



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

ΔΙΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΟ – ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ «ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ»

Ανάλυση ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος με εφαρμογές στην επιληψία και τις μαθησιακές δυσκολίες

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γιώργος Α. Γιαννακάκης

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα
Καθηγήτρια ΕΜΠ

Αθήνα, Δεκέμβριος 2005



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

ΔΙΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΟ – ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ «ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ»

Ανάλυση ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος με εφαρμογές στην επιληψία και τις μαθησιακές δυσκολίες

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γιώργος Α. Γιαννακάκης

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα
Καθηγήτρια ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 31^η Δεκεμβρίου 2005.

.....
Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια ΕΜΠ

.....
Δημήτρης Κουτσούρης
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Νικόλαος Ουζούνογλου
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Γιώργος Α. Γιαννακάκης

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

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής για εμπορικό, κερδοσκοπικό σκοπό ή σκοπό που έχει ως στόχο την καταπάτηση ανθρωπίνων δικαιωμάτων και αξιοπρέπειας. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης. Σε αυτή την περίπτωση, η αναφορά της πηγής προέλευσης θα ήταν απλά ικανοποίηση για τον συγγραφέα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

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

*Αφιερώνεται στον παππού μου Γιώργο Γιαννακάκη
για τα μαθήματα ζωής και αξιοπρέπειας που μου παρέδωσε*

Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε το χρονικό διάστημα από τον Σεπτέμβριο του 2004 ως τον Δεκέμβριο του 2005 στη Μονάδα Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Θα ήθελα πραγματικά να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα καθηγήτριά μου Κωνσταντίνα Νικήτα που η βοήθειά της καθ' όλη την διάρκεια της διπλωματικής εργασίας ήταν πολύτιμη και ουσιαστική. Τόσο οι συμβουλές της όσο και η ψυχολογική της στήριξη ήταν πολύτιμη για μένα. Παράλληλα, σημαντικότερη ήταν η βοήθεια της για την άμεση και αποτελεσματική υπέρβαση τεχνικών προβλημάτων και προβλημάτων διαδικαστικής φύσης.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τον γιατρό Παπαγεωργίου Χαράλαμπο που με βοήθησε στο ιατρικό κομμάτι της εργασίας αυτής. Πέρα από τα δεδομένα τα οποία μου έδωσε, ο ενθουσιασμός του για αυτό που κάνει μου μετέδωσε μια γενικότερη αισιοδοξία που με βοήθησε να αντιμετωπίσω πιο αποτελεσματικά αυτό που έκανα.

Δεν θα μπορούσα να παραλείψω να ευχαριστήσω τον στατιστικολόγο – ερευνητή Κυπριανού Μιλτιάδη του οποίου η συνδρομή ήταν ανεκτίμητη. Η βοήθειά του ήρθε σε μία περίοδο που βρισκόμουν σε επιστημονικό στενωπό. Η προσωπική του στάση ζωής και σκέψης ήταν το πιο απλό παράδειγμα ώστε να δει κανείς το βαθύτερο νόημα των πραγμάτων τόσο στη ζωή όσο και στην επιστήμη. Χωρίς την παρουσία του η περάτωση αυτής της διπλωματικής εργασίας θα ήταν αδύνατη.

Τέλος, θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου σε φίλους που η κατανόηση, η ψυχολογική τους συνδρομή και η υλική τους βοήθεια ήταν απαραίτητη κατά το διάστημα της εργασίας αυτής.

Για αυτούς που δεν μας κατάλαβαν και δεν μας πίστεψαν δεν χρειάζεται να αναρωτηθούν αν δεν το ξέρουν ήδη.

Περίληψη

Σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η εξαγωγή γνώσης και χρήσιμων συμπερασμάτων για το σχετικά αδιερεύνητο θέμα της διάγνωσης των μαθησιακών δυσκολιών. Χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων ηρεμίας και εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες, τα οποία συλλέχθηκαν στο εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας του Αιγινήτειου Νοσοκομείου. Από την ανάλυση αυτών των σημάτων προσδιορίστηκαν παράμετροι (π.χ συγκεκριμένες κορυφώσεις) που διαφοροποιούν στατιστικά τα άτομα με μαθησιακές δυσκολίες σε σχέση με τους υγιείς. Παράλληλα, εξετάστηκαν παράμετροι από την κλασική θεωρία βιοσημάτων όπως η ενέργεια και οι χαρακτηριστικοί ρυθμοί. Τέλος, επιλύθηκε το αντίστροφο πρόβλημα της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας ώστε να βρεθούν οι ρευματικές πηγές που προκαλούν τα αντίστοιχα σήματα στην επιφάνεια του κεφαλιού. Από τις πηγές αυτές επιδιώχθηκε ο προσδιορισμός περιοχών του εγκεφάλου που πιθανώς να είναι υπεύθυνες για την εμφάνιση μαθησιακών δυσκολιών.

Λέξεις Κλειδιά

Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, Προκλητά Δυναμικά, Μαθησιακές Δυσκολίες, Επεξεργασία Βιοσημάτων, Αντίστροφο Πρόβλημα Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας, LORETA, TANOVA, Βιοσήματα, Ανάλυση Fourier, Στατιστική Ανάλυση, Συστήματα Υποστήριξης Διάγνωσης

Abstract

The present thesis aims at the extraction of knowledge and useful conclusions for the relatively uninvestigated phenomenon of learning difficulties. Patients and healthy controls were evaluated by a computerized version of the digit span Wechsler test and EEG/ERP signals were recorded from 15 scalp electrodes based on the international 10-20 system of electroencephalography. The phenomenon was investigated via processing and analysis of EEG/ERP signals of healthy and persons with learning difficulties. Some features were extracted from these signals that statistically differentiate these two groups. Furthermore, features from classical theory of biosignals such as energy and characteristic rhythms were investigated. Finally, the so-called electroencephalography inverse problem was solved in order to define the internal current sources. The localization of such sources in the brain aimed at defining brain regions that are potentially responsible for learning difficulties.

Key Words

Electroencephalogram, EEG, Evoked Potentials, ERP, Learning Difficulties, Biosignals' Processing, Inverse Problem of the Brain, LORETA, TANOVA, Biosignals, Fourier Analysis, Statistical Analysis, Computer Aided Diagnosis

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1**ΜΑΘΗΣΙΑΚΕΣ ΔΥΣΚΟΛΙΕΣ**

1.1. Εισαγωγή.....	16
1.2. Οι επικρατέστεροι ορισμοί των μαθησιακών δυσκολιών	16
1.3. Η νευρολογική δυσλειτουργία.....	19
1.3.1 Οι θεωρίες επεξεργασίας των πληροφοριών	20
1.4. Η αιτιολογία των μαθησιακών δυσκολιών	22
1.5. Η συχνότητα των μαθησιακών δυσκολιών.....	24
Βιβλιογραφία	26

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2**ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ**

2.1 Εισαγωγή.....	27
2.2 Βιολογικά Σήματα	27
2.2.1 Διαδικασία καταγραφής βιολογικών σημάτων	29
2.3 Περιγραφή ΗΕΓ.....	34
2.3.1 Διαφορά μεταξύ ΗΕΓ και προκλητών δυναμικών	38
2.4 Γενικά Χαρακτηριστικά Προκλητών Δυναμικών	39
2.5 Διαδικασία Καταγραφής Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος	41
2.6 Περιορισμοί κατά τη διάρκεια καταγραφής Προκλητών Δυναμικών.....	43
2.7 Χρησιμότητα Προκλητών Δυναμικών	43
2.8 Σκοπός διπλωματικής εργασίας.....	45
Βιβλιογραφία	46

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3**ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ**

3.1 Γενικά.....	49
3.2 Κλινικό πρωτόκολλο καταγραφής ΗΕΓ	49
3.3 Δεδομένα	52
3.4 Προεπεξεργασία των δεδομένων.....	54
3.5 Στατιστική Επεξεργασία Δεδομένων	56
3.5.1 Έλεγχος Κανονικότητας.....	56
3.5.2 Έλεγχος Ισότητας Μέσων	58
3.6 Ανάλυση Κορυφώσεων	59
3.6.1 Ανάλυση πλατών της κορυφώσης N100	62
3.7 Ανάλυση χρονικών καθυστερήσεων	64
3.7.1 Ανάλυση χρονικής καθυστέρησης P50	65
3.8 Παράμετροι Φύλου – Χρησιμοποιούμενου χεριού	68
3.8.1 Το τεστ X^2	68
3.9 Συμπεράσματα.....	71
Βιβλιογραφία	73

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4**ΑΠΟΔΟΣΗ ΤΕΣΤ**

4.1 Απόδοση.....	74
4.2 Δείκτες Απόδοσης	74
4.2.1 IQ (Δείκτης Νοημοσύνης).....	74
4.2.2 Συνολικός Δείκτης Απόδοσης.....	76
4.3 Συμπεράσματα.....	84
Βιβλιογραφία	86

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5**ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΤΟ ΠΕΔΙΟ ΧΡΟΝΟΥ – ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ
ΦΑΣΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ**

5.1 Εισαγωγή	87
5.2 Εξέλιξη Μετασχηματισμού Fourier	87
5.3 Μετασχηματισμός Fourier Βραχέος Χρόνου	89
5.4 Φασματική Ανάλυση Εγκεφαλογραφήματος	92
5.4.1 Ανάλυση του ρυθμού α	96
5.5 Συμπεράσματα	100
Βιβλιογραφία	102

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6**ΕΠΙΛΥΣΗ ΤΟΥ ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ**

6.1 Μέθοδος Αντιστροφής LORETA	103
6.2 Μεθοδολογία	104
6.3 Επίλυση του αντίστροφου προβλήματος	104
6.4 Μέτρο ανομοιότητας – Τεστ Monte Carlo	105
6.5 Εφαρμογή της μεθόδου σε άτομα με μαθησιακές δυσκολίες	107
6.6 Συμπεράσματα	113
Βιβλιογραφία	115

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7**ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ**

7.1 Συμπεράσματα	116
------------------------	-----

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι	120
-------------------	-----

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ	153
--------------------	-----

Σχήμα 2. 1: Διάγραμμα καταγραφής βιολογικού σήματος	29
Σχήμα 2. 2: Το ηλεκτρόδιο με επαφή δακτυλιδιού	30
Σχήμα 2. 3: (α) Παρουσία θορύβου στα 50Hz σε σήμα ΗΕΓ που δεν έχει περάσει από φίλτρο	32
Σχήμα 2. 4: Συνεχές σήμα $x(t)$ και σήμα $x(n)$ μετά από δειγματοληψία με περίοδο T_s	32
Σχήμα 2. 5: (α) Μετασχηματισμός Fourier $X(f)$ του αρχικού σήματος $x(t)$	33
Σχήμα 2. 6: Κατανομή ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του κεφαλιού σύμφωνα με το Σύστημα 10-20	35
Σχήμα 2. 7: Οι κυματομορφές των ρυθμών άλφα, βήτα, θήτα και δέλτα	36
Σχήμα 2. 8: Κυματομορφές κατά την διάρκεια διάφορων επιπέδων εγρήγορσης	37
Σχήμα 3. 1: Διάταξη καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος.....	50
Σχήμα 3. 2: Περιγραφή της δοκιμασίας κατά Wechsler	51
Σχήμα 3. 3: Οι κατηγορίες δεδομένων, όπως προκύπτουν από το πείραμα.....	53
Σχήμα 3. 4: Αναπαράσταση της συλλογής ηλεκτροεγκεφαλικών δεδομένων με τον υπολογισμό των μέσων χρονοσειρών.....	55
Σχήμα 3. 5: Μέσο πλάτος της κορύφωσης N100 (οι αστερίσκοι δηλώνουν στατιστική διαφορά στο επίπεδο $p=0.05$)	62
Σχήμα 3. 6: Μέσο πλάτος της κορύφωσης N100 για (α) αγόρια και (β) κορίτσια	63
Σχήμα 3. 7: Μέση χρονική καθυστέρηση της κορύφωσης P50 (οι αστερίσκοι δηλώνουν στατιστική διαφορά στο επίπεδο $p=0.05$)	66
Σχήμα 3. 8: Μέση χρονική καθυστέρηση της κορύφωσης P50 για (α) αγόρια και (β) κορίτσια	67
Σχήμα 4. 1: Διάγραμμα ελέγχου ακραίων τιμών στα δεδομένα.....	76
Σχήμα 4. 2: Ραβδόγραμμα συνολικών ποσοστών ΕΔΑ για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης	77
Σχήμα 4. 3: Διαγράμματα ποσοστών ΕΔΑ για (α) όλες, (β) υψηλές, (γ) χαμηλές συχνότητες ερεθίσματος.....	80
Σχήμα 4. 4: Οι p-values κατά το X^2 τεστ μεταξύ των δύο ομάδων (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες) για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης. Με στιγμηνή γραμμή παρουσιάζεται το κατώφλι ($p=0.05$) στατιστικής διαφοροποίησης.	81
Σχήμα 4. 5: Οι p-values κατά το X^2 τεστ μεταξύ των δύο ομάδων (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες) για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης και για κάθε συχνότητα. Με στιγμισμένη γραμμή παρουσιάζεται το κατώφλι ($p=0.05$) στατιστικής διαφοροποίησης.....	82
Σχήμα 5. 1: Το επίπεδο χρόνου-συχνότητας για βραχύ και ευρύ παράθυρο	91
Σχήμα 5. 2: Τυπική φασματική αναπαράσταση σήματος ΗΕΓ όπου φαίνονται οι διακριτές περιοχές συχνοτήτων που αντιστοιχούν στους ρυθμούς.....	92
Σχήμα 5. 3: Μέσες ενεργειακές τιμές του α ρυθμού για τα δύο φύλα σε κάθε ομάδα διάγνωσης για το σημαντικότερο ηλεκτρόδιο Fz.....	98
Σχήμα 5. 4: Οι p-values της αλληλεπίδρασης διάγνωση x φύλλο για τον α -χαμηλό και α -υψηλό ρυθμό ενέργειας ΗΕΓ	100
Σχήμα 6. 1: Οι θέσεις των ηλεκτροδίων σύμφωνα με το διεθνές πρότυπο 10-20 όπως παρουσιάζονται από το πρόγραμμα LORETA.....	105

Σχήμα 6.2: Οι τιμές p-value στο χρονικό διάστημα της κορύφωσης N100. Με στιγματισμένη γραμμή παριστάνεται το κατώφλι κάτω από το οποίο υπάρχει στατιστική διαφορά ($p=0.05$).....	109
Σχήμα 6. 3: Οι εσωτερικές πηγές που παρουσιάζουν διαφοροποίηση ως συνάρτηση του χρόνου καταγραφής.....	110
Σχήμα 6. 4: Απεικόνιση σε μοντέλο κεφαλιού των εσωτερικών πηγών που παρουσιάζουν διαφοροποίηση κατά το χρονικό διάστημα 86-102 msec μετά το ερέθισμα	111

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΜΑΘΗΣΙΑΚΕΣ ΔΥΣΚΟΛΙΕΣ

1.1. Εισαγωγή

Τα τελευταία χρόνια υπάρχει αυξημένο ενδιαφέρον για τα παιδιά και τους εφήβους που αντιμετωπίζουν σοβαρές δυσκολίες στη μάθηση και στην απόκτηση σχολικών δεξιοτήτων παρά το ότι το νοητικό δυναμικό τους είναι σε φυσιολογικά επίπεδα. Τα παιδιά αυτά τα συναντούμε σε όλα τα κοινωνικά στρώματα. Την κατάσταση που καλούμε μαθησιακές δυσκολίες, τη συναντούμε σε όλες τις χώρες, σε διαφορετικούς πολιτισμούς και γλώσσες. Είναι ένα διαπολιτισμικό φαινόμενο. Επίσης συχνά διαβάζουμε ή ακούμε ότι, ακόμη και άνθρωποι που έχουν διακριθεί σε κάποιο τομέα, μπορεί να είχαν μία ασυνήθιστη δυσκολία σε κάποιες όψεις της μάθησης [1].

Το νέο αυτό επιστημονικό πεδίο έχει τύχει ευρείας αναγνώρισης και αποδοχής. Διερευνάται από πολλές επιστημονικές ειδικότητες και επιστημονικές οργανώσεις σε ολόκληρο τον κόσμο. Ο επιστημονικός όρος μαθησιακές δυσκολίες εισήχθη για πρώτη φορά το 1963 από μια μικρή ομάδα ενδιαφερομένων γονέων και εκπαιδευτικών που συναντήθηκαν στο Σικάγο με σκοπό τη δημιουργία μιας ενιαίας οργάνωσης. Αν και ο όρος που υιοθετήθηκε ήταν ελκυστικός και είχε ευρεία αποδοχή, το έργο της διατύπωσης ενός ορισμού των μαθησιακών δυσκολιών απεδείχθη μια μεγάλη πρόκληση. Αν και κάποιοι ορισμοί έχουν διατυπωθεί και χρησιμοποιηθεί για χρόνια, εξακολουθούν να υπάρχουν διαφωνίες σε επιμέρους σημεία. Οι διαφορετικοί ορισμοί που έχουν δοθεί, φαίνεται να αντικατοπτρίζουν τον επιστημονικό χώρο από τον οποίο προέρχονταν οι συντάκτες τους, τις διαφορετικές επιστημολογικές τους θεωρήσεις και το πνεύμα της εποχής που συντάχτηκαν. Το πρόβλημα συχνά φαίνεται να διαφέρει από άτομο σε άτομο και οι λύσεις που προτείνονται για την αντιμετώπισή του πρέπει να προσαρμόζονται κατάλληλα και να υπάρχει ευελιξία.

1.2. Οι επικρατέστεροι ορισμοί των μαθησιακών δυσκολιών

Ένας από τους πιο ευρέως χρησιμοποιούμενους ορισμούς είναι αυτός που έχει ενσωματωθεί στον Ομοσπονδιακό Νόμο 101 - 476 των Η.Π.Α. με θέμα: «Άτομα με

δυσκολίες Εκπαίδευσης». Ο ορισμός που εμπεριέχεται στο νόμο 101 - 476 (Individuals with Disabilities Education Act, 1990) είναι ο παρακάτω:

*«Ο όρος **παιδιά με ειδικές μαθησιακές δυσκολίες** σημαίνει εκείνα τα παιδιά που έχουν μία διαταραχή σε μία ή περισσότερες από τις βασικές ψυχολογικές διεργασίες που αφορούν την κατανόηση ή τη χρήση του προφορικού ή γραπτού λόγου. Μπορεί να εκδηλωθούν ως διαταραχές στην προφορική κατανόηση, στη σκέψη, στο λόγο, στην ανάγνωση, στη γραφή, στην ορθογραφία ή στην εκτέλεση μαθηματικών πράξεων. Εμπεριέχουν συνθήκες όπως αντιληπτικές διαταραχές, εγκεφαλική βλάβη, ελαφρά εγκεφαλική δυσλειτουργία, δυσλεξία και αναπτυξιακή αφασία. Στις μαθησιακές δυσκολίες δεν εντάσσονται εκείνα τα προβλήματα μάθησης τα οποία είναι πρωταρχικά το αποτέλεσμα οπτικών, ακουστικών, ή κινητικών ανεπαρκειών, νοητικής υστέρησης, συναισθηματικής διαταραχής ή αρνητικές επιδράσεις από περιβαλλοντικά, πολιτιστικά ή οικονομικά αίτια.»*

Όπως αναφέρεται [1], ο ορισμός των μαθησιακών δυσκολιών περιλαμβάνει δύο μέρη. Το πρώτο έχει ενσωματωθεί στη σχετική νομοθεσία από το 1969 και το δεύτερο μέρος του ομοσπονδιακού ορισμού θεωρείται το λειτουργικό. Αυτό εμφανίστηκε για πρώτη φορά ως επιμέρους ρυθμίσεις (Γραφείο Εκπαίδευσης των Η.Π.Α., 29 - 12 - 1977) για παιδιά με μαθησιακές δυσκολίες. Οι ρυθμίσεις αυτές ορίζουν ότι ένας μαθητής έχει μία ειδική μαθησιακή δυσκολία όταν:

1. Οι σχολικές επιδόσεις του μαθητή δεν είναι στο κατάλληλο επίπεδο για την ηλικία του και τις ικανότητες του σε μία ή περισσότερες από αρκετές ειδικές περιοχές παρά το ότι είχε τις κατάλληλες εκπαιδευτικές ευκαιρίες - εμπειρίες
2. Ο μαθητής παρουσιάζει σοβαρή ασυμφωνία ανάμεσα στις επιδόσεις του και στο νοητικό του δυναμικό σε μία ή περισσότερες από τις εξής επτά περιοχές:
 - α) προφορική έκφραση
 - β) ακουστική κατανόηση
 - γ) γραπτή έκφραση
 - δ) βασικές αναγνωστικές δεξιότητες
 - ε) αναγνωστική κατανόηση
 - στ) μαθηματικούς υπολογισμούς
 - ζ) μαθηματικό συλλογισμό

Οι λειτουργικές παράμετροι του προβλήματος είναι χρήσιμες για την εκπαιδευτική ταξινόμηση και την παιδαγωγική παρέμβαση.

Τα πιο σημαντικά στοιχεία του παραπάνω ορισμού είναι [1]:

- (1) Το άτομο έχει μία διαταραχή σε μία ή περισσότερες από τις βασικές ψυχολογικές διεργασίες (οι διεργασίες αυτές παραπέμπουν σε ενδογενείς προαπαιτούμενες ικανότητες, όπως η μνήμη, η ακουστική αντίληψη, η οπτική αντίληψη, ο προφορικός λόγος και η σκέψη).
- (2) Το άτομο έχει δυσκολία στη μάθηση και ειδικότερα στην ομιλία, ακρόαση, γραφή, ανάγνωση, (δεξιότητες αναγνώρισης λέξεων και κατανόησης) και στα Μαθηματικά (υπολογισμοί και συλλογισμός).
- (3) Το πρόβλημα δεν οφείλεται πρωταρχικά σε άλλες αιτίες, όπως οπτικές ή ακουστικές βλάβες, κινητικές αναπηρίες, νοητική υστέρηση, συναισθηματική διαταραχή, αρνητικές επιδράσεις από αίτια περιβαλλοντικά, πολιτισμικά, οικονομικά.
- (4) Υπάρχει μία σοβαρή ασυμφωνία ανάμεσα στο δυναμικό του μαθητή για μάθηση και της χαμηλής επίδοσής του στις επιμέρους γνωστικές περιοχές.

Το National Joint Committee on Learning Disabilities είναι μία επιτροπή που αποτελείται από αντιπροσώπους από αρκετές επαγγελματικές οργανώσεις και επιστημονικούς κλάδους που εμπλέκονται στις μαθησιακές δυσκολίες. Ο πρόσφατος αναθεωρημένος ορισμός έχει συμπεριλάβει στοιχεία από αρκετούς προηγούμενους ορισμούς των μαθησιακών δυσκολιών [1][2][3] και είναι ο παρακάτω:

“Μαθησιακές Δυσκολίες είναι ένας γενικός όρος, ο οποίος αναφέρεται σε μία ετερογενή ομάδα διαταραχών που εκδηλώνονται μέσω σημαντικών δυσκολιών στην απόκτηση και χρήση του λόγου (γραπτού και προφορικού), της ανάγνωσης, της γραφής, της λογικής σκέψης ή των μαθηματικών ικανοτήτων. Οι διαταραχές αυτές είναι εγγενείς, θεωρείται ότι οφείλονται σε δυσλειτουργία του κεντρικού νευρικού συστήματος και μπορεί να εμφανιστούν καθ’ όλη τη διάρκεια της ζωής. Προβλήματα στις αυτορρυθμιζόμενες συμπεριφορές, στην αντίληψη των κοινωνικών φαινομένων και στην κοινωνική αλληλεπίδραση μπορεί να συνυπάρχουν με τις μαθησιακές, αλλά δε συνιστούν από μόνα τους μαθησιακή δυσκολία. Αν και οι μαθησιακές δυσκολίες μπορεί να εμφανίζονται ταυτόχρονα με άλλες συνθήκες ανεπάρκειας (π.χ. αισθητηριακές βλάβες, νοητική υστέρηση, σοβαρή συναισθηματική διαταραχή) ή με εξωτερικές επιδράσεις (όπως πολιτιστικές διαφορές, ανεπαρκής ή ακατάλληλη διδασκαλία), δεν είναι το αποτέλεσμα αυτών των καταστάσεων ή επιδράσεων.”

Σύμφωνα με τις απόψεις της Lerner [1] από τον ορισμό [2] προκύπτουν τα ακόλουθα:

- (1) Οι μαθησιακές δυσκολίες είναι μία ετερογενής ομάδα διαταραχών (τα άτομα με μαθησιακές δυσκολίες παρουσιάζουν πολλά είδη συμπεριφορών και χαρακτηριστικών).
- (2) Το πρόβλημα είναι εγγενές στο άτομο (οφείλονται σε παράγοντες εντός του ατόμου παρά σε εξωτερικούς παράγοντες, όπως το περιβάλλον ή το εκπαιδευτικό σύστημα).
- (3) Το πρόβλημα θεωρείται ότι σχετίζεται με δυσλειτουργία του κεντρικού νευρικού συστήματος (αναγνωρίζεται η βιολογική βάση του προβλήματος).
- (4) Οι μαθησιακές δυσκολίες μπορεί να συνυπάρχουν με άλλες καταστάσεις ανεπάρκειας (αναγνωρίζεται, δηλαδή, ότι τα άτομα μπορεί να έχουν αρκετά προβλήματα την ίδια στιγμή, όπως μαθησιακές δυσκολίες και συναισθηματικές διαταραχές).
- (5) Το πρόβλημα μπορεί να υπάρχει καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής του ατόμου.

Στην Ελλάδα ο όρος μαθησιακές δυσκολίες έχει λαθεμένα ταυτιστεί με τον όρο δυσλεξία που πρόκειται απλά για μία κατηγορία τους. Η λέξη δυσλεξία προέρχεται από τα ελληνικά και σημαίνει δυσκολία με τις λέξεις.

1.3. Η νευρολογική δυσλειτουργία

Σε πολλούς από τους ορισμούς είτε αναφέρεται είτε υπονοείται ότι οι μαθησιακές δυσκολίες σχετίζονται με μη τυπική εγκεφαλική λειτουργία. Εξ ορισμού, μία διαταραχή στη μάθηση είναι πιθανόν να είναι το αποτέλεσμα δυσλειτουργίας του κεντρικού νευρικού συστήματος, καθόσον η μάθηση ολοκληρώνεται εντός του εγκεφάλου. Όπως αναφέρεται [1], η νευρολογική κατάσταση είναι δύσκολο, αν όχι αδύνατο, να διαπιστωθεί με ένα συνηθισμένο εξωτερικό ιατρικό έλεγχο. Έτσι η δυσλειτουργία του κεντρικού νευρικού συστήματος θεωρείται προϋπόθεση και καθορίζεται μέσω της παρατήρησης της συμπεριφοράς. Ωστόσο, από σχετικές ιατρικές έρευνες και από τη διερεύνηση της δυσλεξίας φαίνεται να υπάρχουν αρκετά αποδεικτικά στοιχεία από πολύπλοκες διερευνήσεις του εγκεφάλου, οι οποίες επιβεβαίωσαν την υπόθεση της εγκεφαλικής δυσλειτουργίας [4].

1.3.1 Οι θεωρίες επεξεργασίας των πληροφοριών

Οι θεωρίες αυτές αντιμετωπίζουν τη μάθηση ως «διαδικασία επεξεργασίας των πληροφοριών» και τα σχετικά μοντέλα απεικονίζουν τη διαδικασία της μάθησης από την αρχική αντίληψη της πληροφορίας, στη λειτουργία της επεξεργασίας στη συνέχεια και τελικά σε μία λογική ενέργεια ή δράση. Τα μοντέλα αυτά αποτελούν μία ιδιαίτερα χρήσιμη αναπαράσταση των λειτουργιών και των βασικών χαρακτηριστικών του κεντρικού νευρικού συστήματος και της ανθρώπινης μάθησης [1][5].

Στο ανθρώπινο κεντρικό νευρικό σύστημα όπου γίνεται η επεξεργασία των πληροφοριών, όπως σε ένα ηλεκτρονικό υπολογιστή υπάρχουν εισερχόμενα (π.χ. οπτικά ή ακουστικά ερεθίσματα), λειτουργίες επεξεργασίας (γνωστικές λειτουργίες όπως: σκέψη, μνήμη, λήψη αποφάσεως) και εξερχόμενα (π.χ. δράσεις και συμπεριφορές). Ο ανθρώπινος εγκέφαλος, όπως ο ηλεκτρονικός υπολογιστής, παίρνει πληροφορίες (εισερχόμενα), τις αποθηκεύει και τις εντοπίζει (μνημονικά συστήματα) οργανώνει τις πληροφορίες και διευκολύνει λειτουργίες και αποφάσεις (συστήματα κεντρικής επεξεργασίας - εκτελεστικές λειτουργίες) και παράγει απαντήσεις (εξερχόμενα). Το σύνθετο μνημονικό σύστημα αποτελεί την καρδιά του μοντέλου επεξεργασίας των πληροφοριών. Περιλαμβάνει τρεις τύπους μνήμης:

- 1) τις αισθητηριακές εγγραφές
- 2) τη βραχυπρόθεσμη ή εργαζόμενη ή ενεργό μνήμη
- 3) τη μακροπρόθεσμη μνήμη.

Η είσοδος των ερεθισμάτων στις αισθητηριακές εγγραφές γίνεται μέσω των αισθητηριακών υποδοχέων και οι πηγές των ερεθισμάτων μπορεί να είναι ενδογενείς ή εξωγενείς. Από τα πολλά ερεθίσματα που φτάνουν στους αισθητηριακούς υποδοχείς μόνο τα πιο σημαντικά γίνονται αντικείμενο προσοχής και επιλεκτικά η πληροφορία φτάνει στο πρώτο μνημονικό σύστημα, την αισθητηριακή εγγραφή που ως ενδιάμεση προσωρινή μνήμη βοηθά στη διατήρηση και ερμηνεία της πληροφορίας (ερεθισμάτων οπτικών, ακουστικών κλπ.) τόσο όσο χρειάζεται για να αναλυθεί και να επιτελεσθεί η λειτουργία της αντίληψης που είναι ιδιαίτερα σημαντική στη φάση αυτή, επειδή δίνει νόημα στο ερέθισμα. Η αίσθηση και η αντίληψη ως λειτουργίες επιτελούνται παρόντος του ερεθίσματος [1]. Η μνήμη ως λειτουργία είναι η ικανότητά μας να αποθηκεύουμε και να ανακτούμε αισθήσεις και αντιλήψεις, όταν το ερέθισμα που αρχικά τις προκάλεσε

δεν είναι παρόν. Άρα με βάση τη θεωρία της επεξεργασίας των πληροφοριών ένα αντίγραφο μιας εμπειρίας αποθηκεύεται για πολύ λίγα δευτερόλεπτα στην αισθητηριακή εγγραφή.

Αν και στο πρώτο μνημονικό σύστημα, την αισθητηριακή εγγραφή, το άτομο δεν ενημερώνεται συνειδητά για την πληροφορία, στο δεύτερο μνημονικό σύστημα, δηλαδή στη βραχυπρόθεσμη μνήμη, η πληροφορία ή το τρέχον πρόβλημα γίνεται αντικείμενο προσοχής ενσυνείδητα και το άτομο έχει τη δυνατότητα να δράσει επ' αυτών. Η βραχυπρόθεσμη μνήμη θεωρείται εργαζόμενη μνήμη και αποτελεί προσωρινή (20-30sec) αποθηκευτική δυνατότητα με περιορισμένη χωρητικότητα (περίπου 7 ± 2 μονάδες πληροφορίας) [6]. Οι μαθητές με μαθησιακές δυσκολίες συχνά έχουν προβλήματα με τη βραχυπρόθεσμη μνήμη. Όταν το άτομο σκέφτεται ένα νέο πρόβλημα, η μία νέα πληροφορία θέτει και πάλι την παλιά πληροφορία στην εργαζόμενη μνήμη. Η παλιά πληροφορία είτε εξασθενίζει και χάνεται είτε προωθείται ξανά στη μακροπρόθεσμη μνήμη. Η μνήμη εργασίας επιτελεί τρεις βασικές λειτουργίες:

- a) παραλληλισμός, σύγκριση και αναγνώριση των πληροφοριών, δηλαδή οι νέες πληροφορίες συγκρίνονται με αυτές που είναι ήδη αποθηκευμένες στη μακροπρόθεσμη μνήμη,
- b) ενσωμάτωση των νέων πληροφοριών στις ήδη υπάρχουσες καλά οργανωμένες γνώσεις (γνωστικά σχήματα) που ανακαλούνται από τη μακροπρόθεσμη μνήμη
- c) εσωτερική επανάληψη, όπου οι νέες πληροφορίες συγκρατούνται στο γνωστικό σύστημα, ανανεώνονται και κωδικοποιούνται.

