγιστη θέση παρουσίασης προσώπου υστέρησης υπολογίζεται βάσει της παρακάτω σχέσης:

$$p_{max} = N - l - 1$$
- Η κατανομή των προσώπων στις F θέσεις πραγματοποιείται ως εξής:
 - Τυχαία ανάθεση των αντικειμένων υστέρησης στις τιμές υστέρησης l_1 και l_2 με αναλογία 50%.
 - Ομοιόμορφη τοποθέτηση κάθε αντικειμένου υστέρησης l_1 στις πρώτες p_{1max} θέσεις της ακολουθίας (όπου επιτρέπεται η τοποθέτηση) και της σχετικής επαναληπτικής εμφάνισης. Οι μη επιτρεπτές θέσεις τοποθέτησης περιλαμβάνουν αφενός τις ήδη κατειλημμένες θέσεις και αφετέρου τις θέσεις που προηγούνται κατά l_1 των κατειλημμένων θέσεων (ώστε να μπορούν να τοποθετηθούν οι επαναληπτικές παρουσιάσεις).
 - Ομοιόμορφη τοποθέτηση κάθε αντικειμένου υστέρησης l_2 στις πρώτες p_{2max} θέσεις της ακολουθίας (όπου επιτρέπεται η τοποθέτηση) και της σχετικής επαναληπτικής εμφάνισης.
 - Ομοιόμορφη τοποθέτηση των αρχικών αντικειμένων και των αντικειμένων γεμίσματος στις εναπομείνουσες θέσεις.
- **Τιμές υστέρησης και πλήθος αντικειμένων:** Όσον αφορά την υστέρηση, χρησιμοποιούνται οι τιμές που επιλέχθηκαν στις μελέτες [160] και [165], όπως παρουσιάστηκαν στο κεφάλαιο 5. Επιπλέον, πρέπει να σημειωθεί η αλληλεπίδραση μεταξύ της υστέρησης, του

πλήθους N_l των αντικειμένων υστέρησης και του συνολικού πλήθους N των παρουσιάσεων. Οι κανόνες που περιγράφουν την εν λόγω αλληλεπίδραση έχουν ως εξής:

- **Μέγιστη θέση τοποθέτησης αντικειμένου υστέρησης:** Ορίζεται βάσει του γεγονότος ότι η επαναληπτική παρουσίαση ενός αντικειμένου υστέρησης (μετά από l θέσεις) πρέπει να είναι εντός των ορίων της ακολουθίας.

$$p_{max} = N - l - 1$$

- **Μέγιστη τιμή υστέρησης:** Για δεδομένο πλήθος παρουσιάσεων ορίζεται η μέγιστη δυνατή υστέρηση, ώστε η επαναληπτική παρουσίαση να είναι εντός των ορίων της ακολουθίας.

$$l_{max} = N - N_l - 1$$

Επειδή ωστόσο το όριο αυτό αντιστοιχεί σε διαδοχική παρουσίαση (χωρίς ενδιάμεσα αντικείμενα) των αντικειμένων υστέρησης, ίσως είναι πιο πρακτικό να επιλεγεί μία μικρότερη τιμή για το όριο. Για παράδειγμα, αν επιλεγεί να υπάρχουν κατά μέσο όρο g θέσεις μεταξύ των πρώτων παρουσιάσεων 2 διαδοχικών αντικειμένων υστέρησης, θα έχουμε:

$$l'_{max} = \left\lfloor \frac{l_{max}}{g + 1} \right\rfloor$$

όπου $\lfloor \cdot \rfloor = \text{floor}(\cdot)$

- **Ελάχιστο πλήθος παρουσιάσεων:** Για μία δεδομένη τιμή υστέρησης απαιτείται ένα ελάχιστο πλήθος παρουσιάσεων, υποθέτοντας ότι επαναλαμβάνεται ένα αντικείμενο στην πρώτη και στην τελευταία θέση της ακολουθίας.

$$N_{min} = l + 2$$

- **Μέγιστο πλήθος προσώπων:** Το μέγιστο πλήθος προσώπων που μπορεί να χρησιμοποιηθεί εξαρτάται φυσικά από το πλήθος των διαθέσιμων εικόνων. Το πλήθος διαφορετικών προσώπων που απαιτούνται για μία συνεδρία ισούται με $N_{se} = N_s + N_l + N_f$. Επομένως, εάν επιλεγεί η χρήση διαφορετικών προσώπων ανα συνεδρία, για εκπαιδευτικό πρόγραμμα S συνεδριών τη μέρα και D ημερών την εβδομάδα για W εβδομάδες απαιτούνται $N_{tr} = W \cdot D \cdot S \cdot N_{se}$ διαφορετικά πρόσωπα. Πληροφορίες σχετικά με τις πηγές λήψης των εικόνων που χρησιμοποιούνται τόσο για την εκπαίδευση όσο και για την προεκπαιδευτική και τη μετεκπαιδευτική αξιολόγηση παρέχονται στην επόμενη ενότητα.
- **Μέγιστο πλήθος προσώπων υστέρησης:** Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, τα πρόσωπα υστέρησης κατανέμονται στις πρώτες p_{max} θέσεις της ακολουθίας παρουσίασης. Ωστόσο, αυτό δεν σημαίνει ότι μπορούν να χρησιμοποιηθούν μέχρι p_{max} αντικείμενα υστέρησης, αφού είναι πιθανό η επαναληπτική εμφάνιση βάσει υστέρησης να

αντιστοιχεί σε θέση $p_{repeat} \leq p_{max}$ (αυτό συμβαίνει εάν $p + l \geq p_{max}$). Επομένως, ανάλογα με την τιμή υστέρησης ισχύει γενικά $N_{l_{max}} \leq p_{max}$. Η τιμή $N_{l_{max}}$ δίνεται βάσει της παρακάτω σχέσης:

$$N_{l_{max}} = (l + 1) \cdot \left\lceil \frac{d}{2} \right\rceil + m \cdot u$$

$$\begin{aligned} \text{όπου } d &= p_{max} \text{div}(l + 1) \\ m &= p_{max} \text{mod}(l + 1) \\ u &= (d + 1) \text{mod} 2 \\ \lceil \cdot \rceil &= \text{ceil}(\cdot) \end{aligned}$$

Το σχήμα που χρησιμοποιείται για την επιλογή του πλήθους των αντικειμένων είναι αντίστοιχο των υπαρχόντων δημοσιεύσεων σχετικά με τη διαδικασία επανάληψης με υστέρηση (πχ [160] και [165]). Σύμφωνα λοιπόν με τη βιβλιογραφία χρησιμοποιείται σχήμα $N_s - N_s - N_s/2$ (πρόσωπα μελέτης – υστέρησης – γεμίσματος), οπότε για $N_l = N_s$ και $N_f = N_s/2$ προκύπτει $N = 7N_s/2$. Επομένως, εάν επιλεγεί $N_l = 16$, τότε από τις τιμές που αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 5 η μέγιστη τιμή υστέρησης που μπορεί να χρησιμοποιηθεί (ώστε $N_l \leq N_{l_{max}}$) είναι η $l = 36$. Βάσει των τιμών αυτών θα έχουμε $N = 56$, $l_{max} = 39$, $l'_{max}(g = 1) = 19$, $N_{min} = 38$ και $N_{l_{max}} = 19$.

- **Κριτήριο αύξησης υστέρησης:** Εφαρμόζεται το κριτήριο που χρησιμοποιείται στις μελέτες [160] και [165], δηλαδή ορίζεται μέγιστο επιτρεπτό πλήθος λαθών. Πιο συγκεκριμένα, επιτρέπεται μέχρι 1 λάθος για τιμές υστέρησης 1-4 και μέχρι 2 λάθη για μεγαλύτερες τιμές. Η μεταβολή των τιμών προϋποθέτει την κοινή πλήρωση του κριτηρίου για τις 2 τιμές υστέρησης. Τονίζεται ότι **ως λάθος υπολογίζεται κάθε λανθασμένη αναγνώριση (False Positive)**.
- **Συνεδρίες:** Σε κάθε μέρα εκπαίδευσης πραγματοποιούνται $S = 2$ συνεδρίες με διάλειμμα διάρκειας $t_{se} = 2min$ μεταξύ 2 διαδοχικών συνεδριών.
- **Αξιολόγηση:** Τα παρακάτω μέτρα μελετώνται και σε σχέση με το εάν πρόκειται για αντικείμενο της λίστας μελέτης, της λίστας υστέρησης ή της λίστας γεμίσματος.
 - **TPCN (True Positives with Correct Name):** Αναγνώριση προσώπου της αρχικής λίστας με ανάκληση του σωστού ονόματος
 - **TPNN (True Positives with No Name):** Αναγνώριση προσώπου της αρχικής λίστας με λανθασμένη ή καθόλου ανάκληση ονόματος
 - **FPN (False Positives with Name):** Αναγνώριση προσώπου που δεν υπήρχε στην αρχική λίστα με ανάκληση ονόματος
 - **FPNN (False Positives with No Name):** Αναγνώριση προσώπου που δεν υπήρχε στην αρχική λίστα χωρίς ανάκληση ονόματος
 - **TN (True Negatives):** Σωστή μη αναγνώριση προσώπου που δεν υπήρχε στην αρχική λίστα
 - **FN (False Negatives):** Αποτυχία αναγνώρισης προσώπου που ανήκε στην αρχική λίστα
 - **RT (Response Time):** Χρόνος απόκρισης
- **Μετρήσεις EEG:** Δεν πραγματοποιούνται μετρήσεις EEG κατά τη φάση εκπαίδευσης.

- **Διάρκεια**

- **Φάση μάθησης:** $T_l = t_b + R \cdot N_s \cdot (t_s + t_i) + (R - 1) \cdot t_g$
- **Φάση αναγνώρισης:** $T_r = N \cdot (t_r + t_{r_2} + t_f)$
- **Συνολικός χρόνος για 1 μέρα εκπαίδευσης:** $T = S \cdot (T_l + t_d + T_r) + (S - 1) \cdot t_{se}$
- **Συνολικός χρόνος εκπαίδευσης:** $T_{tr} = W \cdot D \cdot T$

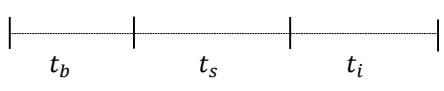
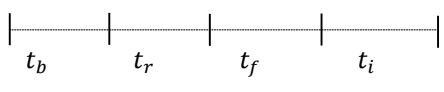
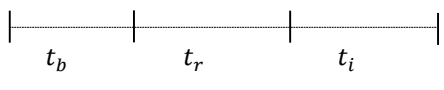
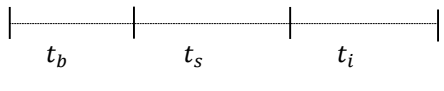
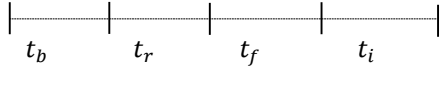
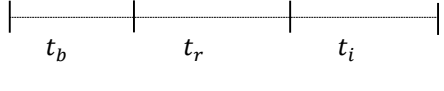
7.1.5 Μετεκπαιδευτική φάση

Επαναλαμβάνονται οι 3 εργασίες της προεκπαιδευτικής φάσης (βασική εργασία και εργασίες μεταφοράς) προκειμένου να γίνει σύγκριση των αποτελεσμάτων και να αξιολογηθεί η επίδραση του εκπαιδευτικού προγράμματος.

7.2 Σύνοψη παραμέτρων πειράματος

Στους παρακάτω πίνακες παρουσιάζονται συγκεντρωτικά η οργάνωση των χρονικών διαστημάτων κατά τη διενέργεια των εργασιών και τη λήψη δεδομένων EEG, οι επιλογές των αριθμητικών τιμών για τις διάφορες παραμέτρους και η τελική οργάνωση των βημάτων της προεκπαιδευτικής και της μετεκπαιδευτικής φάσης ως προς τη χρονική διάρκεια αυτών. Ως προς τον τελευταίο πίνακα, η διάρκεια για τις φάσεις καθυστερημένης αναγνώρισης των 2 εργασιών (μνήμη προσώπων-ονομάτων & Verbal Associates) συνοδεύεται από τις προκύπτουσες τιμές καθυστέρησης t_d που μεσολαβούν από το πέρας της αντίστοιχης φάσης άμεσης αναγνώρισης/ανάκλησης:

Πίνακας 3: Οργάνωση χρονικών διαστημάτων για τις εργασίες και τη λήψη EEG

Εργασία	Συγχρονισμός μετρήσεων EEG		Χρονικές παράμετροι
Εργασία μνήμης προσώπων-ονομάτων	Φάση μάθησης		t_b : reference interval t_s : stimulus presentation t_i : interstimulus interval t_r : response interval t_f : response feedback
	Φάση άμεσης αναγνώρισης (μετά από χρόνο t_g)		
	Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης (μετά από χρόνο t_d)		
Verbal Paired Associates	Φάση μάθησης		
	Φάση άμεσης ανάκλησης (μετά από χρόνο t_g)		
	Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης (μετά από χρόνο t_d)		

N-back	Για ένα επίπεδο (διάστημα t_d μεταξύ επιπέδων)			
Επανάληψη με υστέρηση (Χωρίς EEG)	Φάση μάθησης			
	Φάση αναγνώρισης	Αναγνώριση (& ανάκληση ονόματος)		
		Μη αναγνώριση		

Πίνακας 4: Τιμές για παραμέτρους, διάρκεια και πλήθος epochs

Εργασία	Παράμετροι	Διάρκεια	EEG Epochs
Εργασία μνήμης προσώπων-ονομάτων	$t_g = 20sec, R = 2, t_d = 20min, t_b = 5sec, N = 15$	$T_l \cong 2.5min$	$E_l = 30$
	$t_s = 5sec, t_i = 5sec$	$T_{ir} \cong 6min$	$E_{ir} = 60$
	$t_r = 4sec, t_f = 3sec, t_i = 5sec$	$T_{dr} \cong 4.5min$	$E_{dr} = 30$
Verbal Paired Associates	$R = 2, t_g = 20sec, t_d = 20min, t_b = 5sec, N = 15$	$T_l \cong 2.5min$	$E_l = 30$
	$t_s = 4sec, t_i = 5sec$	$T_{ir} \cong 3.5min$	$E_{ir} = 30$
	$t_r = 5sec, t_f = 3sec, t_i = 5sec$	$T_{dr} \cong 6min$	$E_{dr} = 45$
	$t_r = 4sec, t_i = 5sec$		
N-back	$R = 3, t_g = 20sec, L = 3, T_2 = 12, T_3 = 13, T_4 = 14, t_b = 5sec$	$T_{nb} \cong 3min$	$E_{2b} = 36$
	$t_r = 2sec, t_i = 3sec, t_c = 5sec$	$T \cong 9min$	$E_{3b} = 39$
Διαδικασία επανάληψης με υστέρηση	$t_b = 5sec, t_d = 1min, S = 2, t_{se} = 2min, t_d = 1min$	$T_l \cong 6min$	
	$N_s = 16, R = 2, t_g = 20sec, t_s = 5sec, t_i = 5sec$	$T_r \cong 8.5min$	
	$N_l = 16, N_f = 8, t_r = 3sec, t_{r_2} = 5sec, t_f = 1sec$	$T \cong 31.5min$	
	$D = 4, W = 1$	$T_{tr} = 2h: 6min$	

Πίνακας 5: Οργάνωση προεκπαιδευτικής και μετεκπαιδευτικής φάσης

Βήματα προεκπαιδευτικής & μετεκπαιδευτικής φάσης	Διάρκεια	
Εργασία μνήμης προσώπων-ονομάτων: Φάσεις μάθησης και άμεσης αναγνώρισης	$T_1 = R \cdot (T_l + t_g + T_{ir}) + (R - 1) \cdot t_g$	$T_1 \cong 18.3min$
Διάλειμμα	t_{d1}	$t_{d1} = 3min$
Verbal Paired associates: Φάσεις μάθησης και άμεσης ανάκλησης	$T_2 = R \cdot (T_l + t_g + T_{ir}) + (R - 1) \cdot t_g$	$T_2 \cong 12.3min$
Διάλειμμα	t_{d2}	$t_{d2} = 3min$
N-back task	$T_3 = R \cdot T_{nb} + (R - 1) \cdot t_g$	$T_3 \cong 11.2min$
Διάλειμμα	t_{d3}	$t_{d3} = 3min$
Εργασία μνήμης προσώπων-ονομάτων: Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης	$T_4 = T_{dr}$	$T_4 \cong 4.6min$ ($t_d \cong 38.5min$)
Διάλειμμα	t_{d4}	$t_{d4} = 3min$
Verbal Paired associates: Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης	$T_5 = T_{dr}$	$T_5 \cong 6min$ ($t_d \cong 30.75min$)
	Συνολική διάρκεια	$T_{total} \cong 64.5min$

Βάσει της συνολικής διάρκειας T_{total} που φαίνεται στον πίνακα 5 υπολογίζεται αυτόματα και η διάρκεια της καταγραφής EEG. Επιπρόσθετα, σημειώνεται ότι η διάρκεια της προεκπαιδευτικής φάσης περιλαμβάνει, πέραν των βημάτων του πίνακα 5, τόσο τη διαδικασία της εξοικείωσης όσο και τη διαδικασία της ολοκλήρωσης της γνωστικής εκτίμησης Montreal. Για αυτά υπολογίζεται **επιπλέον χρόνος** $T_{prep} \cong 15min$, ο οποίος περιλαμβάνει την εξοικείωση με τη διάταξη, την εξοικείωση με μία απλή μορφή της εργασίας n-back και την ολοκλήρωση της γνωστικής εκτίμησης Montreal.