Η μακροπρόθεσμη μνήμη αποτελεί τη μόνιμη μνημονική αποθήκευση. Οι πληροφορίες αποθηκεύονται στη μακροπρόθεσμη μνήμη σε σημασιολογική μορφή, δηλαδή υπό μορφή νοητικών εικόνων, εννοιών, προτασιακών ενοτήτων, σημασιών, κανόνων, σεναρίων, γνωστικών σχημάτων. Η γνώση που είναι αποθηκευμένη στη μακροπρόθεσμη μνήμη είναι γνώση δηλωτική και γνώση διαδικαστική. Ιδιαίτερα για τα Μαθηματικά, στη μακροπρόθεσμη μνήμη αποθηκεύονται έννοιες, γενικές προτάσεις ή διαδικασίες, γενικευμένες κατηγορίες προβλημάτων, ευρετικές τεχνικές και αλγόριθμοι, αλλά και πιο εξειδικευμένη γνώση σχετικά με τις ποσότητες που υπεισέρχονται σε μια συγκεκριμένη προβληματική κατάσταση που αντιμετωπίζει το άτομο και τις μεταξύ τους σχέσεις. Περιλαμβάνει ακόμη τις προσωπικές πεποιθήσεις και απόψεις κάποιου γύρω από τα Μαθηματικά και μεταγνωστικές πληροφορίες. [7]. Οι πληροφορίες

κατευθύνονται στη μακροπρόθεσμη μνήμη και παραμένουν εκεί για μεγάλα χρονικά διαστήματα. Για να γίνει αυτό πρέπει να μεταφερθεί η πληροφορία από τη βραχυπρόθεσμη στη μακροπρόθεσμη μνήμη κωδικοποιημένη, διαφορετικά χάνεται. Η ανάκληση της πληροφορίας από τη μακροπρόθεσμη μνήμη συχνά αποτελεί το αδύνατο σημείο των μαθητών με μαθησιακές δυσκολίες. Εάν πρόκειται να σκεφθούμε για ένα πρόβλημα, η αποθηκευμένη πληροφορία πρέπει να ανακτηθεί από τη μακροπρόθεσμη μνήμη και να τεθεί στη βραχυπρόθεσμη μνήμη ή εργαζόμενη μνήμη, δηλαδή να γίνει συνειδητή [1].

Υπάρχουν δύο τύποι μακροπρόθεσμης μνήμης, η σημασιολογική και η επεισοδιακή. Στη σημασιολογική μνήμη αποθηκεύονται έννοιες, διαδικασίες και γενικές γνώσεις και είναι αποτέλεσμα εκπαίδευσης και συστηματικής μάθησης, ενώ στην επεισοδιακή ή αυτοβιογραφική, οπτικές και άλλες αισθητηριακές εικόνες από τη ζωή κάποιου που αναφέρονται σε συγκεκριμένο χώρο και χρόνο και αποθηκεύονται ως χωροχρονικά γεγονότα.

Στο μοντέλο επεξεργασίας των πληροφοριών προσφάτως [5] έχει προστεθεί ένας «βρόχος» που συνδέει τη μακρόχρονη μνήμη με την αισθητηριακή, που δίνει τη δυνατότητα στις πληροφορίες που είναι αποθηκευμένες στη μακρόχρονη μνήμη να επηρεάζουν τις αρχικές αισθητηριακές εγγραφές. Επίσης έχει υπάρξει η προσθήκη της μεταγνώσης που κατευθύνει τη ροή της πληροφορίας εντός των «κατώτερων» μνημονικών συστημάτων.

1.4. Η αιτιολογία των μαθησιακών δυσκολιών

Την ακριβή αιτιολογία των μαθησιακών δυσκολιών δεν τη γνωρίζουμε. Συνδέεται με διαταραχές στις γνωστικές λειτουργίες (ελλείμματα στην οπτική αντίληψη, ελλείμματα στην προσοχή, στη μνήμη, στις λειτουργίες της γλώσσας), μπορεί να υπάρχει ιστορικό περιγεννητικού τραύματος, να έχουμε εμφάνιση της δυσκολίας και σε άλλα μέλη της οικογένειας, να συνυπάρχουν νευρολογικές και άλλες παθήσεις ή σύνδρομα, όπως δηλητηριάσεις από μόλυβδο, εμβρυϊκό αλκοολικό σύνδρομο ή σύνδρομο του εύθραυστου Χ χρωμοσώματος, τα οποία παραπέμπουν σε μία βιολογική προδιάθεση.

Ως κυριότερα αίτια των προβλημάτων μάθησης αναφέρονται [8] :

- α) τα φυσιολογικά
- β) τα ψυχολογικά και ψυχιατρικά

γ) τα κοινωνιολογικά ή περιβαλλοντικά.

Στα φυσιολογικά αίτια περιλαμβάνονται νευρολογικές δυσλειτουργίες, τα γενετικά αίτια και ο υποσιτισμός. Αναφερόμενοι στην περίπτωση της χώρας τους (Καναδάς) από το 15% περίπου των μαθητών των δημόσιων σχολείων με χαμηλές επιδόσεις περίπου οι μισοί εμφανίζουν κάποιο τύπο νευρολογικής ή γενετικής ανεπάρκειας και οι άλλοι μισοί έχουν έλλειψη κινήτρων [8]. Από τα φυσιολογικά αίτια προσδιορίζονται ευκολότερα οι νευρολογικές δυσλειτουργίες, τα γενετικά αίτια και ο υποσιτισμός. Αρχικά οι μαθησιακές δυσκολίες περίπου ταυτίζονταν με τους όρους ελαφρά εγκεφαλική βλάβη ή δυσλειτουργία. Στη συνέχεια διαπιστώθηκε ότι υπάρχει μία κατηγορία παιδιών με μαθησιακές δυσκολίες, χωρίς νευρολογικά σημεία. Επίσης, ένας αριθμός με σαφή ήπια νευρολογικά σημεία δεν παρουσίαζε μαθησιακές δυσκολίες. Στα παιδιά που δε διαπιστώνεται νευρολογική δυσλειτουργία, εφόσον αποκλειστούν τα ψυχολογικά αίτια ή η έλλειψη κινήτρων, τότε είναι πιθανόν η μαθησιακή δυσκολία να οφείλεται σε κάποια γενετική διαταραχή ή σε αναπτυξιακό πρόβλημα ή σε ελαφριά νευρολογική δυσλειτουργία, τόσο λεπτή που δεν ανιχνεύεται από μία τυπική νευρολογική εξέταση. Σε κάποιες άλλες περιπτώσεις, που δεν υπάρχουν νευρολογικές δυσλειτουργίες, οι ακαδημαϊκές μαθησιακές ανεπάρκειες είναι δυνατόν να οφείλονται σε ανατομικές ιδιαιτερότητες κατά την ανάπτυξη του εγκεφάλου. Οι ανατομικές αυτές παραλλαγές μπορεί να αποτελέσουν την αιτία διαταραχών επιμέρους ικανοτήτων. Ο υποσιτισμός και οι δυσλειτουργίες διαφόρων ενδοκρινών αδένων μπορεί να επηρεάσουν ποικιλοτρόπως τη λειτουργία του κεντρικού νευρικού συστήματος και τη διανοητική λειτουργία.

Η έκθεση της μητέρας ή του εμβρύου κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης σε ποικίλες τοξικές ουσίες μπορεί να προξενήσει βραχυχρόνιες ή μακροχρόνιες βλάβες κατά τη διάρκεια της παιδικής ηλικίας. Η χρήση ουσιών ή φαρμάκων κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα βλάβες στο έμβρυο. Τέτοιες ουσίες μπορεί να είναι από σκληρά ναρκωτικά, όπως η ηρωίνη μέχρι ουσίες όπως είναι το αλκοόλ και η νικοτίνη, καθώς επίσης και συνταγογραφημένα ή μη συνταγογραφημένα φάρμακα. Επίσης, η μόλυνση ή οι ακτινοβολίες μπορεί να επηρεάσουν σοβαρά το έμβρυο κατά τη διάρκεια της κύησης. Μία κατηγορία βρεφών που θεωρούνται υψηλού κινδύνου να παρουσιάσουν κατά τη σχολική τους ζωή μαθησιακές δυσκολίες είναι τα πρόωρα και τα πολύ χαμηλού βάρους κατά τη γέννηση [1][8]. Από τους ψυχολογικούς και ψυχιατρικούς παράγοντες έχει αποδειχτεί ότι οι συναισθηματικές διαταραχές επηρεάζουν σοβαρά την επίδοση στο σχολείο [8].

Όσον αφορά τους κοινωνιολογικούς παράγοντες είναι δύσκολο να συσχετιστούν ειδικά με την ακαδημαϊκή ικανότητα, αλλά οι μελέτες παιδιών των ghetto δείχνουν ότι για τα παιδιά αυτά υπάρχει αυξημένη πιθανότητα να παρουσιάσουν βιολογικές και κοινωνικοπεριβαλλοντικές ανεπάρκειες. Τα παιδιά από πολύ χαμηλά κοινωνικά στρώματα σε αρκετές περιπτώσεις παρουσιάζουν χαρακτηριστικά που ταιριάζουν σε μεγάλο βαθμό με τα χαρακτηριστικά των παιδιών με μαθησιακές δυσκολίες, αλλά η αιτιολογία τους είναι δύσκολο να διαπιστωθεί. Πολλά απ. αυτά τα παιδιά βελτιώνονται με την εφαρμογή κατάλληλων προγραμμάτων, εφόσον αυτά περιλαμβάνουν ισχυρή συναισθηματική υποστήριξη και εξάσκηση σε ακαδημαϊκές δεξιότητες. Τα προβλήματα μάθησης σε πολλά απ' αυτά τα παιδιά προέρχονται όχι από μία χρόνια νευρολογική, δομική ή λειτουργική δυσλειτουργία, αλλά από μία συναισθηματική αποστέρηση, η οποία σταδιακά μπορεί να εξαλειφθεί. Τα παιδιά αυτά θεωρούνται κατά λάθος παιδιά με μαθησιακές δυσκολίες και οι διαταραχές που παρουσιάζουν στη μάθηση χαρακτηρίζονται ως μαθησιακά προβλήματα και όχι ως μαθησιακές δυσκολίες [8].

1.5. Η συχνότητα των μαθησιακών δυσκολιών

Σύμφωνα με την Αμερικανική Ψυχιατρική Ένωση η συχνότητα των δυσκολιών μάθησης ποικίλλει από 2% έως 10%. Ο ρυθμός αύξησης τα τελευταία χρόνια έχει μειωθεί σημαντικά. Η αύξηση αυτή παρατηρήθηκε για τους εξής λόγους:

1. Υπήρξε μεγάλη ενημέρωση των γονέων και των εκπαιδευτικών για τις μαθησιακές δυσκολίες και υπήρξε σχετική πίεση προς τα σχολεία για να παρέχουν επαρκή υποστηρικτικά προγράμματα.
2. Βελτιώθηκαν οι διαδικασίες αναγνώρισης και αξιολόγησης των μαθησιακών δυσκολιών
3. Οι μαθησιακές δυσκολίες ως κατηγορία είναι κοινωνικά αποδεκτή, επειδή δεν έχει το στίγμα άλλων περιοχών της ειδικής αγωγής (π.χ. νοητικά προβλήματα, προβλήματα συμπεριφοράς).

Αντίθετα με ότι συνέβη με τις δυσκολίες μάθησης υπάρχει μία μακροχρόνια τάση μείωσης του αριθμού των παιδιών και των νέων με νοητική υστέρηση. Ενδέχεται ένα ποσοστό από τους μαθητές αυτούς να έχουν ενταχθεί στην κατηγορία των μαθησιακών δυσκολιών, ακόμη και με δικαστικές αποφάσεις [1]. Σύμφωνα με την ίδια συγγραφέα το ποσοστό των μαθητών που έχουν ταξινομηθεί στην κατηγορία των μαθησιακών δυσκολιών κυμαίνεται από 2,2% έως 7,8% και διαφέρει από πολιτεία σε πολιτεία.

Γενικότερα η κατηγορία των μαθησιακών δυσκολιών είναι η μεγαλύτερη και υπολογίζεται ότι περιλαμβάνει περίπου το ήμισυ του αριθμού των μαθητών (50%) που δέχονται ειδικές εκπαιδευτικές υπηρεσίες.

Όσον αφορά τα Μαθηματικά, έρευνες έχουν δείξει ότι περίπου 6% των παιδιών σχολικής ηλικίας παρουσιάζουν αναπτυξιακές δυσκολίες, που θεωρούνται εγγενείς. Οι σοβαρές αυτές δυσκολίες υποθηκεύουν την απόκτηση και χρήση των μαθηματικών εννοιών και την ικανότητα εκτέλεσης των μαθηματικών πράξεων [9][10][11]. Ο Κοx [9] μελέτησε ένα μεγάλο αριθμό παιδιών πέμπτης τάξης στην Τσεχοσλοβακία και βρήκε ότι 24 από τα 375 (6,4%) είχαν αναπτυξιακή δυσσαριθμησία σύμφωνα με τα κριτήρια του ορισμού που είχε ο ίδιος δώσει. Η Badian [10] μελέτησε ένα δείγμα 1476 στις τάξεις 1 έως 8 και συμπέρανε ότι 2,2% είχαν χαμηλή επίδοση και δυσκολίες μόνο στην ανάγνωση, 3,6% μόνο στα Μαθηματικά και 2,7% και στην ανάγνωση και στα Μαθηματικά. Ο συνολικός αριθμός των παιδιών που είχαν χαμηλή επίδοση στην Αριθμητική με ή χωρίς σχετιζόμενη αναγνωστική δυσκολία ήταν 94 (6,4%) που συμπίπτει με την τιμή που είχε προαναφέρει ο Κοx. Από τα ποσοστά αυτά προκύπτει ότι οι μαθησιακές δυσκολίες στα Μαθηματικά είναι ένα αρκετά συχνό φαινόμενο. Σύμφωνα με την Αμερικανική Ψυχιατρική Ένωση οι μαθησιακές δυσκολίες στα Μαθηματικά, ως μεμονωμένη δυσκολία (μόνο στα Μαθηματικά), απαντάται περίπου στο ένα πέμπτο των δυσκολιών μάθησης και στις Η.Π.Α. το ποσοστό αυτό εκτιμάται στο 1% των παιδιών σχολικής ηλικίας.

Βιβλιογραφία

- [1] J. Lerner, Learning disabilities: Theories, Diagnosis & Teaching Strategies, Boston, Ed. Houghton Mifflin Company, sixth Ed. 1993.
- [2] National Joint Comitee on Learning Diasabilities, Letter to NJCLD member organizations, 1988.
- [3] D. Hammilton, On defining learning disabilities: An emerging consensus in Journal of Leaning Disabilities, 1990, 23, 74 . 84.
- [4] C. Papageorgiou, D. Anagnostopoulos, G. A. Giannakakis, K. Sakelariou, N. Tsiaparas, P. Paraskevopoulou, K. S. Nikita, A. Rabavilas, C. Soldatos, Pre-attentive deficits in developmental disorders of scholastic skills , Neuroreport. 16(16):1829-1832, November, 2005.
- [5] R. Brunning, G. Schraw, R. Ronning, Cognitive Psychology and Instruction, Merrill: Prentice Hall, 3rd Ed., 1999.
- [6] Harald Weiss, Volkmar Weiss, The golden mean as clock cycle of brain waves, Chaos, Solitons & Fractals, Volume 18, Issue 4, November 2003, Pages 643-652
- [7] Κολέζα Ε., Γνωσιολογική και Διδακτική προσέγγιση των Στοιχειωδών Μαθηματικών εννοιών, Αθήνα, εκδόσεις Leader Books, 2000.
- [8] W.H. Gaddes, D. Edgell, Learning disabilities and brain function: A neuropsychological approach, New York, Ed. Springer - Verlang, Third ed., 1994
- [9] L. S. Cox, Analysis, classification and frequency of systematic error computational patterns in the addition, subtract, multiplication and division vertical algorithms for grades 2-6 and special education classes, in Research in Education, 1974, 9, 130-131.
- [10] N. A. Badian, Developmental dyscalculia, in Myklebust H. R.(Ed), Progress in Learning Disabilities, New York: Grune & Stratton, 1983.
- [11] D. Geary, Children's Mathematical Development: Research and Practical Applications, Washington, DC: American Psychological Association, 1994.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ

ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ

2.1 Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται η φύση των βιολογικών σημάτων, καθώς και κάποια τυπικά τέτοια σήματα που χρησιμοποιούνται στην κλινική πρακτική. Στην συνέχεια περιγράφεται η διαδικασία επεξεργασίας των σημάτων αυτών μέχρι να εισαχθούν σε ψηφιακή μορφή σε υπολογιστή. Η μελέτη εστιάζεται στο Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ) και σε μία ειδική κατηγορία ηλεκτροεγκεφαλικών σημάτων, τα Προκλητά Δυναμικά (ERP). Αρχικά παρουσιάζεται η διαδικασία συλλογής δεδομένων καθώς και διάφορα χαρακτηριστικά του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται η φύση και τα γενικά χαρακτηριστικά των Προκλητών Δυναμικών. Αναπτύσσεται ο τρόπος καταγραφής τους σύμφωνα με τα συστήματα και τις τεχνικές που χρησιμοποιούνται διεθνώς και αναφέρονται διάφορες εφαρμογές τους. Τέλος παρουσιάζεται το αναλυτικό πρωτόκολλο και η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε στο Εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας της Ψυχιατρικής Κλινικής του Αιγινήτειου Νοσοκομείου, για τη συλλογή και προεπεξεργασία των Προκλητών Δυναμικών που αναλύονται στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας.

2.2 Βιολογικά Σήματα

Σήμα είναι το αποτέλεσμα μέτρησης ενός φυσικού μεγέθους το οποίο μεταφέρει πληροφορία. Αντίστοιχα βιολογικά σήματα ή βιοσήματα είναι τα σήματα που χρησιμοποιούνται στον τομέα της βιοϊατρικής τεχνολογίας και προκύπτουν ως έξοδοι διεργασιών από βιολογικά συστήματα. Τα σήματα αυτά δίνουν χρήσιμες πληροφορίες για την κατανόηση της λειτουργίας αλλά και των παθοφυσιολογικών μηχανισμών ενός φυσιολογικού συστήματος.

Ως προς την φύση τους, τα σήματα αυτά μπορούν να χωριστούν σε

- ηλεκτρικά
- μηχανικά
- χημικά

Τα ηλεκτρικά σήματα προκύπτουν από την ηλεκτρική δραστηριότητα νευρικών ή μυϊκών κυττάρων όπως η εκπόλωση μίας νευρικής ή μυϊκής μεμβράνης, τα μηχανικά προκύπτουν από την μηχανική λειτουργία κυττάρων όπως είναι η πίεση του αίματος στο κυκλοφοριακό σύστημα και τα χημικά προκύπτουν από χημικές διεργασίες όπως είναι οι πιέσεις των αερίων αίματος PO_2 και PCO_2 .

Πέρα από αυτό, τα βιοσήματα μπορούν να διαχωριστούν σε συνεχή και διακριτά όταν η κυματομορφή είναι συνεχής ή διακριτή συνάρτηση του χρόνου. Σε αιτιοκρατικά και στοχαστικά όταν η τιμή ενός σήματος σε μία συγκεκριμένη χρονική στιγμή είναι πλήρως καθορισμένη και προκύπτει από κάποιο μαθηματικό τύπο ή η τιμή αυτή προκύπτει βάσει πιθανοτικών κριτηρίων. Συνήθως τα πραγματικά σήματα δεν είναι ποτέ αιτιοκρατικά. Τέλος τα βιοσήματα χωρίζονται σε περιοδικά και μη περιοδικά σήματα. Ένα περιοδικό σήμα είναι της μορφής

$$x(t) = x(t + nT)$$

όπου T η περίοδος του σήματος.

Τα πιο συνήθη βιοσήματα που χρησιμοποιούνται ευρέως κλινικά είναι [1] :

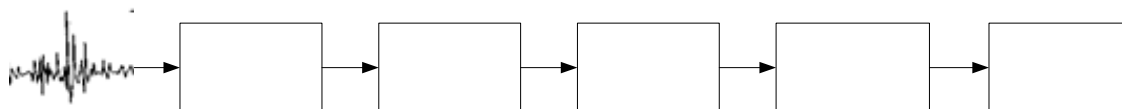
- Το **Ηλεκτρονευρογράφημα (ENG)** το οποίο αντιστοιχεί στα ηλεκτρικά σήματα που παρατηρούνται κατά την διάδοση του δυναμικού δράσης (action potential) κατά μήκος μίας νευρικής ίνας ως απόκριση σε κάποιο ερέθισμα. Χρησιμοποιείται κυρίως για την μέτρηση της ταχύτητας διάδοσης κατά μήκος της ίνας [2].
- Το **Ηλεκτρομυογράφημα (EMG)** το οποίο καταγράφει το ηλεκτρικό δυναμικό ενός μυός όταν διεγείρεται για συστολή [3]. Χρησιμοποιείται για την μελέτη της μυϊκής λειτουργίας και συναρμογής, για την εξακρίβωση του τρόπου εκτέλεσης κινήσεων των διαφόρων μερών του σώματος καθώς και για την μελέτη προκλητών παραμορφώσεων ή τη μεταβολή του όγκου μυών όπως το στομάχι.
- Το **Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG)** το οποίο αποτελεί καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από την λειτουργία της καρδιάς. Το ΗΚΓ μπορεί να καταγραφεί με την βοήθεια επιφανειακών ηλεκτροδίων που

τοποθετούνται στο στήθος και στα άκρα. Χρησιμοποιείται για την ανίχνευση και την πρόληψη καρδιακών συμβαμάτων όπως είναι η ισχαιμία, το έμφραγμα κλπ. [3].

- Το **Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG)** και τα **Προκλητά Δυναμικά (ERPs)** για τα οποία γίνεται εκτενή αναφορά στην συνέχεια του κεφαλαίου.
- Το **Ηλεκτρογαστρογράφημα (EGG)** το οποίο αντανακλά την ηλεκτρική δραστηριότητα του στομαχιού και περιέχει τα ρυθμικά κύματα αποπόλωσης και επαναπόλωσης των μυϊκών του κυττάρων.

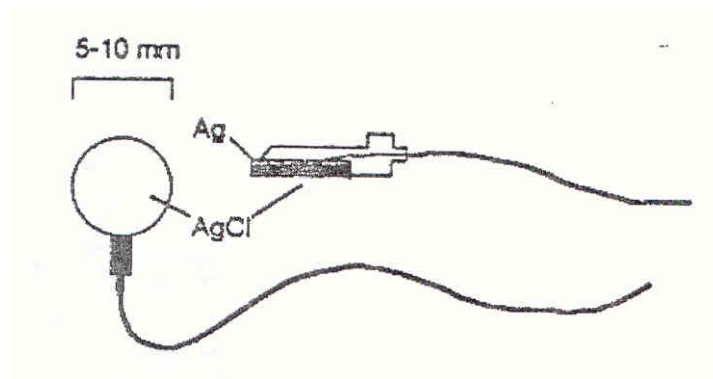
2.2.1 Διαδικασία καταγραφής βιολογικών σημάτων

Η καταγραφή βιολογικών σημάτων είναι μία διαδικασία που χρειάζεται ιδιαίτερη ακρίβεια και προσοχή καθώς είναι πολύ σημαντική η αξιοπιστία των μετρήσεων. Ένα σύστημα καταγραφής σήματος φαίνεται στο σχήμα 2.1



Σχήμα 2. 1: Διάγραμμα καταγραφής βιολογικού σήματος

Αρχικά το βιολογικό σήμα συλλέγεται από ειδικούς αισθητήρες ή ηλεκτρόδια όταν πρόκειται για ηλεκτρικά σήματα ή μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα μέσω ειδικών μετατροπέων (όπως π.χ. ο υπερηχητικός μετατροπέας όταν πρόκειται για υπερηχογράφημα [4]). Το σύστημα συλλογής για την περίπτωση του ΗΕΓ ξεκινάει από τα ηλεκτρόδια τα οποία τοποθετούνται στο ανθρώπινο κεφάλι. Τα ηλεκτρόδια είναι ειδικοί αισθητήρες οι οποίοι μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων στο εσωτερικό του κεφαλιού του εξεταζόμενου σε ρεύμα ηλεκτρονίων. Το λαμβανόμενο ρεύμα, που αποτελεί και το αρχικό ηλεκτρικό σήμα για το σύστημα, προωθείται προς τα επόμενα στάδια επεξεργασίας. Η επαφή των ηλεκτροδίων με το δέρμα γίνεται μέσω μιας κολλώδους ουσίας ή μέσω ενός μικρού δακτυλιδιού, που από τη μια μεριά προσκολλάται στο δέρμα και από την άλλη στο κυρίως ηλεκτρόδιο όπως φαίνεται στο σχήμα 2.2



Σχήμα 2. 2: Το ηλεκτρόδιο με επαφή δακτυλιδιού

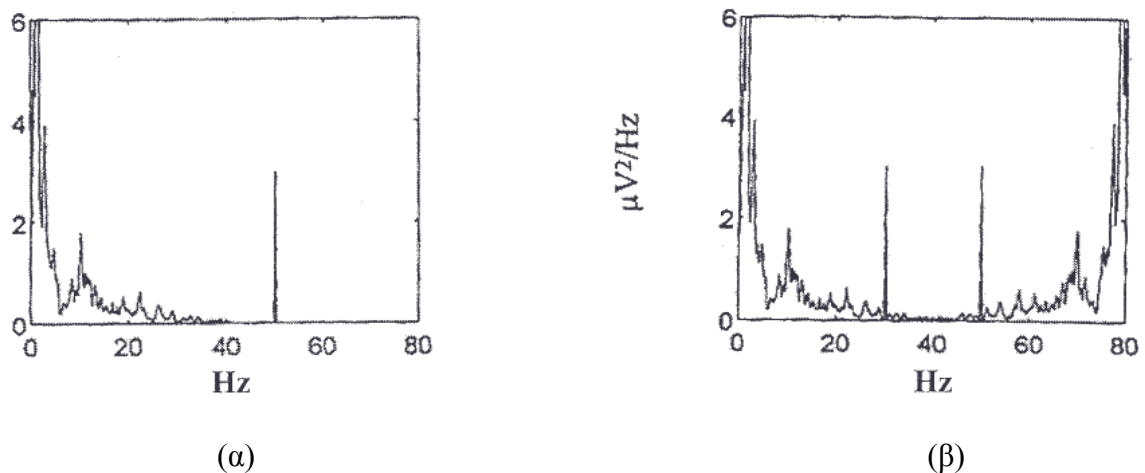
Στα σημεία στα οποία θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια, το δέρμα πρέπει να καθαριστεί καλά με οινόπνευμα για να επιτύχουμε χαμηλή αντίσταση επαφής, κάτω των 5KΩ. Στα ίδια σημεία χρησιμοποιείται ειδικό υγρό που έχει τον ρόλο ηλεκτρολύτη. Το ηλεκτρόδιο λοιπόν έρχεται σε απ' ευθείας επαφή με τον υποκείμενο ηλεκτρολύτη που χρησιμοποιείται. Έτσι είναι δυνατή η κίνηση ιόντων μέσω του «συνόρου» ηλεκτροδίου - ηλεκτρολύτη μέχρι να επέλθει ισορροπία. Η ισορροπία αυτή είναι συνάρτηση της ιοντικής συγκέντρωσης που υπάρχει στις δύο πλευρές του συνόρου. Δημιουργούνται τελικά δύο φορτισμένα στρώματα στις δύο πλευρές του συνόρου, ένα στη μεταλλική επιφάνεια και ένα πάνω στις υγρές ουσίες γύρω από το ηλεκτρόδιο, εμφανίζοντας έτσι μια διαφορά δυναμικού η οποία εμποδίζει τη συνέχιση της κίνησης των ιόντων, αλλά είναι ταυτόχρονα ευαίσθητη στις μεταβολές των συγκεντρώσεων των ιόντων. Όταν μέσα στον εγκέφαλο υπάρξει σήμα, δηλαδή ροή ιόντων, αυτό θα προκαλέσει μεταβολή της ιοντικής συγκέντρωσης και αυτόματα μεταβολή της διαφοράς δυναμικού των στρωμάτων, άρα και ροή ηλεκτρονίων από την πλευρά του αγωγικού ηλεκτροδίου. Είναι επιθυμητό η τάση στο «σύνορο» να επηρεάζεται μόνο από ιοντικά ρεύματα του ανθρώπινου κεφαλιού και όχι από θερμοκρασιακές μεταβολές ή μηχανικές μετακινήσεις των ηλεκτροδίων. Την απαίτηση αυτή ικανοποιούν ηλεκτρόδια αποτελούμενα από το συνδυασμό ενός μετάλλου με το αντίστοιχο άλας του. Ένα από τα συνήθως χρησιμοποιούμενα ηλεκτρόδια είναι αυτό που κατασκευάζεται από άργυρο (Ag) και χλωριούχο άργυρο (AgCl) και χρησιμοποιείται με ηλεκτρολύτη που περιέχει κυρίως ανιόντα χλωρίου (Cl⁻) [5] (σχήμα 2.2).

Ο ενισχυτής διαφέρει από σύστημα σε σύστημα ανάλογα με το σήμα που χρειάζεται να ενισχυθεί. Ο ενισχυτής χρησιμοποιείται για να ενισχύσει το σήμα που ειδικά στην περίπτωση του ΗΕΓ είναι πολύ ασθενές. Το κάθε σήμα το οποίο ενισχύεται στο ΗΕΓ είναι η διαφορά μεταξύ των δυναμικών που ανά πάσα στιγμή

παρουσιάζουν δύο ηλεκτρόδια μεταξύ τους. Ηλεκτρόδια τα οποία βρίσκονται πάνω από εγκεφαλικές περιοχές οι οποίες παρουσιάζουν δραστηριότητα λέγεται ότι αντιστοιχούν σε ενεργά σημεία. Αντίθετα, ηλεκτρόδια τοποθετημένα πάνω από περιοχές που θεωρείται ότι δεν έχουν σχέση με εγκεφαλική λειτουργία λέγεται ότι αντιστοιχούν σε ανενεργά σημεία. Όταν το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά δυναμικού δύο ηλεκτροδίων ενεργών περιοχών, τότε, σύμφωνα με την ορολογία του ΗΕΓ έχουμε διπολική μέτρηση. Διπολικές μετρήσεις για 15 ως 30 ηλεκτρόδια είναι η κοινή μεθοδολογία σε κλινικές νευρολογικές εξετάσεις ΗΕΓ. Αυτή η μέθοδος προσφέρει το πλεονέκτημα ότι απορρίπτει τυχόν παράσιτα τα οποία είναι κοινά στα δύο ηλεκτρόδια. Στην περίπτωση της ψυχοφυσιολογικής έρευνας όμως το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά δυναμικού ενός ηλεκτροδίου ενεργής περιοχής και ενός ηλεκτροδίου ανενεργής περιοχής, οπότε έχουμε μονοπολική μέτρηση.

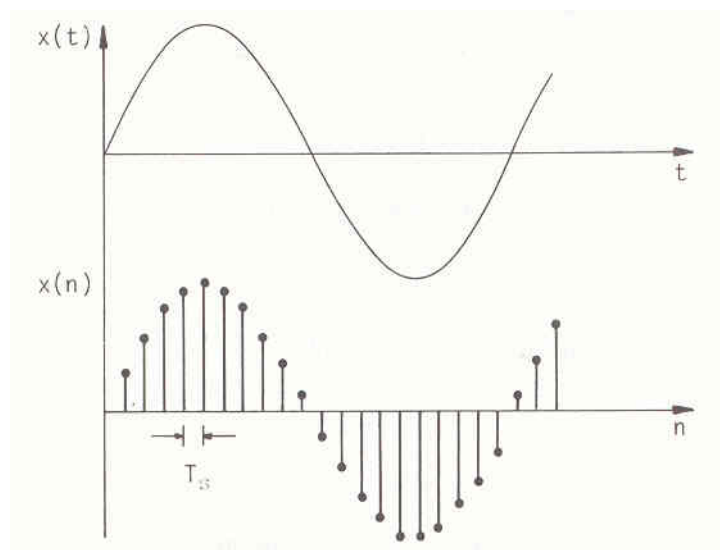
Οι διαφορές δυναμικού που ανιχνεύονται, οδηγούνται στο τμήμα της ενισχυτικής διάταξης του ΗΕΓ, η οποία περιέχει και διατάξεις φιλτραρίσματος. Εκεί κάθε ανιχνεύόμενο σήμα ενισχύεται ώστε να μπορεί να μετρηθεί με ευχέρεια. Συντελεστές ενίσχυσης της τάξης του 10^5 είναι συνηθισμένοι. Η πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης, η βαθμίδα προενίσχυσης, πρέπει να αποτελείται από ενισχυτές χαμηλού θορύβου. Επιπλέον, χρησιμοποιούνται κυκλώματα με συνδυασμούς διαφορικών ενισχυτών, ώστε ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος (common mode rejection ratio - CMRR) να είναι στο επίπεδο των 120 dB. Κατόπιν τα αναλογικά σήματα μέσω συσκευής πολυπλεξίας οδηγούνται στον μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D converter) όπου τα ψηφιακά πλέον σήματα καταμετρώνται σε ηλεκτρονικό βολτόμετρο. Στη συνέχεια, ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής λαμβάνει τα ψηφιακά δεδομένα των μετρήσεων, οπότε υπάρχει η δυνατότητα για ψηφιακή επεξεργασία και απεικόνιση του σήματος, είτε κατά τη διάρκεια των μετρήσεων (online), είτε σε υστερότερο χρόνο εφόσον αποθηκευτεί το σήμα στο δίσκο του υπολογιστή (offline). Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής, τις περισσότερες φορές έχει την δυνατότητα να ελέγχει και μια συσκευή χορήγησης ερεθισμών. Στην περίπτωση αυτή μπορούν να υλοποιηθούν μετρήσεις οι οποίες περιλαμβάνουν ελεγχόμενες δοκιμασίες προς τον εξεταζόμενο με χορήγηση π.χ. συγκεκριμένων ήχων, λέξεων, αριθμών, εικόνων κ.λ.π. . Έτσι επιτυγχάνεται συγχρονισμός της χορήγησης των ερεθισμών με την καταγραφή των δυναμικών που προκύπτουν ως αποτέλεσμα του ερεθισμού κάτι που έχει μεγάλη σημασία για τα Προκλητά Δυναμικά που θα αναφερθούν παρακάτω.

Το φίλτρο έχει ως στόχο να αφαιρέσει τον θόρυβο έτσι ώστε το σήμα να μην έχει παραμορφώσεις. Μία τυπική περίπτωση θορύβου που θα πρέπει να αφαιρεθεί είναι ο θόρυβος λόγω παρεμβολών τροφοδοσίας που τις περισσότερες φορές είναι στα 50Hz. Αν δεν γίνει κάτι τέτοιο τότε είναι δυνατόν να αλλοιωθεί τελείως το σήμα αργότερα κατά την διαδικασία της δειγματοληψίας [1]. Ένα τυπικό παράδειγμα φαίνεται στο σχήμα 2.2 όπου φαίνεται ο θόρυβος στα 50 Hz και ο οποίος αναδιπλώνεται στα 30Hz αν γίνει δειγματοληψία στα 80Hz.



Σχήμα 2. 3: (α) Παρουσία θορύβου στα 50Hz σε σήμα ΗΕΓ που δεν έχει περάσει από φίλτρο
(β) Ο θόρυβος αναδιπλώνεται και αλλοιώνει το σήμα στα 30Hz.

Μετά το φίλτρο, το σήμα οδηγείται στη διαδικασία ψηφιοποίησης και δειγματοληψίας του. Η δειγματοληψία έγκειται στην καταγραφή τιμών σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές.



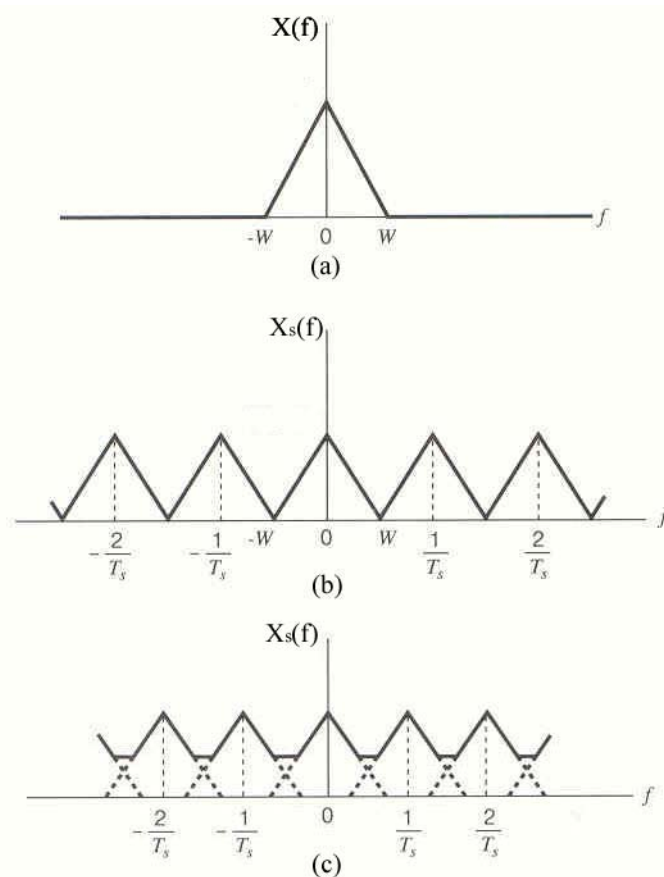
Σχήμα 2. 4: Συνεχές σήμα $x(t)$ και σήμα $x(n)$ μετά από δειγματοληψία με περίοδο T_s

Αν αυτές οι χρονικές στιγμές είναι ισαπέχουσες πρόκειται για ομοιόμορφη δειγματοληψία. Έστω, λοιπόν, ένα συνεχές σήμα $x(t)$ που είναι ορισμένο για κάθε χρονική στιγμή όπως φαίνεται στο σχήμα 2.4. Από το σήμα αυτό λαμβάνονται στιγμιαίες τιμές με βήμα T_s οπότε προκύπτει το σήμα $x(n)$ το οποίο δίνεται από την σχέση

$$x(n) = x_s(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(t)\delta(t - nT_s)$$

όπου $n = -\infty, \dots, \infty$, T_s η περίοδος δειγματοληψίας, και δ η συνάρτηση Dirac.

Προκειμένου να μην χαθεί πληροφορία και το συνεχές σήμα να μπορεί να ανακατασκευαστεί από το δειγματοληφθέν, θα πρέπει η δειγματοληψία να υπακούει στο θεώρημα του Shannon [5].



Σχήμα 2.5: (a) Μετασχηματισμός Fourier $X(f)$ του αρχικού σήματος $x(t)$
 (b) Δειγματοληφθέν σήμα $X_s(f)$ με συχνότητα δειγματοληψίας $f_s=2W$ οπότε δεν υπάρχει επικάλυψη
 (c) Δειγματοληφθέν σήμα $X_s(f)$ με συχνότητα δειγματοληψίας $f_s<2W$ οπότε υπάρχει επικάλυψη και το σήμα παραμορφώνεται

Σύμφωνα με το θεώρημα αυτό η συχνότητα δειγματοληψίας f_s πρέπει να είναι μεγαλύτερη ή ίση με την διπλάσια της μέγιστης συχνότητας του σήματος, δηλαδή

$$f_s \geq 2f_{\max}$$

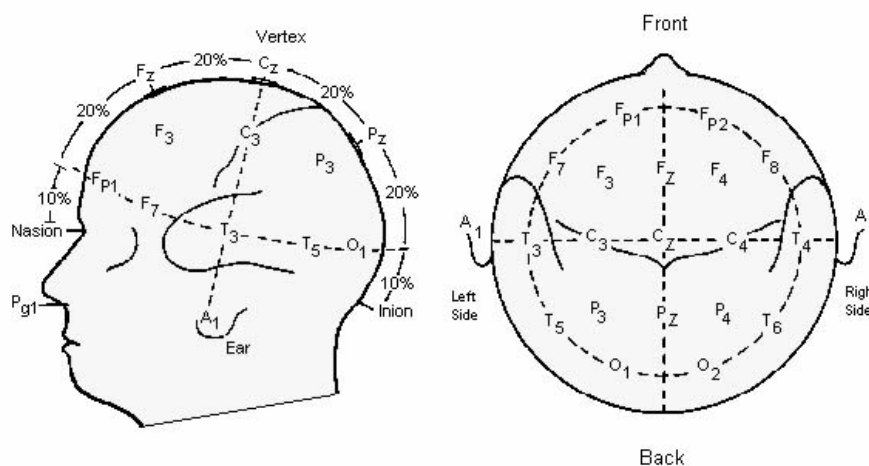
Αν δεν ισχύει αυτή η συνθήκη τότε οι αρμονικές του σήματος που είναι μεγαλύτερες από $f_s/2$ αναδιπλώνονται και εμφανίζονται και σε μικρότερες αρμονικές παραμορφώνοντας το σήμα. Μετά από την διαδικασία αυτή το σήμα κβαντοποιείται και τότε από αναλογικό έχει μετατραπεί σε ψηφιακό οπότε είναι δυνατή η ψηφιακή επεξεργασία του μέσω H/Y.

2.3 Περιγραφή ΗΕΓ

Η πρώτη καταγραφή του ηλεκτρικού πεδίου του ανθρώπινου εγκεφάλου έγινε από τον Γερμανό ψυχίατρο H. Berger το 1924 ο οποίος έδωσε στην καταγραφή αυτή το όνομα *Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα* (ΗΕΓ). Το ΗΕΓ στηρίζεται στην καταγραφή των διαφορών δυναμικού, οι οποίες παρουσιάζονται σε σημεία της εξωτερικής δερματικής επιφάνειας του ανθρώπινου κεφαλιού. Τα δυναμικά αυτά αντιστοιχούν σε ηλεκτρικά δυναμικά στο εσωτερικό του εγκεφάλου κατά την διάρκεια της λειτουργίας του. Η μέτρηση των σημάτων αυτών χρειάζεται ιδιαίτερη προσοχή και ακρίβεια αφού τα μετρούμενα ηλεκτρικά σήματα είναι ασθενή και κυμαίνονται από περίπου 1μV ως 100μV. Ανακύπτει έτσι η απαίτηση ενίσχυσης των σημάτων αυτών (για καλύτερη απεικόνιση) καθώς και της πυκνότερης κάλυψης του κεφαλιού με απαγωγά ηλεκτρόδια (για μεγαλύτερη ακρίβεια και εποπτεία της εγκεφαλικής λειτουργίας) [7].

Για την επιλογή των θέσεων του κάθε ηλεκτροδίου πάνω στο κεφάλι έχουν δημιουργηθεί διάφορα πρότυπα αυτό όμως που επικράτησε είναι το Διεθνές Σύστημα 10-20 [8]. Η ονομασία του συστήματος οφείλεται στην επιλογή του 20% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση ανάμεσα σε δύο οποιαδήποτε ηλεκτρόδια και στην επιλογή του 10% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση από το αυτί στο κοντινότερο προς αυτό ηλεκτρόδιο του. Επιπρόσθετα, απαγωγές τοποθετούνται στους λοβούς των αυτιών καθώς και σε θέσεις κοντά στα μάτια. Οι απαγωγές στους λοβούς των αυτιών χρησιμοποιούνται γιατί τα μετρούμενα Προκλητά Δυναμικά σε ένα σημείο της δερματικής επιφάνειας του κρανίου υπολογίζονται ως η διαφορά δυναμικού μεταξύ του σημείου αυτού και των λοβών, οι οποίοι εξ' αιτίας του γεγονότος ότι διαπερνούνται από μικρό αριθμό νεύρων και έχουν χαμηλή αιμάτωση, εμφανίζουν ιδιαίτερα σταθερό και χαμηλό δυναμικό. Η ευρεία χρησιμοποίηση του συστήματος αυτού οφείλεται στο γεγονός ότι προσαρμόζεται σε

διάφορες διαστάσεις κεφαλιών (μικρά παιδιά, ενήλικες). Οι θέσεις των ηλεκτροδίων πάνω στο κεφάλι σύμφωνα με το σύστημα αυτό φαίνονται στο σχήμα 2.6



Σχήμα 2. 6: Κατανομή ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του κεφαλιού σύμφωνα με το Σύστημα 10-20

Από τις παρεχόμενες απαγωγές, στην παρούσα εργασία θα χρησιμοποιηθούν οι Fp1, F3, C5, C3, Fp2, F4, C6, C4, O1, O2, P4, P3, Pz, Cz, Fz. Στις ονομασίες αυτές το γράμμα φανερώνει την περιοχή του εγκεφάλου (πχ F - Frontal lobe). Οι άρτιοι αριθμοί αντιστοιχούν σε ηλεκτρόδια που βρίσκονται στο δεξιό μέρος του κεφαλιού και οι περιττοί αριθμοί στο αριστερό μέρος του κεφαλιού.

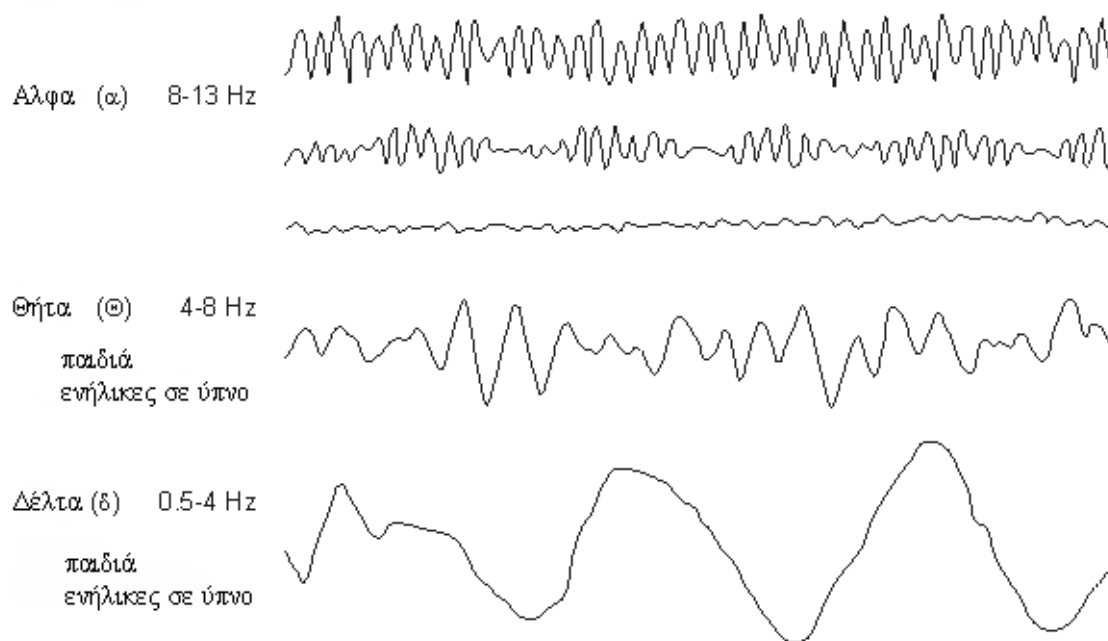
Μέχρι σήμερα έχουν προταθεί διάφορες επεκτάσεις του μοντέλου 10-20, όπως το μοντέλο 10-10 [9] και το μοντέλο 10-5 [10] στις οποίες παρεμβάλλονται ηλεκτρόδια ανάμεσα στις θέσεις του συστήματος 10-20. Οι προεκτάσεις αυτές γίνονται με σκοπό να αυξηθεί ο αριθμός των παρεχόμενων καναλιών. Το μοντέλο που έχει γίνει αποδεκτό και έχει τεκμηριωθεί από την Αμερικανική Ηλεκτροεγκεφαλογραφική Κοινότητα (American Electroencephalographic Society) [11] είναι το 10-10 το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως σήμερα. Το μοντέλο 10-5 αν και είναι υποσχόμενο βρίσκεται ακόμα σε πειραματικά στάδια.

Μία προσέγγιση της μελέτης του ΗΕΓ στηρίζεται στην ύπαρξη ή μη συγκεκριμένων κυματομορφών που ονομάζονται *ρυθμοί* και των οποίων το κύριο χαρακτηριστικό είναι οι συχνότητες των αρμονικών από τις οποίες αποτελούνται δηλαδή το φασματικό τους περιεχόμενο. Οι κυριότεροι ρυθμοί είναι οι άλφα, βήτα, θήτα και δέλτα, οι συχνότητες και τα συνήθη πλάτη των οποίων φαίνονται στον πίνακα 2.1

Πίνακας 2.1: Ρυθμοί ΗΕΓ

Ρυθμός	Πλάτος (σε μV)	Φασματικό περιεχόμενο (σε Hz)
Δέλτα	έως 100	0,5-4
Θήτα	<30	4-7
Άλφα	30-50	7-13
Βήτα	<20	13-30

Οι κυματομορφές των ρυθμών αυτών φαίνονται στο σχήμα 2.7

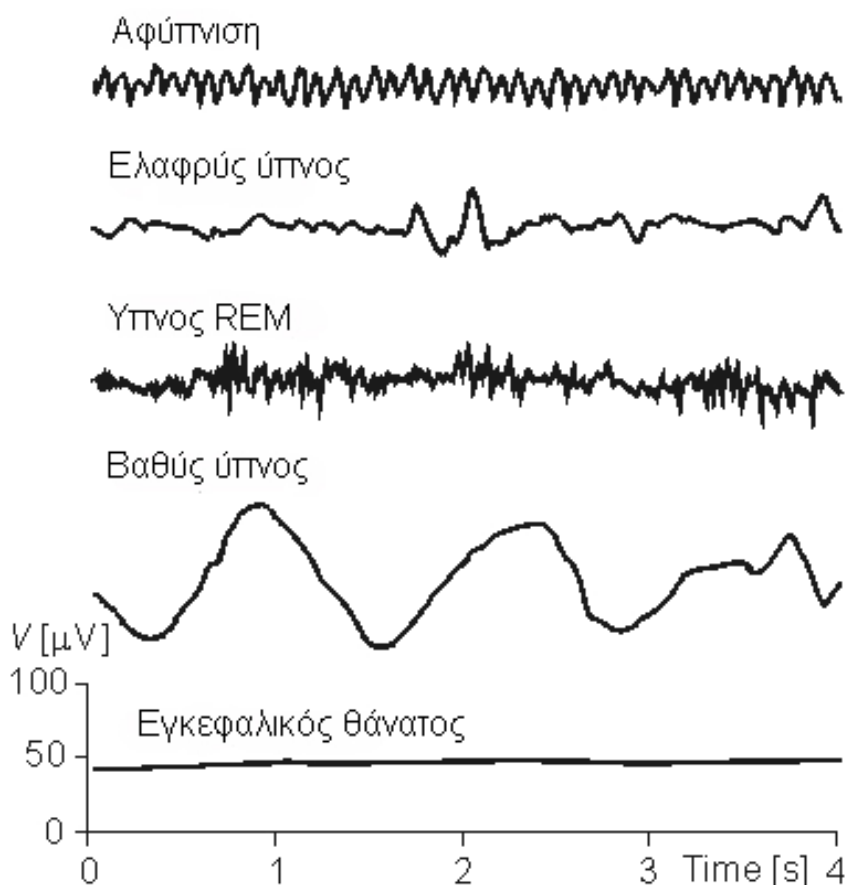


Σχήμα 2. 7: Οι κυματομορφές των ρυθμών άλφα, βήτα, θήτα και δέλτα

Ο άλφα ρυθμός εμφανίζεται σε περίπου 75% των ενηλίκων όπου κλείσιμο των ματιών προκαλεί αύξηση και άνοιγμα των ματιών μείωση του άλφα ρυθμού. Η μείωση του ρυθμού άλφα έχει επίσης συσχετισθεί με αισθητηριακό ερεθισμό ή πνευματική δραστηριότητα. Πήρε το όνομα άλφα γιατί ήταν ο πρώτος ρυθμός που μελετήθηκε. Ο ρυθμός βήτα έχει συσχετισθεί με την πλήρη εγρήγορση επίσης φυσιολογικού ατόμου. Ο

ρυθμός δέλτα έχει συσχετισθεί με τον ύπνο στον φυσιολογικό άνθρωπο. Ο ρυθμός θήτα έχει συσχετισθεί με μηχανισμούς καταστολής είτε στην είσοδο σε φάση χαλάρωσης είτε σε συνδυασμό με τον βήτα ρυθμό σε φάσεις αυξημένης προσοχής.

Όπως προκύπτει, το σήμα του ΗΕΓ συσχετίζεται επίσης πολύ με το επίπεδο εγρήγορσης του εξεταζόμενου. Όταν η ανθρώπινη δραστηριοποίηση αυξάνεται, τότε το ΗΕΓ έχει υψηλότερη επικρατούσα συχνότητα και μικρότερο πλάτος. Όταν τα μάτια είναι κλειστά, ο ρυθμός άλφα είναι κυρίαρχος. Όταν ο εξεταζόμενος κοιμάται, η επικρατούσα συχνότητα του ΗΕΓ μειώνεται. Σε μια ορισμένη φάση ύπνου, που πραγματοποιείται γρήγορο ανοιγοκλείσιμο των ματιών (REM sleep), και το άτομο ονειρεύεται μπορεί να θεωρηθεί ως χαρακτηριστικό σήμα ΗΕΓ. Στο βαθύ ύπνο, το ΗΕΓ έχει μεγάλες και αργές εκτροπές που ονομάζονται ρυθμοί δέλτα. Καμία εγκεφαλική δραστηριότητα δεν μπορεί να ανιχνευθεί από έναν ασθενή σε πλήρη εγκεφαλικό θάνατο. Τα παραδείγματα των προαναφερθέντων κυματομορφών φαίνονται στο σχήμα 2.8



Σχήμα 2. 8: Κυματομορφές κατά την διάρκεια διάφορων επιπέδων εγρήγορσης

Η χρήση του ΗΕΓ στη Νευρολογία είναι ευρύτατη, καθώς αποτελεί μέθοδο φθηνή, ανώδυνη και απλή στην εφαρμογή της. Από τη μελέτη του ΗΕΓ μπορούν να εξαχθούν ιδιαίτερα χρήσιμα συμπεράσματα για τη σωστή εξέλιξη του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος ενός ανθρώπου από τη γέννηση του έως την ενηλικίωση. Επίσης, το ΗΕΓ μπορεί να δώσει χρήσιμα στοιχεία στην περίπτωση εγκεφαλοπαθειών (π.χ. νόσο Alzheimer) [12][13] ή για την περίπτωση επιληψίας τόσο για τη βαρύτητα της νόσου όσο και για την υποβοήθηση της διάγνωσης και της πρόγνωσης. Το ΗΕΓ μελετάται ακόμη στις περιπτώσεις κρανιοεγκεφαλικών κακώσεων, κόματος και αποτελεί βασικό εργαλείο για την μελέτη του ύπνου. Δυστυχώς η χρήση ηλεκτρικού πεδίου στο ανθρώπινο κεφάλι χρησιμοποιήθηκε και ως μέσο βασανισμού στο παρελθόν, όμως χρήσεις τέτοιου τύπου ελπίζεται να εξαλειφθούν με την πάροδο του χρόνου.

2.3.1 Διαφορά μεταξύ ΗΕΓ και προκλητών δυναμικών

Το ΗΕΓ αναφέρεται στην αυθόρμητη ηλεκτρική ρυθμική ταλάντωση του εγκεφάλου όταν βρίσκεται σε ηρεμία και δεν δέχεται εξωτερικά ερεθίσματα.

Τα Προκλητά Δυναμικά (Event Related Potential) είναι μία κατηγορία Βιοματικών Δυναμικών που προκύπτουν από το ΗΕΓ και είναι οι διαφορές δυναμικού που καταγράφονται στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού οι οποίες προκαλούνται ως απόκριση ή ως προετοιμασία σε κάποιο συγκεκριμένο γεγονός το οποίο συμβαίνει στον εξωτερικό περιβάλλον ή είναι αποτέλεσμα ενδοψυχολογικής διαδικασίας [14]. Λόγω της ιδιότητας που έχουν να παρατηρούνται στο επιφανειακό μέρος του κεφαλιού έχουν το πλεονέκτημα ότι αποτελούν ένα μη επεμβατικό τρόπο εκτίμησης της εγκεφαλικής λειτουργίας και δραστηριότητας. Η φύση τους είναι τέτοια ώστε να παρατηρούνται σε συγκεκριμένα και διακριτά χρονικά διαστήματα τα οποία είναι πολύ μικρής διάρκειας, της τάξης των χιλιοστοδευτερολέπτων (ms).

Η μελέτη των διαφόρων προκλητών δυναμικών είναι πολύ σημαντική για δύο κυρίως λόγους. Αφενός είναι ακίνδυνη αφού γίνεται απλά μέτρηση με ηλεκτρόδια επιφανειακά στο δέρμα, χωρίς να εκτίθεται σε κάποιου είδους πεδίο το πειραματόζωο (όπως γίνεται με τους αξονικούς τομογράφους), γεγονός το οποίο έχει σαν όφελος το να μπορεί να γίνει μελέτη και με βρέφη τα οποία είναι πολύ ευαίσθητα. Αφετέρου με την χρήση πολλών ηλεκτροδίων κατά μήκος όλου του κρανίου είναι δυνατόν να μπορούμε να δούμε σε ποιο μέρος του εγκεφάλου παρατηρείται η ηλεκτρική δραστηριότητα, με

αποτέλεσμα να μπορούμε να εντοπίσουμε ποιο μέρος του εγκεφάλου είναι υπεύθυνο κάθε φορά για κάποια διαδικασία.

2.4 Γενικά Χαρακτηριστικά Προκλητών Δυναμικών

Τα Βιωματικά Δυναμικά που είναι η γενικότερη κατηγορία των Προκλητών δυναμικών χωρίζονται σε

- **Προκλητά Δυναμικά** (Evoked Potentials), όταν το ερέθισμα είναι εξωτερικό δηλαδή προέρχεται από το περιβάλλον του εξεταζόμενου.
- **Εκπεμπόμενα Δυναμικά** (Emitted Potentials), όταν σχετίζονται με κάποια ψυχολογική διαδικασία του εξεταζόμενου.

Τα Προκλητά Δυναμικά (Π.Δ.), ανάλογα με το είδος του εξωτερικού ερεθίσματος που τα προκαλεί διακρίνονται σε:

- **Οπτικά Π.Δ.** (Visual Evoked Potentials, VEP): Όταν τα ερεθίσματα σχετίζονται με την όραση όπως η εμφάνιση εικόνων, λάμπεις, αλλαγές χρωμάτων κλπ
- **Ακουστικά Π.Δ.** (Auditory Evoked Potentials, AEP): Όταν τα ερεθίσματα σχετίζονται με την ακοή όπως εκφώνηση λέξεων, κρότοι, εναλλαγή ήχων διαφορετικών συχνοτήτων, έντασης και διάρκειας.
- **Σωματοαισθητικά Π.Δ.** (Somatosensory Evoked Potentials, SEP): Τα εξωτερικά ερεθίσματα είναι μικρής διάρκειας και έντασης ηλεκτρικά ρεύματα που ερεθίζουν κάποια συγκεκριμένα νεύρα.

Μία σημαντική παράμετρος που διαχωρίζει τα Π.Δ. σχετίζεται με τον χρόνο εμφάνισής τους σε σχέση με το εξωτερικό ερέθισμα (λανθάνων χρόνος). Για παράδειγμα, τα ακουστικά Π.Δ. διακρίνονται σε πρώιμα (early) (2-12 msec από τη στιγμή του ερεθίσματος), μέσα (middle) (12-50 msec) και αργά ή ύστερα (late) (50-800 msec). Εύκολα μπορεί κανείς να παρατηρήσει πως το εύρος ζώνης των κυματομορφών μειώνεται ενώ το πλάτος αυξάνεται καθώς αυξάνει ο λανθάνων χρόνος. Οι διαφοροποιήσεις αυτές στο εύρος ζώνης και το πλάτος οφείλονται στο σημείο έκλυσης των δυναμικών μέσα στον ανθρώπινο εγκέφαλο. Συγκεκριμένα, τα πρώιμα σχετίζονται με την διαβίβαση των νευρωνικών ώσεων κατά μήκος του ακουστικού ή οπτικού

νεύρου για ακουστικά ή οπτικά προκλητά δυναμικά και κατά μήκος της σωματοαισθητικής οδού για τα σωματοαισθητικά. Αντίθετα τα ύστερα δυναμικά αντανακλούν την εγκεφαλική δραστηριότητα περιοχών του φλοιού ως αντίδραση στην άφιξη της εξωτερικής πληροφορίας.

Τα Π.Δ. διαχωρίζονται, επίσης, σε εξωγενή και ενδογενή ανάλογα με το πώς σχετίζονται με το εξωτερικό ερέθισμα [15]. Τα εξωγενή έχουν να κάνουν με την φύση του εξωτερικού ερεθίσματος (ένταση, συχνότητα κλπ.) και σχετίζονται με την ακεραιότητα των αισθητηριακών οδών. Παρατηρούνται σε χρόνο μικρότερο των 100msec από την παραγωγή του ερεθίσματος. Αντίθετα τα ενδογενή έχουν την βάση τους στην ψυχολογική επίδραση του εξωτερικού ερεθίσματος στον άνθρωπο καθώς σχετίζονται με διάφορα στάδια νοητικής επεξεργασίας των εξωτερικών ερεθισμάτων στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ). Παρατηρούνται σε χρόνο μεγαλύτερο των 70msec. Αλλάζουν ανάλογα με το αν το ερέθισμα είναι γνωστό ή άγνωστο, αν είναι δυσάρεστο ή ευχάριστο, αν θυμίζει στον εξεταζόμενο μία προγενέστερη προσωπική του εμπειρία κλπ.

Η μελέτη των Π.Δ. γίνεται πιο συστηματοποιημένη αν στηριχθεί κανείς στα επιμέρους συστατικά (components) που έχουν τα σήματα αυτά. Τα συστατικά αυτά είναι μερικές κυματομορφές του συνολικού σήματος, οι οποίες καθορίζονται βάσει:

- κορυφώσεων (αρνητικών ή θετικών) του πλάτους δυναμικού
- της χρονικής στιγμής στην οποία κατά προσέγγιση λαμβάνει χώρα η κορύφωση
- του χρονικού εύρους το οποίο καταλαμβάνει η μερική κυματομορφή που περιέχει τη συγκεκριμένη κορύφωση

Για τα ακουστικά Π.Δ. που θα αποτελέσουν και αντικείμενο της εργασίας αυτής ο χαρακτηρισμός και ο διαχωρισμός των κυματομορφών έχει ως εξής

- a) Κορυφώσεις αριθμούμενες από I ως VII στα πρώιμα δυναμικά (2-12msec από τη στιγμή που παράγεται το ακουστικό ερέθισμα).
- b) Συστατικά No, Po, Na, Pa, και Nb στα μέσου χρόνου δυναμικά (12-50msec)
- c) P50, N100, P200, N200, P300, N400, P600 στα ύστερα δυναμικά (50msec και πέρα)

Στις παραπάνω κυματομορφές το N δηλώνει αρνητική κορύφωση, το P θετική κορύφωση και ο δείκτης τον λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης της κυματομορφής σε

msec. Η εμφάνιση κάθε κυματομορφής σχετίζεται με διαφορετικές εγκεφαλικές διεργασίες που φαίνονται παρακάτω

Κορύφωση P50: θεωρείται ο δείκτης των προσυνειδητών πτυχών προσοχής και αντικατοπτρίζει την μετάβαση των πληροφοριών από το θάλαμο στα φλοιώδη προβλητικά πεδία.

Κορύφωση N100: θεωρείται ο δείκτης επιλεκτικής προσοχής. Αντικατοπτρίζει την κατανομή των πληροφοριών στα κατάλληλα συνειρμικά πεδία.

Κορύφωση P200: θεωρείται ο δείκτης επικέντρωσης της προσοχής αναφορικά με τις επεξεργαζόμενες πληροφορίες.

Κορύφωση P300: θεωρείται ο δείκτης κινητοποίησης προγραμμάτων δράσης σε επίπεδο κεντρικού νευρικού συστήματος.