Επιπλέον, τονίζεται ότι η επιλογή των παραμέτρων που αφορούν την εκπαιδευτική διαδικασία περιορίζεται από το πλήθος των διαθέσιμων προσώπων, το οποίο επιτρέπει εκπαιδευτική διάρκεια μόλις 2 περίπου ωρών για κάθε συμμετέχοντα ($W \cdot D \cdot S = 8$ συνεδρίες συνολικά), γεγονός που ενέχει τον κίνδυνο της αποτυχίας ανίχνευσης στατιστικά σημαντικών αποτελεσμάτων μετά την εκπαίδευση.

Όσον αφορά την καταγραφή της ορθότητας των απαντήσεων των συμμετεχόντων σε πραγματικό χρόνο, αυτή πραγματοποιείται ως εξής:

- Ο εξεταστής χρησιμοποιεί υπολογιστή και εισάγει σε πραγματικό χρόνο τις απαντήσεις κάθε συμμετέχοντα, ο οποίος παρακολουθεί τα ερεθίσματα σε οθόνη που έχει συνδεθεί με τον υπολογιστή.
- Για κάθε δοκιμασία αναγνώρισης/ανάκλησης (συμπεριλαμβανομένης της εκπαιδευτικής διαδικασίας), ο εξεταστής έχει πρόσβαση σε αυτόματα παραγόμενο αρχείο κειμένου με τις ορθές απαντήσεις που αφορούν την αναγνώριση και το όνομα για ένα πρόσωπο (για τις εργασίες αναγνώρισης προσώπων) και τα ζεύγη λέξεων (για την εργασία VPA) και δίνει την είσοδο που αντιστοιχεί στην απάντηση του εξεταζομένου.
- Όσον αφορά την εργασία N-back, ο εξεταζόμενος εισάγει ο ίδιος τις απαντήσεις, οι οποίες ισοδυναμούν με επισήμανση επανάληψης ψηφίου που εμφανίστηκε η θέσεις νωρίτερα.

7.3 Λήψη υλικού για τις εργασίες (πρόσωπα, ονόματα & λέξεις)

7.3.1 Βάσεις δεδομένων για εικόνες προσώπων

Στις ιστοσελίδες [218], [219] και [220] παρέχονται λίστες με βάσεις δεδομένων που περιλαμβάνουν εικόνες προσώπων υπό διαφορετικές συνθήκες (πχ όψεις, εκφράσεις προσώπου κλπ). Οι σχετικές εικόνες προορίζονται για εφαρμογές υπολογιστικής αναγνώρισης προσώπων, ωστόσο στην περίπτωση της εργασίας αυτής αξιοποιούνται για εφαρμογή γνωσιακής εκπαίδευσης. Οι βάσεις αυτές αποτελούν την πηγή λήψης του υλικού που χρησιμοποιείται τόσο κατά την εκπαιδευτική διαδικασία όσο και κατά την προεκπαιδευτική και μετεκπαιδευτική αξιολόγηση. Ωστόσο, ο τελικός αριθμός των εικόνων περιορίζεται λόγω της ανάγκης για σχετική ομοιομορφία των προσώπων, ως προς παράγοντες που επηρεάζουν την αντικειμενικότητα της διαδικασίας αναγνώρισης όπως είναι οι ακόλουθοι:

- Εθνικότητα
- Αξεσουάρ (γυαλιά, καπέλο κλπ)
- Ποιότητα και μέγεθος εικόνας
- Φόντο/χρώμα

Τελικά επελέγησαν εικόνες από τις εξής βάσεις δεδομένων:

- **Color FERET database**^{[221],[222]}: Περιλαμβάνει εικόνες από 1208 διαφορετικά πρόσωπα (για κάθε πρόσωπο υπάρχει πληθώρα εικόνων με διαφοροποίηση ως προς εκφράσεις, φωτισμό, αξεσουάρ κλπ). Διατίθεται κατόπιν άδειας μέσω της διαδικασίας που περιγράφεται στον σύνδεσμο [223].
- **Psychological Image Collection at Stirling (PICS)**^[224]: Χρησιμοποιήθηκαν εικόνες από το σύνολο “**Utrecht ECVP**”, το οποίο περιλαμβάνει 131 εικόνες από 69 διαφορετικά άτομα (49 άνδρες και 20 γυναίκες) και διατίθεται ελεύθερα μέσω της επίσημης ιστοσελίδας.
- **IMM face database**^[225]: Περιλαμβάνει 240 εικόνες από 40 διαφορετικά άτομα και διατίθεται ελεύθερα μέσω της ιστοσελίδας [226].

Μετά τη λήψη των εικόνων ακολουθήθηκε η εξής διαδικασία:

- Επιλογή των κατάλληλων εικόνων από κάθε βάση δεδομένων: Οι παραπάνω βάσεις περιλαμβάνουν άνω της 1 εικόνες για κάθε πρόσωπο, με την κάθε μία να περιγράφεται από έναν κωδικό που δίνει πληροφορίες σχετικά με την έκφραση, την ύπαρξη αξεσουάρ κλπ. Από κάθε βάση επιλέχθηκαν οι κατάλληλοι κωδικοί προκειμένου να υπάρχει ομοιομορφία (πχ ως προς την έκφραση του προσώπου) στο τελικό σύνολο.
- Οργάνωση των εικόνων σε ενιαίο φάκελο και μετονομασία ώστε το όνομα κάθε αρχείου να έχει τη μορφή “<code>_<gender>” (πχ 1_m, 2_m, 3_f κλπ), η οποία είναι συμβατή με τις συναρτήσεις δημιουργίας υποσυνόλων εικόνων για τις εργασίες αναγνώρισης προσώπων.
- Μετατροπή των εικόνων σε .jpg
- Μετατροπή σε grayscale
- Διαγραφή των εικόνων που θεωρήθηκαν ακατάλληλες ως προς την ομοιομορφία του συνόλου

Τελικά, παρέμειναν 495 πρόσωπα, με το απαιτούμενο πλήθος προσώπων να έχει ως εξής:

- Εργασία μνήμης προσώπων-ονομάτων: $2 \cdot 2 \cdot N_{FN}$ πρόσωπα για το σύνολο εκπαιδευτικής και μετεκπαιδευτικής φάσης
- Διαδικασία επανάληψης με υστέρηση: $W \cdot D \cdot S \cdot (7N_{RL}/2)$

Επομένως, η επιλογή των παραμέτρων περιορίστηκε από το πλήθος των διαθέσιμων προσώπων, το οποίο τελικά ήταν μικρότερο του 495 λόγω της επιθυμίας να εξασφαλιστεί μία σχετικά μη μονόπλευρη αναλογία μεταξύ προσώπων των 2 φύλων. Κατά συνέπεια, χρησιμοποιήθηκαν συνολικά **380 διαφορετικά πρόσωπα**.

7.3.2 Ονόματα

Στην εργασία μνήμης προσώπων-ονομάτων χρησιμοποιούνται N συνδυασμοί προσώπων και ονομάτων, οπότε για προεκπαιδευτική και μετεκπαιδευτική φάση απαιτούνται $2N$ συνδυασμοί. Επιπλέον, κατά τη φάση μάθησης της εκπαιδευτικής διαδικασίας παρουσιάζονται N_s συνδυασμοί για κάθε συνεδρία, οπότε καθ' όλη τη διάρκεια της εκπαίδευσης παρουσιάζονται συνολικά $W \cdot D \cdot S \cdot N_s$ συνδυασμοί προσώπων-ονομάτων. Ωστόσο, σε αντίθεση με τα πρόσωπα, δεν είναι απαραίτητη η χρήση μοναδικών ονομάτων, δηλαδή επιτρέπεται η χρήση του ίδιου ονόματος για

παραπάνω του ενός πρόσωπα. Σε διαφορετική περίπτωση, για το παρόν πείραμα θα απαιτούνταν 390 διαφορετικά ονόματα. Αντίθετα, επιτρέπεται η πολλαπλή χρήση του ίδιου ονόματος, με τον περιορισμό ότι δεν πρέπει στην ίδια συνεδρία να εμφανίζεται το ίδιο όνομα πάνω από 2 φορές. Η επιλογή των ονομάτων που χρησιμοποιούνται βασίζεται στην έρευνα που παρουσιάζεται στον σύνδεσμο [227], η οποία αφορά τη συχνότητα εμφάνισης ελληνικών αντρικών και γυναικείων ονομάτων (276 και 734 διαφορετικά ονόματα αντίστοιχα).

7.3.3 Λέξεις

Για τη διενέργεια της εργασίας Verbal Paired Associates απαιτούνται N ζεύγη λέξεων, οπότε χρειαζόμαστε συνολικά $N_{words} = 4N$ λέξεις για την προεκπαιδευτική και τη μετεκπαιδευτική αξιολόγηση. Κατά συνέπεια, για $N = 15$ απαιτούνται $N_w = 60$ διαφορετικές λέξεις, οι οποίες μπορούν να επιλεγούν από κάποιο ελληνικό λεξικό. Για κάθε ζεύγος χρησιμοποιούνται άσχετες μεταξύ τους λέξεις και συνολικά επιλέγονται λέξεις που ανήκουν σε διάφορες σημασιολογικές κατηγορίες.

7.4 Λήψη δεδομένων EEG

Όπως αναφέρθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, η καταγραφή των δεδομένων EEG πραγματοποιήθηκε μέσω του MindWave Mobile. Ειδικότερα, τα χαρακτηριστικά του πειράματος επέβαλαν την απάντηση 2 σημαντικών ερωτημάτων:

1. Πώς επιτυγχάνονται ταυτόχρονα η πραγματοποίηση του πειράματος (παρουσίαση ερεθισμάτων και λήψη απόκρισης του χρήστη) και η καταγραφή του σήματος;
2. Πώς αντιστοιχίζονται τα διάφορα γεγονότα (πίνακας 3 – παρουσίαση ερεθίσματος, διάστημα μεταξύ ερεθισμάτων κλπ) σε δείγματα της ακολουθίας καταγραφής EEG;

Η απάντηση στο 1^ο ερώτημα είναι ότι οι 2 διεργασίες (πείραμα & καταγραφή) υλοποιούνται από 2 διαφορετικές συνεδρίες του Matlab. Πριν την έναρξη του πειράματος εκκινεί μία νέα συνεδρία του Matlab μέσω της ακόλουθης εντολής:

```
!matlab -r Create_new_session &
```

Η εντολή αυτή δημιουργεί μία νέα συνεδρία, η οποία καλεί τη συνάρτηση “Create_new_session”, η οποία αναλαμβάνει την καταγραφή και την αποθήκευση των δεδομένων σε αρχείο .mat μετά την ολοκλήρωση αυτής. Προϋπόθεση αποτελεί το αρχείο της συνάρτησης (Create_new_session.m) να βρίσκεται εντός του **αρχικού μονοπατιού αναζήτησης** του Matlab. Οπότε, εάν η συνάρτηση αυτή δεν βρίσκεται σε άλλο φάκελο πλύν του αρχικού φακέλου του Matlab, πρέπει να προηγηθεί η προσθήκη της διεύθυνσής της στο αρχικό μονοπάτι αναζήτησης μέσω της εντολής userpath(). Η επαναφορά του αρχικού μονοπατιού αναζήτησης επιτυγχάνεται μέσω της εντολής userpath('reset').

Όσον αφορά το 2^ο ερώτημα, η αντιστοίχιση επιτυγχάνεται μέσω δημιουργίας ενός αρχείου .mat που περιλαμβάνει ένα σύνολο **χρονικών δεικτών (time markers)**, οι οποίοι ορίζουν τα διάφορα **γεγονότα (events)** της καταγραφής. Η διαδικασία δημιουργίας της σχετικής μεταβλητής “Event_latencies” που αποθηκεύεται στο αναφερθέν αρχείο έχει ως εξής:

1. Ακριβώς πριν την 1^η εντολή έναρξης της καταγραφής (στη συνεδρία καταγραφής) λαμβάνεται η χρονική στιγμή έναρξης της καταγραφής μέσω της εντολής “rec_start=tic” και αποθηκεύεται σε αρχείο .mat μαζί με την αρχικοποίηση του αρχείου δεικτών (“Event_latencies=[]”).
2. Η έναρξη του πειράματος (στη συνεδρία διεξαγωγής του πειράματος) καθυστερεί μετά την εντολή εκκίνησης νέας συνεδρίας μέχρι να δημιουργηθεί από τη συνεδρία καταγραφής το αρχείο που περιλαμβάνει τους δείκτες γεγονότων. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω των παρακάτω εντολών:

```
Recording_started=false;
while ~Recording_started
    if exist([path '\Event_latencies.mat'], 'file')==2
        Recording_started=true;
    end
end
```

3. Με την έναρξη κάθε εργασίας φορτώνεται το αρχείο δεικτών.
4. Κάθε εντολή που αντιστοιχεί σε γεγονός συνοδεύεται από την παρακάτω εντολή:

```
Event_latencies=[Event_latencies toc(rec_start)];
```

5. Στο τέλος κάθε εργασίας αποθηκεύεται το νέο αρχείο δεικτών γεγονότων.