Κορύφωση N400: Αναγνωρίζεται ως ο δείκτης σημαντικότητας των πληροφοριών. Απεικονίζει την κινητοποίηση προγραμμάτων σχετιζόμενων με την σημαντικότητα επεξεργαζόμενων πληροφοριών.

Κορύφωση P400: θεωρείται ο δείκτης που αντικατοπτρίζει τα συστήματα επεξεργασίας πληροφοριών που σχετίζονται με την συντακτικότητα των πληροφοριών.

Κορύφωση P600: Αντιστοιχεί στη χρονική περίοδο τελικής οργάνωσης, ελέγχου και εκτέλεσης της απόφασης που επιλέγεται όταν ο οργανισμός εκτίθεται σε εκλυτικό ερέθισμα ή σύμπλοκο ερεθισμάτων που έχουν ψυχολογική σπουδαιότητα.

2.5 Διαδικασία Καταγραφής Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Η καταγραφή του ΗΕΓ γίνεται τόσο επεμβατικά, δηλαδή με τοποθέτηση μέσα στον εγκέφαλο απαγωγών υπό μορφή πολύ λεπτών βελόνων, όσο και μη-επεμβατικά, με τοποθέτηση απαγωγών στην εξωτερική επιφάνεια του κεφαλιού. Στη συγκεκριμένη εργασία, με τον όρο ΗΕΓ εννοούμε μόνο τα δυναμικά που καταγράφονται στη δερματική επιφάνεια του κρανίου. Για καλύτερη εποπτεία της εγκεφαλικής δραστηριότητας αλλά και για συγκριτική μελέτη της λειτουργίας διαφόρων περιοχών του εγκεφάλου είναι απαραίτητη η λήψη πολλών ταυτόχρονων σημάτων από διαφορετικά σημεία του ανθρώπινου κρανίου.

Ένα από τα σημαντικά προβλήματα κατά την διαδικασία καταγραφής ΗΕΓ είναι ότι τα σήματα είναι ιδιαίτερα ασθενή (της τάξης μV) οπότε καθίσταται προβληματική η καταγραφή τους παρουσία θορύβου. Ο θόρυβος προκύπτει από δύο κυρίως πηγές.

A) Από το ίδιο το ΗΕΓ που καταγράφει τα σήματα του εγκεφάλου τα οποία είναι απαραίτητα για την λειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού. Τα σήματα αυτά (θόρυβος) παρεμβάλλουν στο επιθυμητό σήμα (ηλεκτρικό σήμα που παράγεται ως απόκριση σε συγκεκριμένο ερέθισμα). Τις περισσότερες φορές ο θόρυβος είναι ισχυρότερος του επιθυμητού σήματος όποτε γίνεται προβληματική η μέτρηση των Π.Δ.[16].

B) Από τον θόρυβο που μπορεί να προκαλέσει ο ίδιος ο ασθενής πχ με άνοιγμα-κλείσιμο των ματιών, κινητικότητα κατά την διάρκεια της εξέτασης κλπ

Γ) Από τον θόρυβο που δημιουργείται από συσκευές ή μηχανήματα του περιβάλλοντος χώρου (τεχνητός θόρυβος).

Για την αντιμετώπιση των προβλημάτων αυτών μπορούν να εφαρμοστούν οι εξής τεχνικές:

- Εξαγωγή του μέσου όρου [17]: Το πείραμα επαναλαμβάνεται πολλές φορές και το σήμα που λαμβάνεται είναι ο μέσος όρος των σημάτων των επιμέρους μετρήσεων. Έστω ότι $r_i(t)$ είναι το μετρούμενο σήμα κατά την διάρκεια της επανάληψης i . Το σήμα αυτό θεωρείται ότι αποτελείται από το επιθυμητό σήμα $s_i(t)$ και τον θόρυβο $n_i(t)$ που αντιπροσωπεύει τα σήματα του εξελισσόμενο ΗΕΓ τα οποία είναι άσχετα με το εκλυτικό ερέθισμα της διαδικασίας

$$r_i(t) = s_i(t) + n_i(t) , \quad i=1, \dots, M$$

όπου M είναι ο αριθμός των επαναλήψεων.

Αν λάβουμε τον μέσο όρο $E\{r_i(t)\}$ από τα λαμβανόμενα σήματα θα είναι

$$E\{r_i(t)\} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M r_i(t) = \frac{1}{M} \left(\sum_{i=1}^M s_i(t) + \sum_{i=1}^M n_i(t) \right)$$

Το επιθυμητό σήμα $s_i(t)$ το οποίο προέρχεται από το εκλυτικό ερέθισμα είναι περίπου το ίδιο σε κάθε επανάληψη. Δηλαδή

$$s_i(t) = s_j(t) = s(t)$$

Αντίθετα, ο θόρυβος $n_i(t)$ είναι τυχαία διαδικασία με μηδενικό μέσο όρο. Έτσι προκύπτει

$$E\{r_i(t)\} = \frac{1}{M} \left(\sum_{i=1}^M s_i(t) + \sum_{i=1}^M n_i(t) \right) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M s_i(t) + 0 = \frac{1}{M} M s_i(t) \Rightarrow E\{r_i(t)\} = s_i(t)$$

Με αυτό τον τρόπο «αποθορυβοποιείται» το σήμα και λαμβάνεται μόνο το επιθυμητό σήμα, δηλαδή το σήμα που σχετίζεται αποκλειστικά με τα Π.Δ..

- Μετρήσεις εντός ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένου δωματίου (κλωβός Faraday): Με αυτό τον τρόπο αντιμετωπίζεται ο τεχνητός θόρυβος καθώς εξουδετερώνονται τα εξωτερικά ηλεκτρομαγνητικά πεδία δηλαδή τα πεδία δημιουργούμενα από ηλεκτροκινητήρες, γραμμές μεταφοράς ηλεκτρικής ενέργειας, κινητά τηλέφωνα, κ.α.

2.6 Περιορισμοί κατά τη διάρκεια καταγραφής Προκλητών Δυναμικών

Η καταγραφή των Π.Δ. παρουσιάζει κάποιους περιορισμούς οι οποίοι οφείλονται κυρίως στην κατάσταση του εξεταζόμενου. Πιο συγκεκριμένα, ο εξεταζόμενος ενδεχόμενα προσαρμόζεται ή εξοικειώνεται με τα ερεθίσματα όποτε τότε η καταγραφή τους δεν είναι ακριβής. Επίσης μετά από κάποιο χρόνο ο εξεταζόμενος κουράζεται ή στρέφει αλλού την προσοχή του επηρεάζοντας τα ΠΔ στην ένταση και στο χρόνο. Για αυτό τον λόγο χρειάζεται να υπάρχει κάποιος μέγιστος αριθμός επαναλήψεων πέραν των οποίων γίνεται η παραδοχή ότι οι μετρήσεις δεν είναι αξιόπιστες. Επίσης πρέπει να γίνεται τακτικά έλεγχος της κατάστασης του εξεταζόμενου κατά την διάρκεια της διαδικασίας καταγραφής. Επίσης αρκετές φορές απαιτείται απεριοδικός χρονισμός αλληπάλληλων πειραμάτων ώστε να αποφεύγεται η εξοικείωση με τα ερεθίσματα.

2.7 Χρησιμότητα Προκλητών Δυναμικών

Η κυριότερη χρησιμότητα των Π.Δ. έγκειται στην διάγνωση ασθενειών. Έτσι Π.Δ. έχουν εφαρμοστεί με επιτυχία στον τομέα της επιληψίας. Ο συσχετισμός των μεταβολών μεταξύ Π.Δ. και κλινικών συμπερασμάτων μπορεί να βοηθήσει στη μελέτη της φυσιοπαθολογίας της επιληψίας [12]. Χρήση των Π.Δ. γίνεται επίσης για την αναγνώριση ασθενών που πάσχουν από Alzheimer και την διάκριση τους από άλλες ασθένειες [18][19]. Επίσης χρησιμοποιούνται για την μελέτη της επίδρασης φαρμάκων που χορηγούνται για την νόσο αυτή [20].

Τα Π.Δ. εφαρμόζονται κυρίως για τον εντοπισμό ψυχιατρικών ασθενειών όπως η σχιζοφρένεια και η παράνοια [21][22]. Τα εργαλεία που χρησιμοποιούνται για τον σκοπό αυτό είναι συνήθως η στατιστική μελέτη των κορυφώσεων των κυματομορφών (P300, P600 κ.λ.π.) [23][24][25]. Τη στατιστική μελέτη των κορυφώσεων των Π.Δ. συνοδεύει συνήθως γραφική αναπαράσταση των κυματομορφών που αποτελούν το

συνολικό μέσο όρο (grand average) κάθε απαγωγής για όλους τους εξεταζόμενους κάθε κατηγορίας ασθενών ή υγιών μαρτύρων. Οι συνολικοί μέσοι όροι δεν αποτελούν αξιόπιστο μέσο γιατί αποκόπτουν και εξομαλύνουν πολλές πληροφορίες των Π.Δ., παρουσιάζοντας ενίοτε εντελώς διαφορετική εικόνα από αυτή που πραγματικά έχει μία κατηγορία ασθενών.

Τα Π.Δ. όμως μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για ερευνητικούς σκοπούς στην κλινική νευροφυσιολογία. Λόγω του υψηλού χρονισμού τους, παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για την εγκεφαλική λειτουργία. Διάφορες νοητικές διεργασίες, όπως η αντίληψη, η προσοχή, η γλωσσική επεξεργασία και η μνήμη, λαμβάνουν χώρα σε χρονικές περιόδους της τάξεως δεκάδων χιλιοστών του δευτερολέπτου. Οι περισσότερες τυπικές τεχνικές απεικόνισης απαιτούν την διατήρηση της δραστηριότητας του εγκεφάλου για κάποια δευτερόλεπτα και έτσι αδυνατούν να συλλάβουν τις διαδικασίες αυτές. Οι καταγραφές με Π.Δ., όμως, παρέχουν απεικονίσεις με ακρίβεια χιλιοστών του δευτερολέπτου οπότε αποτελούν ιδανική μεθοδολογία για τη μελέτη των πτυχών συγχρονισμού τόσο των φυσιολογικών όσο και των παθολογικών γνωστικών διεργασιών [26]. Για την παρατήρηση των Π.Δ. κατασκευάζονται χάρτες με την κατανομή δυναμικού στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού, που στην απλούστερη περίπτωση μπορεί να λάβει τη μορφή ισοδυναμικών επιφανειών. Η τοπογραφική αναπαράσταση των Π.Δ. μέσω χαρτών προσδίδει μεγαλύτερη δυνατότητα εποπτείας των εξελισσόμενων γεγονότων στην επιφάνεια του κεφαλιού. Τα συστατικά των Π.Δ. μπορούν να μελετηθούν σχετικά εύκολα ως προς την χωρική τους κατανομή.

Σημαντικό τμήμα της έρευνας στην περιοχή του ΗΕΓ και των Π.Δ. αποτελεί η επίλυση του αντίστροφου προβλήματος στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία, που ορίζεται ως η διαδικασία εύρεσης των ενδοκρανιακών πηγών ρεύματος, βάσει των τιμών επιφανειακών δυναμικών [27]. Το κύριο εγγενές πρόβλημα αναπαράστασης ΗΕΓ εσωτερικών πηγών είναι ότι δεν υπάρχει μοναδική λύση του αντιστρόφου προβλήματος. Αυτό συμβαίνει επειδή το ηλεκτρικό πεδίο στην επιφάνεια του κεφαλιού μπορεί να προέρχεται από έναν άπειρο αριθμό διαφορετικών διατάξεων εσωτερικής δραστηριότητας. Για τη δημιουργία των εξισώσεων του προβλήματος πρέπει να υιοθετηθεί ένα πρότυπο (μοντέλο) κεφαλιού, το οποίο να ορίζει τη γεωμετρία, την ηλεκτρική δραστηριότητα και τις ηλεκτρικές ιδιότητες αυτού. Ο ορισμός του προτύπου είναι μία ιδιαίτερα περίπλοκη διαδικασία, καθώς πρέπει να συμβιβάζει τόσο την απαίτηση για μαθηματική απλότητα και μικρή υπολογιστική πολυπλοκότητα όσο και τη ρεαλιστική μοντελοποίηση των εγκεφαλικών φαινομένων που σχετίζονται με τα Π.Δ..

Η επιλογή του πιο κατάλληλου μοντέλου είναι πιο εύστοχη αν υπάρχει προϋπάρχουσα (a priori) πληροφορία για τις πηγές και το σχήμα του κεφαλιού. Αυτού του είδους η πληροφορία είναι κρίσιμη καθώς καθορίζει αν η λύση απλά εξηγεί τα δεδομένα ή δίνει νευροφυσιολογική πληροφορία σε σχέση με την περιοχή που παράγονται τα σήματα. Ο λόγος για τον οποίο νέες μέθοδοι αναπτύσσονται συνεχώς είναι κυρίως γιατί ενσωματώνεται σε αυτές η νέα γνώση για το πώς παράγονται τα σήματα. Κατά συνέπεια, το πρόβλημα ακριβούς εντοπισμού πηγής δεν έχει λυθεί, δεδομένου ότι η πληροφορία για το πώς παράγονται τα σήματα δεν είναι ακόμα γνωστή.

Οι μέθοδοι αντιστροφής που έχουν ήδη αναπτυχθεί διεθνώς χωρίζονται σε κατανεμημένες (Minimum Norm, Laplacian weighted minimum norm (LORETA)) [28] και σε παραμετρικές (RAP-MUSIC, Least-Squares, Beamform) [29].

Τα Προκλητά Δυναμικά αξιολογούνται επίσης σε πειραματικό στάδιο σε διάφορες εφαρμογές όπως η εξέταση του βαθμού αναισθησίας που επιτυγχάνεται η οποία μέχρι στιγμής εφαρμόζεται σε ζώα [30].

2.8 Σκοπός διπλωματικής εργασίας

Σκοπός της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας είναι η εξαγωγή γνώσης και χρήσιμων συμπερασμάτων για το σχετικά αδιερεύνητο φαινόμενο των μαθησιακών δυσκολιών. Η προσέγγιση του φαινομένου θα γίνει μέσω ανάλυσης ηλεκτροεγκεφαλογραφικών σημάτων τόσο υγιών όσο και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες. Από τα σήματα αυτά θα εξαχθούν παράμετροι (π.χ συγκεκριμένες κορυφώσεις) που διαφοροποιούν στατιστικά τα άτομα με μαθησιακές δυσκολίες σε σχέση με τους υγιείς. Παράλληλα, θα εξεταστούν παράμετροι από την κλασική θεωρία βιοσημάτων όπως η ενέργεια και οι χαρακτηριστικοί ρυθμοί. Τέλος, θα επιλυθεί το αντίστροφο ηλεκτρομαγνητικό πρόβλημα έτσι ώστε να βρεθούν οι ρευματικές πηγές που προκαλούν τα αντίστοιχα σήματα την επιφάνεια του κεφαλιού. Από τις πηγές αυτές θα επιδιωχθεί να βρεθούν περιοχές του εγκεφάλου που πιθανώς να είναι υπεύθυνες για το φαινόμενο των μαθησιακών δυσκολιών.

Βιβλιογραφία

- [1] R.M. Rangayyan, *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*, IEEE Press Series in Biomedical Engineering, John Wiley & Sons, Inc, 2002.
- [2] J.G. Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*, Wiley, 3rd edition, 1998.
- [3] Δ. Κουτσούρης, *Εισαγωγή στη Βιοιατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων*, Ε.Μ.Π., 2000.
- [4] Δ. Γιόβα, *Εισαγωγή στη Βιοιατρική και Κυτταρική Μηχανική*, Ε.Μ.Π., 2002.
- [5] L.G. Tassinary, T.H. Geen, J.T. Cacioppo, R. Edelberg, Issues in biometrics: Offset potentials and the electrical stability of Ag/AgCl electrodes. *Psychophysiology*, 27:236-242, 1990.
- [6] S. Haykin, *Communication Systems*, 2nd edition, John Wiley & Sons, 1984.
- [7] Srinivasan et al., R. Srinivasan, D.M. Tucker and M. Murias , Estimating the spatial Nyquist of the human EEG. *Behav Res Methods Instrum Comput* pp. 8–19, 1998.
- [8] H.H. Jasper, The 10–20 electrode system of the International Federation. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 10, p. 370–375, 1958.
- [9] G.E. Chatrian, E. Lettich, Nelson, Ten percent electrode system for topographic studies of spontaneous and evoked EEG activity. *American Journal EEG Technology* 25, p. 83–92, 1985.
- [10] Robert Oostenveld, Peter Praamstra, The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements *Clinical Neurophysiology*, volume 112, issue 4, p. 713-719 April 2001.
- [11] American Electroencephalographic Society. Guideline thirteen: Guidelines for standard electrode position nomenclature. *J Clin Neurophysiol* 11, pp. 111–113, 1994.
- [12] K. Bennys, G. Rondouin, C. Vergnes and J. Touchon Diagnostic value of quantitative EEG in Alzheimer's disease, *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, volume 31, issue 3, Pages 153-160, June 2001.
- [13] Jaeseung Jeong, John C. Gore, Bradley S. Peterson, Mutual information analysis of the EEG in patients with Alzheimer's disease, *Clinical Neurophysiology*, volume 112, issue 5, p. 827-835, May 2001.

- [14] M. Fabiani, G. Gratton, M. Coles, Event-related potentials: Methods, theory, and applications. In: J. Cacioppo, L. Tassinary, G. Bernston, Handbook of psychophysiology, Cambridge University Press, New York, pp. 53-84, 2000.
- [15] Sutton S, Braren M, Zubin J, John ER. Evoked potentials correlates of stimulus uncertainty. *Science*, 150:1187-1188, 1965.
- [16] Κουτσούρης Δ. , Εισαγωγή στη Βιοιατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων, Ε.Μ.Π., Αθήνα ,2000.
- [17] C. Descals-Moll, J. Burcet-Darde, Evoked potentials and their application in epilepsy, *Revista Neurologia*, 1-15;34(3):272-7, February 2002.
- [18] G.R.J. Swanwick, M.J. Rowan, R.F. Coen, D. Coakley, B. A. Lawlor, Prognostic Value of Electrophysiological Markers in Alzheimer's Disease, *American Journal of Psychiatry*, 7:335-338, November 1999
- [19] D. O'Mahony, M. Rowan, J. Feely, D. O'Neill, J.B. Walsh, D. Coakley, Parkinson's dementia and Alzheimer's dementia: an evoked potential comparison, *Gerontology* 39(4):228-40, PubMed Publications, 1993.
- [20] Roy R. Reeves, Frederick A. Struve, Gloria Patrick, J. Gary Booker, Dennis W. Nave, The Effects of Donepezil on the P300 Auditory and Visual Cognitive Evoked Potentials of Patients With Alzheimer's Disease, *American Journal for Geriatric Psychiatry* 7:349-352, November 1999.
- [21] Nashaat Boutros, Henry Nasrallah, Robert Leighty, Michael Torello, Patricia Tueting, Stephen Olson, Auditory evoked potentials: Clinical vs. Research Applications, *Psychiatry Research*, volume 69, issues 2-3, p. 183-195, March 1997.
- [22] Avi Peled, Assaf Pressman, Amir B. Geva, Ilan Modai, Somatosensory evoked potentials during a rubber-hand illusion in schizophrenia, *Schizophrenia Research*, April 2003.
- [23] J. Polish, P300 clinical utility and control variability, *Journal of Clinical Neurophysiology*. 15(1), p. 14-33, 1998.
- [24] T.W. Picton, The P300 wave of human event-related potential, *Journal of Clinical Neurophysiology* 9, p. 456-479, 1992.
- [25] C. Papageorgiou, I. Liappas, P. Asvestas, C. Vasios, G.K. Matsopoulos, C. Nikolaou, K.S. Nikita, N. Uzunoglu, A. Rabavilas, Abnormal P600 in heroin addicts with prolonged abstinence elicited during a working memory test, *Neuroreport* , 12:1773-1778, 2001.

- [26] M.D. Rugg, M.G.H. Coles, The ERP and cognitive psychology: Conceptual issues, *Electrophysiology of mind: Event-related brain potentials and cognition*, Oxford University Press , pp. 27-39, 1995.
- [27] Zoltan J. Koles, Trends in EEG source localization, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 106:127-137, 1998.
- [28] C. M. Michel, M.M. Murray, G. Lantz, Sara Gonzalez, Laurent Spinelli, R. G. de Peralta, EEG source imaging, *Clinical Neurophysiology* vol. 115, p. 2195–2222, 2004
- [29] Sylvain Baillet, John C. Mosher and Richard M. Leahy, Electromagnetic Brain Mapping, *IEEE Signal Processing Magazine*, p. 14-30, November 2001
- [30] R.D. Fitzgerald, C. Lamm, W. Oczenski, T. Stimpfl, W. Vycudilik, H. Bauer, Direct Current Auditory Evoked Potentials during Wakefulness, Anesthesia and Emergence from Anesthesia, *Anesthesia & Analgesia*, 92, p. 154-160, 2001.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ

ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

3.1 Γενικά

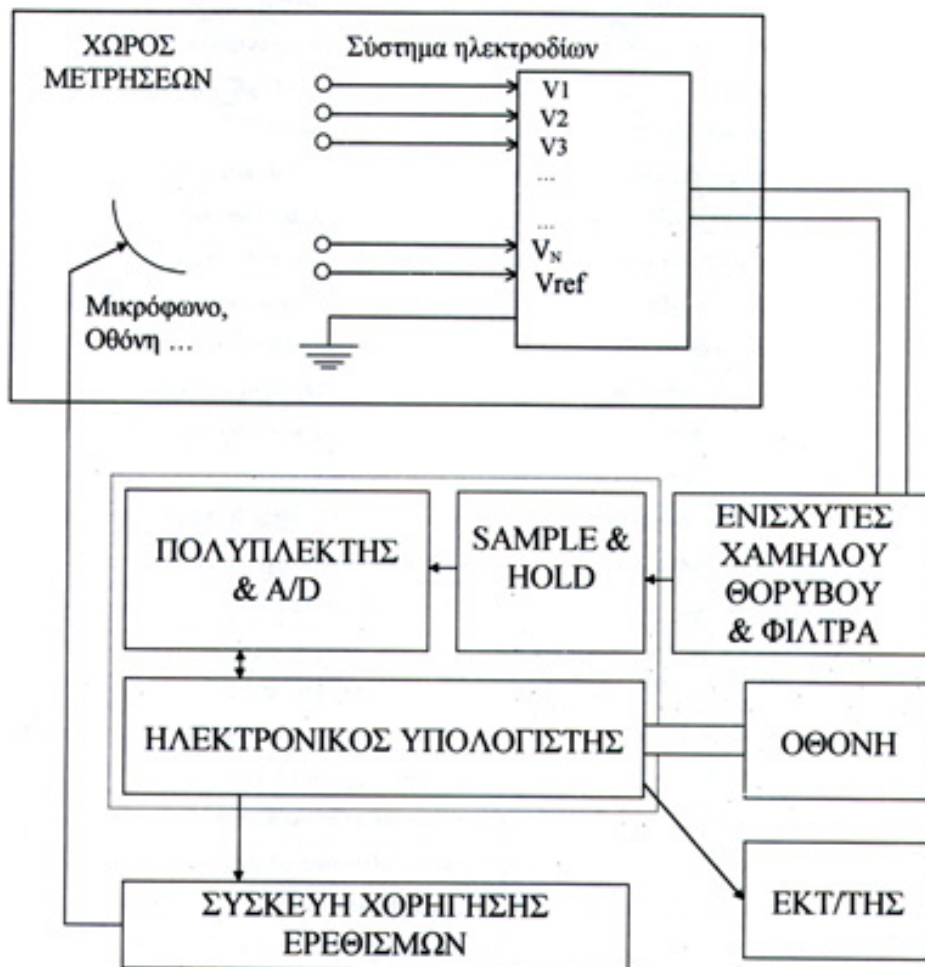
Όπως αναφέρθηκε στον προηγούμενο κεφάλαιο αφετηρία της ανάλυσης της παρούσας εργασίας είναι το ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα. Η μεγάλη χρησιμότητα του σήματος αυτού έχει αποδειχθεί τόσο για ερευνητικά όσο και στην κλινική πράξη.

3.2 Κλινικό πρωτόκολλο καταγραφής ΗΕΓ

Τα ηλεκτροεγκεφαλικά σήματα που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή την εργασία συλλέχθηκαν στο Εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας της Ψυχιατρικής Κλινικής του Αιγινήτειου Νοσοκομείου. Η καταγραφή τους έγινε εντός ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένου δωματίου (κλωβός Faraday) όπου για κάθε εξεταζόμενο συλλέχθηκαν ταυτόχρονα 16 ηλεκτροεγκεφαλογραφικά σήματα, από τα οποία το ένα χρησιμοποιήθηκε ως ηλεκτροφθαλμογραφική απαγωγή για τον έλεγχο παρασίτων από την κίνηση των οφθαλμών. Τα 15 σημεία τοποθέτησης των απαγωγών ορίστηκαν σύμφωνα με το Σύστημα 10-20 και αντιστοιχούν στις θέσεις Fp1, F3, C5, C3, Fp2, F4, C6, C4, O1, O2, P4, P3, Pz, Cz, Fz.

Τα δυναμικά αυτά, στην συνέχεια, ενισχύθηκαν με ενισχυτές χαμηλού θορύβου, το εύρος των οποίων ήταν 0,05Hz – 45Hz. Κατά την διάρκεια των ερεθισμάτων οι μάρτυρες είχαν τα μάτια τους κλειστά έτσι ώστε να περιοριστούν οι κινήσεις και οι κινήσεις των οφθαλμών. Οι κινήσεις των οφθαλμών καταγράφηκαν μέσω Ηλεκτροοφθαλμο-γραφήματος (ΕΟΓ). Καταγραφές ΗΕΓ με μετρήσεις ΕΟΓ που ξεπερνούσαν τα 75 mV απορρίφθηκαν. Τα ερεθίσματα (δηλαδή οι αριθμοί που εκφωνήθηκαν και οι προειδοποιητικοί τόνοι) δίνονταν στον εξεταζόμενο με ακουστικά σε επίπεδο ακουστικής πίεσης 65dB.

Ακολούθησε η ψηφιοποίηση των δυναμικών με χρήση αναλογικού/ψηφιακού μετατροπέα και η εισαγωγή τους σε Η/Υ όπως φαίνεται στο σχήμα 3.1



Σχήμα 3. 1: Διάταξη καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος

Η πειραματική συνθήκη που χρησιμοποιήθηκε ήταν η δοκιμασία κατά Wechsler [1][2], όπως φαίνεται στο σχήμα 3.2. Κατά τη δοκιμασία αυτή αρχικά καταγράφεται η εγκεφαλική δραστηριότητα του κάθε εξεταζόμενου (ΗΕΓ) για 500msec. Στην συνέχεια, χορηγείται στον εξεταζόμενο ήχος χαμηλής (500Hz) ή υψηλής (3000Hz) συχνότητας. Ο εξεταζόμενος καλείται να προσέχει αυτόν τον ήχο ώστε να απομνημονεύσει τους αριθμούς που θα ακούσει στη συνέχεια. Μετά τον προειδοποιητικό ήχο παρέρχονται 100 msec και μετά ο εξεταζόμενος ακούει μια σειρά από αριθμούς. Με το πέρας της σειράς των αριθμών επαναλαμβάνεται ο αρχικός ήχος και ο εξεταζόμενος καλείται να θυμηθεί τους αριθμούς, ανάλογα με τη συχνότητα του προειδοποιητικού ήχου. Αν ο ήχος είχε χαμηλή (υψηλή) συχνότητα, ο εξεταζόμενος καλείται να απαγγείλει τους αριθμούς με την ίδια (ανάστροφη) σειρά που τους είχε ακούσει. Τα Π.Δ. καταγράφονται στο διάστημα των 1000 msec που ακολουθεί τον προειδοποιητικό ήχο πριν το άκουσμα του πρώτου αριθμού.



Χρονικό διάστημα	Δραστηριότητα
AB(100 msec)	Εκπομπή του ηχητικού ερεθίσματος (500 ή 3000 Hz, 65dB)
BC (1 sec)	Καταγραφή των Π.Δ.
CD (εκτός κλίμακας)	Εκπομπή της σειράς των αριθμών
DE (100 msec)	Επανάληψη του ίδιου ηχητικού ερεθίσματος
EF (εκτός κλίμακας)	Απαγγελία των αριθμών από τον εξεταζόμενο, με ορθή ή αντίθετη φορά, ανάλογα με τη συχνότητα του ερεθίσματος

A B

Σχήμα 3. 2: Περιγραφή της δοκιμασίας κατά Wechsler

Σε κάθε εξεταζόμενο η δοκιμασία Wechsler επαναλήφθηκε 52 φορές, Στις 26 επαναλήψεις, το ηχητικό ερέθισμα ήταν χαμηλής συχνότητας (500 Hz), ενώ στις υπόλοιπες 26 ήταν υψηλής συχνότητας (3000 Hz). Η σειρά επανάληψης ήταν άγνωστη (τυχαία) για τον εξεταζόμενο. Συλλέχθηκαν 1500 τιμές από κάθε απαγωγή με χρονικό βήμα 1msec σε κάθε επανάληψη. Μετά το πέρας και των 52 επαναλήψεων της δοκιμασίας συλλέχθηκαν 15 σήματα από τις αντίστοιχες απαγωγές.

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως τα Π.Δ. που μετρούνται εμπεριέχουν θόρυβο που προκύπτει από την γενικότερη εγκεφαλική λειτουργία. Για να μειωθούν τα επίπεδα θορύβου και να επιτευχθεί ικανοποιητική μέτρηση των Π.Δ. έγινε εξαγωγή του μέσου όρου των καταγραφών (averaging) ανά κανάλι για τις διαδοχικές επαναλήψεις του πειράματος. Στις περιπτώσεις που παρατηρήθηκε ισχυρό παράσιτο από την κίνηση των οφθαλμών για μία επανάληψη του πειράματος, η μέτρηση δεν συμπεριελήφθη στην εξαγωγή του μέσου όρου. Παράλληλα έγινε δειγματοληψία του λαμβανόμενου σήματος με περίοδο δειγματοληψίας $T_s=1\text{msec}$. Έτσι για το χρονικό διάστημα των 1500 msec προέκυψαν για κάθε εξεταζόμενο 52X15 κυματομορφές που η κάθε μια είχε 1500 τιμές δειγμάτων. Οι πρώτες 500 αναφέρονται στο συμβατικό ΗΕΓ και οι επόμενες 1000 στα Π.Δ.

Τα σήματα που εξάχθηκαν έχουν συχνότητα δειγματοληψίας 1KHz. Η συχνότητα Nyquist του θεωρήματος του Shannon είναι

$$f_{Nyquist} = \frac{f_s}{2}$$

όπου f_s η συχνότητα δειγματοληψίας του σήματος

Άρα

$$f_{Nyquist} = \frac{1 \cdot 10^3 \text{ Hz}}{2} = 500 \text{ Hz}$$

Η μέγιστη συχνότητα του σήματος δεν ξεπερνάει τα $100 \text{ Hz} < 500 \text{ Hz}$ οπότε ικανοποιείται ο περιορισμός του θεωρήματος του Shannon για αναδίπλωση του σήματος.

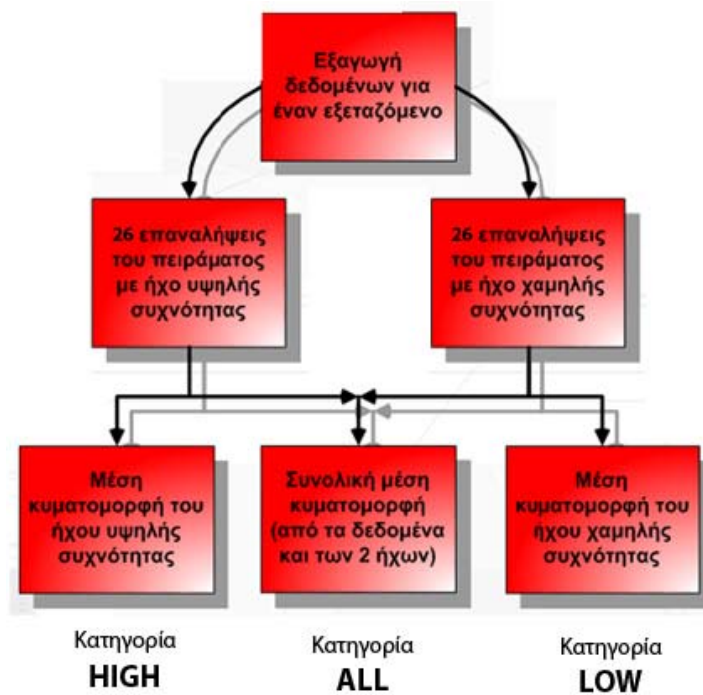
3.3 Δεδομένα

Τα δεδομένα συλλέχθηκαν βάσει του κλινικού πρωτοκόλλου που περιγράφηκε στο κεφάλαιο 2. Στο πείραμα έλαβαν μέρος 57 παιδιά. Τα 19 (7 αγόρια και 12 κορίτσια) από αυτά ήταν υγιή, ενώ τα υπόλοιπα 38 (26 αγόρια και 12 κορίτσια) θεωρήθηκαν περιπτώσεις που παρουσιάζουν αναπτυξιακές διαταραχές μαθησιακών δυσκολιών (F81) σύμφωνα με τη 10η έκδοση Διεθνούς Κατηγοριοποίησης Ασθενειών (International Classification of Diseases - ICD-10). Συγκεκριμένα, και στα 38 παιδιά είχε ήδη διαγνωστεί από παιδοψυχολόγο διαταραχή ανάγνωσης - δυσλεξία (specific reading disorder - dyslexia) (F81.0). Δεκατρία από τα 38 παιδιά παρουσίαζαν επιπλέον διαταραχή. Συγκεκριμένα, τα 8 από αυτά παρουσίαζαν διαταραχές ορθογραφίας - το F 81.1 και τα υπόλοιπα 5 είχαν διαταραχή των αριθμητικών δεξιοτήτων - F81.2). Η μέση ηλικία για τα παιδιά με μαθησιακές διαταραχές ήταν 11.47 ± 2.12 χρόνια και για τους υγιείς ήταν 12.21 ± 2.25 χρόνια.

Επειδή στις μισές από τις επαναλήψεις ακούγεται ηχητικό σήμα υψηλής συχνότητας και στις άλλες μισές χαμηλής συχνότητας θεωρήθηκε σκόπιμο να αξιοποιηθεί αυτή η πληροφορία. Για τον λόγο αυτό δημιουργήθηκαν 3 σύνολα δεδομένων μέσω χρονοσειρών για κάθε εξεταζόμενο

- Η χρονοσειρά η οποία προκύπτει ως ο μέσος όρος των χρονοσειρών του ήχου υψηλής συχνότητας.
- Η χρονοσειρά η οποία προκύπτει ως ο μέσος όρος των χρονοσειρών του ήχου χαμηλής συχνότητας.
- Η χρονοσειρά η οποία προκύπτει ως ο μέσος όρος και των 52 αρχικών χρονοσειρών

Τα σύνολα αυτά φαίνονται διαγραμματικά στον σχήμα 3.3



Σχήμα 3.3: Οι κατηγορίες δεδομένων, όπως προκύπτουν από το πείραμα.

Προκύπτουν τρεις κατηγορίες δεδομένων, όπως φαίνεται στο Σχήμα 3.3, οι οποίες από εδώ και στο εξής θα αναφέρονται ως:

Low: δεδομένα μόνο ήχου χαμηλής συχνότητας.

High: δεδομένα μόνο ήχου υψηλής συχνότητας.

All: δεδομένα ήχων υψηλής και χαμηλής συχνότητας.

Τα ηλεκτρόδια τα οποία χρησιμοποιήθηκαν σύμφωνα με το προτυποποιημένο σύστημα 10-20 είναι Fp1, F3, C5, C3, Fp2, F4, C6, C4, O1, O2, P4, P3, Pz, Cz, Fz.

Πίνακας 3.1: Αντιστοιχία θέσεων ηλεκτροδίων με αριθμούς

Αριθμός	Ηλεκτρόδιο
1	Fp1
2	F3
3	C5
4	C3
5	Fp2
6	F4
7	C6
8	C4
9	O1
10	O2
11	P4
12	P3
13	Pz
14	Cz
15	Fz

Από αυτό το σημείο και έπειτα τα ηλεκτρόδια θα αναφέρονται είτε με την ονομασία τους είτε με τον αριθμό που αντιστοιχεί σε αυτά.

3.4 Προεπεξεργασία των δεδομένων

Η προεπεξεργασία αλλά και η ανάλυση των δεδομένων έγινε με την βοήθεια των λογισμικών πακέτων MATLAB 6.5 και SPSS 11.5.

Αρχικά θα υπολογιστεί η γραμμή αναφοράς (reference line) για τα σήματα EEG και ERP. Για το EEG η γραμμή αναφοράς για κάθε εξεταζόμενο και κάθε ηλεκτρόδιο προκύπτει από τον μ.ο. των επαναλήψεων (52) επί το χρονικό διάστημα (αντίστοιχα 500 δείγματα). Άρα είναι μ.ο. (grand average) των 52X500 στοιχείων για το EEG. Έτσι αν M είναι το πλήθος των επαναλήψεων και N το πλήθος των δειγμάτων του σήματος x_{ij} όπου $i=1,2,\dots,M$ επαναλήψεις και $j=1,2,\dots,N$ δείγματα για κάθε ηλεκτρόδιο τότε η γραμμή αναφοράς για κάθε ηλεκτρόδιο δίνεται από τον τύπο

$$\text{γραμμή αναφοράς EEG} = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N x_{ij}}{M \cdot N}$$

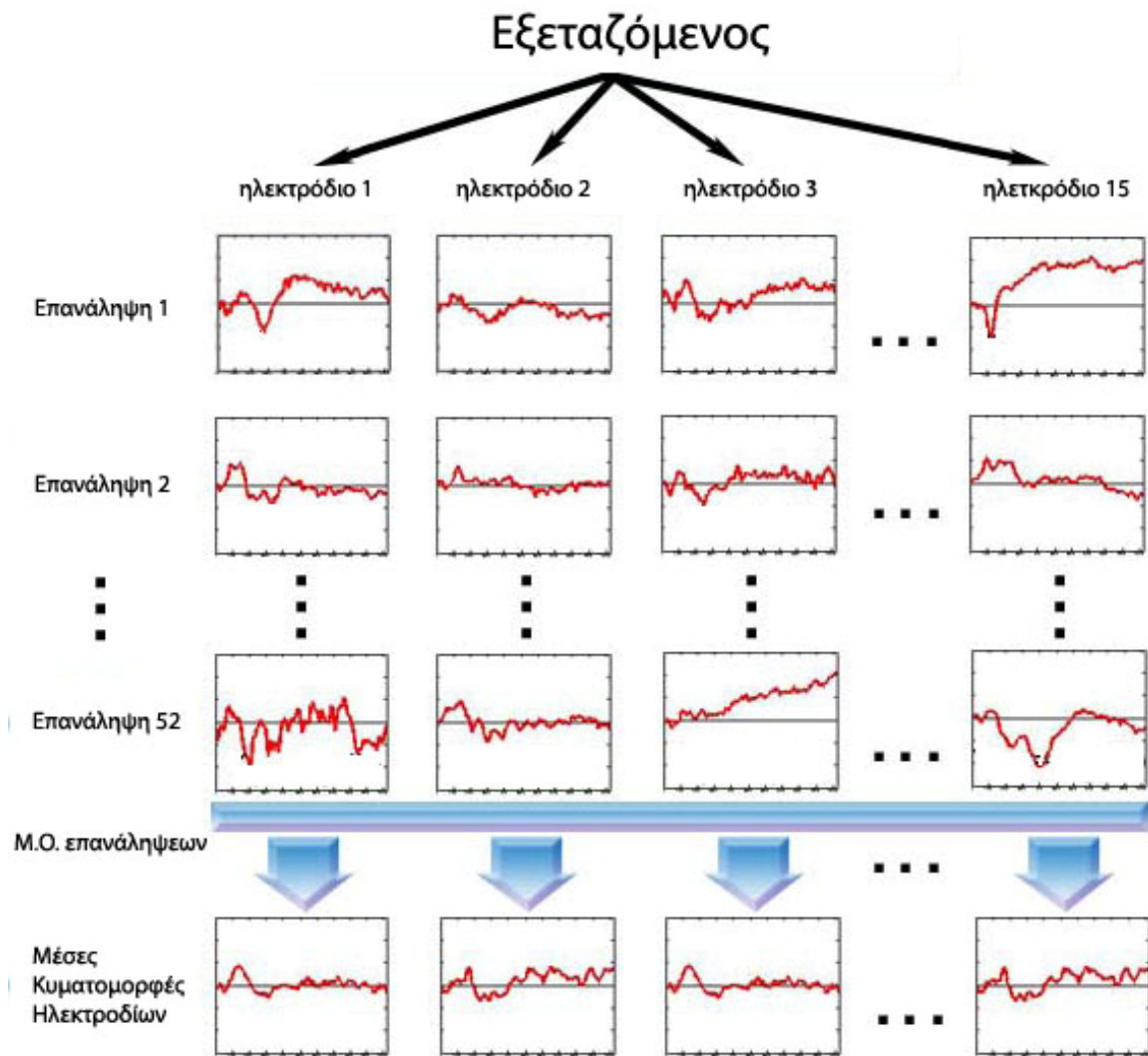
Η ίδια γραμμή αναφοράς χρησιμοποιείται και για τα προκλητά δυναμικά (ERP).

Οι χρονοσειρές προσαρμόζονται στο συγκεκριμένο σύστημα αναφοράς αφαιρώντας την γραμμή αναφοράς από όλες τις χρονοσειρές.

$$\text{εξαγόμενο σήμα} = \text{λαμβανόμενο σήμα} - \text{γραμμή αναφοράς}$$

Ύστερα εξάγονται οι μέσες χρονοσειρές του κάθε ασθενή για κάθε ηλεκτρόδιο από τις επαναλήψεις του πειράματος.

Η διαδικασία επαναλαμβάνεται στο σχήμα 3.4 για ευκολία



Σχήμα 3. 4: Αναπαράσταση της συλλογής ηλεκτρεγκεφαλικών δεδομένων με τον υπολογισμό των μέσων χρονοσειρών

Από τις υπολογισμένες μέσες χρονοσειρές θα εξαχθούν αρχικά τα παρακάτω χαρακτηριστικά :

- Οι απόλυτες μέγιστες τιμές των κορυφώσεων P50, N100, P200, N200, P300, P600
- Ο λανθάνων χρόνος (msec) των συγκεκριμένων κορυφώσεων

Τα δύο αυτά χαρακτηριστικά θα αναφέρονται από εδώ και πέρα ως πλάτη και χρονικές καθυστερήσεις αντίστοιχα.

3.5 Στατιστική Επεξεργασία Δεδομένων

Το κεφάλαιο αυτό εστιάζεται στη μελέτη των κορυφώσεων (amplitudes) και των χρονικών καθυστερήσεων που αυτά παρουσιάζονται (latencies) με χρήση κλασικών στατιστικών μεθόδων. Για κάθε άτομο μιας εξεταζόμενης ομάδας υπολογίζονται οι κορυφώσεις και οι χρονικές καθυστερήσεις όπως περιγράφηκαν στην παράγραφο 3.3 και προκύπτουν οι αντίστοιχες μεταβλητές. Στη συνέχεια θα αναζητηθούν διαφοροποιήσεις στις μεταβλητές αυτές, ικανές να συμβάλουν στην κατηγοριοποίηση υγιών και ασθενών.

3.5.1 Έλεγχος Κανονικότητας

Το πρώτο βήμα στη στατιστική μελέτη των μεταβλητών είναι ο έλεγχος της κανονικότητάς τους [3]. Το αποτέλεσμα αυτού του ελέγχου θα καθορίσει το αν θα επιλεγούν παραμετρικά ή μη παραμετρικά τεστ για την περαιτέρω μελέτη. Το τεστ το οποίο επιλέχθηκε για θα εξετάσει την υπόθεση ότι οι μεταβλητές προέρχονται από κανονικό πληθυσμό είναι το Kolmogorov-Smirnov. Με τη χρήση του γίνεται σύγκριση μεταξύ της αθροιστικής συνάρτησης κατανομής μιας θεωρητικής κατανομής (της κανονικής στην περίπτωση αυτή) $F_T(x)$ και της αθροιστικής συνάρτησης κατανομής ενός δείγματος $F_S(x)$. Αν η συνάρτηση του δείγματος προσεγγίζει εκείνη της κατανομής επιβεβαιώνεται η υπόθεση ότι το δείγμα ακολουθεί την θεωρητική κατανομή. Συγκεκριμένα οι υποθέσεις έχουν ως εξής:

Μηδενική υπόθεση H_0 : $F_S(x) = F_T(x)$ για κάθε $x \in (-\infty, \infty)$

Εναλλακτική υπόθεση H_1 : $F_S(x) \neq F_T(x)$ για τουλάχιστον ένα x

Η διαφορά ανάμεσα στην θεωρητική κατανομή και εκείνη του δείγματος μετράται με το στατιστικό D :

$$D = \sup_x |F_S(x) - F_T(x)| n$$

Δηλαδή το D είναι το γινόμενο της μεγαλύτερης, για όλα τα x , απόλυτης διαφοράς των δύο κατανομών επί το μέγεθος του δείγματος n . Ανατρέχοντας στον πίνακα του D είμαστε σε θέση να δεχτούμε ή αν απορρίψουμε την υπόθεση, για ένα συγκεκριμένο επίπεδο σημαντικότητας [2]

Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στους πίνακες 3.2,3.3

Πίνακας 3.2: Kolmogorov-Smirnov τεστ για την κατηγορία των υγιών.

	P50	N100	P200	N200	P300	P600
1	0.987	0.874	0.938	0.750	0.941	0.753
2	0.384	0.760	0.567	0.855	0.994	0.863
3	0.948	0.919	0.996	0.651	0.995	0.980
4	0.990	0.831	1.000	0.286	0.910	0.888
5	0.987	0.895	0.948	1.000	0.679	0.913
6	0.964	0.997	0.874	0.943	0.996	0.917
7	0.891	0.980	0.950	0.487	0.968	0.933
8	0.981	0.925	0.914	0.723	0.894	0.725
9	0.375	0.582	0.951	0.805	0.942	0.782
10	0.481	0.985	0.962	0.965	0.996	0.993
11	0.508	0.976	0.794	0.946	0.996	0.980
12	0.999	0.967	0.948	0.703	0.428	0.991
13	0.762	0.634	0.989	0.989	0.690	0.951
14	0.847	0.927	0.792	0.807	0.904	0.988
15	0.817	0.564	0.937	0.987	0.999	0.774

Πίνακας 3.3: Kolmogorov-Smirnov τεστ για την κατηγορία των ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες

	P50	N100	P200	N200	P300	P600
1	0.937	0.796	0.800	0.871	0.647	0.899
2	0.736	0.955	0.956	0.931	0.985	0.980
3	0.534	0.384	0.938	0.530	0.680	0.893
4	0.898	0.468	0.877	0.980	0.913	0.962
5	0.878	0.710	0.887	0.900	0.593	0.987
6	0.894	0.744	0.875	0.611	0.812	0.891
7	0.763	0.851	0.493	0.860	0.538	0.626
8	0.496	0.653	0.802	0.830	0.927	0.977
9	0.637	0.938	0.782	0.779	0.696	0.772
10	0.824	0.993	0.309	0.803	1.000	0.944
11	0.520	0.909	0.985	0.966	0.993	0.664
12	0.929	0.548	0.990	0.153	0.983	0.885
13	0.512	0.906	0.592	0.912	0.998	0.491
14	0.869	0.918	0.998	0.849	0.689	0.928
15	0.490	0.659	0.999	0.974	0.855	0.994

Οι παραπάνω πίνακες περιέχουν τα επίπεδα σημαντικότητας για τα οποία μπορούμε να δεχθούμε ότι οι εξεταζόμενες μεταβλητές ακολουθούν κανονική κατανομή. Όλες οι τιμές είναι πολύ πάνω από το σύνηθες επίπεδο σημαντικότητας του 0.05, οπότε δεν έχουμε λόγο να απορρίψουμε την κανονικότητα των μεταβλητών. Επομένως η ανάλυση θα συνεχιστεί με τη χρήση παραμετρικών τεστ.

3.5.2 Έλεγχος Ισότητας Μέσων

Το περισσότερο συνηθισμένο τεστ ελέγχου ισότητας μέσων, μεταξύ δύο ανεξάρτητων πληθυσμών, είναι το t-test. Βασική του προϋπόθεση είναι η κανονικότητα των δεδομένων, η οποία αποδείχθηκε παραπάνω. Για δύο δείγματα δεδομένων μεγέθους n_1 και n_2 ελέγχουμε τις παρακάτω υποθέσεις:

$$H_0: \mu_1 = \mu_2$$

$$H_A: \mu_1 \neq \mu_2$$

όπου μ_1, μ_2 είναι οι μέσοι των πληθυσμών από τους οποίους εξήχθησαν τα δείγματα. Έπειτα υπολογίζεται το στατιστικό t ή το t' (για ίσες διακυμάνσεις των πληθυσμών ή μη, αντίστοιχα):

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{s_p^2}{n_1} + \frac{s_p^2}{n_2}}} \quad d.f. = n_1 + n_2 - 2$$

$$t' = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \quad d.f. = \frac{\left(\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}\right)^2}{\frac{\left(\frac{s_1^2}{n_1}\right)^2}{n_1 - 1} + \frac{\left(\frac{s_2^2}{n_2}\right)^2}{n_2 - 1}}$$

όπου \bar{X}_1, \bar{X}_2 είναι οι μέσες τιμές των δειγμάτων, s_1^2, s_2^2 , είναι οι διακυμάνσεις και s_p^2 είναι η εκτίμηση της κοινής διακύμανσης των δύο πληθυσμών για την οποία ισχύει:

$$s_p^2 = \frac{(n_1 - 1)s_1^2 + (n_2 - 1)s_2^2}{n_1 + n_2 - 1}$$

Επίσης d.f. είναι οι βαθμοί ελευθερίας και στην περίπτωση του t' οπότε δεν υπολογίζονται ακέραιοι, χρησιμοποιείται ο πρώτος μικρότερος ακέραιος. Ανατρέχοντας με την τιμή του στατιστικού t ή του t' στον πίνακα της κατανομής αποδεχόμαστε την H_0 ή την εναλλακτική της [3]

Η επιλογή ενός από τα δύο στατιστικά επιτυγχάνεται με τη χρήση του τεστ του Levene για τον έλεγχο ισότητας των διακυμάνσεων. Για δύο πληθυσμούς ελέγχουμε τις υποθέσεις:

$$H_0 : \sigma_1 = \sigma_2$$

$$H_A : \sigma_1 \neq \sigma_2$$

Το στατιστικό του Levene ορίζεται ως [5]

$$W = \frac{(N-2) \sum_{i=1}^2 N_i (\bar{Z}_i - \bar{Z})^2}{\sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^{N_i} (Z_{ij} - \bar{Z}_i)^2}$$

όπου N_i είναι το μέγεθος της ομάδας i , $N = N_1 + N_2$, $Z_{ij} = |Y_{ij} - \bar{Y}_i|$, με το \bar{Y}_i να είναι ο μέσος της ομάδας i και το Y_{ij} η j τιμή της ομάδας i , \bar{Z}_i είναι οι μέσοι των Z_{ij} για την ομάδα i ενώ \bar{Z} είναι ο συνολικός μέσος των Z_{ij} .

Ελέγχοντας το στατιστικό του Levene (1^η στήλη) στον κάθε αντίστοιχο πίνακα του παραρτήματος I είτε δεχόμαστε την H_0 , τότε συνεχίζουμε με τον υπολογισμό του t , είτε απορρίπτουμε την H_0 , τότε συνεχίζουμε με τον υπολογισμό του t' .

3.6 Ανάλυση Κορυφώσεων

Αρχικά θα ελεγχθεί η διαφορά των μέσων πλατών κορυφώσεων για τις δύο ομάδες (υγιείς και άτομα με μαθησιακές δυσκολίες). Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στο παράρτημα I. Εδώ ενδεικτικά παρουσιάζεται ένα μέρος ενός από τους πίνακες για επεξήγηση. Οι υπόλοιποι πίνακες στο παράρτημα I έχουν την ίδια δομή

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
P50A_13	Equal variances assumed	.092	.762	-.147	169	.883	-.0811	.55222	1.17126	1.00901
	Equal variances not assumed			-.146	109.294	.885	-.0811	.55754	1.18612	1.02387
P50A_14	Equal variances assumed	4.440	.037	-.215	169	.830	-.1597	.74342	1.62732	1.30786
	Equal variances not assumed			-.230	134.458	.818	-.1597	.69447	1.53322	1.21376
P50A_15	Equal variances assumed	1.255	.264	.360	169	.719	.3132	.87033	1.40489	2.03133
	Equal variances not assumed			.361	112.885	.719	.3132	.86808	1.40662	2.03306

Στην πρώτη αριστερή στήλη είναι σημειωμένα τα ονόματα των μεταβλητών, όπως αυτά προκύπτουν από το ηλεκτρόδιο και τη χρονική περιοχή από τα οποία έγινε η λήψη των δεδομένων (Πχ P50A_2: Κορυφή P50 του ηλεκτροδίου 2). Το τεστ του Levene μεγέθη του οποίου φαίνονται στην 3^η και στην 4^η στήλη (μέγεθος F και σημαντικότητα (sig) αντίστοιχα) μας υποδεικνύει αν θα πρέπει να θεωρηθεί ότι οι δύο ομάδες δεδομένων έχουν ίση διακύμανση. Σε περίπτωση που η σημαντικότητα του τεστ (Sig.) είναι πάνω από το 0.05 γίνεται αποδεκτή η ισότητα των διακυμάνσεων, ενώ σε αντίθετη περίπτωση δεν μπορεί να γίνει τέτοια παραδοχή. Ανάλογα με το αποτέλεσμα του τεστ του Levene γίνεται επιλογή του κατάλληλου t-test για ίσες διακυμάνσεις ή όχι (δηλαδή λαμβάνεται υπόψη η πάνω ή η κάτω γραμμή του αντίστοιχου ηλεκτροδίου. Αν η σημαντικότητα (sig) του t-test (7^η στήλη) είναι μικρή (κάτω του 0.05) υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στους μέσους των δύο ομάδων. Οι μεταβλητές για τις οποίες παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφοροποιήσεις μεταξύ των μέσων των δύο ζευγών ομάδων, σε επίπεδο σημαντικότητας 0.05, μπορούν να παρατηρηθούν στους πίνακες 3.4,3.5,3.6.

Συγκεντρωτικά από το παράτημα I οι περιοχές που παρουσιάζουν στατιστικά σημαντική διαφορά φαίνονται στους πίνακες 3.4,3.5,3.6. Με ανοιχτό γκρι σημειώνονται οι περιοχές με στατιστικά σημαντική διαφορά ($p < 0.05$) και με ανοιχτό γκρι οι περιοχές που παρουσιάζουν τάση προς διαφοροποίηση ($0.05 < p < 0.08$).

Πίνακας 3.4: Αποτελέσματα του t-test για τα πλάτη κορυφώσεων, στη σύγκριση Υγιών-Ατόμων με μαθησιακές Δυσκολίες. Είναι σημειωμένες οι περιοχές στις οποίες παρατηρήθηκε διαφοροποίηση.

Πλάτη κορυφώσεων	P50	N100	P200	N200	P300	P600
Ηλεκτρόδιο 1	0.74	0.00	0.22	0.32	0.98	0.92
Ηλεκτρόδιο 2	0.53	0.00	0.12	0.20	0.33	0.53
Ηλεκτρόδιο 3	0.28	0.03	0.28	0.47	0.54	0.67
Ηλεκτρόδιο 4	0.81	0.02	0.66	0.62	0.80	0.60
Ηλεκτρόδιο 5	0.31	0.00	0.26	0.38	0.70	0.92
Ηλεκτρόδιο 6	0.99	0.00	0.25	0.67	0.66	0.76
Ηλεκτρόδιο 7	0.61	0.01	0.67	0.70	0.84	0.87
Ηλεκτρόδιο 8	0.69	0.02	0.73	0.82	0.74	0.97
Ηλεκτρόδιο 9	0.64	0.19	0.64	0.88	0.90	0.97
Ηλεκτρόδιο 10	0.27	0.08	0.81	0.95	0.55	0.93
Ηλεκτρόδιο 11	0.53	0.03	0.50	0.61	0.65	0.14
Ηλεκτρόδιο 12	0.48	0.10	0.90	0.74	0.44	0.54
Ηλεκτρόδιο 13	0.82	0.01	0.84	0.92	0.15	0.95
Ηλεκτρόδιο 14	0.85	0.02	0.99	0.94	0.78	0.66
Ηλεκτρόδιο 15	0.91	0.01	0.30	0.35	0.47	0.64

Στην συνέχεια κρίθηκε σκόπιμο να εξεταστούν χωριστά οι αποκρίσεις που αντιστοιχούν σε χαμηλόσυχο (LOW) και υψίσυχο (HIGH) σήμα (ορθή και ανάστροφη σειρά απαρίθμησης)

Πίνακας 3.5: Αποτελέσματα του t-test για τα πλάτη κορυφώσεων στην κατηγορία δεδομένων LOW, στη σύγκριση Υγιών-Ατόμων με μαθησιακές Δυσκολίες. Είναι σημειωμένες οι περιοχές στις οποίες παρατηρήθηκε διαφοροποίηση.

Πλάτη κορυφώσεων	P50	N100	P200	N200	P300	P600
Ηλεκτρόδιο 1	0.52	0.00	0.61	0.52	0.85	0.57
Ηλεκτρόδιο 2	0.52	0.00	0.50	0.47	0.32	0.50
Ηλεκτρόδιο 3	0.29	0.01	0.52	0.82	0.38	0.17
Ηλεκτρόδιο 4	0.64	0.02	0.99	0.79	0.98	0.37
Ηλεκτρόδιο 5	0.40	0.00	0.94	0.98	0.80	0.96
Ηλεκτρόδιο 6	0.74	0.02	0.85	0.48	0.98	0.43
Ηλεκτρόδιο 7	0.77	0.02	0.87	0.67	0.60	0.77
Ηλεκτρόδιο 8	0.66	0.06	0.80	0.55	0.76	0.67
Ηλεκτρόδιο 9	0.75	0.26	0.64	0.85	0.94	0.83
Ηλεκτρόδιο 10	0.51	0.10	0.87	0.86	0.86	0.63
Ηλεκτρόδιο 11	0.51	0.01	0.69	0.66	0.92	0.05
Ηλεκτρόδιο 12	0.55	0.06	0.80	0.49	0.66	0.63
Ηλεκτρόδιο 13	0.39	0.04	0.86	0.48	0.33	0.99
Ηλεκτρόδιο 14	0.94	0.16	0.46	0.16	0.91	0.96
Ηλεκτρόδιο 15	0.75	0.01	0.95	0.96	0.72	0.75

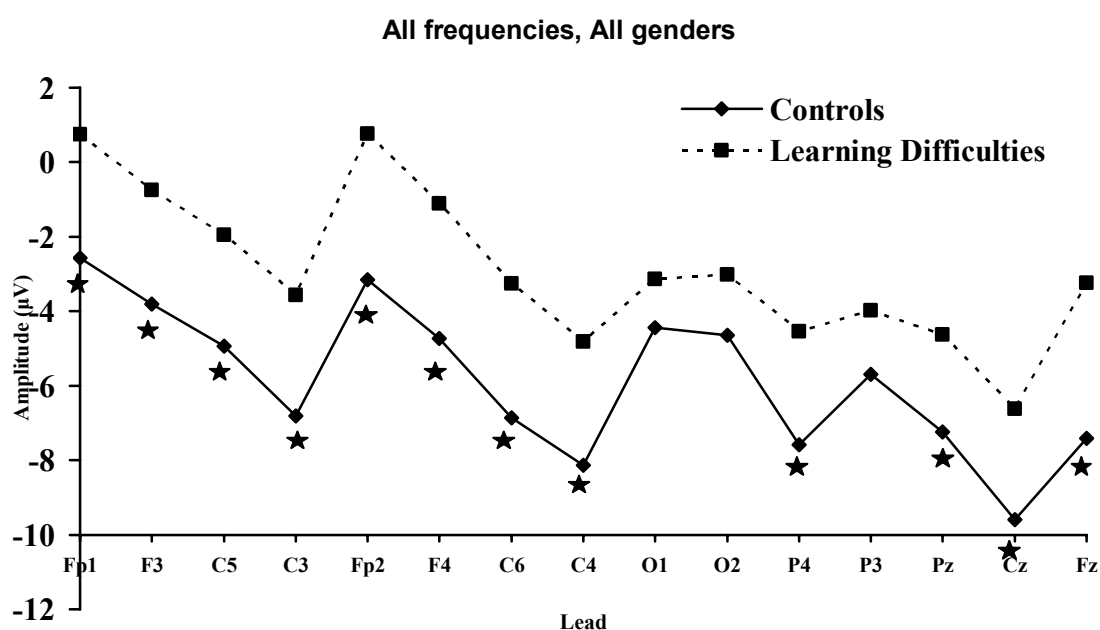
Πίνακας 3.6: Αποτελέσματα του t-test για τα πλάτη κορυφώσεων στην κατηγορία δεδομένων HIGH, στη σύγκριση Υγιών-Ατόμων με μαθησιακές Δυσκολίες. Είναι σημειωμένες οι περιοχές στις οποίες παρατηρήθηκε διαφοροποίηση.

Πλάτη κορυφώσεων	P50	N100	P200	N200	P300	P600
Ηλεκτρόδιο 1	0.81	0.02	0.20	0.35	0.91	0.49
Ηλεκτρόδιο 2	0.98	0.02	0.14	0.20	0.68	0.98
Ηλεκτρόδιο 3	0.90	0.10	0.26	0.29	0.85	0.59
Ηλεκτρόδιο 4	0.40	0.05	0.45	0.36	0.89	0.95
Ηλεκτρόδιο 5	0.65	0.00	0.14	0.13	0.44	0.99
Ηλεκτρόδιο 6	0.97	0.00	0.05	0.07	0.46	0.84
Ηλεκτρόδιο 7	0.94	0.03	0.41	0.27	0.80	0.89
Ηλεκτρόδιο 8	0.52	0.02	0.61	0.33	0.84	0.75
Ηλεκτρόδιο 9	0.55	0.16	0.81	0.67	0.86	0.77
Ηλεκτρόδιο 10	0.75	0.21	0.77	0.82	0.34	0.28
Ηλεκτρόδιο 11	0.72	0.12	0.71	0.28	0.85	0.73
Ηλεκτρόδιο 12	0.98	0.23	0.88	0.22	0.52	0.72
Ηλεκτρόδιο 13	0.31	0.06	0.95	0.34	0.39	0.79
Ηλεκτρόδιο 14	0.91	0.02	0.41	0.28	0.44	0.51
Ηλεκτρόδιο 15	0.86	0.03	0.08	0.18	0.43	0.83

Παρατηρούμε ότι υπάρχουν διαφοροποιήσεις κατά κύριο λόγο στην κορύφωση N100 η οποία και θα εξεταστεί περαιτέρω.

3.6.1 Ανάλυση πλατών της κορύφωσης N100

Τα μέσα πλάτη, λαμβάνοντας και υψίσυχνα και χαμηλόσυχνα σήματα, ως συνάρτηση των ηλεκτροδίων φαίνονται στο σχήμα 3.5.