Βάσει της παραπάνω διαδικασίας, κάθε γεγονός προσθέτει στη μεταβλητή Event_latencies έναν νέο χρονικό δείκτη γεγονότος. Μόλις το πείραμα ολοκληρωθεί, οι χρονικές πληροφορίες συνδυάζονται με πληροφορίες που αφορούν τον τύπο και τη διάρκεια κάθε γεγονότος με στόχο τη δημιουργία αρχείου πληροφοριών γεγονότων Events.txt, το οποίο μπορεί να εισαχθεί στο EEGLAB και έχει την ακόλουθη μορφή:

```
Latency Type Duration Task
1.533005e+00 Study.trial.start 5 Face-Name(S&IR)
7.086528e+00 Stimulus.presentation 5 Face-Name(S&IR)
1.210506e+01 Interstimulus.interval 5 Face-Name(S&IR)
1.717239e+01 Stimulus.presentation 5 Face-Name(S&IR)
2.217087e+01 Interstimulus.interval 5 Face-Name(S&IR)
2.725203e+01 Stimulus.presentation 5 Face-Name(S&IR)
3.226487e+01 Interstimulus.interval 5 Face-Name(S&IR)
3.734150e+01 Stimulus.presentation 5 Face-Name(S&IR)
4.235870e+01 Interstimulus.interval 5 Face-Name(S&IR)
4.740170e+01 Stimulus.presentation 5 Face-Name(S&IR)
5.239016e+01 Interstimulus.interval 5 Face-Name(S&IR)
5.744822e+01 Stimulus.presentation 5 Face-Name(S&IR)
6.245281e+01 Interstimulus.interval 5 Face-Name(S&IR)
6.753229e+01 Stimulus.presentation 5 Face-Name(S&IR)
7.253129e+01 Interstimulus.interval 5 Face-Name(S&IR)
```

Εικόνα 43: Μορφή αρχείου κειμένου με πληροφορίες γεγονότων καταγραφής EEG

Τέλος, όσον αφορά τους χρονικούς δείκτες γεγονότων, τίθεται το ερώτημα του κατά πόσο οι καταγραφόμενες χρονικές στιγμές των γεγονότων (Event_latencies) ταυτίζονται με τις αντίστοιχες χρονικές στιγμές λήψης. Πιο συγκεκριμένα, στα 2 προαναφερθέντα ερωτήματα προστίθεται το εξής:

3. Ποια είναι η καθυστέρηση μεταξύ ενός γεγονότος που αποθηκεύεται από τη συνεδρία πειράματος και του πραγματικού δείγματος που αποθηκεύεται από τη συνεδρία καταγραφής μέσω του MindWave Mobile;

Προκειμένου να γίνει μία πρόχειρη εκτίμηση της καθυστέρησης αυτής χρησιμοποιήθηκαν 2 συναρτήσεις, κάθε μία από τις οποίες εκτελούνταν σε διαφορετική συνεδρία του Matlab:

- Συναρτηση καταγραφής EEG: Η συνάρτηση αυτή δημιουργούσε σε πραγματικό χρόνο τη γραφική παράσταση της ακολουθίας των δειγμάτων EEG και αποθήκευε κάθε χρονική στιγμή στην οποία το πλάτος του σήματος ξεπερνούσε ένα προκαθορισμένο κατώφλι. Το κατώφλι αυτό αντιστοιχούσε σε ένα γεγονός όπως το κλείσιμο των ματιών.
- Συναρτηση ελέγχου: Η συνάρτηση αυτή αποθήκευε κάθε χρονική στιγμή στην οποία ο χρήστης έδινε οποιαδήποτε είσοδο μέσω του πληκτρολογίου. Η χρονική στιγμή έναρξης της συνάρτησης ελέγχου καθοριζόταν με τον τρόπο που περιγράφηκε παραπάνω, δηλαδή αφότου ξεκινούσε η καταγραφή.

Κατά την εκτέλεση των 2 αυτών συναρτήσεων οι 2 είσοδοι (πλήκτρο & κλείσιμο ματιών) δίνονταν ταυτόχρονα στις 2 συναρτήσεις και στη συνέχεια έγινε σύγκριση των χρονικών στιγμών καταγραφής. Το αποτέλεσμα έδειξε ότι η χρονική διαφορά ήταν κάτω του 1ms, στην οποία μάλιστα πρέπει να συνυπολογιστεί και πιθανή διαφορά μεταξύ των εισόδων από τον χρήστη. Επομένως, η τιμή της καθυστέρησης θεωρείται ότι δεν επηρεάζει τα αποτελέσματα και ως εκ τούτου αγνοείται.

7.5 Επεξεργασία δεδομένων

Μετά το πέρας του πειράματος είχαν ληφθεί για κάθε συμμετέχοντα τα ακόλουθα δεδομένα, τα οποία περιγράφηκαν παραπάνω:

- **Δεδομένα απόδοσης στις γνωσιακές εργασίες:**
 - Face-Name Memory Test: TPCN, TPNN, FPN, FPNN, TN, FN, RT
 - Verbal Paired Associates Test: Recalls, RT, TP, FP, TN, FN
 - N-back Task: TP, FP, TN, FN, RT
- **Μονοκαναλικά δεδομένα καταγραφής EEG (μέσω του MindWave Mobile)**

Βάσει των δεδομένων απόδοσης στις γνωσιακές εργασίες υπολογίζονται (και χρησιμοποιούνται κατά τη στατιστική ανάλυση) τα παρακάτω μέτρα/χαρακτηριστικά (ως μέσες τιμές για όλες τις επαναλήψεις):

Πίνακας 6: Χαρακτηριστικά αξιολόγησης

Χαρακτηριστικό	Υπολογισμός
Ευαισθησία αναγνώρισης	$Sensitivity_{rec} = \frac{TP}{TP + FN}$
Ειδικότητα αναγνώρισης	$Specificity_{rec} = \frac{TN}{TN + FP}$
Πιστότητα αναγνώρισης	$Precision_{rec} = \frac{TP}{TP + FP}$

Ακρίβεια αναγνώρισης	$Accuracy_{rec} = \frac{TP + TN}{TP + FP + FN + TN}$
Ευαισθησία ονόματος	$Sensitivity_{name} = \frac{TPCN}{TP + FN}$
Ειδικότητα ονόματος	$Specificity_{name} = \frac{TN}{TN + FPN}$
Πιστότητα ονόματος	$Precision_{name} = \frac{TPCN}{TP + FPN}$
Ακρίβεια ονόματος	$Accuracy_{name} = \frac{TPCN + TN}{TPCN + FPN + FN + TN}$
Ποσοστό ορθών ανακλήσεων	$Recall_rate = \frac{Correct\ recalls}{Trials}$
Χρόνος απόκρισης αναγνώρισης	$Response_time$

Πιο συγκεκριμένα, στον παρακάτω πίνακα δίνονται τα χαρακτηριστικά που χρησιμοποιούνται για κάθε φάση κάθε εργασίας:

Πίνακας 7: Χαρακτηριστικά αξιολόγησης ανά εργασία και ανά φάση

Εργασία	Φάση	Χαρακτηριστικά
Face-Name Memory Test	Φάση άμεσης αναγνώρισης (ir)	$Sensitivity_{rec}$ $Specificity_{rec}$ $Precision_{rec}$ $Accuracy_{rec}$ $Response_time_{rec}$
	Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης (dr)	$Sensitivity_{name}$ $Specificity_{name}$ $Precision_{name}$ $Accuracy_{name}$
Verbal Paired Associates Test	Φάση άμεσης ανάκλησης (ir)	$Recall_rate$ $Response_time$
	Φάση καθυστερημένης αναγνώρισης (dr)	$Sensitivity$ $Specificity$ $Precision$ $Accuracy$ $Response_time$
N-back task	Για κάθε επίπεδο	$Sensitivity$ $Specificity$ $Precision$ $Accuracy$ $Response_time$

Όσον αφορά τα δεδομένα EEG, η **ροή επεξεργασίας (processing flow)** για κάθε εργασία k ($k = 1, \dots, 5$ για τις 5 εργασίες του πίνακα 5) έχει ως εξής:

1. **Εξαγωγή των δειγμάτων που αντιστοιχούν στην εργασία k :** Ο διαχωρισμός των δειγμάτων που αντιστοιχούν σε κάθε εργασία πραγματοποιήθηκε βάσει των πληροφοριών που είχαν αποθηκευτεί για κάθε καταγραφόμενο γεγονός (event).
2. **Προεπεξεργασία δεδομένων:** Για την προεπεξεργασία εφαρμόστηκε **ζωνοπερατό φίλτρο για τη διέλευση της περιοχής $[0.7 - 40]Hz$** . Το φίλτρο αυτό υλοποιήθηκε με χρήση της συνάρτησης `pop_firws()` του EEGLAB για την εφαρμογή windowed sinc FIR φίλτρου με χρήση παραθύρου Blackman. Όσον αφορά την τάξη m του φίλτρου, αυτή υπολογίστηκε βάσει του επιθυμητού **εύρους της ζώνης μετάβασης (transition band width) T_b** , με τις 2 αυτές ποσότητες να συνδέονται μέσω της ακόλουθης σχέσης (όπου $srate$ ο ρυθμός δειγματοληψίας):

$$m = 5.5 \cdot \frac{srate}{T_b}$$

Το εύρος της ζώνης μετάβασης επελέγη ίσο με $T_b = 0.1Hz$, οπότε για ρυθμό δειγματοληψίας $srate = 512Hz$ προκύπτει $m = 28160$.

3. **Αφαίρεση θορύβου με εφαρμογή EMD-ICA** (ενότητα 4.8): Αρχικά εφαρμόστηκε η μέθοδος εμπειρικής αποσύνθεσης (μέσω της επέκτασης EMDLAB^[228] του EEGLAB) για τη διάσπαση των μονοκαναλικών δεδομένων που λήφθηκαν μέσω του MindWave Mobile σε 4 IMFs (προτεινόμενο πλήθος). Οι IMFs που παράγονται μέσω της επέκτασης EMDLAB είναι ταξινομημένες ως προς τη βασική τους συχνότητα (αντιπροσωπεύουν ταλαντώσεις εντός του σήματος), με τις τελευταίες να απέχουν όλο και περισσότερο από την περιοδικότητα. Επί των παραχθέντων IMFs πραγματοποιήθηκε ανάλυση ανεξαρτήτων συνιστωσών (μέσω της συνάρτησης `runica` του EEGLAB) για την εύρεση 4 συνιστωσών. Τα κριτήρια που χρησιμοποιήθηκαν για την επιλογή συνιστωσών ήταν η διακύμανση, το πλάτος και το συχνотικό περιεχόμενο των συνιστωσών. Βάσει των κριτηρίων αυτών απορρίφθηκε η 1^η συνιστώσα από κάθε σήμα, η οποία είχε υψηλό περιεχόμενο στις πολύ χαμηλές συχνότητες, μεγάλο πλήθος δειγμάτων με μεγάλο πλάτος σήματος και υψηλή διακύμανση (εξηγούσε σε μεγαλύτερο βαθμό τα δεδομένα). Από τη στιγμή που, όπως αναφέρθηκε, η σχετική με γεγονός δραστηριότητα είναι πολύ μικρότερου πλάτους σε σχέση με το σήμα υποβάθρου (background EEG) και πολλές πηγές θορύβου παρουσιάζουν σήμα υψηλού σχετικά πλάτους, η απορριφθείσα συνιστώσα θεωρήθηκε ότι αντιστοιχούσε σε σήμα υποβάθρου και θόρυβο και όχι σε άμεσα σχετικό με γεγονός σήμα. Το τελευταίο γενικά δεν αναμένεται να βρίσκεται μεταξύ των κυρίαρχων συνιστωσών.
4. **Διαχωρισμός των δεδομένων της εργασίας ανάλογα με τη φάση:** Στο βήμα αυτό απλά καθορίστηκαν τα σχετικά όρια. Τα δείγματα ταξινομήθηκαν σε ξεχωριστά υποσύνολα στο 6^ο βήμα.
 - **FN test (Study & IR):** Διαχωρισμός των δειγμάτων που αντιστοιχούσαν στις φάσεις μελέτης και άμεσης αναγνώρισης
 - **VPA test (Study & IR):** Διαχωρισμός των δειγμάτων που αντιστοιχούσαν στις φάσεις μελέτης και άμεσης ανάκλησης
 - **N-back task:** Διαχωρισμός των δειγμάτων για κάθε επίπεδο
 - **FN test (DR), VPA test (DR):** Δεν χρειαζόταν διαχωρισμός

5. **Ορισμός των EEG epochs & καθορισμός των αντιστοίχων περιόδων αναφοράς:** Ο διαχωρισμός πραγματοποιήθηκε βάσει των πληροφοριών που είχαν αποθηκευτεί για κάθε καταγραφόμενο γεγονός (event).
6. **Υπολογισμός ισχύος ζώνης (band power) για κάθε ζώνη συχνοτήτων**
 - Ζώνη α: 8 – 13Hz
 - Ζώνη β: 14 – 30Hz
 - Ζώνη γ: 30 – 40Hz
 - Ζώνη δ: 0.5 – 4Hz
 - Ζώνη θ: 4 – 8Hz
7. **Υπολογισμός επαγόμενης δραστηριότητας (induced band power) για κάθε ζώνη συχνοτήτων:** Η επαγόμενη ισχύς ζώνης υπολογίστηκε με τη χρήση της μεθόδου διακύμανσης που παρουσιάστηκε στην ενότητα 4.8.
8. **Ομαλοποίηση ακολουθιών ισχύος:** Κατά την επεξεργασία των δεδομένων διαπιστώθηκε ότι οι κυματομορφές της επαγόμενης ισχύος, όπως αυτές προέκυψαν βάσει της εφαρμογής μέσου όρου, δεν ήταν επαρκώς ομαλές. Επομένως, μετά την εξαγωγή των κυματομορφών εφαρμόστηκε **φίλτρο κινούμενου μέσου** με μήκος παραθύρου που αντιστοιχούσε σε καταγραφή διάρκειας $T_{smooth} = 0.2sec$. Η διάρκεια αυτή αντιστοιχεί σε πλήθος δειγμάτων ίσο με $Smoothing_span = T_{smooth} \cdot srate$. Επομένως, επειδή το μήκος του παραθύρου συνιστάται να είναι περιττός αριθμός, επελέγη ένας κοντινός περιττός ακέραιος, δηλαδή **103 δείγματα**. Σημειώνεται ότι η αρχική έλλειψη ομαλότητας μπορεί να αποδοθεί είτε σε μικρότερο του απαιτούμενου πλήθους από epochs (πίνακας 4), είτε σε προβλήματα που αφορούν την καταγραφή και την επεξεργασία. Όπως είναι σαφές, τα προβλήματα αυτά επηρεάζουν την αξιοπιστία της στατιστικής ανάλυσης.
9. **Εξαγωγή μέτρων από τις ακολουθίες επαγόμενης ισχύος ζώνης (για κάθε φάση κάθε εργασίας και για κάθε ζώνη συχνοτήτων):** Εξάγονται τα παρακάτω μέτρα:
 - Μέγιστη τιμή ($Max_activity$)
 - Ελάχιστη τιμή ($Min_activity$)
 - Μέση τιμή ($Mean_activity$)
 - Τυπική απόκλιση ($Std_activity$)
 - Εύρος δραστηριότητας ($Max_activity - Min_activity$)
 - Συντελεστής μεταβλητότητας ($CV = Mean_activity/Std_activity$)

7.6 Στατιστική ανάλυση

Προκειμένου να πραγματοποιηθεί ολοκληρωμένη στατιστική ανάλυση, οι 2 φάσεις αξιολόγησης (προεκπαιδευτική & μετεκπαιδευτική) διεξήχθησαν για 2 ομάδες ατόμων. Η πρώτη ομάδα αποτέλεσε την **ομάδα εκπαίδευσης (train group)** και έλαβε την εκπαίδευση που περιγράφηκε παραπάνω, ενώ η δεύτερη ομάδα δεν έλαβε καμία εκπαίδευση και απλώς επανέλαβε τη φάση αξιολόγησης, αποτελώντας την **ομάδα ελέγχου (control group)**. Επομένως, τα 2 ερωτήματα που πρέπει να απαντηθούν μέσω της στατιστικής ανάλυσης είναι τα ακόλουθα:

1. Υπάρχουν χαρακτηριστικά (και αν ναι ποια είναι αυτά) που παρουσιάζουν στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των 2 ομάδων; Με άλλα λόγια, υπάρχουν χαρακτηριστικά που εμφανίζουν στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των 2 φάσεων αξιολόγησης για την ομάδα εκπαίδευσης σε σχέση με την ομάδα ελέγχου;
2. Υπάρχουν χαρακτηριστικά (και αν ναι ποια είναι αυτά) που εμφανίζουν στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των 2 φάσεων αξιολόγησης για τις 2 ομάδες;

Το 1^ο ερώτημα μπορεί να απαντηθεί μέσω **μονοπαραγοντικής ανάλυσης συνδιασποράς**^[229] (**one-way ANCOVA**), στην οποία η ομάδα ορίζεται ως **παράγοντας (ανεξάρτητη μεταβλητή)** 2 επιπέδων (ομάδα εκπαίδευσης & ομάδα ελέγχου), ως **εξαρτημένη μεταβλητή απόκρισης** ορίζεται η τιμή ενός χαρακτηριστικού κατά τη 2^η φάση αξιολόγησης (μετεκπαιδευτική) και ως **συμμεταβλητή** ορίζεται η τιμή του χαρακτηριστικού κατά την 1^η φάση αξιολόγησης (προεκπαιδευτική). Εάν η προκύπτουσα τιμή p είναι μικρότερη του επιλεγμένου επιπέδου σημαντικότητας, τότε το χαρακτηριστικό παρουσιάζει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων. Από την άλλη, το 2^ο ερώτημα μπορεί να απαντηθεί με χρήση ενός απλού t -test για τα δείγματα κάθε ομάδας.