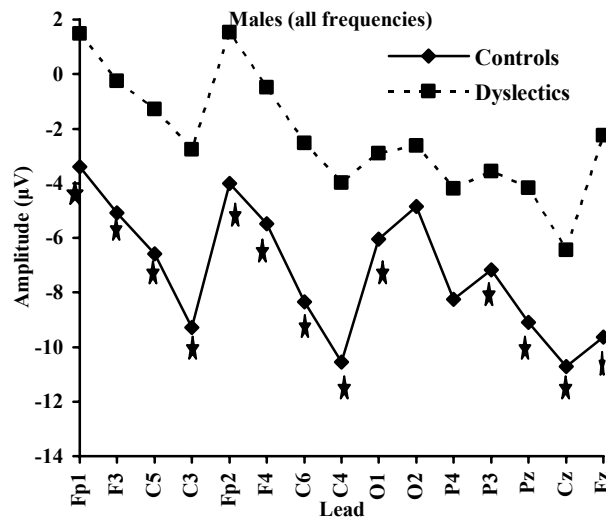


Σχήμα 3. 5: Μέσο πλάτος της κορύφωσης N100 (οι αστερίσκοι δηλώνουν στατιστική διαφορά στο επίπεδο $p=0.05$)

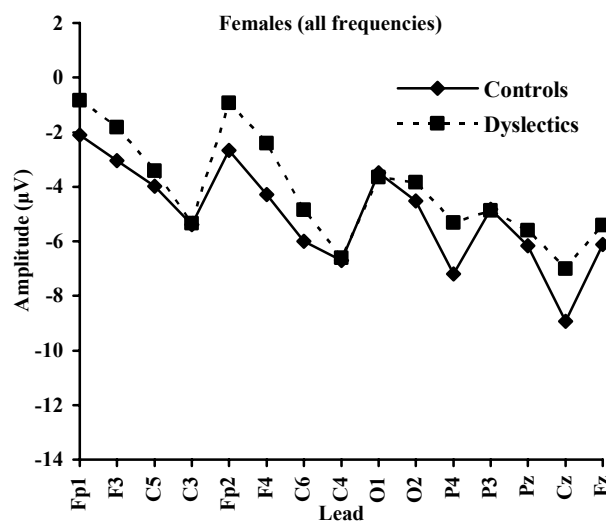
Διαφοροποιήσεις πλατών (independent-samples T-test, $p<0.05$) παρατηρούνται σε όλα τα ηλεκτρόδια εκτός από τα O1, O2, P3. Ειδικά τα O1, O2, που βρίσκονται στο οπίσθιο μέρος του κεφαλιού, γενικά δεν παρουσιάζουν καλή συμπεριφορά λόγω του ότι πιέζονταν από την καρέκλα στο πείραμα. Αυτό φαίνεται εξάλλου γιατί ορίζουν μία ανεξάρτητη ξεχωριστή ομάδα στην ανάλυση κατά παράγοντες (factor analysis) που θα συζητηθεί αργότερα.

Αυτό που παρουσιάζει ενδιαφέρον είναι ότι τα μέσα πλάτη των ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες είναι σε όλα τα ηλεκτρόδια σημαντικά χαμηλότερα σε σχέση με αυτά των υγιών. Αυτό έχει βαρύνουσα σημασία αν αναλογιστεί κανείς ότι η κορυφή N100 θεωρείται ο δείκτης της επιλεκτικής προσοχής.

Αν η ανάλυση γίνει ξεχωριστά σε υψισυχνα και χαμηλόσυχνα σήματα δεν παρατηρούνται σημαντικές αποκλίσεις από το παραπάνω σχήμα για αυτό και δεν παρουσιάζονται. Αντίθετα, ενδιαφέρον έχει η ανάλυση αν γίνει ξεχωριστά για αγόρια και κορίτσια. Τα αποτελέσματα φαίνονται στο σχήμα 3.6



(α)



(β)

Σχήμα 3. 6: Μέσο πλάτος της κορύφωσης N100 για (α) αγόρια και (β) κορίτσια

Από τα σχήματα παρατηρείται ότι τα αγόρια παρουσιάζουν διαφορές μεταξύ τους κατά την σύγκριση στις κατηγορίες υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες ενώ τα κορίτσια δεν παρουσιάζουν καμία. Τα κορίτσια με μαθησιακές δυσκολίες παρουσιάζουν «φυσιολογικά» πλάτη. Άρα η όλη διαφορά στα μέσα πλάτη της κορύφωσης N100 φαίνεται ότι προέρχεται από τα αγόρια.

3.7 Ανάλυση χρονικών καθυστερήσεων

Χρονική καθυστέρηση όπως έχει οριστεί προηγούμενα είναι το χρονικό διάστημα παρατήρησης του εγκεφαλικού σήματος μετά από το εκλυτικό ερέθισμα. Οι p-values για τις χρονικές καθυστερήσεις στην σύγκριση (t-test) μεταξύ υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες για όλα τα σήματα και ξεχωριστά για υψίσουχα και χαμηλόσουχα φαίνονται στους πίνακες 3.7,3.8,3.9.

Πίνακας 3.7: Αποτελέσματα του t-test για τις καθυστερήσεις κορυφώσεων, στη σύγκριση Υγιών-Ατόμων με μαθησιακές Δυσκολίες. Είναι σημειωμένες οι περιοχές στις οποίες παρατηρήθηκε διαφοροποίηση.

Χρονικές καθυστερήσεις	P50	N100	P200	N200	P300	P600
Ηλεκτρόδιο 1	0.01	0.81	0.09	0.03	0.38	0.89
Ηλεκτρόδιο 2	0.01	0.57	0.16	0.09	0.62	0.90
Ηλεκτρόδιο 3	0.23	0.69	0.01	0.23	0.39	0.12
Ηλεκτρόδιο 4	0.28	0.41	0.46	0.05	0.26	0.08
Ηλεκτρόδιο 5	0.00	0.79	0.37	0.05	0.51	0.86
Ηλεκτρόδιο 6	0.01	0.28	0.23	0.06	0.35	0.31
Ηλεκτρόδιο 7	0.16	0.19	0.72	0.11	0.30	0.33
Ηλεκτρόδιο 8	0.29	0.18	0.13	0.16	0.99	0.51
Ηλεκτρόδιο 9	0.75	0.66	0.78	0.52	0.72	0.33
Ηλεκτρόδιο 10	0.79	0.88	0.25	0.27	0.31	0.63
Ηλεκτρόδιο 11	0.99	0.00	0.95	0.11	0.68	0.05
Ηλεκτρόδιο 12	0.29	0.58	0.13	0.16	0.55	0.04
Ηλεκτρόδιο 13	0.23	0.33	0.01	0.02	0.23	0.13
Ηλεκτρόδιο 14	0.51	0.25	0.08	0.41	0.87	0.84
Ηλεκτρόδιο 15	0.09	0.48	0.05	0.04	0.45	0.90

Πίνακας 3.8: Αποτελέσματα του t-test για τις καθυστερήσεις κορυφώσεων στη κατηγορία δεδομένων LOW, στη σύγκριση Υγιών-Ατόμων με μαθησιακές Δυσκολίες. Είναι σημειωμένες οι περιοχές στις οποίες παρατηρήθηκε διαφοροποίηση.

Χρονικές καθυστερήσεις	P50	N100	P200	N200	P300	P600
Ηλεκτρόδιο 1	0.01	0.67	0.11	0.09	0.85	0.42
Ηλεκτρόδιο 2	0.05	0.93	0.17	0.12	0.33	0.28
Ηλεκτρόδιο 3	0.18	0.93	0.18	0.47	0.30	0.08
Ηλεκτρόδιο 4	0.19	0.71	0.24	0.19	0.41	0.20
Ηλεκτρόδιο 5	0.04	0.82	0.17	0.06	0.06	0.37
Ηλεκτρόδιο 6	0.03	0.87	0.04	0.57	0.24	0.13
Ηλεκτρόδιο 7	0.13	0.92	0.71	0.59	0.10	0.19
Ηλεκτρόδιο 8	0.17	0.60	0.83	0.41	0.54	0.36
Ηλεκτρόδιο 9	0.22	0.36	0.45	0.73	0.90	0.15
Ηλεκτρόδιο 10	0.37	0.76	0.83	0.46	0.23	0.92
Ηλεκτρόδιο 11	0.72	0.42	0.30	0.33	0.08	0.06
Ηλεκτρόδιο 12	0.34	0.60	0.02	0.51	0.61	0.12
Ηλεκτρόδιο 13	0.86	0.53	0.11	0.60	0.83	0.47
Ηλεκτρόδιο 14	0.61	0.83	0.15	0.80	0.38	0.93
Ηλεκτρόδιο 15	0.07	0.38	0.35	0.55	0.41	0.54

Πίνακας 3.9: Αποτελέσματα του t-test για τις καθυστερήσεις κορυφώσεων στην κατηγορία δεδομένων HIGH, στη σύγκριση Υγιών-Ατόμων με μαθησιακές Δυσκολίες. Είναι σημειωμένες οι περιοχές στις οποίες παρατηρήθηκε διαφοροποίηση.

Χρονικές καθυστερήσεις	P50	N100	P200	N200	P300	P600
Ηλεκτρόδιο 1	0.11	0.20	0.04	0.04	0.44	0.99
Ηλεκτρόδιο 2	0.12	0.31	0.46	0.02	0.51	0.56
Ηλεκτρόδιο 3	0.68	0.89	0.05	0.32	0.88	0.60
Ηλεκτρόδιο 4	0.17	0.32	0.24	0.04	0.72	0.74
Ηλεκτρόδιο 5	0.10	0.42	0.81	0.89	0.66	0.75
Ηλεκτρόδιο 6	0.22	0.19	0.66	0.41	0.35	0.93
Ηλεκτρόδιο 7	0.59	0.73	0.77	0.33	0.25	0.18
Ηλεκτρόδιο 8	0.87	0.03	0.90	0.19	0.56	0.60
Ηλεκτρόδιο 9	0.92	0.63	0.55	0.65	0.67	0.46
Ηλεκτρόδιο 10	0.35	0.55	0.02	0.36	0.83	0.38
Ηλεκτρόδιο 11	0.61	0.56	0.37	0.17	0.49	0.91
Ηλεκτρόδιο 12	0.24	0.30	0.13	0.08	0.73	0.62
Ηλεκτρόδιο 13	0.92	0.30	0.22	0.12	0.96	0.87
Ηλεκτρόδιο 14	0.62	0.05	0.38	0.42	0.72	0.29
Ηλεκτρόδιο 15	0.96	0.64	0.35	0.06	0.32	0.64

Από τους πίνακες παρατηρούμε ότι παρουσιάζονται διαφοροποιήσεις στις κορυφώσεις P50, N100, P200, N200. Επειδή η χρονική καθυστέρηση της κορύφωσης P50 παρουσιάζει τις εντονότερες διαφοροποιήσεις αλλά και επειδή διάφορες αναφορές [6] στην διεθνή βιβλιογραφία την θεωρούν ως την ακούσια απαντητικότητα (responsiveness) του εγκεφάλου που έχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον για τις μαθησιακές δυσκολίες, θα εξεταστεί περαιτέρω παρακάτω.

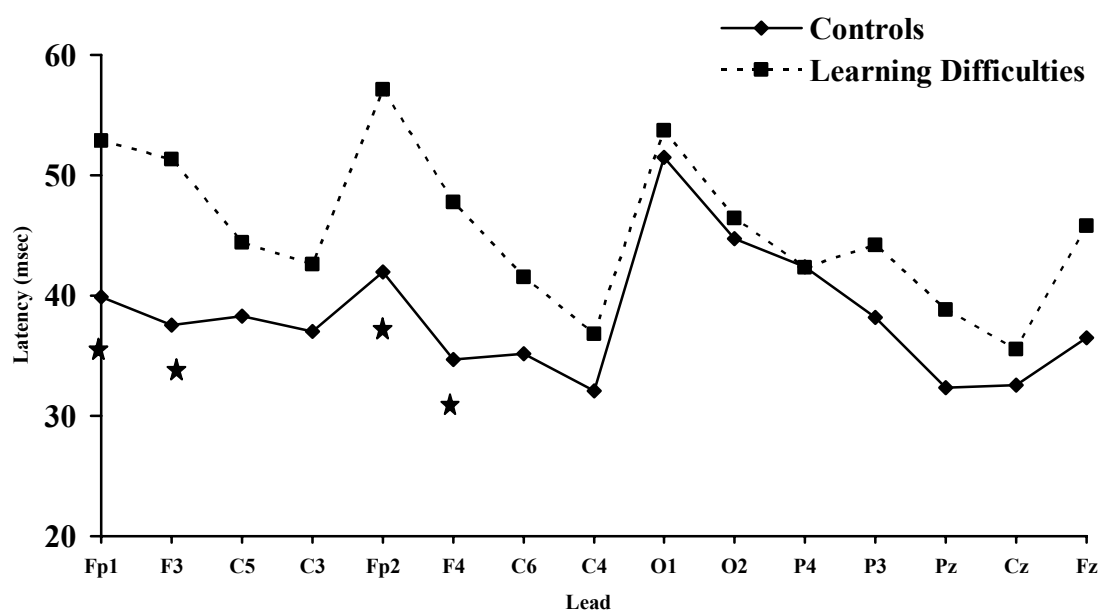
3.7.1 Ανάλυση χρονικής καθυστέρησης P50

Πολλοί επιστήμονες ισχυρίζονται ότι η θεμελιώδης αδυναμία σε συγκεκριμένες γλωσσικές διεργασίες που συσχετίζονται με μαθησιακές δυσκολίες είναι ο περιορισμός στην ικανότητα του εγκεφάλου (brain's capacity) [7] να επεξεργάζεται γρήγορα πληροφορίες της γλωσσικής λειτουργικής (βραχυπρόθεσμης) μνήμης (working memory) [8]. Οι σύγχρονες νευροψυχολογικές τάσεις ορίζουν τη λειτουργική μνήμη ως την ικανότητα να κρατούνται πληροφορίες σε ανάκληση, ανάλογα με τις ανάγκες, για έναν επικείμενο τρέχοντα στόχο [9]. Ψυχοφυσιολογικές έρευνες αναφέρουν ότι η κορύφωση P50 των προκλητών ακουστικών δυναμικών (25-75msec μετά το ερέθισμα)

αντανακλά την συγχρονισμένη απόκριση του φλοιώδους θαλάμου (thalamocortical) [10][11]

Επίσης, η κορύφωση P50 έχει πολλά κοινά με την λειτουργική μνήμη επειδή αφενός μεν η P50 είναι μέρος του γ ρυθμού του εγκεφαλογραφήματος [12]. Αφετέρου ο γ ρυθμός θεωρείται το αποτύπωμα των συγχρονισμένων φλοιωδών νευρωνικών δικτύων που σχετίζονται με την λειτουργική μνήμη. Σε μία έρευνα [13] η χρονική καθυστέρηση του P50 ήταν σημαντικώς μεγαλύτερη σε ηλικιωμένους ανθρώπους με προβλήματα ανάγνωσης σε σχέση με φυσιολογικά άτομα, υπονοώντας ότι αυτή η επιμήκυνση θα μπορούσε να αντανακλά διαταραγμένη ακουστική ικανότητα για τους ηλικιωμένους [13].

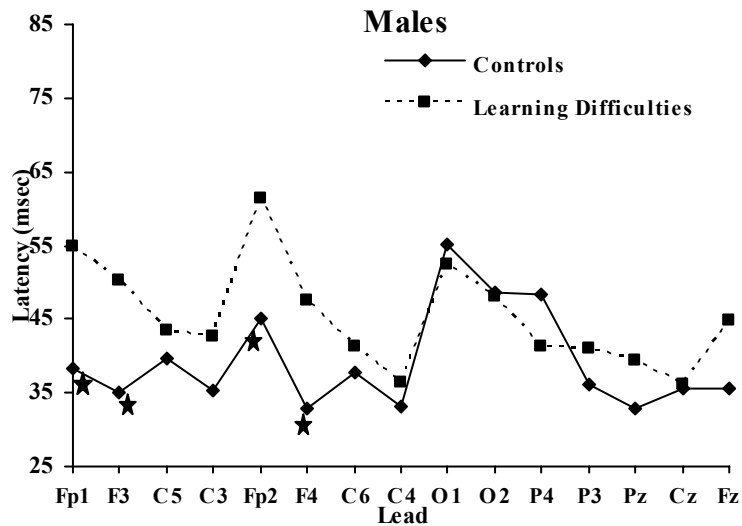
Ο έλεγχος των μέσων χρονικών καθυστερήσεων (t-test) για τις δύο ομάδες (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες) έδωσε τα αποτελέσματα του σχήματος 3.7.



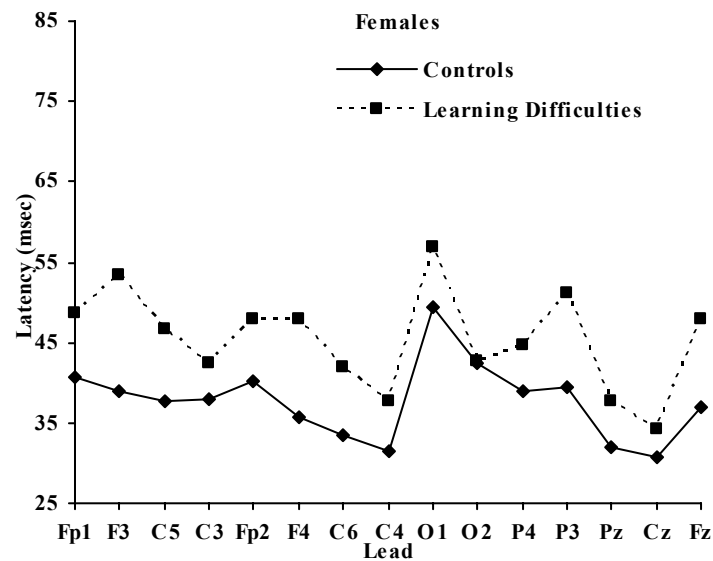
Σχήμα 3. 7: Μέση χρονική καθυστέρηση της κορύφωσης P50 (οι αστερίσκοι δηλώνουν στατιστική διαφορά στο επίπεδο $p=0.05$)

Από το σχήμα παρατηρούμε ότι οι μέσες χρονικές καθυστερήσεις των ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες είναι σε όλα τα ηλεκτρόδια μεγαλύτερες σε σχέση με αυτές των υγιών. Δηλαδή φαίνεται ότι ο εγκέφαλος των ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες ανταποκρίνεται πιο αργά γεγονός που επιβεβαιώνει την γενική διαίσθηση. Επίσης, στατιστικές διαφορές παρατηρούνται στα ηλεκτρόδια Fp1, Fp2, F3, F4 που βρίσκονται όλα στον μετωπιαίο λοβό (πρόσθιο μέρος του εγκεφάλου).

Αν η σύγκριση γίνει ξεχωριστά για αγόρια και κορίτσια, όπως προηγουμένως, έχουμε τα αποτελέσματα των σχημάτων 3.8.



(α)



(β)

Σχήμα 3. 8: Μέση χρονική καθυστέρηση της κορύφωσης P50 για (α) αγόρια και (β) κορίτσια

Πάλι παρατηρείται ότι οι διαφορές των μέσων χρονικών καθυστερήσεων προέρχεται από τα αγόρια αφού τα κορίτσια δεν παρουσιάζουν διαφορές.

3.8 Παράμετροι Φύλου – Χρησιμοποιούμενου χεριού

Κρίθηκε σκόπιμο να εξεταστούν για τις συγκεκριμένες κορυφώσεις οι παράμετροι φύλο και χρησιμοποιούμενο, για τις οποίες υπάρχει έντονη συζήτηση ότι σχετίζονται με τις μαθησιακές δυσκολίες. Αρχικά οι συγκεκριμένες παράμετροι θα εξεταστούν σε σχέση με το δείγμα που πραγματοποίησε τις εξετάσεις. Δηλαδή θα εξεταστεί κατά πόσο η τάση που υπάρχει στο δείγμα μπορεί να γενικευτεί στον γενικό πληθυσμό. Αυτό θα γίνει με την βοήθεια του τεστ X^2

3.8.1 Το τεστ X^2

Το τεστ X^2 ελέγχει αν δύο διαφορετικά δείγματα (στην συγκεκριμένη περίπτωση ανθρώπων) είναι ή όχι αρκετά διαφορετικά σε κάποια χαρακτηριστικά τους (ποιοτικές μεταβλητές) που μπορούμε να γενικεύσουμε από τα δείγματά μας ότι οι πληθυσμοί από τους οποίους τα δείγματά μας προέρχονται είναι επίσης διαφορετικοί στα χαρακτηριστικά αυτά. Βασικά, το τεστ X^2 συγκρίνει τις πραγματικές παρατηρηθείσες συχνότητες κάποιου φαινομένου (στο δείγμα μας) με τις συχνότητες που θα αναμέναμε εάν δεν υπήρξε καμία σχέση μεταξύ των δύο μεταβλητών στο συνολικό πληθυσμό. Δηλαδή το τεστ X^2 ελέγχει τα πραγματικά αποτελέσματά μας σε σχέση με την μηδενική υπόθεση και αξιολογεί εάν τα πραγματικά αποτελέσματα είναι αρκετά διαφορετικά ώστε να υπερνικήσουν μια ορισμένη πιθανότητα ότι οφείλονται στο λάθος δειγματοληψίας.

Σύγκριση δύο ποιοτικών μεταβλητών σε δύο ανεξάρτητα δείγματα

Για να μελετήσουμε την ύπαρξη σχέσης ανάμεσα σε δύο ποιοτικές μεταβλητές, χρησιμοποιούμε το X^2 . test. Για παράδειγμα, έστω ότι θέλουμε να ελέγξουμε αν υπάρχει σχέση ανάμεσα στο φύλο και τις μαθησιακές δυσκολίες.

Μηδενική υπόθεση: οι παρατηρηθείσες συχνότητες είναι ίσες με τις αναμενόμενες συχνότητες (δεν υπάρχει σχέση ανάμεσα στις δύο μεταβλητές)

Εναλλακτική υπόθεση: παρατηρηθείσες συχνότητες και οι αναμενόμενες συχνότητες διαφέρουν (υπάρχει σχέση).

όπου

αναμενόμενες συχνότητες:

$E = \text{οριζόντιο σύνολο μεταβλητών} * \text{κάθετο σύνολο μεταβλητών} / \text{γενικό σύνολο}$

Προϋποθέσεις εφαρμογής του X^2 test.

1. Όλες οι αναμενόμενες συχνότητες πρέπει να είναι > 1
2. Οι περισσότερες (80%) συχνότητες να είναι > 5

Με την βοήθεια του στατιστικού πακέτου SPSS δημιουργήθηκε ο πίνακας 3.10 από τα δεδομένα μας. Όλες οι προϋποθέσεις του X^2 τεστ ικανοποιούνται.

Πίνακας 3.10: Τέστ X^2 για την αλληλεπίδραση φύλου και ομάδας (υγείας, άτομα με μαθησιακές δυσκολίες)

Group * Sex Crosstabulation

			Sex		Total
			Male	Female	
Group	Controls	Count	7	12	19
		Expected Count	11.0	8.0	19.0
		% within Group	36.8%	63.2%	100.0%
		% of Total	12.3%	21.1%	33.3%
	Dyslexics	Count	26	12	38
		Expected Count	22.0	16.0	38.0
		% within Group	68.4%	31.6%	100.0%
		% of Total	45.6%	21.1%	66.7%
Total		Count	33	24	57
		Expected Count	33.0	24.0	57.0
		% within Group	57.9%	42.1%	100.0%
		% of Total	57.9%	42.1%	100.0%

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	5.182 ^b	1	.023		
Continuity Correction ^a	3.967	1	.046		
Likelihood Ratio	5.186	1	.023		
Fisher's Exact Test				.045	.023
Linear-by-Linear Association	5.091	1	.024		
N of Valid Cases	57				

a. Computed only for a 2x2 table

b. 0 cells (.0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 8.00.

Από αυτό το tέστ παρατηρούμε ότι υπάρχει σχέση (X^2 test, p-value 0.023) μεταξύ φύλου και ομάδας (μαθησιακές δυσκολίες, υγιείς). Δηλαδή τα αγόρια έχουν μεγαλύτερη τάση για μαθησιακές δυσκολίες σε σχέση με τα κορίτσια.

Η ίδια διαδικασία ακολουθείται για το χρησιμοποιούμενο χέρι των μαρτύρων.

Πίνακας 3.11: Τέστ X^2 για την αλληλεπίδραση χρησιμοποιούμενου χεριού και ομάδας (υγιείς, άτομα με μαθησιακές δυσκολίες)

Group * Handedness Crosstabulation

			Handedness		Total
			Right	Left	
Group	Controls	Count	18	1	19
		Expected Count	16.0	3.0	19.0
	Dyslexics	Count	30	8	38
		Expected Count	32.0	6.0	38.0
Total		Count	48	9	57
		Expected Count	48.0	9.0	57.0

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	2.375(b)	1	.123		
Continuity Correction(a)	1.336	1	.248		
Likelihood Ratio	2.774	1	.096		
Fisher's Exact Test				.247	.121
Linear-by-Linear Association	2.333	1	.127		
N of Valid Cases	57				

a Computed only for a 2x2 table

b 1 cells (25.0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 3.00.

Στην συγκεκριμένη περίπτωση οι προϋποθέσεις του X^2 τεστ δεν ικανοποιούνται αφού 25% των συχνοτήτων είναι μικρότερες του 5. Είναι χαρακτηριστικό ότι από τους υγιείς μάρτυρες υπήρχε μόνο 1 αριστερόχειρο άτομο. Αν αναλογιστεί όμως κανείς ότι οι αριστερόχειρες αποτελούν περίπου το 20% του συνολικού πληθυσμού μπορεί να καταλάβει ότι η κατανομή του δείγματος δείχνει ότι οι αριστερόχειρες έχουν μεγαλύτερη τάση προς δυσλεξία.

3.9 Συμπεράσματα

Από την αρχική αποτίμηση των δεδομένων παρατηρήσαμε ότι κατά την στατιστική ανάλυση των πλατών στις διάφορες κορυφώσεις στατιστικά σημαντικές διαφορές παρατηρούνται στο πλάτος της κορύφωσης N100. Μάλιστα σε αυτή την κορύφωση υπάρχουν διαφορές στα 12 από τα 15 ηλεκτρόδια. Το ενδιαφέρον είναι ότι δεν παρατηρούνται πουθενά αλλού διαφορές όσον αφορά τα πλάτη παρά μόνο σε αυτή την κορύφωση. Η συγκεκριμένη κορύφωση έχει ιατρικό ενδιαφέρον αφού θεωρείται ο δείκτης επιλεκτικής προσοχής που είναι πολύ σημαντικός παράγοντας στην περίπτωση των μαθησιακών δυσκολιών. Εξετάζοντας περισσότερο την κορύφωση N100 παρατηρεί κανείς ότι τα μέσα πλάτη των ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες είναι σε όλα τα ηλεκτρόδια σημαντικά χαμηλότερα σε σχέση με αυτά των υγιών. Ακόμα περισσότερο αν διαχωρίσει κανείς τις εξεταζόμενες ομάδες (υγείς, μαθησιακές δυσκολίες) και σε φύλο (αγόρια, κορίτσια) τότε παρατηρείται ότι τα αγόρια έχουν έντονες διαφορές στη σύγκριση μεταξύ υγιών και μαθησιακών δυσκολιών ενώ τα κορίτσια δεν έχουν. Δηλαδή φαίνεται ότι οι διαφορές μεταξύ υγιών και μη δημιουργούνται μόνο από τα αγόρια και όχι από τα κορίτσια.

Από την ανάλυση των χρονικών καθυστερήσεων, παρατηρούνται εντονότερες διαφορές μεταξύ των ομάδων (υγείς, μαθησιακές δυσκολίες) κατά το διάστημα της κορύφωσης P50. Μάλιστα αυτό παρατηρείται μόνο στα συνολικά και στα χαμηλόσυχνα ερεθίσματα και καθόλου στα υψίσυχνα. Η κορύφωση P50 θεωρείται ο δείκτης των προσυνειδητών πτυχών προσοχής δηλαδή η πρώτη κορύφωση που έχει στοιχεία ακούσιας απαντητικότητας του εγκεφάλου. Αυτό που έχει εξαιρετική σημασία από το πείραμα είναι ότι οι εξεταζόμενοι με μαθησιακές δυσκολίες είχαν στην εν λόγω κορύφωση σε όλα τα ηλεκτρόδια καθυστερημένη απόκριση σε σχέση με τους υγείς. Σε 3 ηλεκτρόδια μάλιστα παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές. Επίσης αρκετά ενδιαφέρον είναι τα ηλεκτρόδια αυτά βρίσκονται στο πρόσθιο μέρος του κεφαλιού που θεωρείται υπεύθυνο για την νόηση. Και σε αυτή την περίπτωση τα αγόρια είναι που παρουσιάζουν τις διαφορές μεταξύ των ομάδων και όχι τα κορίτσια.

Τέλος θεωρήθηκε σκόπιμο να εξεταστούν οι παράμετροι χέρι γραψίματος παράλληλα με το φύλο. Από την ανάλυση προέκυψε ότι η πιο πιθανή κατηγορία για ανάπτυξη μαθησιακών δυσκολιών είναι τα αριστερόχειρα αγόρια. Μάλιστα είναι μία ένδειξη που φαίνεται να έχει στατιστική σημασία σε σχέση με τον γενικό πληθυσμό και τις αναμενόμενες πληθυσμιακές τιμές. Δυστυχώς λόγω του ότι δεν υπήρχαν επαρκή

δεδομένα για όλες τις κατηγορίες δεν μπορεί να εξαχθεί κάποιο ασφαλές συμπέρασμα, όμως σίγουρα διαφαίνεται η τάση που με επάρκεια δεδομένων σε μεταγενέστερη έρευνα θα μπορούσε να αποδειχθεί.

Βιβλιογραφία

- [1] McGillem C.D. and Aunon J., Analysis of event-related potentials, *Methods of Analysis of Brain Electrical and Magnetic Signals*, A.S. Gevins and A. Remond, Eds., Elsevier, Amsterdam, 1987
- [2] D. Wechsler *Manual for the Wechsler Adult Intelligence Scale*, New York Psychological Corporation, 1995.
- [3] Zar JH. *Biostatistical Analysis*, Fourth edition, New Jersey: Prentice Hall, 1999: 122-129.
- [4] Daniel WD. *Biostatistics: A Foundation for Analysis in the Health Sciences*, Sixth Edition, New York: Wiley, 1995: 591-598.
- [5] Levene H. In Olkin et al editors. *Contributions to Probability and Statistics: Essays in Honor of Harold Hotelling*: Stanford University Press, 1960: 278-292.
- [6] C. Papageorgiou, D. Anagnostopoulos, G. A. Giannakakis, K. Sakelariou, N. Tsiapas, P. Paraskevopoulou, K. S. Nikita, A. Rabavilas, C. Soldatos, Pre-attentive deficits in developmental disorders of scholastic skills , *Neuroreport*. 16(16):1829-1832, November, 2005.
- [7] Miller GA. The magical number seven, plus or minus two: some limits on our capacity for processing information. *Psychol Rev* 1956;63:81–97.
- [8] Montgomery JW. Working memory and comprehension in children with specific language impairment: what we know so far. *J Commun Disord* 2003; 36:221–231.
- [9] Baddeley A. Recent developments in working memory. *Curr Opin Neurobiol* 1998; 8:234–238.
- [10] Clementz BA, Blumenfeld LD, Cobb S. The gamma band response may account for poor P50 suppression in schizophrenia. *Neuroreport* 1997; 8:3889–3893.
- [11] Zouridakis G, Boutros NN, Jansen BH. A fuzzy clustering approach to study the auditory P50 component in schizophrenia. *Psychiatry Res* 1997;69:169–181.
- [12] Clementz BA, Blumenfeld LD, Cobb S. The gamma band response may account for poor P50 suppression in schizophrenia. *Neuroreport* 1997; 8:3889–3893.
- [13] Byring R, Jarvilehto T. Auditory and visual evoked potentials of schoolboys with spelling disabilities. *Dev Med Child Neurol* 1985; 27:141–148.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΑΠΟΔΟΣΗ ΤΕΣΤ

4.1 Απόδοση

Μία σημαντική παράμετρος που εισάγεται για τους εξεταζόμενους είναι η απόδοση τους στο πείραμα στο οποίο εξετάστηκαν. Η απόδοση τους είναι το πόσο εύστοχα ανταποκρίθηκαν στην ανάκληση των αριθμών και στις προϋποθέσεις του πειράματος. Μάρτυρες που είχαν (1) προϋπάρχουσα νευρολογική ασθένεια, (2) ιστορικό τραυματισμού κεφαλιού, (3) προβλήματα ακοής (4) διαταραχή διάσπασης της προσοχής και υπερκινητικό σύνδρομο εξαιρέθηκαν από την εξέταση. Για όλους τους συμμετέχοντες εφαρμόστηκε το τεστ του Wechsler (digit span Wechsler Auditory test) το οποίο αναλύθηκε στο κλινικό πρωτόκολλο του κεφαλαίου 2 [1][2].