Κατά συνέπεια, **για κάθε χαρακτηριστικό** πραγματοποιήθηκαν μία ανάλυση συνδιασποράς και 2 t -tests (ένα για τα δεδομένα κάθε ομάδας). Οι έλεγχοι αυτοί υλοποιήθηκαν στο Matlab μέσω των συναρτήσεων `aocool` και `ttest2`.

Σημειώνεται ότι ο λόγος για τον οποίο προτιμήθηκε η ανάλυση συνδιασποράς έναντι της απλής ανάλυσης διασποράς (ANOVA) είναι ότι κατά την ANCOVA συνυπολογίζονται οι διαφορές μεταξύ των ομάδων ως προς τις μετρήσεις πριν την εκπαίδευση. Κατά συνέπεια, τα σχετικά αποτελέσματα μπορούν να θεωρηθούν πιο αξιόπιστα για το παρόν πείραμα, στο οποίο οι δυνατότητες δημιουργίας των ομάδων ήταν πολύ περιορισμένες. Η πραγματοποίηση των t -tests αναμενόταν να δείξει εάν η προσαρμογή της ANCOVA οδηγούσε πράγματι σε διαφορετικά αποτελέσματα.

7.7 Εκτέλεση πειράματος και αποτελέσματα

7.7.1 Συμμετέχοντες

Η ομάδα εκπαίδευσης και η ομάδα ελέγχου αποτελούνταν από **3 άτομα η κάθε μία**. Λόγω του περιορισμένου πλήθους συμμετεχόντων δεν κατέστη δυνατή η εξασφάλιση ικανοποιητικής ομοιογένειας του πληθυσμού, ωστόσο έγινε προσπάθεια να υπάρξει μία σχετική ομοιογένεια μεταξύ των 2 ομάδων ως προς την ηλικία και το μορφωτικό επίπεδο. Όλοι πραγματοποίησαν τη γνωστική εκτίμηση Montreal και σημείωσαν φυσιολογικές βαθμολογίες (άνω του 26). Η πειραματική διαδικασία είχε ως εξής:

1. Οι 6 συμμετέχοντες πέρασαν από την προεκπαιδευτική φάση αξιολόγησης.
2. Τα 3 μέλη της ομάδας εκπαίδευσης έλαβαν την εκπαίδευση μέσω διαδικασίας επανάληψης με υστέρηση για $D = 4$ μέρες σε $S = 2$ συνεδρίες ημερησίως. Ο συνολικός χρόνος εκπαίδευσης για κάθε άτομο ήταν $T_{tr} = 2h:6min$ ($T = 31.5min$ ημερησίως).
3. Η διαδικασία αξιολόγησης του 1^{ου} βήματος επαναλήφθηκε για όλους τους συμμετέχοντες.

Σημειώνεται ότι **για όλους τους συμμετέχοντες χρησιμοποιήθηκαν ακριβώς τα ίδια σύνολα** προσώπων, ονομάτων & λέξεων. Επιπλέον, κατά τα τρίλεπτα διαλείμματα μεταξύ των εργασιών (πίνακας 5), οι συμμετέχοντες είχαν τη δυνατότητα να αφαιρέσουν τη συσκευή καταγραφής, προκειμένου να περιοριστεί η κόπωση από τη συνεχή χρήση. Πρακτικά, η συσκευή αφαιρούνταν για κάτι λιγότερο από 3 λεπτά (περίπου 2,5 λεπτά), αφού με τη λήξη του χρόνου αυτού έπρεπε η συσκευή να έχει ήδη σταθεροποιηθεί στη σωστή θέση για την επόμενη καταγραφή.

7.7.2 Αποτελέσματα στατιστικής ανάλυσης

Όλοι οι έλεγχοι πραγματοποιήθηκαν για **επίπεδο σημαντικότητας ίσο με 5%** και η ANCOVA έδειξε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των 2 ομάδων για 7 χαρακτηριστικά:

Πίνακας 8: Χαρακτηριστικά με στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των 2 ομάδων

Χαρακτηριστικό	Διαφοροποίηση		Τιμή p
	Ομάδα εκπαίδευσης	Ομάδα ελέγχου	
Τυπική απόκλιση επαγόμενης ισχύος στη ζώνη γ για την εργασία 2-back	Στα ίδια επίπεδα	Αύξηση	0.0194
Μέγιστη επαγόμενη ισχύς στη ζώνη θ για την εργασία 2-back	Αύξηση	Αύξηση (μεγαλύτερη)	0.0234
Τυπική απόκλιση επαγόμενης ισχύος στη ζώνη θ για την εργασία 2-back	Αύξηση	Αύξηση (μεγαλύτερη)	0.0103
Εύρος επαγόμενης ισχύος στη ζώνη θ για την εργασία 2-back	Αύξηση	Αύξηση (μεγαλύτερη)	0.0042
Μέγιστη επαγόμενη ισχύς στη ζώνη γ για την φάση καθυστερημένης αναγνώρισης της εργασίας VPA	Μείωση	Αύξηση	0.0060
Συντελεστής μεταβλητότητας επαγόμενης δραστηριότητας στη ζώνη δ για τη φάση καθυστερημένης αναγνώρισης της εργασίας VPA	Αύξηση	Αύξηση (μικρότερη)	0.0043
Πιστότητα για την εργασία 4-back	Αύξηση	Αύξηση (μικρότερη)	0.0197

Επιχειρώντας την ερμηνεία των αποτελεσμάτων βάσει της θεωρίας που παρουσιάστηκε στην ενότητα 4.5, η αύξηση στη ζώνη θ θα μπορούσε να ερμηνευθεί ως αύξηση σε απαιτήσεις επεξεργασίας, η οποία συμβαίνει μεταξύ των 2 φάσεων αξιολόγησης επειδή τη 2^η φορά οι συμμετέχοντες ήταν περισσότερο εξοικειωμένοι με την εργασία και ως εκ τούτου προσπαθούσαν περισσότερο να έχουν καλά αποτελέσματα, γνωρίζοντας ότι ακολουθούσαν δυσκολότερα επίπεδα. Η μεγαλύτερη αυτή προσπάθεια πιθανόν μεταφράστηκε σε αυξημένη μέγιστη τιμή, αυξημένο εύρος και αυξημένη τυπική απόκλιση για την επαγόμενη ισχύ. Η μικρότερη αύξηση για την ομάδα εκπαίδευσης ίσως σχετίζεται με την μεγαλύτερη εξοικείωση των μελών στην πραγματοποίηση των γνωσιακών εργασιών (λόγω της τετραήμερης εκπαίδευσης), οπότε για τα άτομα αυτά αρκούσε μικρότερη αύξηση της διάθεσης πόρων. Αντίστοιχα μπορεί να ερμηνευθεί και η δραστηριότητα στη ζώνη γ, με τη διαφορά ότι για την ομάδα ελέγχου δεν υπάρχει σαφής αύξηση (σε αντίθεση με τη ζώνη θ).

Τέλος, η διαφοροποίηση όσον αφορά την εργασία 4-back αποτελεί σαφή **ένδειξη μεταφοράς**, καθώς τα μέλη της ομάδας εκπαίδευσης βελτιώθηκαν στο δυσκολότερο επίπεδο της εργασίας N-back περισσότερο σε σχέση με τα μέλη της ομάδας ελέγχου.

Όσον αφορά τα ξεχωριστά αποτελέσματα για τις 2 ομάδες, η ανάλυση βάσει του t-test έδωσε διαφορετικά συμπεράσματα, επιβεβαιώνοντας ότι η αρχική προσαρμογή που πραγματοποιεί η ANCOVA στα δεδομένα διαφοροποιεί τα αποτελέσματα. Εύλογα δημιουργείται το ερώτημα ως προς το ποια μέθοδος δίνει περισσότερα αξιόπιστα αποτελέσματα, ωστόσο το περιορισμένο μέγεθος του δείγματος και η αδυναμία κατάλληλου σχηματισμού των ομάδων δεν παρέχουν τη δυνατότητα απάντησης. Στην ενότητα αυτή απλώς παρουσιάζονται τα διαφορετικά αποτελέσματα, με την περαιτέρω μελέτη σχετικά με την καταλληλότερη μέθοδο ανίχνευσης επίδρασης να αποτελεί αντικείμενο που θα απασχολήσει σε μελλοντική έρευνα.

Ως προς την ομάδα ελέγχου, παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική ($p = 0.0423$) αύξηση στην ειδικότητα αναγνώρισης κατά τη φάση άμεσης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων. Από την άλλη πλευρά, τα μέλη της ομάδας εκπαίδευσης παρουσίασαν στατιστικά σημαντική διαφορά (βάσει του απλού t-test) σε 13 χαρακτηριστικά:

Πίνακας 9: Χαρακτηριστικά ομάδας εκπαίδευσης με στατιστικά σημαντική διαφορά

Χαρακτηριστικό	Διαφοροποίηση	Τιμή p
Συντελεστής μεταβλητότητας επαγόμενης ισχύος στη ζώνη α για τη φάση άμεσης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων	Μείωση	0.0328
Συντελεστής μεταβλητότητας επαγόμενης ισχύος στη ζώνη θ για τη φάση άμεσης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων	Μείωση	0.0363
Μέγιστη επαγόμενη ισχύς στη ζώνη β για τη φάση καθυστερημένης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων	Μείωση	0.0241
Συντελεστής μεταβλητότητας επαγόμενης ισχύος στη ζώνη δ για τη φάση καθυστερημένης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων	Μείωση	0.0009
Μέση επαγόμενη ισχύς στη ζώνη θ για τη φάση καθυστερημένης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων	Αύξηση	0.0399
Τυπική απόκλιση επαγόμενης ισχύος στη ζώνη θ για τη φάση καθυστερημένης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης-προσώπων ονομάτων	Αύξηση	0.0458
Ευαισθησία αναγνώρισης για τη φάση άμεσης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων	Μείωση	0.0153
Ειδικότητα αναγνώρισης για τη φάση άμεσης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων	Μείωση	0.0335
Ακρίβεια αναγνώρισης για τη φάση άμεσης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων	Μείωση	0.0206
Ειδικότητα ανάκλησης ονόματος για τη φάση άμεσης αναγνώρισης της εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων	Μείωση	0.0075
Ευαισθησία για την εργασία 2-back	Αύξηση	0.0257
Πιστότητα για την εργασία 4-back	Αύξηση	0.0463
Ακρίβεια για την εργασία 2-back	Αύξηση	0.0390

Όπως και για τα αποτελέσματα του προηγούμενου πίνακα, θα προσπαθήσουμε να ερμηνεύσουμε τα περιεχόμενα του πίνακα 9 υποθέτοντας ότι είναι αξιόπιστα. Ένα βασικό νέο δεδομένο που εισάγει ο πίνακας 9 είναι η μείωση της μεταβλητότητας για τη ζώνη α, η οποία μπορεί να είναι **ένδειξη βελτιωμένης επεξεργασίας**. Από την άλλη, ενδιαφέρον παρουσιάζει η εμφάνιση μειωμένης απόδοσης σε συγκεκριμένες φάσεις της βασικής εργασίας μνήμης προσώπων-ονομάτων. Υποθέτοντας πάλι ότι τα αποτελέσματα αυτά

είναι αξιόπιστα, η μείωση αυτή μπορεί να αποδοθεί είτε σε κόπωση λόγω της καθημερινής εκπαίδευσης (η οποία πράγματι επισημάνθηκε από τους συμμετέχοντες), είτε σε μειωμένη συγκέντρωση από πλευράς συμμετεχόντων, είτε σε δημιουργία αμφιβολίας κατά τη λήψη απόφασης αναγνώρισης λόγω της καθημερινής εξάσκησης στον διαχωρισμό ελεγχόμενης και αυτόματης επεξεργασίας. Η εξάσκηση αυτή (μέσω της διαδικασίας επανάληψης με υστέρηση) έκανε τους συμμετέχοντες να είναι περισσότερο συγκρατημένοι όταν αναγνώριζαν ένα πρόσωπο, φοβούμενοι ότι μπορεί απλά να το θυμούνται από προηγούμενη δοκιμή αναγνώρισης. Στο γεγονός αυτό συνεισέφερε η επιλογή χρήσης των ίδιων νέων αντικειμένων σε κάθε φάση αναγνώρισης. Αυτό σημαίνει ότι είναι πιθανό τα αποτελέσματα να ήταν διαφορετικά εάν το σύνολο νέων προσώπων διαφοροποιούνταν σε κάθε δοκιμή αναγνώρισης.

Τέλος, μέσω του t-test παρατηρήθηκαν και πάλι ενδείξεις μεταφοράς στην εργασία N-back (2-back και 4-back).

8. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ & ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ

Στην παρούσα εργασία διερευνήθηκαν τα αποτελέσματα της εκπαίδευσης στην αναγνώριση προσώπων και στην ανάκληση ονομάτων. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν βάσει της στατιστικής ανάλυσης δεν κρίνονται κατάλληλα για ασφαλή συμπεράσματα κυρίως λόγω του μικρού δείγματος, ωστόσο δόθηκε η ευκαιρία παρατήρησης της λειτουργίας συγκεκριμένων διεργασιών της μνήμης.

Για παράδειγμα, αν και δεν πραγματοποιήθηκε σχετική στατιστική ανάλυση, κατά την πραγματοποίηση της εκπαίδευσης ήταν σαφής η **διάκριση μεταξύ αυτόματης και ελεγχόμενης επεξεργασίας**, σύμφωνα με τη σχετική θεωρία που έχει παρουσιαστεί σε πολλές δημοσιεύσεις. Κατά την παρουσίαση ενός προσώπου που αντιστοιχούσε σε σχετικά μεγάλη τιμή υστέρησης (>10) οι αντιδράσεις φάνερωναν ότι η αυτόματη επεξεργασία είχε οδηγήσει σε άμεση αναγνώριση, αλλά ακαριαία αναλάμβανε δράση η ελεγχόμενη επεξεργασία, η οποία μετά από κάποιο χρόνο έδινε την τελική απόφαση αναγνώρισης («ναι» ή «όχι»). Η παρατήρηση αυτή ενισχύει την πεποίθηση ότι η διαδικασία επανάληψης με υστέρηση είναι μία εκπαιδευτική μέθοδος για την οποία αξίζει να διερευνηθεί η εφαρμογή σε άτομα μεγάλης ηλικίας με προβλήματα μνήμης.