4.2 Δείκτες Απόδοσης

4.2.1 IQ (Δείκτης Νοημοσύνης)

Ο πιο δημοφιλής δείκτης απόδοσης είναι το τεστ IQ (Intelligence Quotient). Το IQ των μαρτύρων προέκυψε από την κλίμακα του Wechsler για παιδιά (Wechsler Intelligence Scale for Children – 3rd Edition (WISC-III)) [3]. Η αξιολόγηση της εκπαιδευτικής επίτευξης (δείκτη νοημοσύνης) περιέλαβε ανάγνωση, κατανόηση, ορθογραφία και αριθμητική δυνατότητα. Καθώς και μια τυποποιημένη εξέταση χρησιμοποίησης της ελληνικής γλώσσας [4]. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.1

Πίνακας 4.1: Ο δείκτης IQ των εξεταζόμενων (NULL τιμές έχουν όσοι εξεταζόμενοι δεν έκαναν το IQ τεστ)

IQ	
Υγιείς	Μαθησιακές Δυσκολίες
NULL	98
105	80
105	80
82	80
95	92
90	84
NULL	120
108	92
81	85
95	93
95	81
90	84
NULL	82
NULL	89
88	80
98	102
110	92
80	110
82	106
	80
	87
	71
	99
	83
	108
	80
	112
	85
	80
	NULL
	103
	80
	105
	NULL
	103
	89
	81
	NULL

Δεν παρατηρήθηκαν διαφορές μεταξύ των ομάδων υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες κατά την σύγκριση του δείκτη IQ (μαθησιακές δυσκολίες $90,74 \pm 11,86$, υγιείς $93,60 \pm 10,11$, $p=0,420$).

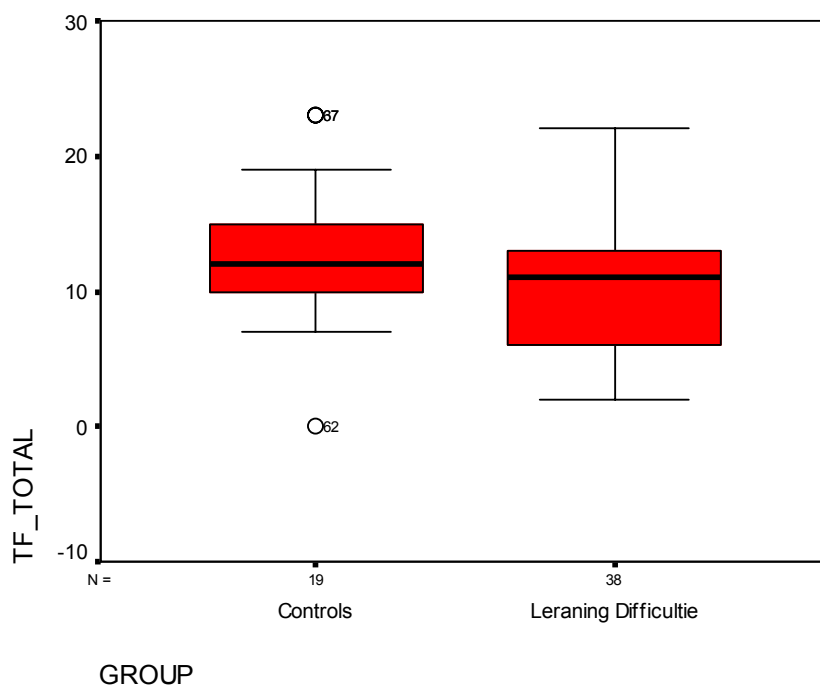
4.2.2 Συνολικός Δείκτης Απόδοσης

Ο δείκτης αυτός υιοθετήθηκε από την ομάδα που έκανε το πείραμα. Ο Συνολικός Δείκτης Απόδοσης (ΣΔΑ) ή αλλιώς απόδοση μνήμης (memory performance) είναι το άθροισμα των Επιμέρους Δεικτών Απόδοσης (ΕΔΑ) κάθε ερώτησης. Ο ΕΔΑ δίνεται από τον τύπο

$$ΕΔΑ = \begin{cases} 1, & \text{αν είναι σωστοί οι αριθμοί και στη σωστή σειρά} \\ 0, & \text{διαφορετικά} \end{cases}$$

Αρχικά ελέγχουμε κατά πόσο τα δεδομένα ικανοποιούν την προϋπόθεση για κανονικότητα με το test Kolmogorov-Smirnov, οπότε παρατηρούμε ότι ακολουθούν την κανονική κατανομή ($Z=0,988$).

Επίσης ελέγχθηκε η περίπτωση ακραίων τιμών στους υγιείς με βάση τις απόλυτα ορθές απαντήσεις. Πολύ χαμηλές τιμές απόδοσης δεν οφείλονται σε παθολογικό φαινόμενο αλλά θα μπορούσαν να αποδοθούν σε άλλους παράγοντες, π.χ. άγχος.



Σχήμα 4. 1: Διάγραμμα ελέγχου ακραίων τιμών στα δεδομένα

Στο διάγραμμά, το παραλληλόγραμμα περιέχει το μεσαίο 50% των δεδομένων. Η ανώτερη άκρη (άρθρωση) του παραλληλόγραμμου δείχνει το 75% εκατοστημόριο του συνόλου δεδομένων, και η χαμηλότερη άρθρωση δείχνει το 25% εκατοστημόριο. Το εύρος των δύο τεταρτημορίων είναι γνωστό ως inter-quartile εύρος. Η έντονη γραμμή στο παραλληλόγραμμα δείχνει τη διάμεσο των δεδομένων. Οι άκρες των κάθετων

γραμμών (απολήξεις) δείχνουν τις ελάχιστες και μέγιστες τιμές στοιχείων, εκτός αν αυτά επεκτείνονται περισσότερο από 1,5 φορές του inter-quartile εύρους. Τα σημεία έξω από τις απολήξεις είναι ακραίες τιμές.

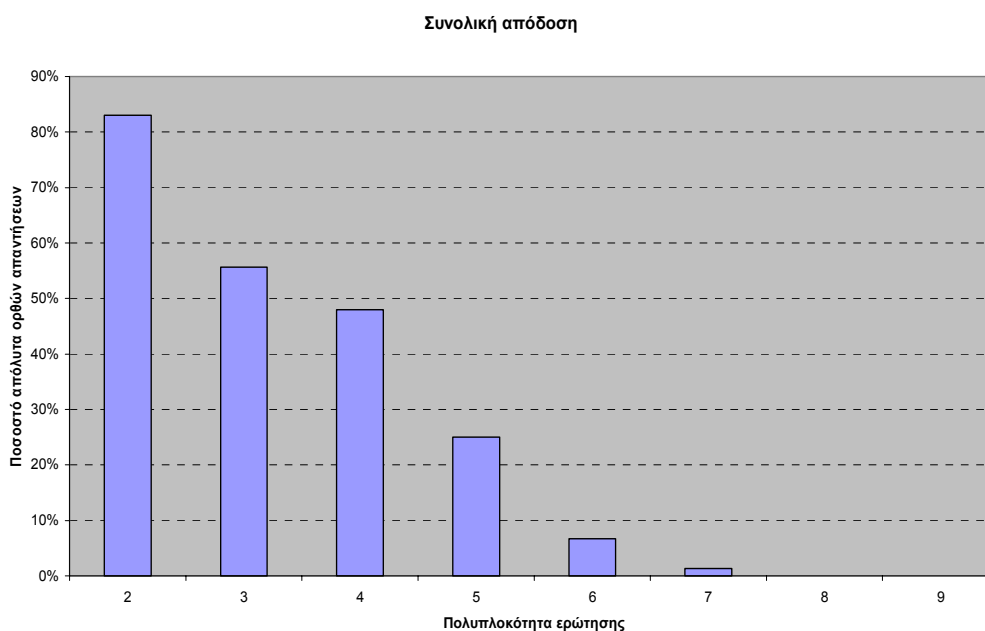
Από το σχήμα 4.1 λοιπόν παρατηρούμε ότι το άτομο με κωδικό 62 δεν έδωσε καμία σωστή απάντηση αν και ήταν υγιής. Η ακραία αυτή τιμή θα αφαιρεθεί από την ανάλυση.

Στην συνέχεια υπολογίστηκε το ποσοστό των ΕΔΑ για τις διάφορες πολυπλοκότητες ερωτήσεων. Το ποσοστό αυτό προκύπτει ως το πηλίκο των ΕΔΑ προς τον συνολικό αριθμό ερωτήσεων για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης. Έτσι προέκυψε ο παρακάτω πίνακας για όλα τα άτομα πλην αυτού που αφαιρέθηκε.

Πίνακας 4.2: Συνολικό ποσοστό ΕΔΑ συμμετεχόντων στο πείραμα για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης

Πολυπλοκότητα Ερώτησης	Συνολικό ποσοστό ΕΔΑ (%)
2	83.0%
3	55.7%
4	48.0%
5	25.0%
6	6.7%
7	1.3%
8	0.0%
9	0.0%

Τα αποτελέσματα του πίνακα 4.2 φαίνονται διαγραμματικά στο σχήμα 4.2



Σχήμα 4. 2: Ραβδόγραμμα συνολικών ποσοστών ΕΔΑ για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης

Παρατηρούμε ότι υπάρχει μία απότομη μείωση του συνολικού ποσοστού ΕΔΑ μετά από την ερώτηση πολυπλοκότητας 4 αριθμών. Δηλαδή οι εξεταζόμενοι δείχνουν να αρχίζουν να δυσκολεύονται όταν η πολυπλοκότητα της ερώτησης φτάνει το πλήθος των 4 αριθμών.

Στην συνέχεια θα διαχωριστούν οι ομάδες υγιών και παιδιών με μαθησιακές δυσκολίες και θα υπολογιστεί το ποσοστό με τον ίδιο ακριβώς τρόπο για υψίσυχνα, χαμηλόσυχνα και για όλα τα ερεθίσματα. Προκύπτουν οι πίνακες 4.3, 4.4, 4.5

Πίνακας 4.3: Ποσοστό ΕΔΑ ερεθισμάτων όλων των συχνοτήτων ανά πολυπλοκότητα ερώτησης και ομάδα (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες)

Όλες οι συχνότητες						
Πολυπλοκότητα ερώτησης	Ποσοστό ΕΔΑ για υγιείς			Ποσοστό ΕΔΑ για μαθησιακές δυσκολίες		
	ΕΔΑ	Συνολικές ερωτήσεις	Ποσοστό ΕΔΑ	ΕΔΑ	Συνολικές ερωτήσεις	Ποσοστό ΕΔΑ
2	32	36	88.9%	61	76	80.3%
3	63	108	58.3%	124	228	54.4%
4	84	144	58.3%	131	304	43.1%
5	38	144	26.4%	74	304	24.3%
6	15	144	10.4%	15	304	4.9%
7	4	144	2.8%	2	304	0.7%
8	0	144	0.0%	0	304	0.0%
9	0	72	0.0%	0	152	0.0%

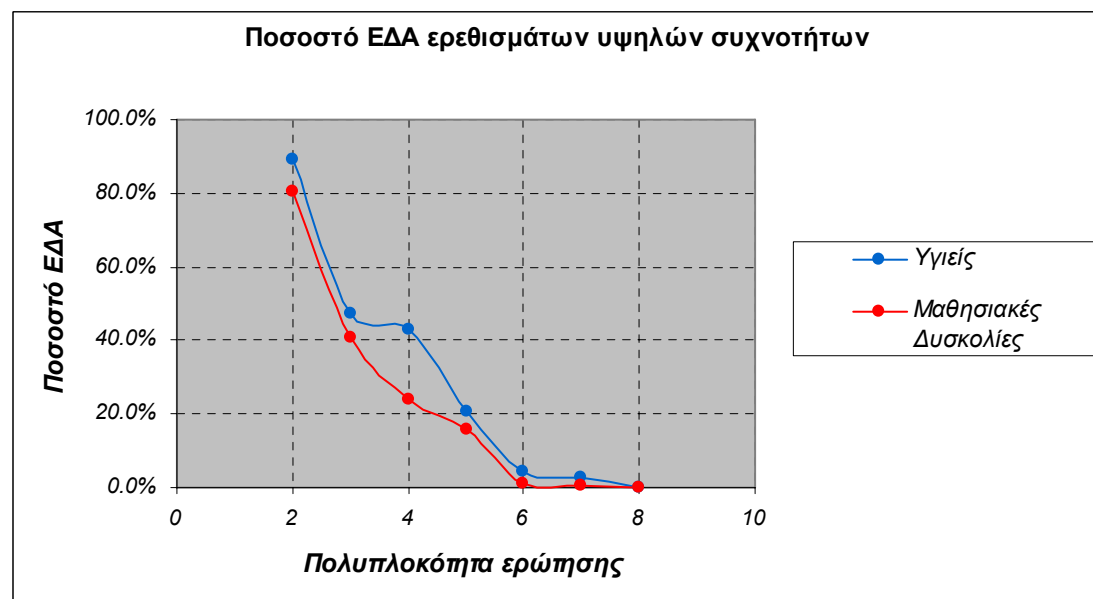
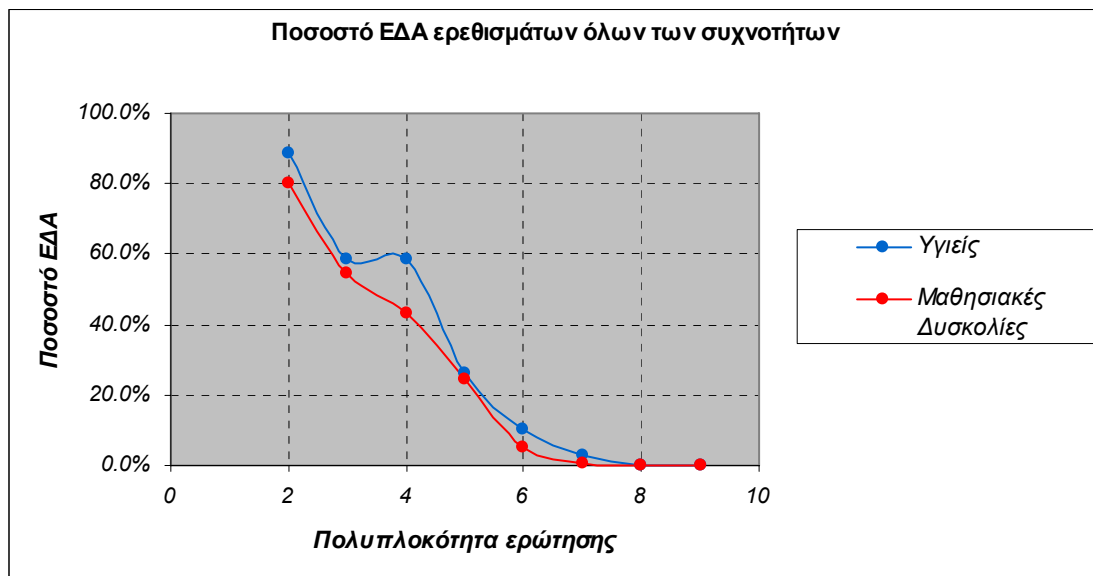
Πίνακας 4.4: Ποσοστό ΕΔΑ ερεθισμάτων υψηλών συχνοτήτων ανά πολυπλοκότητα ερώτησης και ομάδα (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες)

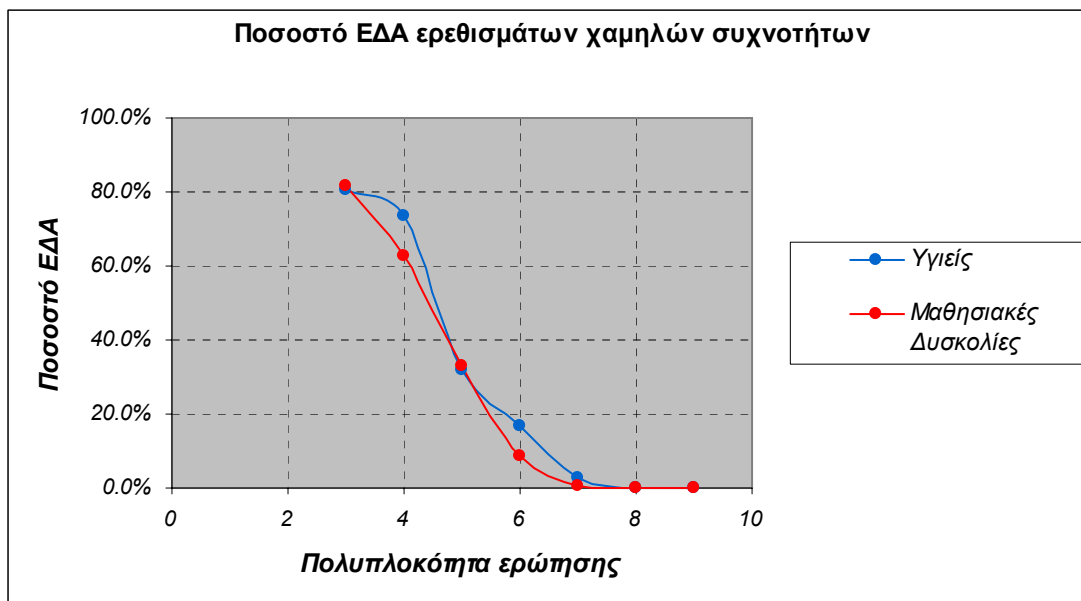
Υψηλές συχνότητες						
Πολυπλοκότητα ερώτησης	Ποσοστό ΕΔΑ για υγιείς			Ποσοστό ΕΔΑ για μαθησιακές δυσκολίες		
	ΕΔΑ	Συνολικές ερωτήσεις	Ποσοστό ΕΔΑ	ΕΔΑ	Συνολικές ερωτήσεις	Ποσοστό ΕΔΑ
2	32	36	88.9%	61	76	80.3%
3	34	72	47.2%	62	152	40.8%
4	31	72	43.1%	36	152	23.7%
5	15	72	20.8%	24	152	15.8%
6	3	72	4.2%	2	152	1.3%
7	2	72	2.8%	1	152	0.7%
8	0	72	0.0%	0	152	0.0%
9						

Πίνακας 4.5: Ποσοστό ΕΔΑ ερεθισμάτων χαμηλών συχνοτήτων ανά πολυπλοκότητα ερώτησης και ομάδα (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες)

Χαμηλές συχνότητες						
Πολυπλοκότητα ερώτησης	Ποσοστό ΕΔΑ για υγιείς			Ποσοστό ΕΔΑ για μαθησιακές δυσκολίες		
	ΕΔΑ	Συνολικές ερωτήσεις	Ποσοστό ΕΔΑ	ΕΔΑ	Συνολικές ερωτήσεις	Ποσοστό ΕΔΑ
2						
3	29	36	80.6%	62	76	81.6%
4	53	72	73.6%	95	152	62.5%
5	23	72	31.9%	50	152	32.9%
6	12	72	16.7%	13	152	8.6%
7	2	72	2.8%	1	152	0.7%
8	0	72	0.0%	0	152	0.0%
9	0	72	0.0%	0	152	0.0%

Για καλύτερη εποπτεία τα αποτελέσματα των πινάκων 4.3-4.5 παρουσιάζονται στο σχήμα 4.3





Σχήμα 4. 3: Διαγράμματα ποσοστών ΕΔΑ για (α) όλες, (β) υψηλές, (γ) χαμηλές συχνότητες ερεθίσματος

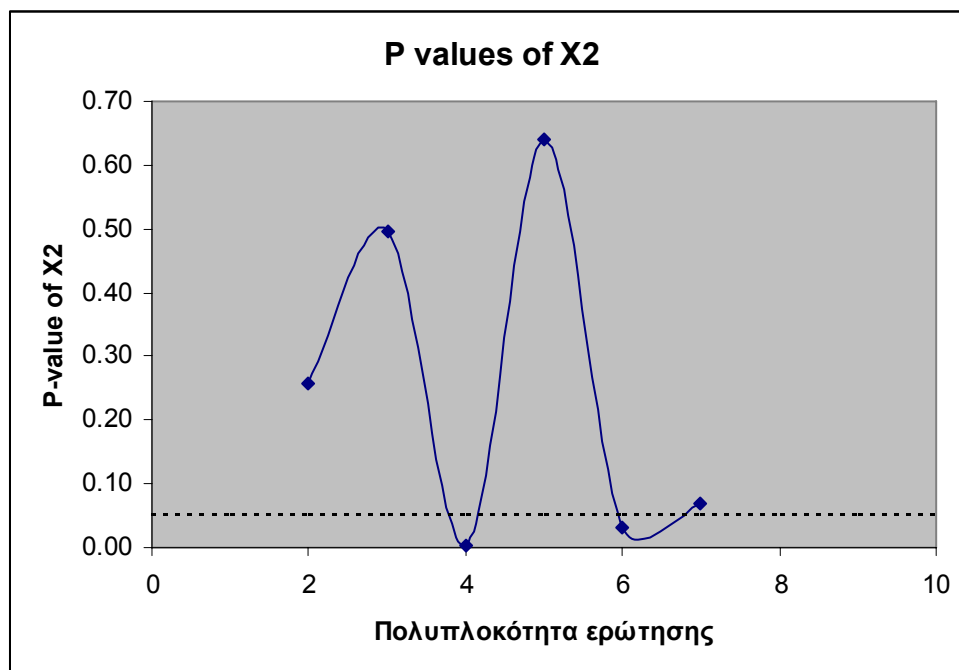
Παρατηρούμε μία εμφανή διαφοροποίηση των δύο ομάδων (υγιών και ατομών με μαθησιακές δυσκολίες) στο ποσοστό ΕΔΑ για πολυπλοκότητα ερώτησης 4 η οποία παρατηρείται όμως μόνο για υψίσυχνα ερεθίσματα και ερεθίσματα με όλες τις συχνότητες. Η οπτική αυτή παρατήρηση θα πρέπει να θεμελιωθεί και μαθηματικά.

Έτσι, για να βρούμε αν οι δύο ομάδες διαφοροποιούνται όσον αφορά το χαρακτηριστικό ΕΔΑ θα εφαρμόσουμε το χ^2 τεστ (chi-square test). Εδώ δεν θα χρησιμοποιηθεί ποσοστό αλλά οι απόλυτα ορθές απαντήσεις γιατί κάτι τέτοιο δεν ενδείκνυται για ανάλυση χ^2 . Ο πίνακας αλληλεπίδρασης ΕΔΑ και ομάδας (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες) για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης και τα αποτελέσματα του τεστ χ^2 παρουσιάζεται στο παράρτημα ΙΙ. Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα των p-values για το τεστ χ^2 για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης φαίνονται στον πίνακα 4.6

Πίνακας 4.6: P-values για το τεστ χ^2 για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης

Πολυπλοκότητα ερώτησης	p-value
2	0.256
3	0.496
4	0.003
5	0.640
6	0.030
7	0.068
8	-
9	-

Παρατηρούμε ότι οι ομάδες διαφοροποιούνται σημαντικά για πολυπλοκότητα ερώτησης 4 ($p=0.003$) και 6 ($p=0.03$) όπως παρουσιάζεται στο σχήμα 4.4.

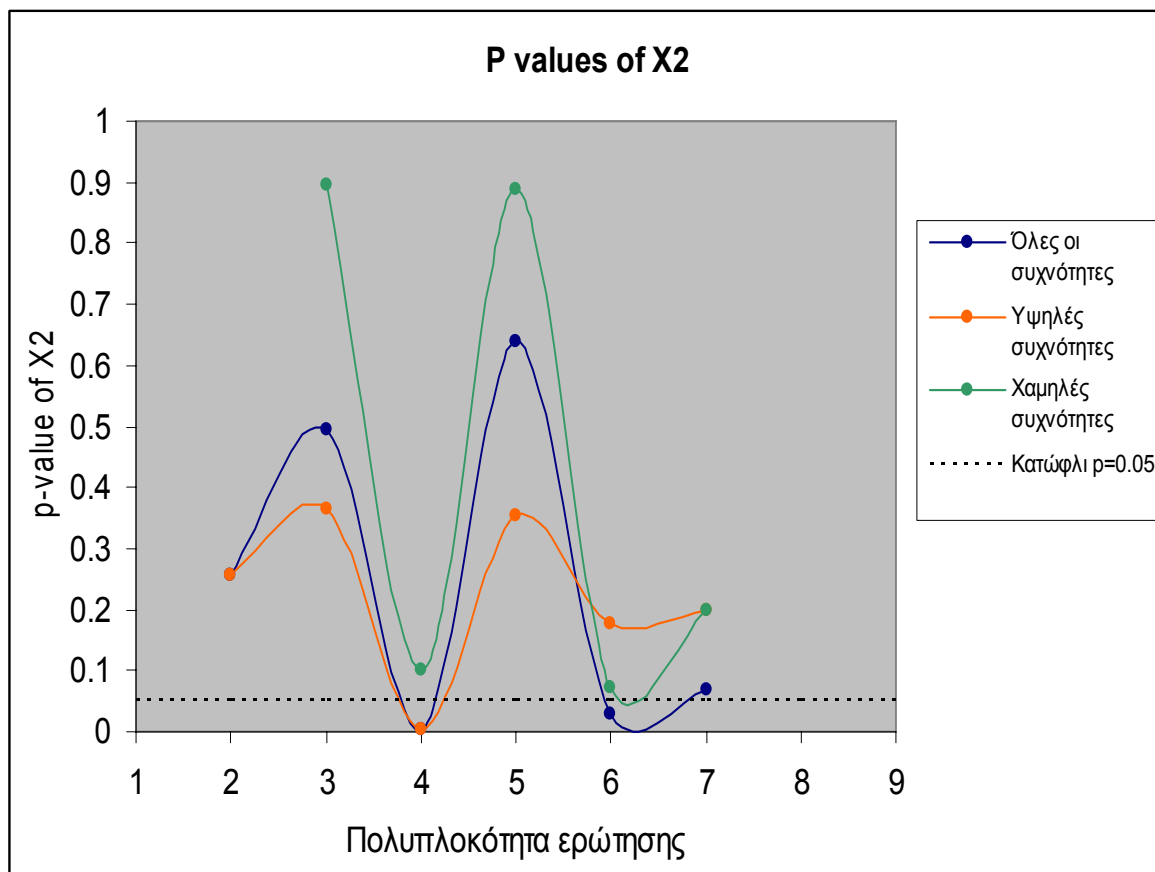


Σχήμα 4. 4: Οι p-values κατά το X^2 τεστ μεταξύ των δύο ομάδων (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες) για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης. Με στιγμένη γραμμή παρουσιάζεται το κατώφλι ($p=0.05$) στατιστικής διαφοροποίησης.

Αντίστοιχα για υψηλή και χαμηλή συχνότητα ερεθίσματος έχουμε τον πίνακα 4.6β

Πίνακας 4.6β: P-values για το τεστ X^2 για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης για όλες, για υψηλές και για χαμηλές συχνότητες ερεθίσματος

Πολυπλοκότητα	p-values		
	Όλες	Υψηλή	Χαμηλή
2	0.256	0.256	-
3	0.496	0.364	0.897
4	0.003	0.003	0.101
5	0.640	0.353	0.887
6	0.030	0.177	0.072
7	0.068	0.197	0.197
8	-	-	-
9	-	-	-



Σχήμα 4. 5: Οι p-values κατά το X^2 τεστ μεταξύ των δύο ομάδων (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες) για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης και για κάθε συχνότητα. Με στιγματισμένη γραμμή παρουσιάζεται το κατώφλι ($p=0.05$) στατιστικής διαφοροποίησης

Παρατηρούμε ότι για τις χαμηλές συχνότητες εξαλείφεται η διαφοροποίηση των ομάδων κατά X^2 όσον αφορά το χαρακτηριστικό ΕΔΑ. Δηλαδή τα παιδιά με μαθησιακές δυσκολίες παρουσιάζουν μεγαλύτερη αδυναμία να απομνημονεύσουν τους αριθμούς με ανάστροφη σειρά.

Η απόδοση μνήμης βρέθηκε για να είναι σημαντικά μεγαλύτερη για την ομάδα των υγιών απ' ότι για την ομάδα με μαθησιακές δυσκολίες (55.1 ± 11.2 εναντίον 39.8 ± 13.9 , $p < 0.01$). Είναι ενδιαφέρον ότι η απόδοση μνήμης συσχετίζεται σημαντικά με τις τιμές πλάτους για ερεθίσματα χαμηλής συχνότητας, αλλά όχι με τις τιμές πλάτους για τα ερεθίσματα υψηλής συχνότητας ή με τις τιμές χρονικής καθυστέρησης για τα ερεθίσματα όλων των συχνοτήτων (πίνακας 4.7).

Πίνακας 4.7: Συντελεστές συσχέτισης Pearson μεταξύ της απόδοσης μνήμης και των τιμών ερεθισμάτων υψηλής και χαμηλής συχνότητας πλατών και χρονικών καθυστερήσεων.

Ηλεκτρ όδιο	πλάτη		χρονικές καθυστερήσεις	
	Low	High	Low	High
Fp1	-0.272*	0.027	-0.168	-0.036
F3	-0.445**	-0.124	-0.096	0.011
C5	-0.332*	-0.148	-0.088	-0.097
C3	-0.317*	-0.089	0.069	-0.155
Fp2	-0.431**	-0.085	-0.030	-0.180
F4	-0.404**	-0.182	-0.106	-0.008
C6	-0.334*	-0.054	-0.053	0.101
C4	-0.319*	0.028	-0.068	0.212
O1	-0.109	0.004	-0.017	0.040
O2	-0.145	0.269*	-0.056	0.119
P4	-0.354**	-0.012	0.021	0.082
P3	-0.202	0.067	0.135	-0.024
Pz	-0.314*	0.222	0.184	-0.109
Cz	-0.394**	-0.232	0.015	0.089
Fz	-0.271*	-0.100	-0.034	0.027

Οι συσχετίσεις έχουν αρνητικό πρόσημο, το οποίο σημαίνει ότι οι υψηλότερες τιμές πλάτους P50 συνδέονται με χαμηλότερη απόδοση μνήμης. Η ανάλυση οπισθοδρόμησης (regression analysis) δείχνει ότι η απόδοση μνήμης συνδέεται περισσότερο με το πλάτος χαμηλής συχνότητας του ηλεκτροδίου F3. Τα παραπάνω αποτελέσματα παραμένουν ουσιαστικά τα ίδια ακόμα κι αν η συνολική απόδοση μνήμης αντικαθίσταται από την απόδοση μνήμης είτε των τόνων υψηλής συχνότητας είτε χαμηλής συχνότητας.

Χρησιμοποιώντας μονομεταβλητό γραμμικό μοντέλο και ορίζοντας την απόδοση μνήμης ως εξαρτώμενη μεταβλητή, την ομάδα ως παράγοντα μεταξύ των ομάδων και την τιμή πλάτους χαμηλής συχνότητας του ηλεκτροδίου F3 ως συμμεταβλητή αποκαλύπτεται ότι και η ομάδα και οι τιμές πλάτους του P50 έχουν επίδραση στην απόδοση μνήμης. Τελικά τα πλάτη P50 χαμηλής συχνότητας συσχετίζονται αρνητικά με την ηλικία σχεδόν σε όλα τα ηλεκτρόδια, ενώ οι χρονικές καθυστερήσεις χαμηλής συχνότητας P50 για την ομάδα με μαθησιακές δυσκολίες στα ηλεκτρόδια F3 και Fz συσχετίζονται αρνητικά με το δείκτη νοημοσύνης (πίνακας 4.8).

Πίνακας 4.8: Συντελεστές συσχέτισης Pearson μεταξύ πλατών χαμηλής συχνότητας - ηλικίας και μεταξύ πλατών χαμηλής συχνότητας – IQ.

Ηλεκτρόδιο	Πλάτος P50 με ηλικία	Πλάτος P50 με IQ
Fp1	-0.243	-0.289
F3	-0.411**	-0.408*
C5	-0.427**	-0.341
C3	-0.412**	-0.197
Fp2	-0.358**	-0.153
F4	-0.339**	-0.305
C6	-0.435**	-0.290
C4	-0.489**	-0.128
O1	-0.464**	-0.292
O2	-0.476**	-0.042
P4	-0.383**	-0.052
P3	-0.255	-0.287
Pz	-0.294*	-0.069
Cz	-0.441**	-0.169
Fz	-0.370**	-0.410*

Αντίθετα με αυτό που θα προσδοκόταν η απόδοση μνήμης δεν συσχετίζεται ούτε με την ηλικία ούτε με το δείκτη νοημοσύνης.