Σημειώνεται ότι οι συμμετέχοντες ήταν όλοι υγιείς και ηλικίας μικρότερης των 60 ετών, επομένως δεν αποτέλεσε έκπληξη το γεγονός ότι 8 συνεδρίες ήταν αρκετές για να πετύχουν χωρίς μεγάλα προβλήματα τη μέση επίδοση (υστέρηση) ενός υγιούς νεαρού ενήλικα. Εάν ήταν δυνατή η χρήση αρκετά μεγαλύτερου πλήθους προσώπων θα μπορούσε να μελετηθεί η επίδοση και για πολύ μεγαλύτερες τιμές υστέρησης, οπότε το επίπεδο δυσκολίας θα ήταν πιο υψηλό και η εκπαίδευση θα μπορούσε να καταστεί περισσότερο αποτελεσματική. Από την άλλη, η χρήση τιμών που δεν είναι επαρκώς δύσκολες για τους συμμετέχοντες ενέχει πάντα τον κίνδυνο η εκπαίδευση να μην είναι αρκετά αποτελεσματική. Στην παρούσα εργασία μελετήθηκε απλώς η επίδοση των συμμετεχόντων σε σχετικά εύκολες τιμές υστέρησης.

Επιπλέον, ο συνδυασμός της αξιολόγησης με την καταγραφή EEG αποτελεί ένα πολύ χρήσιμο μέσο μελέτης, το οποίο παρέχει τη δυνατότητα σύνδεσης της απόδοσης με εσωτερικές διεργασίες του εγκεφάλου, οι οποίες αντανakλώνται με έμμεσο τρόπο στο ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα.

Κάποια βασικά σημεία που **χρησιμοποιούν βελτίωσης** στην εφαρμογή περιλαμβάνουν την **καλύτερη παροχή ανάδρασης**, την **καλύτερη λήψη της απόκρισης**, τη **βελτίωση της επεξεργασίας των δεδομένων EEG**, την **καλύτερη στατιστική ανάλυση**, την **καλύτερη οργάνωση του πληθυσμού** και τον **αποτελεσματικότερο σχεδιασμό της εκπαιδευτικής διαδικασίας**. Επιπλέον, παρατηρήθηκε η αναγκαιότητα για **καλύτερη προεπεξεργασία των προσώπων** ως προς παραμέτρους όπως είναι το μέγεθος, το φόντο, η ποιότητα και η φωτεινότητα. Τέλος, αρκετό ενδιαφέρον θα είχε μία **3^η φάση αξιολόγησης** και για τις 2 ομάδες μετά από κάποιο διάστημα, ώστε να εξεταστεί κατά πόσο θα έχουν διατηρηθεί οι διαφορές που διαπιστώθηκαν κατά τη 2^η φάση.

Επιπρόσθετα, μία πολύ καλή επιλογή είναι η **ανεξαρτητοποίηση της εφαρμογής από τον εξεταστή** και ο σχεδιασμός της έτσι ώστε αυτή να είναι πιο **φιλική προς τον χρήστη**. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με **εκ νέου προγραμματισμό της εφαρμογής σε διαφορετικό πλατφόρμα**. Για παράδειγμα, όλες οι διαδικασίες (αξιολόγηση, εκπαίδευση, καταγραφή) μπορούν να υλοποιηθούν με τη **χρήση smartphone**, το οποίο μπορεί να συνδεθεί ταυτόχρονα τόσο με τη συσκευή καταγραφής όσο και με ένα **χειριστήριο** (εικόνα 44). Μαζί με το χειριστήριο, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα απλό μικρόφωνο (όπως αυτό που διαθέτουν τα ακουστικά κάθε κινητού) για τη λήψη φωνητικής απόκρισης (πχ όνομα προσώπου):



Εικόνα 44: Εφαρμογή αξιολόγησης, εκπαίδευσης και καταγραφής σε smartphone

Επιπλέον, είναι γεγονός ότι ο αισθητήρας του MindWave παρέχει περιορισμένες δυνατότητες τόσο ως προς τη μελέτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας όσο και ως προς την επεξεργασία (πχ αφαίρεση θορύβου), επομένως μία συσκευή με περισσότερα ηλεκτρόδια θα έδινε σίγουρα περισσότερες πληροφορίες. Από την άλλη, το MindWave είναι εύκολο στη χρήση, σταθεροποιείται εύκολα στο κεφάλι του εξεταζομένου και προσφέρει την απαιτούμενη φορητότητα για μία εφαρμογή όπως αυτή της εικόνας 44. Εξάλλου, ο παρεχόμενος αισθητήρας αντιστοιχεί σε θέση (FP1) από την οποία μπορούν να ληφθούν δεδομένα που σχετίζονται με την επεξεργασία και την επίλυση προβλημάτων.

Τέλος, πολλές μελλοντικές βελτιώσεις μπορούν να βασιστούν στις επιμέρους παρατηρήσεις των συμμετεχόντων, οι οποίοι ήταν σε θέση να προτείνουν διορθώσεις σε καίρια σημεία, τα οποία διαφοροποιούν προς το καλύτερο τη χρηστικότητα της εφαρμογής, ειδικά από τη στιγμή που αυτή προορίζεται για άτομα μεγάλης ηλικίας.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΟΡΟΛΟΓΙΑΣ

Ξενόγλωσσος όρος	Ελληνικός Όρος
Independent component analysis	Ανάλυση ανεξαρτήτων συνιστωσών
Cortical homunculus	Ανθρωπάριο φλοιού
Error-related negativity	Αρνητική απόκριση
Spacing effect	Επίδραση περιόδου
Electrical gradient	Ηλεκτρική βαθμίδα
Non-polarizable electrodes	Μη πολώσιμα ηλεκτρόδια
Concentration/chemical gradient	Χημική βαθμίδα/βαθμίδα συγκέντρωσης
Effective bandwidth	Χρήσιμο εύρος ζώνης
Transition band	Ζώνη μετάβασης
Sensory areas	Αισθητηριακές περιοχές
Auditory cortex	Ακουστικός φλοιός
Accuracy	Ακρίβεια
Immediate recognition	Άμεση αναγνώριση
Immediate recall	Άμεση ανάκληση
Recognition	Αναγνώριση
Retrospective memory	Αναδρομική μνήμη
Recall	Ανάκληση
Stimulus-response recall	Ανάκληση λόγω ερεθισμού
Cued recall	Ανάκληση μέσω υπαινιγμών
Retrieval	Ανάκτηση
Principal component analysis	Ανάλυση κυρίων συνιστωσών
Analysis of covariance	Ανάλυση συνδιασποράς
Context updating	Ανανέωση πλαισίου
Anosognosia	Ανοσογνωσία
Midline	Αξονας διαχωρισμού ημισφαιρίων
Derivation	Απαγωγή
Storage	Αποθήκευση
Membrane depolarization	Αποπόλωση μεμβράνης
Mismatch Negativity	Αρνητική ασυμβατότητα
Artifact	Ατέλεια
Sulci	Αύλακες
Automatic memory processes	Αυτόματες μνημονικές διεργασίες
Graded potential	Βαθμωτό δυναμικό
Biofeedback	Βιοανάδραση

Short-term memory	Βραχυπρόθεσμη μνήμη
Parietal lobe	Βρεγματικός λοβός
Cognitive impairment	Γνωσιακή διαταραχή
Cognitive training	Γνωσιακή εκπαίδευση
Montreal Cognitive Assessment	Γνωστική εκτίμηση Montreal
Declarative/explicit memory	Δηλωτική/έκδηλη μνήμη
Repetition-lag procedure	Διαδικασία επανάληψης με υστέρηση
Procedural memory	Διαδικαστική μνήμη
Lag interval	Διάστημα υστέρησης
Excitatory post-synaptic potential	Διεγερτικό μετασυναπτικό δυναμικό
Disc electrodes	Δισκοειδή ηλεκτρόδια
Trial/Epoch	Δοκιμή
Action potential	Δυναμικό δράσης
Local Field Potential	Δυναμικό τοπικού πεδίου
Brain sections	Εγκεφαλικές τομές
Cerebral cortex	Εγκεφαλικός φλοιός
Cerebrospinal fluid	Εγκεφαλονωτιαίο υγρό
Consolidation	Εδραίωση
Specificity	Ειδικότητα
Controlled/effortful memory processes	Ελεγχόμενες μνημονικές διεργασίες
Free recall	Ελεύθερη ανάκληση
Gyri	Έλικες
Contingent Negative Variation	Ενδεχόμενη αρνητική μεταβολή
Endogenous potentials	Ενδογενή δυναμικά
Habituation	Εξοικείωση
Exogenous potentials	Εξωγενή δυναμικά
Induced band power	Επαγόμενη ισχύς ζώνης
Membrane repolarization	Επαναπόλωση μεμβράνης
Episodic buffer	Επεισοδιακός απομονωτής
Sensitivity	Ευαισθησία
Brodmann regions	Ζώνες Brodmann
Saline electrodes	Ηλεκτρόδια αλατούχου διαλύματος
needle electrodes	Ηλεκτρόδια βελόνας
Electrochemical equilibrium	Ηλεκτροχημική ισορροπία
Electrochemical driving force	Ηλεκτροχημική οδηγός δύναμη
Error positivity	Θετική απόκριση
Dual process theory	Θεωρία διπλής επεξεργασίας

Defective-Recall Theory	Θεωρία ελλειψματικής ανάκλησης
Motivated-Forgetting Theory	Θεωρία ενεργής λήθης
Decline Theory	Θεωρία εξασθένησης
Interference Theory	Θεωρία παρεμβολής
Occipital lobe	Ινιακός λοβός
Delayed recognition	Καθυστερημένη αναγνώριση
Electrode cap	Κάσκα ηλεκτροδίων
Inhibitory post-synaptic potential	Κατασταλτικό μετασυναπτικό δυναμικό
Inhibition	Καταστολή
Motor homunculus	Κινητικό ανθρωπάριο
Motor cortex	Κινητικός φλοιός
Circadian rhythms	Κιρκαδικοί ρυθμοί
Person identity node	Κόμβος ταυτότητας προσώπου
Temporal lobe	Κροταφικός λοβός
Encoding	Κωδικοποίηση
(Peak) Latency	Λανθάνων χρόνος (κορύφωσης)
Working memory	Λειτουργική μνήμη
Forgetting	Λήθη
Limbic lobe	Λιμβικός λοβός
Common mode rejection ratio	Λόγος απόρριψης κοινού σήματος
Massed presentation	Μαζική παρουσίαση
Errorful/Errorless learning	Μάθηση με/δίχως λάθη
Long-term memory	Μακροπρόθεσμη μνήμη
Mastoid processes	Μαστοειδείς αποφύσεις
Empirical Mode Decomposition	Μέθοδος εμπειρικής αποσύνθεσης
Method of loci	Μέθοδος των θέσεων
Membrane potential	Μεμβρανικό δυναμικό
Middle potentials	Μέσα δυναμικά
Mesogenous potentials	Μεσογενή δυναμικά
Contextual variability	Μεταβλητότητα πλαισίου
Transfer	Μεταφορά
Frontal lobe	Μετωπιαίος λοβός
Non-declarative / implicit memory	Μη δηλωτική/άδηλη μνήμη
Non-pharmacological intervention	Μη φαρμακευτική παρέμβαση
Face recognition unit	Μονάδα αναγνώρισης προσώπου
Neurological Music Therapy	Νευρολογική μουσική θεραπεία
Sagittal section	Οβελιαία τομή

Steady-state visual evoked potentials	Οπτικά προκλητά δυναμικά σταθερής κατάστασης
Visual cortex	Οπτικός φλοιός
Visuo-Spatial Sketchpad	Οπτικοχωρικό σημειωματάριο
Horizontal section	Οριζόντια τομή
Spaced repetition	Περιοδική επανάληψη
Spaced repetition	Περιοδική επανάληψη
Anticipatory period	Περίοδος αναμονής ερεθίσματος
Absolute refractory period	Περίοδος απόλυτης ανερεθιστότητας
Relative refractory period	Περίοδος σχετικής ανερεθιστότητας
Brodmann areas	Περιοχές Brodmann
Precision	Πιστότητα
Learning context	Πλαίσιο μάθησης
Amplitude	Πλάτος
Quantitative EEG	Ποσοτική ηλεκτροεγκεφαλογραφία
Priming	Προέγερση
Evoked potential	Προκλητό δυναμικό
Prospective memory	Προοπτική μνήμη
Preauricular points	Πρωτιαία σημεία
Early potentials	Πρώιμα δυναμικά
Primary cortex	Πρωτεύων φλοιός
Nasion	Ριζορρίνιο
Voltage-gated channels	Ρυθμιζόμενα από τάση κανάλια
Serial recall	Σειριακή ανάκληση
Semantic memory	Σημασιολογική μνήμη
Coronal section	Στεφανιαία τομή
Notch filter	Στοχευμένο ζωνοφρακτικό φίλτρο
Emotional memory	Συναισθηματική μνήμη
Synaptic/Neural plasticity	Συναπτική/Νευρική πλαστικότητα
Association cortex	Συνειρμικός φλοιός
Coefficient of variation	Συντελεστής μεταβλητότητας
ERP components	Συστατικά ΠΔ
Articulatory control system	Σύστημα ελέγχου άρθρωσης
Supervisory System / Central Executive	Σύστημα επίβλεψης / Κεντρικό εκτελεστικό σύστημα
Slave Systems	Συστήματα εργασίας
Response-locked potentials	Σχετικά με απόκριση δυναμικά
Stimulus-locked potentials	Σχετικά με ερέθισμα δυναμικά

Event-related band power	Σχετική με γεγονός ισχύς ζώνης
Event-related potential	Σχετικό με γεγονός δυναμικό
Event-related synchronization	Σχετικός με γεγονός συγχρονισμός
Event-related desynchronisation	Σχετικός με γεγονός αποσυγχρονισμός
Somatosensory homunculus	Σωματοαισθητικό ανθρωπάριο
Somatosensory cortex	Σωματοαισθητικός φλοιός
Spaced Retrieval Technique	Τεχνική περιοδικής ανάκτησης
Membrane hyperpolarization	Υπερπόλωση μεμβράνης
Cognitive-capacity hypothesis	Υπόθεση γνωσιακής ικανότητας
Neural efficiency hypothesis	Υπόθεση νευρικής απόδοσης
Late potentials	Ύστερα δυναμικά
Grey matter	Φαία ουσία
Floor/ceiling effect	Φαινόμενο βάσης/οροφής
Phonological store/inner ear	Φωνολογική αποθήκη
Phonological Loop	Φωνολογικός βρόχος

ΣΥΝΤΜΗΣΕΙΣ – ΑΡΚΤΙΚΟΛΕΞΑ – ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ

AD	Alzheimer's Disease
ADLs	Activities of Daily Living
ANCOVA	Analysis of Covariance
CCT	Computerized Cognitive Training
CNV	Contingent Negative Variation
CSF	Cerebrospinal Fluid
CT	Cognitive Training
CV	Coefficient of Variation
DR	Delayed Recognition
EDF	Electrochemical Driving Force
EEG	Electroencephalogram
EMD	Empirical Mode Decomposition
EPSP	Excitatory Post-Synaptic Potential
ERBP	Event-Related Band Power
ERD	Event-Related Desynchronization
ERN / Ne	Error-Related Negativity / Error Negativity
ERP	Event-related Potential
ERS	Event-Related Synchronization
FN	False Negatives
FN test	Face-Name memory test
FPN	False Positives with Name
FPNN	False Positives with No Name
FRU	Face Recognition Unit
IBP	Induced Band Power
ICA	Independent Component Analysis
IMF	Intrinsic Mode Function
IPSP	Inhibitory Post-Synaptic Potential
IR	Immediate Recognition/Recall
LFP	Local Field Potential
MCI	Mild Cognitive Impairment
MMN	Mismatch Negativity
MoCA	Montreal Cognitive Assessment

NEH	Neural Efficiency Hypothesis
NMT	Neurological Music Therapy
PCA	Principal Component Analysis
Pe	Error Positivity
PIN	Person Identity Node
qEEG	quantitative EEG
REM	Rapid Eye Movement
RT	Response Time
S	Study
SRT	Spaced Retrieval Technique
SSVEPs	Steady-State Visual Evoked Potentials
TN	True Negatives
TPCN	True Positives with Correct Name
TPNN	True Positives with No Name
VPA	Verbal Paired Associates
VRCT	Virtual Reality Cognitive Training
ENY	Εγκεφαλονωτιαίο υγρό
HEΓ	Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα
ΠΔ	Προκλητό Δυναμικό

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] R. Carter, S. Aldridge, M. Page, S. Parker, C. Frith, U. Frith and M. Shulman, *The human brain book*.
- [2] M. Mesulam, *Principles of behavioral and cognitive neurology*. Oxford: Oxford University Press, 2000.
- [3] "Learn the Basic Structures of Brain Anatomy", *Verywell*, 2017. [Online]. Available: http://psychology.about.com/od/biopsychology/ss/brainstructure_2.htm. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [4] "Limbic Lobe | SpinalCord.com", *Spinalcord.com*, 2017. [Online]. Available: <http://www.spinalcord.com/limbic-lobe>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [5] "Functional Areas of The Cerebral Cortex", *Antranik.org*, 2017. [Online]. Available: <http://antranik.org/functional-areas-of-the-cerebral-cortex/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [6] K. Brodmann and L. Garey, *Brodmann's localisation in the cerebral cortex*. New York: Springer Science+Business Media, 2010.
- [7] "Brodmann's Interactive Atlas", *Fmriconsulting.com*, 2017. [Online]. Available: <http://www.fmriconsulting.com/brodmann/Introduction.html>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [8] W. PENFIELD and E. BOLDREY, "SOMATIC MOTOR AND SENSORY REPRESENTATION IN THE CEREBRAL CORTEX OF MAN AS STUDIED BY ELECTRICAL STIMULATION", *Brain*, vol. 60, no. 4, pp. 389-443, 1937.
- [9] R. Grenell, "The Cerebral Cortex of Man. A Clinical Study of Localization of Function. Wilder Penfield, Theodore Rasmussen Essay on the Cerebral Cortex. A Monograph in American Lectures in Anatomy. Gerhardt von Bonin", *The Quarterly Review of Biology*, vol. 27, no. 1, pp. 108-109, 1952.
- [10] "The Human Memory - what it is, how it works and how it can go wrong", *Human-memory.net*, 2017. [Online]. Available: <http://www.human-memory.net/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [11] "THE BRAIN FROM TOP TO BOTTOM", *Thebrain.mcgill.ca*, 2017. [Online]. Available: http://thebrain.mcgill.ca/flash/d/d_07/d_07_p/d_07_p_tra/d_07_p_tra.html. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [12] A. Diamond, "Executive Functions", *Annual Review of Psychology*, vol. 64, no. 1, pp. 135-168, 2013.
- [13] N. Cowan, "Chapter 20 What are the differences between long-term, short-term, and working memory?", *Progress in Brain Research Essence of Memory*, vol. 169, pp. 323-338, 2008.
- [14] "The Working Memory Model by Baddeley and Hitch", *Explorable.com*, 2017. [Online]. Available: <https://explorable.com/working-memory-model>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [15] "Working Memory | Simply Psychology", *Simplypsychology.org*, 2017. [Online]. Available: <http://www.simplypsychology.org/working-memory.html>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [16] "mercercognitivepsychology [licensed for non-commercial use only] / Baddeley's Model of Working Memory", *Mercercognitivepsychology.pbworks.com*, 2017. [Online]. Available: <http://mercercognitivepsychology.pbworks.com/w/page/61198759/Baddeley's%20Model%20of%20Working%20Memory>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [17] A. Baddeley, "The episodic buffer: a new component of working memory?", *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 4, no. 11, pp. 417-423, 2000.
- [18] G. Miller, "The magical number seven, plus or minus two: Some limits on our capacity for processing information.", *Psychological Review*, vol. 101, no. 2, pp. 343-352, 1994.
- [19] "EDUCERI - OECD Centre for Educational Research and Innovation (CERI)", *Oecd.org*, 2017. [Online]. Available: 153. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [20] R. Stickgold, D. Whidbee, B. Schirmer, V. Patel and J. Hobson, "Visual Discrimination Task Improvement: A Multi-Step Process Occurring During Sleep", *Journal of Cognitive Neuroscience*, vol. 12, no. 2, pp. 246-254, 2000.
- [21] *EEG - fMRI*. Berlin: Springer, 2010.
- [22] M. Teplan, "Fundamentals of EEG Measurement", *Measurement Science Review*, vol. 2, 2002.
- [23] D. Dougherty, S. Rauch and J. Rosenbaum, *Essentials of neuroimaging for clinical practice*. Washington, DC: American Psychiatric Pub., 2004, pp. 117-127.
- [24] P. Team, "PhysiologyWeb - Physiology on the Web", *Physiologyweb.com*, 2017. [Online]. Available: <http://www.physiologyweb.com/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [25] S. Sanei and J. Chambers, *EEG Signal Processing*. New York, NY: John Wiley & Sons, 2013.
- [26] Ε. Βεντούρας, *Τεχνολογία της in-vivo διαγνωστικής – Διατάξεις απαγωγής βιοηλεκτρικών σημάτων*. Σύλλογος Ελληνικών Ακαδημαϊκών Βιβλιοθηκών, 2015.
- [27] B. Fisch and R. Spehlmann, *Fisch and Spehlmann's EEG primer*. Amsterdam: Elsevier, 2009.
- [28] G. Pfurtscheller and F. Lopes da Silva, "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles", *Clinical Neurophysiology*, vol. 110, no. 11, pp. 1842-1857, 1999.
- [29] "Detection Suites – Knowledge Base", *Emotiv.zendesk.com*, 2017. [Online]. Available: <https://emotiv.zendesk.com/hc/en-us/categories/200099315-Detection-Suites>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [30] C. Neuper and G. Pfurtscheller, "Event-related dynamics of cortical rhythms: frequency-specific features and functional correlates", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 43, no. 1, pp. 41-58, 2001.

- [31] B. Stinson and D. Arthur, "A novel EEG for alpha brain state training, neurobiofeedback and behavior change", *Complementary Therapies in Clinical Practice*, vol. 19, no. 3, pp. 114-118, 2013.
- [32] D. McFarland, L. Miner and T. Vaughan, "Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements", 2000.
- [33] W. Klimesch, P. Sauseng and S. Hanslmayr, "EEG alpha oscillations: The inhibition–timing hypothesis", *Brain Research Reviews*, vol. 53, no. 1, pp. 63-88, 2007.
- [34] "University of Nottingham", *Nottingham.ac.uk*, 2017. [Online]. Available: <http://www.nottingham.ac.uk/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [35] T. Harmony, T. Fernández, J. Silva, J. Bernal, L. Díaz-Comas, A. Reyes, E. Marosi, M. Rodríguez and M. Rodríguez, "EEG delta activity: an indicator of attention to internal processing during performance of mental tasks", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 24, no. 1-2, pp. 161-171, 1996.
- [36] S. Dimitriadis, N. Laskaris, V. Tsirka, M. Vourkas and S. Micheloyannis, "What does delta band tell us about cognitive processes: A mental calculation study", *Neuroscience Letters*, vol. 483, no. 1, pp. 11-15, 2010.
- [37] J. Polich, "Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b", *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 10, pp. 2128-2148, 2007.
- [38] S. Clare, "Functional MRI (fMRI): Methods and Applications", *Users.fmrib.ox.ac.uk*, 2017. [Online]. Available: <https://users.fmrib.ox.ac.uk/~stuart/thesis/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [39] K. Holewa and A. Nawrocka, "Emotiv EPOC neuroheadset in brain - computer interface", in *15th International Carpathian Control Conference (ICCC)*, 2014.
- [40] M. Lang and T. Mitrovic, "Investigating the Emotiv EPOC for cognitive control in limited training time", 2012.
- [41] *Exercise-Cognition Interaction*. Elsevier Science, 2015.
- [42] J. Polich, "P300 as a clinical assay: rationale, evaluation, and findings", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 38, no. 1, pp. 3-19, 2000.
- [43] S. Luck and E. Kappenman, *The Oxford Handbook of Event-Related Potential Components*. Oxford: Oxford University Press, 2012.
- [44] G. Woodman, "A brief introduction to the use of event-related potentials in studies of perception and attention", *Attention, Perception, & Psychophysics*, vol. 72, no. 8, pp. 2031-2046, 2010.
- [45] E. Vogel and S. Luck, "The visual N1 component as an index of a discrimination process", *Psychophysiology*, vol. 37, no. 2, pp. 190-203, 2000.
- [46] J. Folstein and C. Van Petten, "Influence of cognitive control and mismatch on the N2 component of the ERP: A review", *Psychophysiology*, vol. 0, no. 0, p. 070915195953001-???, 2007.
- [47] M. Eimer, "The N2pc component as an indicator of attentional selectivity", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 99, no. 3, pp. 225-234, 1996.
- [48] M. Eimer, "Does the face-specific N170 component reflect the activity of a specialized eye processor?", *NeuroReport*, vol. 9, no. 13, pp. 2945-2948, 1998.
- [49] G. Thierry, C. Martin, P. Downing and A. Pegna, "Controlling for interstimulus perceptual variance abolishes N170 face selectivity", *Nature Neuroscience*, 2007.
- [50] M. Eimer, A. Gosling, S. Nicholas and M. Kiss, "The N170 component and its links to configural face processing: A rapid neural adaptation study", *Brain Research*, vol. 1376, pp. 76-87, 2011.
- [51] A. Gosling and M. Eimer, "An event-related brain potential study of explicit face recognition", *Neuropsychologia*, vol. 49, no. 9, pp. 2736-2745, 2011.
- [52] T. Marzi and M. Viggiano, "Deep and shallow encoding effects on face recognition: An ERP study", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 78, no. 3, pp. 239-250, 2010.
- [53] K. Crowley and I. Colrain, "A review of the evidence for P2 being an independent component process: age, sleep and modality", *Clinical Neurophysiology*, vol. 115, no. 4, pp. 732-744, 2004.
- [54] H. Ekanayake, "P300 and Emotiv EPOC: Does Emotiv EPOC capture real EEG?", *Neurofeedback.visaduma.info*, 2015. [Online]. Available: <http://neurofeedback.visaduma.info/emotivresearch.htm>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [55] J. Polich and A. Kok, "Cognitive and biological determinants of P300: an integrative review", *Biological Psychology*, vol. 41, no. 2, pp. 103-146, 1995.
- [56] E. Donchin and M. Coles, "Is the P300 component a manifestation of context updating?", *Behavioral and Brain Sciences*, vol. 11, no. 03, p. 357, 1988.
- [57] D. Ravden and J. Polich, "On P300 measurement stability: habituation, intra-trial block variation, and ultradian rhythms", *Biological Psychology*, vol. 51, no. 1, pp. 59-76, 1999.
- [58] J. Polich, "On the relationship between EEG and P300: individual differences, aging, and ultradian rhythms", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 26, no. 1-3, pp. 299-317, 1997.
- [59] J. Intriligator and J. Polich, "On the relationship between EEG and ERP variability", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 20, no. 1, pp. 59-74, 1995.
- [60] C. Duncan, R. Barry, J. Connolly, C. Fischer, P. Michie, R. Näätänen, J. Polich, I. Reinvang and C. Van Petten, "Event-related potentials in clinical research: Guidelines for eliciting, recording, and quantifying

- mismatch negativity, P300, and N400", *Clinical Neurophysiology*, vol. 120, no. 11, pp. 1883-1908, 2009.
- [61] E. Ventouras, P. Asvestas, I. Karanasiou and G. Matsopoulos, "Classification of Error-Related Negativity (ERN) and Positivity (Pe) potentials using kNN and Support Vector Machines", *Computers in Biology and Medicine*, vol. 41, no. 2, pp. 98-109, 2011.
- [62] B. Graimann, J. Huggins, S. Levine and G. Pfurtscheller, "Visualization of significant ERD/ERS patterns in multichannel EEG and ECoG data", *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 1, pp. 43-47, 2002.
- [63] J. Kalcher and G. Pfurtscheller, "Discrimination between phase-locked and non-phase-locked event-related EEG activity", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 94, no. 5, pp. 381-384, 1995.
- [64] W. Klimesch, H. Russeger, M. Doppelmayr and T. Pachinger, "A method for the calculation of induced band power: implications for the significance of brain oscillations", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, vol. 108, no. 2, pp. 123-130, 1998.
- [65] S. Micheloyannis, E. Pachou, C. Stam, M. Vourkas, S. Erimaki and V. Tsirka, "Using graph theoretical analysis of multi channel EEG to evaluate the neural efficiency hypothesis", *Neuroscience Letters*, vol. 402, no. 3, pp. 273-277, 2006.
- [66] M. Buschkuhl, S. Jaeggi and J. Jonides, "Neuronal effects following working memory training", *Developmental Cognitive Neuroscience*, vol. 2, pp. S167-S179, 2012.
- [67] W. Klimesch, "EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis", *Brain Research Reviews*, vol. 29, no. 2-3, pp. 169-195, 1999.
- [68] V. Jurcak, D. Tsuzuki and I. Dan, "10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems", *NeuroImage*, vol. 34, no. 4, pp. 1600-1611, 2007.
- [69] R. Oostenveld and P. Praamstra, "The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements", *Clinical Neurophysiology*, vol. 112, no. 4, pp. 713-719, 2001.
- [70] "Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature", *Acns.org*, 2016. [Online]. Available: <https://www.acns.org/practice/guidelines>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [71] J. Nagel, "Biopotential Amplifiers", in *The Biomedical Engineering Handbook*, 3rd ed., 2017.
- [72] J. Urigüen and B. Garcia-Zapirain, "EEG artifact removal—state-of-the-art and guidelines", *Journal of Neural Engineering*, vol. 12, no. 3, p. 031001, 2015.
- [73] S. Boudet, L. Peyrodie and P. Gallois, "A global approach for automatic artifact removal for standard EEG record", in *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006.
- [74] O. Aydemir, S. Pourzare and T. Kayikcioglu, "Classifying Various EMG and EOG Artifacts in EEG Signals", *Przeglad Elektrotechniczny*, vol. 88, pp. 218-222, 2012.
- [75] "Target Heart Rates", *Heart.org*, 2017. [Online]. Available: http://www.heart.org/HEARTORG/HealthyLiving/PhysicalActivity/Target-Heart-Rates_UCM_434341_Article.jsp. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [76] M. Islam, A. Rastegarnia and Z. Yang, "Methods for artifact detection and removal from scalp EEG: A review", *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 46, no. 4-5, pp. 287-305, 2016.
- [77] A. Al-Fahoum and A. Al-Fraihat, "Methods of EEG Signal Features Extraction Using Linear Analysis in Frequency and Time-Frequency Domains", *ISRN Neuroscience*, vol. 2014, pp. 1-7, 2014.
- [78] J. Iriarte, E. Urrestarazu, M. Valencia, M. Alegre, A. Malanda, C. Viteri and J. Artieda, "Independent Component Analysis as a Tool to Eliminate Artifacts in EEG: A Quantitative Study", *Journal of Clinical Neurophysiology*, vol. 20, no. 4, pp. 249-257, 2003.
- [79] T. Jung, S. Makeig, M. McKeown, A. Bell, T. Lee and T. Sejnowski, "Imaging brain dynamics using independent component analysis", *Proceedings of the IEEE*, vol. 89, no. 7, pp. 1107-1122, 2001.
- [80] T. Radüntz, J. Scouten, O. Hochmuth and B. Meffert, "EEG artifact elimination by extraction of ICA-component features using image processing algorithms", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 243, pp. 84-93, 2015.
- [81] F. Mormann, K. Lehnertz, P. David and C. E. Elger, "Mean phase coherence as a measure for phase synchronization and its application to the EEG of epilepsy patients", *Physica D: Nonlinear Phenomena*, vol. 144, no. 3-4, pp. 358-369, 2000.
- [82] R. Salazar-Varas and D. Gutiérrez, "Feature extraction for multi-class BCI using EEG coherence", in *7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 2015.
- [83] J. Reijneveld, S. Ponten, H. Berendse and C. Stam, "The application of graph theoretical analysis to complex networks in the brain", *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 11, pp. 2317-2331, 2007.
- [84] D. Smit, C. Stam, D. Posthuma, D. Boomsma and E. C. de Geus, "Heritability of "small-world" networks in the brain: A graph theoretical analysis of resting-state EEG functional connectivity", *Human Brain Mapping*, vol. 29, no. 12, pp. 1368-1378, 2008.
- [85] D. Watts and S. Strogatz, "Collective dynamics of 'small world' networks", *Nature*, vol. 393, pp. 440-442, 1998.

- [86] C. Stam, B. Jones, I. Manshanden, A. van Cappellen van Walsum, T. Montez, J. Verbunt, J. de Munck, B. van Dijk, H. Berendse and P. Scheltens, "Magnetoencephalographic evaluation of resting-state functional connectivity in Alzheimer's disease", *NeuroImage*, vol. 32, no. 3, pp. 1335-1344, 2006.
- [87] F. Bartolomei, I. Bosma, M. Klein, J. Baayen, J. Reijneveld, T. Postma, J. Heimans, B. van Dijk, J. de Munck, A. de Jongh, K. Cover and C. Stam, "Disturbed functional connectivity in brain tumour patients: Evaluation by graph analysis of synchronization matrices", *Clinical Neurophysiology*, vol. 117, no. 9, pp. 2039-2049, 2006.
- [88] B. Mijović, M. De Vos, I. Gligorijević, J. Taelman and S. Van Huffel, "Source Separation From Single-Channel Recordings by Combining Empirical-Mode Decomposition and Independent Component Analysis", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 9, pp. 2188-2196, 2010.
- [89] X. Chen, A. Liu, H. Peng and R. Ward, "A Preliminary Study of Muscular Artifact Cancellation in Single-Channel EEG", *Sensors*, vol. 14, no. 10, pp. 18370-18389, 2014.
- [90] C. James and D. Lowe, "Extracting multisource brain activity from a single electromagnetic channel", *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 28, no. 1, pp. 89-104, 2003.
- [91] M. Davies and C. James, "Source separation using single channel ICA", *Signal Processing*, vol. 87, no. 8, pp. 1819-1832, 2007.
- [92] J. Minguillon, M. Lopez-Gordo and F. Pelayo, "Trends in EEG-BCI for daily-life: Requirements for artifact removal", *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 31, pp. 407-418, 2017.
- [93] K. Amarasinghe, D. Wijayasekara and M. Manic, "EEG Based Brain Activity Monitoring using Artificial Neural Networks", in *7th International Conference on Human System Interactions (HSI)*, 2014.
- [94] P. Vijn, B. van Dijk and H. Spekreijse, "Visual stimulation reduces EEG activity in man", *Brain Research*, vol. 550, no. 1, pp. 49-53, 1991.
- [95] E. Anderson, K. Potter, L. Matzen, J. Shepherd, G. Preston and C. Silva, "A User Study of Visualization Effectiveness Using EEG and Cognitive Load", *Computer Graphics Forum*, vol. 30, no. 3, pp. 791-800, 2011.
- [96] J. Cohen and J. Polich, "On the number of trials needed for P300", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 25, no. 3, pp. 249-255, 1997.
- [97] J. Marco-Pallares, D. Cucurell, T. Münte, N. Strien and A. Rodriguez-Fornells, "On the number of trials needed for a stable feedback-related negativity", *Psychophysiology*, vol. 48, no. 6, pp. 852-860, 2010.
- [98] B. Roach and D. Mathalon, "Event-Related EEG Time-Frequency Analysis: An Overview of Measures and An Analysis of Early Gamma Band Phase Locking in Schizophrenia", *Schizophrenia Bulletin*, vol. 34, no. 5, pp. 907-926, 2008.
- [99] M. EL Menshaw, A. Benharref and M. Serhani, "An automatic mobile-health based approach for EEG epileptic seizures detection", *Expert Systems with Applications*, vol. 42, no. 20, pp. 7157-7174, 2015.
- [100] D. Weinstein, L. Zhukov and C. Johnson, "An inverse EEG problem solving environment and its applications to EEG source localization", *NeuroImage*, vol. 11, no. 5, p. S921, 2000.
- [101] C. Phillips, M. Rugg and K. Friston, "Systematic Regularization of Linear Inverse Solutions of the EEG Source Localization Problem", *NeuroImage*, vol. 17, no. 1, pp. 287-301, 2002.
- [102] R. Henson, D. Wakeman, V. Litvak and K. Friston, "A Parametric Empirical Bayesian Framework for the EEG/MEG Inverse Problem: Generative Models for Multi-Subject and Multi-Modal Integration", *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 5, 2011.
- [103] H. Garn, M. Waser, M. Deistler, R. Schmidt, P. Dal-Bianco, G. Ransmayr, J. Zeitlhofer, H. Schmidt, S. Seiler, G. Sanin, G. Caravias, P. Santer, D. Grossegger, W. Fruehwirt and T. Benke, "Quantitative EEG in Alzheimer's disease: Cognitive state, resting state and association with disease severity", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 93, no. 3, pp. 390-397, 2014.
- [104] C. Schmiedt, A. Brand, H. Hildebrandt and C. Basar-Eroglu, "Event-related theta oscillations during working memory tasks in patients with schizophrenia and healthy controls", *Cognitive Brain Research*, vol. 25, no. 3, pp. 936-947, 2005.
- [105] F. Lotte, "A Tutorial on EEG Signal-processing Techniques for Mental-state Recognition in Brain-Computer Interfaces", in *Guide to Brain-Computer Music Interfacing*, Springer London, 2014, pp. 133-161.
- [106] L. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 70, no. 6, pp. 510-523, 1988.
- [107] P. Israsena, S. Pan-Ngum and S. Hemrungron, "A game-based neurofeedback training system for cognitive rehabilitation in the elderly", in *8th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, 2014.
- [108] K. Choi, I. Kim and B. Min, "A feedback training system using cognitive brain-computer interface", in *3rd International Winter Conference on Brain-Computer Interface*, 2015.
- [109] J. Reis, A. Portugal and M. Pereira, "Alpha and theta intensive neurofeedback protocol for age-related cognitive deficits", in *7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 2015.

- [110] F. Yu, K. Rose, S. Burgener, C. Cunningham, L. Buettner, E. Beattie, A. Bossen, K. Buckwalter, D. Fick, S. Fitzsimmons, A. Kolanowski and J. Specht, "Cognitive Training for Early-Stage Alzheimer's Disease and Dementia", *Journal of Gerontological Nursing*, vol. 35, no. 3, pp. 23-29, 2009.
- [111] A. Bahar-Fuchs, L. Clare and B. Woods, "Cognitive training and cognitive rehabilitation for mild to moderate Alzheimer's disease and vascular dementia", 2013.
- [112] H. Coyle, V. Traynor and N. Solowij, "Computerized and Virtual Reality Cognitive Training for Individuals at High Risk of Cognitive Decline: Systematic Review of the Literature", *The American Journal of Geriatric Psychiatry*, vol. 23, no. 4, pp. 335-359, 2015.
- [113] J. Choi and E. Twamley, "Cognitive Rehabilitation Therapies for Alzheimer's Disease: A Review of Methods to Improve Treatment Engagement and Self-Efficacy", *Neuropsychology Review*, vol. 23, no. 1, pp. 48-62, 2013.
- [114] M. Lövdén, L. Bäckman, U. Lindenberger, S. Schaefer and F. Schmiedek, "A theoretical framework for the study of adult cognitive plasticity.", *Psychological Bulletin*, vol. 136, no. 4, pp. 659-676, 2010.
- [115] S. Willis and K. Schaie, "Cognitive training and plasticity: Theoretical perspective and methodological consequences", *Restorative Neurology and Neuroscience*, vol. 27, no. 5, pp. 375-389, 2009.
- [116] M. CALERO, "Relationship between plasticity, mild cognitive impairment and cognitive decline", *Archives of Clinical Neuropsychology*, vol. 19, no. 5, pp. 653-660, 2004.
- [117] S. Belleville, F. Clément, S. Mellah, B. Gilbert, F. Fontaine and S. Gauthier, "Training-related brain plasticity in subjects at risk of developing Alzheimer's disease", *Brain*, vol. 134, no. 6, pp. 1623-1634, 2011.
- [118] L. Bherer, A. Kramer, M. Peterson, S. Colcombe, K. Erickson and E. Becic, "Testing the limits of cognitive plasticity in older adults: Application to attentional control", *Acta Psychologica*, vol. 123, no. 3, pp. 261-278, 2006.
- [119] P. Bach-y-Rita, "Theoretical basis for brain plasticity after a TBI", *Brain Injury*, vol. 17, no. 8, pp. 643-651, 2003.
- [120] F. Taya, Y. Sun, F. Babiloni, N. Thakor and A. Bezerianos, "Brain enhancement through cognitive training: a new insight from brain connectome", *Frontiers in Systems Neuroscience*, vol. 9, 2015.
- [121] Rosen AC, Sugiura L, Kramer JH, Whitfield-Gabrieli S and Gabrieli JD., "Cognitive Training Changes Hippocampal Function in Mild Cognitive Impairment: A Pilot Study", *Journal of Alzheimer's Disease*, vol. 26, pp. 349-357, 2011.
- [122] K. Grill-Spector, R. Henson and A. Martin, "Repetition and the brain: neural models of stimulus-specific effects", *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 10, no. 1, pp. 14-23, 2006.
- [123] G. Xue, L. Mei, C. Chen, Z. Lu, R. Poldrack and Q. Dong, "Spaced Learning Enhances Subsequent Recognition Memory by Reducing Neural Repetition Suppression", *Journal of Cognitive Neuroscience*, vol. 23, no. 7, pp. 1624-1633, 2011.
- [124] T. Elbert, C. Pantev, C. Wienbruch, B. Rockstroh and E. Taub, "Increased Cortical Representation of the Fingers of the Left Hand in String Players", *Science*, vol. 270, no. 5234, pp. 305-307, 1995.
- [125] L. Ungerleider, "Imaging Brain Plasticity during Motor Skill Learning", *Neurobiology of Learning and Memory*, vol. 78, no. 3, pp. 553-564, 2002.
- [126] R. Henson, "Neuroimaging studies of priming", *Progress in Neurobiology*, vol. 70, no. 1, pp. 53-81, 2003.
- [127] M. Hampson, N. Driesen, P. Skudlarski, J. Gore and R. Constable, "Brain Connectivity Related to Working Memory Performance", *Journal of Neuroscience*, vol. 26, no. 51, pp. 13338-13343, 2006.
- [128] M. Song, Y. Zhou, J. Li, Y. Liu, L. Tian, C. Yu and T. Jiang, "Brain spontaneous functional connectivity and intelligence", *NeuroImage*, vol. 41, no. 3, pp. 1168-1176, 2008.
- [129] S. Barnett and S. Ceci, "When and where do we apply what we learn?: A taxonomy for far transfer.", *Psychological Bulletin*, vol. 128, no. 4, pp. 612-637, 2002.
- [130] S. Jaeggi, B. Studer-Luethi, M. Buschkuhl, Y. Su, J. Jonides and W. Perrig, "The relationship between n-back performance and matrix reasoning — implications for training and transfer", *Intelligence*, vol. 38, no. 6, pp. 625-635, 2010.
- [131] N. Lautenschlager, K. Cox and E. Cyarto, "The influence of exercise on brain aging and dementia", *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Molecular Basis of Disease*, vol. 1822, no. 3, pp. 474-481, 2012.
- [132] "Cognitive Atlas", *Cognitiveatlas.org*, 2017. [Online]. Available: <http://www.cognitiveatlas.org/tasks/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [133] Z. Nasreddine, N. Phillips, V. Bäckström, S. Charbonneau, V. Whitehead, I. Collin, J. Cummings and H. Chertkow, "The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: A Brief Screening Tool For Mild Cognitive Impairment", *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 53, no. 4, pp. 695-699, 2005.
- [134] S. Gluhm, J. Goldstein, K. Loc, A. Colt, C. Liew and J. Corey-Bloom, "Cognitive Performance on the Mini-Mental State Examination and the Montreal Cognitive Assessment Across the Healthy Adult Lifespan", *Cognitive And Behavioral Neurology*, vol. 26, no. 1, pp. 1-5, 2013.

- [135] "MoCA Montreal - Cognitive Assessment", *MoCA Montreal - Cognitive Assessment*, 2017. [Online]. Available: <http://www.mocatest.org/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [136] M. Folstein, S. Folstein and P. McHugh, "'Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician", *Journal of Psychiatric Research*, vol. 12, no. 3, 1975.
- [137] B. Uttl, "Verbal Paired Associates tests limits on validity and reliability", *Archives of Clinical Neuropsychology*, vol. 17, no. 6, pp. 567-581, 2002.
- [138] "Q-interactive UK: Pearson's Interactive Digital Assessment Platform", *Helloq.com*, 2017. [Online]. Available: <http://www.helloq.com/tests/test-library/wms-iv.htm>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [139] M. Kane, A. Conway, T. Miura and G. Colflesh, "Working memory, attention control, and the n-back task: A question of construct validity.", *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, vol. 33, no. 3, pp. 615-622, 2007.
- [140] S. Jaeggi, R. Seewer, A. Nirkko, D. Eckstein, G. Schroth, R. Groner and K. Gutbrod, "Does excessive memory load attenuate activation in the prefrontal cortex? Load-dependent processing in single and dual tasks: functional magnetic resonance imaging study", *NeuroImage*, vol. 19, no. 2, pp. 210-225, 2003.
- [141] R. Colom, F. Román, F. Abad, P. Shih, J. Privado, M. Froufe, S. Escorial, K. Martínez, M. Burgaleta, M. Quiroga, S. Karama, R. Haier, P. Thompson and S. Jaeggi, "Adaptive n-back training does not improve fluid intelligence at the construct level: Gains on individual tests suggest that training may enhance visuospatial processing", *Intelligence*, vol. 41, no. 5, pp. 712-727, 2013.
- [142] W. Chooi and L. Thompson, "Working memory training does not improve intelligence in healthy young adults", *Intelligence*, vol. 40, no. 6, pp. 531-542, 2012.
- [143] "Dual N-Back Online", *Brainscale.net*, 2017. [Online]. Available: <http://brainscale.net/dual-n-back>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [144] "Dual n-task - dual-n-task.com", *Dual-n-back.com*, 2017. [Online]. Available: <http://dual-n-back.com/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [145] "Brain Workshop - a Dual N-Back game", *Brainworkshop.sourceforge.net*, 2017. [Online]. Available: <http://brainworkshop.sourceforge.net/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [146] L. Bäckman, "Memory training and memory improvement in Alzheimer's disease: rules and exceptions", *Acta Neurologica Scandinavica*, vol. 85, no. 139, pp. 84-89, 1992.
- [147] J. Oltra-Cucarella, R. Pérez-Elvira and P. Duque, "Benefits of deep encoding in Alzheimer's disease. Analysis of performance in a memory task using the Item Specific Deficit Approach", *Neurología (English Edition)*, vol. 29, no. 5, pp. 286-293, 2014.
- [148] "Australian Psychological Society : Cognitive interventions in early Alzheimer's disease and mild cognitive impairment", *Psychology.org.au*, 2017. [Online]. Available: <https://www.psychology.org.au/publications/inpsych/2010/october/kinsella/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [149] P. Eslinger and A. Damasio, "Preserved motor learning in Alzheimer's disease: implications for anatomy and behavior", *Journal of Neuroscience*, vol. 6, no. 10, 1986.
- [150] S. Arkin, "Alzheimer memory training: Quizzes beat repetition, especially with more impaired", *American Journal of Alzheimer's Disease and Other Dementias*, vol. 12, no. 4, pp. 147-158, 1997.
- [151] D. Koltai, K. Welsh-Bohmer and D. Schmechel, "Influence of anosognosia on treatment outcome among dementia patients", *Neuropsychological Rehabilitation*, vol. 11, no. 3-4, pp. 455-475, 2001.
- [152] F. Huff and S. Corkin, "Recent advances in the neuropsychology of Alzheimer's disease", *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry*, vol. 8, no. 4-6, 1984.
- [153] "EDUCERI - OECD Centre for Educational Research and Innovation (CERI)", *Oecd.org*, 2017. [Online]. Available: <http://www.oecd.org/edu/ceri/manfredscolumnjulyaugust2005learningduringsleepoff-linereprocessing.htm>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [154] L. Maurer, K. Zitting, K. Elliott, C. Czeisler, J. Ronda and J. Duffy, "A new face of sleep: The impact of post-learning sleep on recognition memory for face-name associations", *Neurobiology of Learning and Memory*, vol. 126, pp. 31-38, 2015.
- [155] G. Bower, "Analysis of a Mnemonic Device: Modern psychology uncovers the powerful components of an ancient system for improving memory", *American Scientist*, vol. 58, no. 5, 1970.
- [156] T. Rose and J. Yesavage, "Differential Effects of a List-Learning Mnemonic in Three Age Groups", *Gerontology*, vol. 29, no. 5, pp. 293-298, 2009.
- [157] E. Robertson-Tchabo, C. Hausman and D. Arenberg, "A CLASSICAL MNEMONIC FOR OLDER LEARNERS: A TRIP THAT WORKS!", *Educational Gerontology*, vol. 1, no. 3, pp. 215-226, 1976.
- [158] A. Neely and L. Backman, "Effects of Multifactorial Memory Training in Old Age: Generalizability across Tasks and Individuals", *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, vol. 50, no. 3, pp. P134-P140, 1995.

- [159] M. Carrillo, E. Dishman and T. Plowman, "Everyday technologies for Alzheimer's disease care: Research findings, directions, and challenges", *Alzheimer's & Dementia*, vol. 5, no. 6, pp. 479-488, 2009.
- [160] J. Jennings, L. Webster, B. Kleykamp and D. Dagenbach, "Recollection Training and Transfer Effects in Older Adults: Successful Use of a Repetition-Lag Procedure", *Aging, Neuropsychology, and Cognition*, vol. 12, no. 3, pp. 278-298, 2005.
- [161] B. Li, X. Zhu, J. Hou, T. Chen, P. Wang and J. Li, "Combined Cognitive Training vs. Memory Strategy Training in Healthy Older Adults", *Frontiers in Psychology*, vol. 7, 2016.
- [162] S. Jones, L. Nyberg, J. Sandblom, A. Stigsdotter Neely, M. Ingvar, K. Magnus Petersson and L. Bäckman, "Cognitive and neural plasticity in aging: General and task-specific limitations", *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 30, no. 6, pp. 864-871, 2006.
- [163] E. Zelinski, "Far transfer in cognitive training of older adults", *Restorative Neurology and Neuroscience*, vol. 27, no. 5, pp. 455-471, 2009.
- [164] P. Sandberg, "Cognitive training in young and old adults", Ph.D., 2014.
- [165] J. Jennings and L. Jacoby, "Improving memory in older adults: Training recollection", *Neuropsychological Rehabilitation*, vol. 13, no. 4, pp. 417-440, 2003.
- [166] B. Boller, J. Jennings, B. Dieudonné, M. Verny and A. Ergis, "Recollection training and transfer effects in Alzheimer's disease: Effectiveness of the repetition-lag procedure", *Brain and Cognition*, vol. 78, no. 2, pp. 169-177, 2012.
- [167] K. Frankish, "Dual-Process and Dual-System Theories of Reasoning", *Philosophy Compass*, vol. 5, no. 10, pp. 914-926, 2010.
- [168] L. Hasher and R. Zacks, "Automatic and effortful processes in memory.", *Journal of Experimental Psychology: General*, vol. 108, no. 3, pp. 356-388, 1979.
- [169] L. Jacoby, "A process dissociation framework: Separating automatic from intentional uses of memory", *Journal of Memory and Language*, vol. 30, no. 5, pp. 513-541, 1991.
- [170] G. Mandler, "Recognizing: The judgment of previous occurrence.", *Psychological Review*, vol. 87, no. 3, pp. 252-271, 1980.
- [171] J. Jennings and L. Jacoby, "An opposition procedure for detecting age-related deficits in recollection: Telling effects of repetition.", *Psychology and Aging*, vol. 12, no. 2, pp. 352-361, 1997.
- [172] J. Jennings and L. Jacoby, "Automatic versus intentional uses of memory: Aging, attention, and control.", *Psychology and Aging*, vol. 8, no. 2, pp. 283-293, 1993.
- [173] M. Kahana and M. Howard, "Spacing and lag effects in free recall of pure lists", *Psychonomic Bulletin & Review*, vol. 12, no. 1, pp. 159-164, 2005.
- [174] P. Verkoijen, R. Rikers and H. Schmidt, "Detrimental Influence of Contextual Change on Spacing Effects in Free Recall.", *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, vol. 30, no. 4, pp. 796-800, 2004.
- [175] L. Siegel and M. Kahana, "A retrieved context account of spacing and repetition effects in free recall.", *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, vol. 40, no. 3, pp. 755-764, 2014.
- [176] D. Bissig and C. Lustig, "Who Benefits From Memory Training?", *Psychological Science*, vol. 18, no. 8, pp. 720-726, 2007.
- [177] C. Lustig and K. Flegal, "Targeting latent function: Encouraging effective encoding for successful memory training and transfer.", *Psychology and Aging*, vol. 23, no. 4, pp. 754-764, 2008.
- [178] K. Hourihan and A. Smith, "Production does not improve memory for face-name associations.", *Canadian Journal of Experimental Psychology/Revue canadienne de psychologie expérimentale*, vol. 70, no. 2, pp. 147-153, 2016.
- [179] L. Lohnas, S. Polyn and M. Kahana, "Contextual variability in free recall", *Journal of Memory and Language*, vol. 64, no. 3, pp. 249-255, 2011.
- [180] M. Hanczakowski, K. Zawadzka and L. Coote, "Context reinstatement in recognition: Memory and beyond", *Journal of Memory and Language*, vol. 72, pp. 85-97, 2014.
- [181] T. Nguyen, "Musical Mood and Musical Arousal Affects Different Stages of Learning and Memory Performance", MSc, University of Western Ontario, 2013.
- [182] C. Haslam, K. Hodder and P. Yates, "Errorless learning and spaced retrieval: How do these methods fare in healthy and clinical populations?", *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, vol. 33, no. 4, pp. 432-447, 2011.
- [183] S. Tak and S. Hong, "Face-name memory in Alzheimer's disease", *Geriatric Nursing*, vol. 35, no. 4, pp. 290-294, 2014.
- [184] C. Camp, J. Foss, A. O'Hanlon and A. Stevens, "Memory Interventions for Persons with Dementia", *Applied Cognitive Psychology*, vol. 10, no. 3, pp. 193-210, 1996.
- [185] L. Clare and R. Jones, "Errorless Learning in the Rehabilitation of Memory Impairment: A Critical Review", *Neuropsychology Review*, vol. 18, no. 1, pp. 1-23, 2008.

- [186] R. Kessels and E. De Haan, "Mnemonic strategies in older people: a comparison of errorless and errorful learning", *Age and Ageing*, vol. 32, no. 5, pp. 529-533, 2003.
- [187] M. Thaut and V. Hoemberg, *Handbook of neurologic music therapy*. Oxford: Oxford University Press, 2016.
- [188] D. Aldridge, *Music therapy and neurological rehabilitation*. London: Jessica Kingsley Publishers, 2008.
- [189] M. Thaut, "Neurologic Music Therapy in Cognitive Rehabilitation", *Music Perception*, vol. 27, no. 4, pp. 281-285, 2010.
- [190] R. Rosenbaum, M. Furey, B. Horwitz and C. Grady, "Altered connectivity among emotion-related brain regions during short-term memory in Alzheimer's disease", *Neurobiology of Aging*, vol. 31, no. 5, pp. 780-786, 2010.
- [191] N. Simmons-Stern, A. Budson and B. Ally, "Music as a memory enhancer in patients with Alzheimer's disease", *Neuropsychologia*, vol. 48, no. 10, 2010.
- [192] L. Cuddy and J. Duffin, "Music, memory, and Alzheimer's disease: is music recognition spared in dementia, and how can it be assessed?", *Medical Hypotheses*, vol. 64, no. 2, pp. 229-235, 2005.
- [193] F. Rauscher, G. Shaw and C. Ky, "Music and spatial task performance", *Nature*, vol. 365, no. 6447, pp. 611-611, 1993.
- [194] G. Shaw, "The Mozart Effect", *Epilepsy & Behavior*, vol. 2, no. 6, pp. 611-613, 2001.
- [195] C. Chabris, "Prelude or requiem for the 'Mozart effect'?", *Nature*, vol. 400, 1999.
- [196] N. Mammarella, B. Fairfield and C. Cornoldi, "Does music enhance cognitive performance in healthy older adults? The Vivaldi effect", *Aging Clinical and Experimental Research*, vol. 19, no. 5, pp. 394-399, 2007.
- [197] S. Reaves, B. Graham, J. Grahn, P. Rabannifard and A. Duarte, "Turn Off the Music! Music Impairs Visual Associative Memory Performance in Older Adults", *The Gerontologist*, vol. 56, no. 3, pp. 569-577, 2015.
- [198] B. Graham, "Mechanisms Supporting Recognition Memory During Music Listening", MSc, Georgia Institute of Technology, 2011.
- [199] H. Egeth and D. Kahneman, "Attention and Effort", *The American Journal of Psychology*, vol. 88, no. 2, p. 339, 1975.
- [200] S. Bottiroli, A. Rosi, R. Russo, T. Vecchi and E. Cavallini, "The cognitive effects of listening to background music on older adults: processing speed improves with upbeat music, while memory seems to benefit from both upbeat and downbeat music", *Frontiers in Aging Neuroscience*, vol. 6, 2014.
- [201] C. Mado Proverbio, V. Lozano Nasi, L. Alessandra Arcari, F. De Benedetto, M. Guardamagna, M. Gazzola and A. Zani, "The effect of background music on episodic memory and autonomic responses: listening to emotionally touching music enhances facial memory capacity", *Scientific Reports*, vol. 5, p. 15219, 2015.
- [202] E. Borella, B. Carretti, M. Grassi, M. Nucci and R. Sciore, "Are age-related differences between young and older adults in an affective working memory test sensitive to the music effects?", *Frontiers in Aging Neuroscience*, vol. 6, 2014.
- [203] J. Mayer, M. Gayle, M. Meehan and A. Haarman, "Toward better specification of the mood-congruity effect in recall", *Journal of Experimental Social Psychology*, vol. 26, no. 6, pp. 465-480, 1990.
- [204] J. Gray, T. Braver and M. Raichle, "Integration of emotion and cognition in the lateral prefrontal cortex", *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 99, no. 6, pp. 4115-4120, 2002.
- [205] W. Balch, K. Bowman and L. Mohler, "Music-dependent memory in immediate and delayed word recall", *Memory & Cognition*, vol. 20, no. 1, pp. 21-28, 1992.
- [206] E. Konantz, "The Effects of Music on Memory for a Word List", *Huron University College Journal of Learning and Motivation*, vol. 50, no. 1, 2012.
- [207] V. Bruce and A. Young, "Understanding face recognition", *British Journal of Psychology*, vol. 77, no. 3, pp. 305-327, 1986.
- [208] A. Burton, V. Bruce and R. Johnston, "Understanding face recognition with an interactive activation model", *British Journal of Psychology*, vol. 81, no. 3, pp. 361-380, 1990.
- [209] "mindwavemobile [NeuroSky Developer - Docs]", *Developer.neurosky.com*, 2017. [Online]. Available: <http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=mindwavemobile>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [210] "thinkgear_connector_tgc [NeuroSky Developer - Docs]", *Developer.neurosky.com*, 2017. [Online]. Available: http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=thinkgear_connector_tgc. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [211] "Apps", *Store.neurosky.com*, 2017. [Online]. Available: <https://store.neurosky.com/collections/apps>. [Accessed: 17- Jun- 2017].

- [212] "What are the different EEG Band Frequencies? / Science / Knowledge Base - NeuroSky - Home Page Support", *Support.neurosky.com*, 2017. [Online]. Available: <http://support.neurosky.com/kb/science/eeb-band-frequencies>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [213] "Swartz Center for Computational Neuroscience", *Sccn.ucsd.edu*, 2017. [Online]. Available: <https://sccn.ucsd.edu/eeclab/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [214] "Chapter 02: STUDY Creation - SCCN", *Sccn.ucsd.edu*, 2017. [Online]. Available: https://sccn.ucsd.edu/wiki/Chapter_02:_STUDY_Creation. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [215] "Home", *OpenViBE*, 2017. [Online]. Available: <http://openvibe.inria.fr/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [216] "BCILAB - SCCN", *Sccn.ucsd.edu*, 2017. [Online]. Available: <https://sccn.ucsd.edu/wiki/BCILAB>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [217] "BCI2000 Wiki", *Bci2000.org*, 2017. [Online]. Available: https://www.bci2000.org/wiki/Main_Page. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [218] "Face Recognition Homepage - Databases", *Face-rec.org*, 2017. [Online]. Available: <http://www.face-rec.org/databases/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [219] "Face Database Info", *Web.mit.edu*, 2017. [Online]. Available: http://web.mit.edu/emeyers/www/face_databases.html. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [220] "Computer Vision Test Images", *Cs.cmu.edu*, 2017. [Online]. Available: <http://www.cs.cmu.edu/~cil/v-images.html>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [221] P. Phillips, H. Wechsler, J. Huang and P. Rauss, "The FERET database and evaluation procedure for face-recognition algorithms", *Image and Vision Computing*, vol. 16, no. 5, pp. 295-306, 1998.
- [222] P. Phillips, Hyeonjoon Moon, S. Rizvi and P. Rauss, "The FERET evaluation methodology for face-recognition algorithms", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 22, no. 10, pp. 1090-1104, 2000.
- [223] "color FERET Database", *NIST*, 2017. [Online]. Available: <https://www.nist.gov/itl/iad/image-group/color-feret-database>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [224] "Psychological Image Collection at Stirling (PICS)", *Pics.stir.ac.uk*, 2017. [Online]. Available: <http://pics.stir.ac.uk/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [225] M. Stegmann, B. Ersboll and R. Larsen, "Fame-a flexible appearance modeling environment", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, no. 10, pp. 1319-1331, 2003.
- [226] "Active Appearance Models", *Imm.dtu.dk*, 2017. [Online]. Available: <http://www.imm.dtu.dk/~aam/>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [227] "Ελληνικά Ονόματα Ελλήνων και Ελληνίδων, Στατιστική Συχνότητα", *Foundalis.com*, 2017. [Online]. Available: <http://www.foundalis.com/grk/EllinikaOnomata.html>. [Accessed: 17- Jun- 2017].
- [228] K. Al-Subari, S. Al-Baddai, A. Tomé, M. Goldhacker, R. Faltermeier and E. Lang, "EMDLAB: A toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics using empirical mode decomposition", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 253, pp. 193-205, 2015.
- [229] D. Dimitrov and P. Rumrill, "Pretest-posttest designs and measurement of change", *Work*, vol. 20, no. 2, pp. 159-165, 2003.