4.3 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό εξετάζεται η απόδοση των συμμετεχόντων στο πείραμα δηλαδή στο πόσο εύστοχα ανταποκρίθηκαν στην ανάκληση των αριθμών και στις προϋποθέσεις του πειράματος. Για τον λόγο αυτό εξάχθηκαν δύο δείκτες απόδοσης, ο δείκτης IQ και ο συνολικός δείκτης απόδοσης. Ο δείκτης IQ δεν έδειξε διαφοροποιήσεις μεταξύ υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες. Κάτι τέτοιο δεν αντιβαίνει στην γενική αντίληψη ότι τα άτομα με μαθησιακές δυσκολίες έχουν ιδιαίτερη ευφυΐα που αν και δεν εκδηλώνεται στην επίδοση στα μαθήματα μπορεί να εκδηλωθεί σε άλλους τομείς όπως ζωγραφική, μουσική, γεωμετρία. Στην συνέχεια εξετάστηκε ο δείκτης συνολικής απόδοσης που προσαρμόστηκε στο τεστ Wechsler. Αρχικά αναζητήθηκε η ελάχιστη πολυπλοκότητα αριθμών που προκαλούν δυσκολία στην ανάκληση για το σύνολο των εξεταζόμενων παιδιών η οποία βρέθηκε ότι είναι οι 4 αριθμοί. Πέρα από αυτή την πολυπλοκότητα ζητούμενων αριθμών η απόδοση των εξεταζόμενων παιδιών μειώνεται δραματικά στον δείκτη απόδοσης. Στην συνέχεια διαχωρίζονται οι ομάδες (υγείς, άτομα με μαθησιακές δυσκολίες) και αναζητούνται οι

διαφοροποιήσεις στο ποσοστό του επιμέρους δείκτη απόδοσης ανά πολυπλοκότητα ερώτησης. Με την βοήθεια του τεστ X^2 βρέθηκε ότι διαφοροποιήσεις παρατηρούνται στις πολυπλοκότητες 4 και 6 αριθμών. Θεωρήθηκε κατόπιν σκόπιμο να διαχωριστούν οι ερωτήσεις του τεστ σε αυτές που δίνουν χαμηλόσυχο και υψίσυχο σήμα ερεθισμού και ο εξεταζόμενος πρέπει να ανακαλέσει τους αριθμούς με την ορθή ή την αναστροφική σειρά αντίστοιχα. Βάσει αυτού, παρατηρείται ότι για τις χαμηλές συχνότητες εξαλείφεται η διαφοροποίηση των ομάδων κατά X^2 όσον αφορά το χαρακτηριστικό ΕΔΑ. Δηλαδή τα παιδιά με μαθησιακές δυσκολίες παρουσιάζουν μεγαλύτερη αδυναμία να απομνημονεύσουν τους αριθμούς με ανάστροφη σειρά όπως και διαισθητικά φαίνεται λογικό. Η απόδοση μνήμης βρέθηκε για να είναι σημαντικά μεγαλύτερη για την ομάδα των υγιών απ' ότι για την ομάδα με μαθησιακές δυσκολίες. Είναι ενδιαφέρον ότι η απόδοση μνήμης συσχετίζεται σημαντικά με τις τιμές πλάτους για ερεθίσματα χαμηλής συχνότητας, αλλά όχι με τις τιμές πλάτους για τα ερεθίσματα υψηλής συχνότητας ή με τις τιμές χρονικής καθυστέρησης για τα ερεθίσματα όλων των συχνοτήτων. Στην συνέχεια επιδιώχθηκε να συσχετισθούν η απόδοση μνήμης με τα πλάτη και τις χρονικές καθυστερήσεις των τιμών των ερεθισμάτων υψηλής και χαμηλής συχνότητας. Για το P50 που υποδείχθηκε από τους γιατρούς ως η προσφορότερη κορύφωση για ανάλυση, οι συσχετίσεις έχουν αρνητικό πρόσημο, το οποίο σημαίνει ότι οι υψηλότερες τιμές πλάτους P50 και οι μεγαλύτερες χρονικές καθυστερήσεις συνδέονται με χαμηλότερη απόδοση μνήμης. Αντίθετα η απόδοση μνήμης δεν συσχετίζεται ούτε με την ηλικία ούτε με το δείκτη νοημοσύνης.

Βιβλιογραφία

- [1] Wechsler D. Manual for the Wechsler adult intelligence scale. New York: Psychological Corporation, 1955.
- [2] Papageorgiou CC, Nanou ED, Tsiafakis VG, Capsalis CN, Rabavilas AD. Gender related differences on the EEG during a simulated mobile phone signal. Neuroreport. 2004;15(16):2557-60.
- [3] Watkins M.W. & Worrell F.C. (2000) Diagnostic utility of the number of WISC-III subtests deviating from mean performance among students with learning disabilities. Psychology in the Schools, Vol 37(4),303-309.
- [4] Paraskevopoulos I. N. 'Athina" test for diagnosis of learning disabilities. University of Athens, Faculty of Philosophy. Ed. Helleneka Grammata, Athens, 1996 (in Greek)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΤΟ ΠΕΔΙΟ ΧΡΟΝΟΥ – ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

5.1 Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει ανάλυση στο πεδίο χρόνου – συχνότητας με την βοήθεια του μετασχηματισμού Fourier και θα εξεταστεί το φασματικό περιεχόμενο του ΗΕΓ ηρεμίας. Είναι γνωστό ότι στο ΗΕΓ ηρεμίας είναι κυρίαρχοι κάποιοι ρυθμοί που παρατηρούνται σε συγκεκριμένες συχνότητες. Αρχικά θα επιβεβαιωθεί η ύπαρξη αυτών των ρυθμών και στην συνέχεια θα γίνει προσπάθεια σύγκρισης των ενεργειών των ρυθμών αυτών μεταξύ υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες. Από την σύγκριση προέκυψαν διαφορές που παρατηρήθηκαν κατά συντριπτική πλειοψηφία στον ρυθμό α όποτε θεωρήθηκε σκόπιμο να αναλυθεί περισσότερο ο συγκεκριμένος ρυθμός και για την ανάδειξη επιπλέον διαφοροποιήσεων αλλά και τοπολογικής σημασίας.

5.2 Εξέλιξη Μετασχηματισμού Fourier

Πριν από το 1930, για την επίλυση των προβλημάτων της μηχανικής και των άλλων επιστημών, τα βασικά εργαλεία παρείχε η θεωρία του γάλλου μαθηματικού Joseph Fourier (1807) περί ανάλυσης στο πεδίο της συχνότητας. Σύμφωνα με αυτήν, κάθε περιοδική συνάρτηση μπορεί να εκφραστεί ως άπειρο άθροισμα αρμονικών όρων. Πολλά χρόνια αργότερα οι ιδέες του γενικεύτηκαν ώστε να συμπεριλάβουν και μη περιοδικές συναρτήσεις, και με τον νέο αλγόριθμο (1965) που ονομάστηκε Γρήγορος Μετασχηματισμός Fourier (FFT), έγιναν το συνηθέστερο εργαλείο ανάλυσης. Ο Μετασχηματισμός Fourier (FT) αναλύει ένα σήμα σε μιγαδικές εκθετικές συναρτήσεις διαφόρων συχνοτήτων, σύμφωνα με τις ακόλουθες σχέσεις:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot e^{-j2\pi ft} dt$$

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f) \cdot e^{j2\pi ft} df$$

Το σήμα δηλ. $x(t)$ πολλαπλασιάζεται με έναν εκθετικό όρο συχνότητας f και ολοκληρώνεται για όλους τους χρόνους. Αν το αποτέλεσμα της άπειρης άθροισης δίνει μεγάλη τιμή, τότε λέμε ότι το σήμα $x(t)$ έχει μια κύρια φασματική συνιστώσα στη συχνότητα f ή ότι ένα μεγάλο μέρος του σήματος $x(t)$ αποτελείται από τη συχνότητα f . Αν το αποτέλεσμα είναι μηδενικό, τότε το σήμα δεν περιέχει καθόλου τη συχνότητα f .

Καθώς ο εκθετικός όρος μπορεί να γραφεί και ως $\cos(2\pi ft) + j\sin(2\pi ft)$ κάθε περιοδικό σήμα με περίοδο 2π προσεγγίζεται ως γραμμικός συνδυασμός ημιτόνων και συνημιτόνων ως εξής:

$$x(t) = a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos kt + b_k \sin kt)$$

Όπου

$$a_0 = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} x(t) dt$$

$$a_k = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} x(t) \cos ktdt$$

$$b_k = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} x(t) \sin ktdt$$

Από τον τρόπο που γίνεται η άθροιση, φαίνεται ότι σε οποιαδήποτε χρονική στιγμή κι αν εμφανίζεται η συνιστώσα συχνότητας f επηρεάζει το αποτέλεσμα της άπειρης άθροισης με τον ίδιο τρόπο, δηλαδή είτε εμφανιστεί την χρονική στιγμή t_1 είτε την t_2 , θα έχει την ίδια εν τέλει επίδραση στην άθροιση. Η πληροφορία δηλαδή που παίρνουμε είναι εάν υπάρχει στο σήμα μια συγκεκριμένη συχνότητα ή αν δεν υπάρχει.

Από το 1807 και έπειτα, η ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας άρχισε σταδιακά να εμπλουτίζεται με την ιδέα της ανάλυσης κλίμακας, δηλαδή ανάλυσης ενός σήματος $x(t)$ με τη βοήθεια μιας μαθηματικής δομής μεταβλητής κλίμακας. Για πρώτη φορά γίνεται αναφορά στην έννοια κυματίδιο (wavelet) από τον Haar, το 1909. Μία βασική ιδιότητα των συναρτήσεων που χρησιμοποίησε είναι η ιδιότητα τους να μηδενίζονται έξω από ένα πεπερασμένο διάστημα.

Από τη δεκαετία του 1930 έως τη δεκαετία του 1960, αναπτύχθηκε από διάφορες ανεξάρτητα εργαζόμενες ερευνητικές ομάδες, η αναπαράσταση των συναρτήσεων χρησιμοποιώντας βάσεις μεταβλητής κλίμακας. Χρησιμοποιώντας μία τέτοια

συνάρτηση, τη βάση Haar, ο P. Levy μελέτησε την κίνηση Brown θέτοντας τα θεμέλια της σύγχρονης θεωρίας των τυχαίων διαδικασιών. Ανακάλυψε ότι οι βάσεις του Haar είναι καλύτερες από τις βάσεις Brown. Επίσης, κατά την δεκαετία του 1930, οι Littlewood, Paley και Stein, κατά τον υπολογισμό της ενέργειας μιας συνάρτησης $x(t)$ οδηγήθηκαν στον ακόλουθο τύπο:

$$\text{ενέργεια} = \frac{1}{2 \cdot \pi} \int_0^{2\pi} |x(t)|^2 dt$$

Όμως, εξήγαγαν διαφορετικά αποτελέσματα στην περίπτωση που η ενέργεια ήταν κατανομημένη σε μεγαλύτερο διάστημα, πράγμα που προκάλεσε το ενδιαφέρον, καθώς έδειχνε να αντιβαίνει την διατήρηση της ενέργειας. Στη συνέχεια μελέτησαν μία συνάρτηση που μπορούσε να μεταβάλλει την κλίμακά της και ταυτόχρονα να συντηρεί την ενέργεια, κατά τον παραπάνω υπολογισμό, και στην συνέχεια ο Mart την εφάρμοσε στις αρχές της δεκαετίας του 1980 στην ανάπτυξη ενός αλγορίθμου για την επεξεργασία εικόνας.

Από το 1960 έως το 1980 οι Weiss και Coifman μελέτησαν τα απλούστερα στοιχεία ενός συναρτησιακού χώρου, τα άτομα (atoms), με σκοπό να βρουν τα άτομα για μια κοινή συνάρτηση και τους κανόνες που επιτρέπουν την ανακατασκευή όλων των στοιχείων του συναρτησιακού χώρου, χρησιμοποιώντας τα άτομα αυτά. Το 1980, οι Grossman και Morlet αντιμετώπισαν προβλήματα της κβαντικής φυσικής στο πλαίσιο της θεωρίας των κυματιδίων, χρησιμοποιώντας την έννοια των πλαισίων (frames).

5.3 Μετασχηματισμός Fourier Βραχέος Χρόνου

Όπως προαναφέρθηκε, ο μετασχηματισμός Fourier δεν είναι επαρκής σε περίπτωση που η συχνότητα του σήματος μεταβάλλεται με το χρόνο, εάν δηλαδή το σήμα είναι μη στατικό, καθώς η πληροφορία που μας δίνει αναφέρεται στο αν μια συγκεκριμένη συχνότητα υπάρχει ή δεν υπάρχει στο σήμα, κι όχι σε ποια χρονική στιγμή εμφανίζεται. Ο εντοπισμός στο χρόνο μπορεί σε πρώτη προσέγγιση να επιτευχθεί με την τμηματοποίηση του σήματος σε χρονικά εντοπισμένα τμήματα με τη βοήθεια κατάλληλου παραθύρου. Τα τμήματα αυτά είναι τόσο μικρά ώστε να μπορεί να θεωρηθεί σε κάθε ένα από αυτά ότι το σήμα είναι στατικό, και λαμβάνεται ο FT αυτών.

Η τεχνική αποτελεί τον γνωστό Μετασχηματισμό Fourier Βραχέος Χρόνου (STFT) [1] και περιγράφεται από τον τύπο

$$F_x(t, f; w) = \int_{-\infty}^{\infty} x(u)w^*(u-t)e^{-j2\pi fu} du$$

όπου $w(t)$ είναι η εκάστοτε παραθυρική συνάρτηση. Καθώς ο πολλαπλασιασμός με το μικρής διάρκειας παράθυρο $w^*(u-t)$ καταστέλλει το σήμα έξω από τη γειτονία του σημείου ανάλυσης $u=t$, ο STFT είναι ένα ‘τοπικό’ φάσμα του σήματος $x(u)$ γύρω από το t . Το δε πλάτος του STFT, που ονομάζεται και φασματογράμμο (spectrogram), ισούται με:

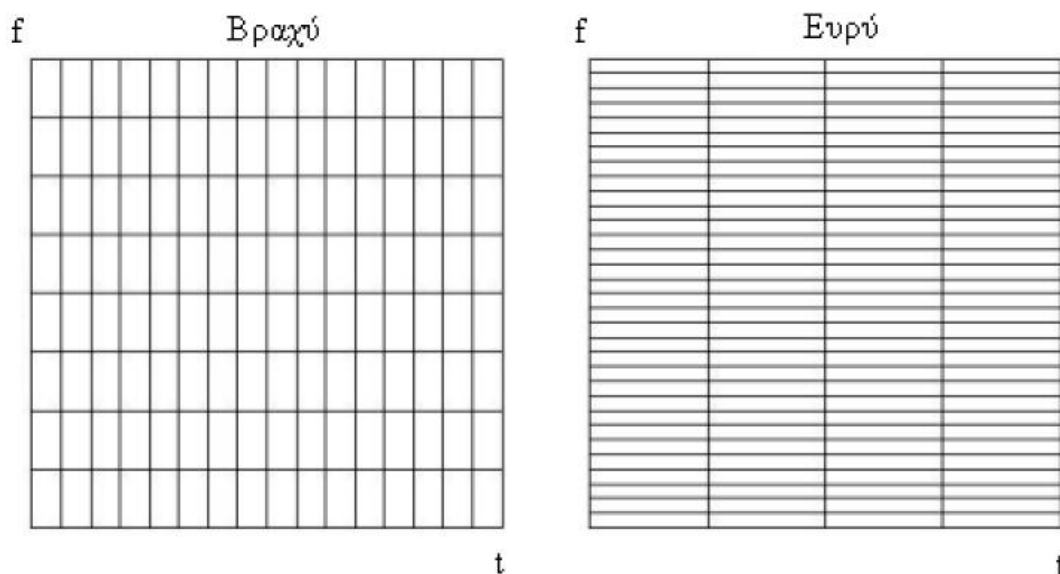
$$S_x(t, f) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} x(u)w^*(u-t)e^{-j2\pi fu} du \right|^2$$

και εκφράζει την πυκνότητα φασματικής ενέργειας του σήματος $x(u)w^*(u-t)$ στο οποίο έχει εφαρμοστεί τοπικά το παράθυρο. Καθώς το παράθυρο w θεωρείται μοναδιαίας ενέργειας, το φασματογράμμο ικανοποιεί τη συνθήκη:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S_x(t, f) dt df = E_x$$

Οπότε το φασματογράμμο είναι πράγματι ένα μέτρο της ενέργειας του σήματος που περιέχεται στο πεδίο συχνότητας-χρόνου με κέντρο το σημείο (t, f) .

Όσο μικρότερο είναι το εύρος του παραθύρου, τόσο ακριβέστερη είναι και η υπόθεση περί στατικότητας του θεωρούμενου τμήματος του σήματος, τόσο βελτιώνεται η χρονική ανάλυση, ενώ τόσο ελαττώνεται η συχνοτική ανάλυση και αντιστρόφως, όπως φαίνεται στο Σχήμα 5.1. Εάν το παράθυρο έχει άπειρο εύρος, τότε προκύπτει ο μετασχηματισμός Fourier, που έχει άριστη συχνοτική αλλά μηδενική χρονική ανάλυση.



Σχήμα 5. 1: Το επίπεδο χρόνου-συχνότητας για βραχύ και ευρύ παράθυρο

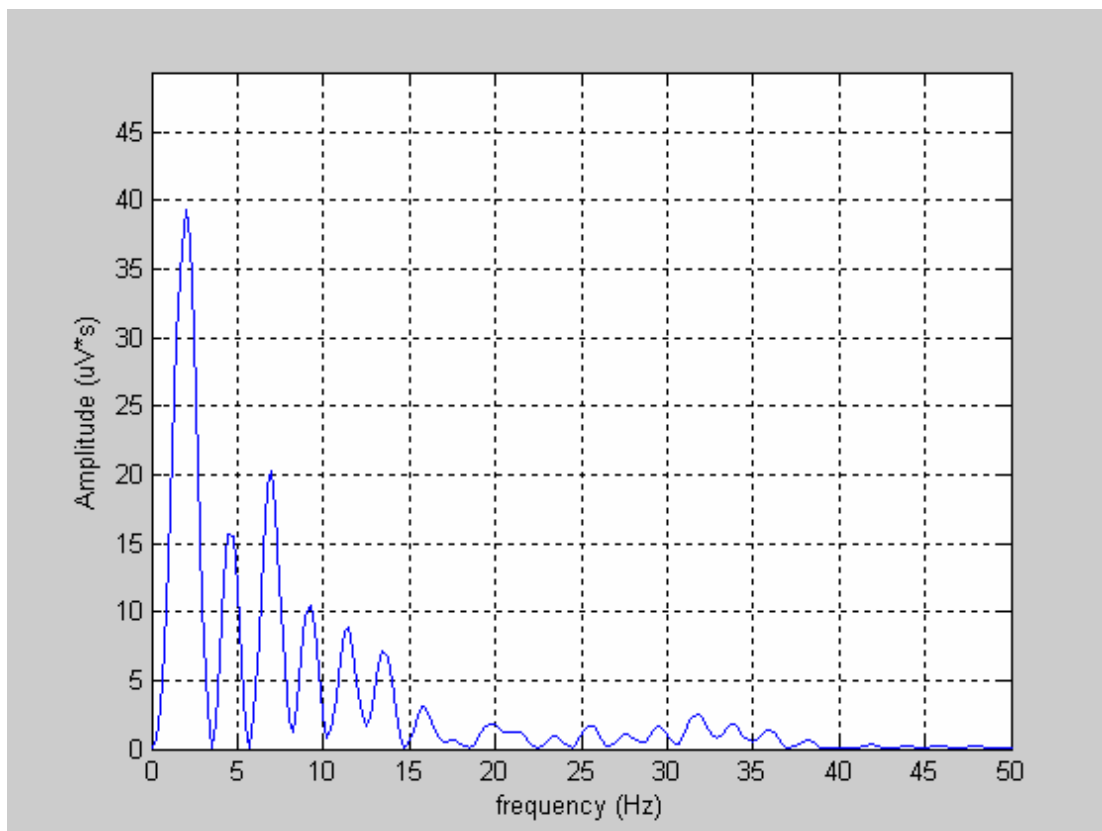
Σύμφωνα με την αρχή της αβεβαιότητας του Heisenberg, δεν είναι δυνατή η ακριβής ταυτόχρονη αναπαράσταση χρόνου- συχνότητας ενός σήματος, δηλ. δεν είναι δυνατή η ακριβής γνώση των φασματικών συνιστωσών του σήματος στις διάφορες χρονικές στιγμές. Αυτό που είναι εφικτό είναι η γνώση των περιοχών συχνοτήτων που υπάρχουν στις αντίστοιχες χρονικές περιοχές.

Σύμφωνα με τα παραπάνω, η επιλογή ενός σταθερού εύρους παραθύρου και η χρήση του καθόλη την ανάλυση δεν είναι η πιο ενδεδειγμένη λύση. Ανάλογα με την εφαρμογή είναι δυνατό να δοθεί έμφαση είτε στην χρονική ανάλυση εις βάρος της συχνοτικής, είτε να ευνοηθεί η συχνοτική ανάλυση εις βάρος της χρονικής. Αν για παράδειγμα οι συχνότητες στο αρχικό σήμα είναι αρκετά διαχωρισμένες η μία από την άλλη, μπορούμε να θέσουμε σε δεύτερη μοίρα τη συχνοτική ανάλυση και να επιδιώξουμε καλύτερη χρονική, καθώς οι φασματικές συνιστώσες είναι ήδη επαρκώς διαχωρισμένες η μία από την άλλη.

Το παραπάνω πρόβλημα υφίσταται ανεξάρτητα από τον χρησιμοποιούμενο μετασχηματισμό, καθώς η αρχή της απροσδιοριστίας έχει καθολική ισχύ: εάν αυξηθεί η χρονική ανάλυση ενός τελεστή, βραχύνοντας τη διάρκεια της κρουστικής του απόκρισης, τότε το εύρος ζώνης του αυξάνει και η συχνοτική του ανάλυση μειώνεται.

5.4 Φασματική Ανάλυση Εγκεφαλογράφηματος

Για το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, η φασματική ανάλυση αποδεικνύει την ύπαρξη ρυθμών, δηλαδή διακριτών περιοχών συχνοτήτων που παρουσιάζουν φασματικό περιεχόμενο. Αυτό μπορεί να φανεί ενδεικτικά και στο παρακάτω σχήμα 5.2



Σχήμα 5. 2: Τυπική φασματική αναπαράσταση σήματος ΗΕΓ όπου φαίνονται οι διακριτές περιοχές συχνοτήτων που αντιστοιχούν στους ρυθμούς.

Οι περιοχές συχνοτήτων των ρυθμών για ευκολία αναπαράγονται στον πίνακα 5.1

Πίνακας 5.1: Ρυθμοί ΗΕΓ

Ρυθμός	Πλάτος (σε μV)	Φασματικό περιεχόμενο (σε Hz)
Δέλτα	έως 100	0-4
Θήτα	<30	4-7
Άλφα	30-50	7-13
Βήτα	<20	13-30

Ο άλφα ρυθμός θα διαχωριστεί σε δύο υποκατηγορίες α-χαμηλό (7-10Hz) και α-υψηλό (10-13Hz). Επίσης, για την ομαδοποίηση των μαρτύρων θα γίνει βάσει της παραμέτρου **διάγνωσης** (υγιής, μονή, διπλή που αναφέρθηκε στο κεφάλαιο 3) μιας και αυτή παρουσιάζει καλύτερα αποτελέσματα σε σχέση με την απλή κατηγοριοποίηση κατά **ομάδα** (υγιής, μαθησιακές δυσκολίες). Η παράμετρος **διάγνωση** διαχωρίζει τους μάρτυρες σε 3 ομάδες, τους υγιείς, αυτούς που έχουν μόνο μία διάγνωση μαθησιακής δυσκολίας και αυτούς που έχουν παραπάνω από μία διάγνωση μαθησιακής δυσκολίας. Η κατανομή του φύλου ανάμεσα στις κατηγορίες διάγνωσης φαίνεται στον πίνακα 5.2.

Πίνακας 5.2: Κατανομή του φύλου στις κατηγορίες διάγνωσης **Y:** υγιής, **Δ1:** F81.0, **Δ2:** F81.0-F81.1 ή F81.0-F81.1-F81.2 ή F81.0-F81.2 ή F81.0-F80.2 ή F81.1-F80.2

		Φύλο		Συνολικά
		Αρσενικό	Θηλυκό	
Διάγνωση	Y	7	12	19
	Δ1	9	4	13
	Δ2	17	8	25
	Συνολικά	33	24	57

Οι ενέργειες των σημάτων θα εξεταστούν στους ρυθμούς αυτούς παράλληλα με την συνολική ενέργεια.

Η ενέργεια του σήματος $x(t), t \in R$ δίνεται από τον τύπο

$$E_x = \int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt = \lim_{T \rightarrow \infty} \int_{-T/2}^{T/2} |x(t)|^2 dt$$

Στην συγκεκριμένη περίπτωση που έχουμε διακριτό σήμα δίνεται από τον τύπο

$$E_x = \sum_{-\infty}^{\infty} |x(n)|^2$$

Για την περίπτωση του EEG ηρεμίας, δηλαδή του σήματος πριν από το εκλυτικό ερέθισμα, η σύγκριση των μ.ο. των ενεργειών για τους συγκεκριμένους ρυθμούς με το τεστ ANOVA έδωσε τα αποτελέσματα του πίνακα 5.3.

Πίνακας 5.3: Οι p-values στη σύγκριση των μ.ο. των ενεργειών μεταξύ 1) των τριών ομάδων διάγνωσης 2) των δύο φύλων 3) της αλληλεπίδρασης μεταξύ φύλου και διάγνωσης βάσει του τεστ ANOVA. Οι περιοχές που παρουσιάζουν διαφοροποίηση φαίνονται με ανοιχτό χρώμα.

Ρυθμοί/Ηλεκτρόδια	Διάγνωση	Φύλο	Διάγνωση*Φύλο
Δ_ηλεκτρόδιο1	0.506	0.817	0.839
Θ_ηλεκτρόδιο1	0.399	0.565	0.852
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο1	0.097	0.322	0.469
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο1	0.175	0.941	0.042
A_ηλεκτρόδιο1	0.148	0.657	0.104
B_ηλεκτρόδιο1	0.118	0.747	0.128
Συνολική_ηλεκτρόδιο1	0.421	0.958	0.673
Δ_ηλεκτρόδιο2	0.773	0.022	0.811
Θ_ηλεκτρόδιο2	0.612	0.081	0.132
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο2	0.343	0.706	0.499
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο2	0.174	0.403	0.016
A_ηλεκτρόδιο2	0.259	0.426	0.036
B_ηλεκτρόδιο2	0.448	0.315	0.357
Συνολική_ηλεκτρόδιο2	0.996	0.021	0.409
Δ_ηλεκτρόδιο3	0.91	0.209	0.848
Θ_ηλεκτρόδιο3	0.699	0.51	0.076
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο3	0.255	0.214	0.226
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο3	0.202	0.374	0.065
A_ηλεκτρόδιο3	0.177	0.242	0.065
B_ηλεκτρόδιο3	0.557	0.276	0.483
Συνολική_ηλεκτρόδιο3	0.883	0.159	0.393
Δ_ηλεκτρόδιο4	0.967	0.352	0.879
Θ_ηλεκτρόδιο4	0.669	0.145	0.083
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο4	0.079	0.156	0.036
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο4	0.062	0.111	0.025
A_ηλεκτρόδιο4	0.05	0.081	0.015
B_ηλεκτρόδιο4	0.362	0.081	0.132
Συνολική_ηλεκτρόδιο4	0.619	0.139	0.288
Δ_ηλεκτρόδιο5	0.72	0.325	0.479
Θ_ηλεκτρόδιο5	0.949	0.247	0.823
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο5	0.521	0.879	0.85
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο5	0.07	0.06	0.004
A_ηλεκτρόδιο5	0.217	0.14	0.021
B_ηλεκτρόδιο5	0.329	0.229	0.303
Συνολική_ηλεκτρόδιο5	0.909	0.21	0.449
Δ_ηλεκτρόδιο6	0.633	0.08	0.981
Θ_ηλεκτρόδιο6	0.92	0.332	0.546
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο6	0.805	0.775	0.317
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο6	0.082	0.101	0.01
A_ηλεκτρόδιο6	0.218	0.184	0.021
B_ηλεκτρόδιο6	0.211	0.24	0.197
Συνολική_ηλεκτρόδιο6	0.952	0.061	0.418
Δ_ηλεκτρόδιο7	0.543	0.16	0.769
Θ_ηλεκτρόδιο7	0.959	0.132	0.217

Συνέχεια πίνακα 5.3

Ρυθμοί/Ηλεκτρόδια	Διάγνωση	Φύλο	Διάγνωση*Φύλο
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο7	0.539	0.681	0.218
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο7	0.565	0.557	0.32
A_ηλεκτρόδιο7	0.611	0.736	0.205
B_ηλεκτρόδιο7	0.325	0.238	0.717
Συνολική_ηλεκτρόδιο7	0.848	0.156	0.879
Δ_ηλεκτρόδιο8	0.994	0.937	0.936
Θ_ηλεκτρόδιο8	0.943	0.685	0.367
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο8	0.338	0.422	0.746
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο8	0.997	0.668	0.853
A_ηλεκτρόδιο8	0.806	0.633	0.742
B_ηλεκτρόδιο8	0.085	0.774	0.662
Συνολική_ηλεκτρόδιο8	0.886	0.971	0.919
Δ_ηλεκτρόδιο9	0.094	0.155	0.908
Θ_ηλεκτρόδιο9	0.518	0.281	0.782
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο9	0.164	0.184	0.019
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο9	0.991	0.704	0.098
A_ηλεκτρόδιο9	0.481	0.502	0.062
B_ηλεκτρόδιο9	0.576	0.998	0.769
Συνολική_ηλεκτρόδιο9	0.261	0.275	0.668
Δ_ηλεκτρόδιο10	0.466	0.628	0.081
Θ_ηλεκτρόδιο10	0.424	0.529	0.132
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο10	0.072	0.107	0.019
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο10	0.197	0.033	0.017
A_ηλεκτρόδιο10	0.127	0.054	0.015
B_ηλεκτρόδιο10	0.378	0.102	0.069
Συνολική_ηλεκτρόδιο10	0.332	0.246	0.048
Δ_ηλεκτρόδιο11	0.816	0.344	0.666
Θ_ηλεκτρόδιο11	0.842	0.784	0.185
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο11	0.607	0.75	0.401
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο11	0.924	0.336	0.293
A_ηλεκτρόδιο11	0.953	0.34	0.245
B_ηλεκτρόδιο11	0.643	0.214	0.566
Συνολική_ηλεκτρόδιο11	0.788	0.287	0.481
Δ_ηλεκτρόδιο12	0.425	0.24	0.503
Θ_ηλεκτρόδιο12	0.593	0.815	0.981
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο12	0.422	0.345	0.137
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο12	0.931	0.698	0.65
A_ηλεκτρόδιο12	0.698	0.459	0.37
B_ηλεκτρόδιο12	0.316	0.641	0.941
Συνολική_ηλεκτρόδιο12	0.396	0.36	0.845
Δ_ηλεκτρόδιο13	0.48	0.101	0.767
Θ_ηλεκτρόδιο13	0.863	0.843	0.866
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο13	0.788	0.072	0.153
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο13	0.215	0.073	0.123
A_ηλεκτρόδιο13	0.341	0.049	0.129
B_ηλεκτρόδιο13	0.774	0.039	0.509
Συνολική_ηλεκτρόδιο13	0.58	0.065	0.853
Δ_ηλεκτρόδιο14	0.822	0.6	0.4
Θ_ηλεκτρόδιο14	0.736	0.624	0.501

Συνέχεια πίνακα 5.3

Ρυθμοί/Ηλεκτρόδια	Διάγνωση	Φύλο	Διάγνωση*Φύλο
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο14	0.75	0.652	0.332
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο14	0.108	0.182	0.039
A_ηλεκτρόδιο14	0.221	0.213	0.056
B_ηλεκτρόδιο14	0.422	0.397	0.451
Συνολική_ηλεκτρόδιο14	0.914	0.359	0.998
Δ_ηλεκτρόδιο15	0.275	0.281	0.703
Θ_ηλεκτρόδιο15	0.415	0.873	0.27
Αχαμηλό_ηλεκτρόδιο15	0.243	0.732	0.172
Αυψηλό_ηλεκτρόδιο15	0.139	0.282	0.003
A_ηλεκτρόδιο15	0.188	0.412	0.004
B_ηλεκτρόδιο15	0.164	0.419	0.642
Συνολική_ηλεκτρόδιο15	0.557	0.276	0.473

Από τον πίνακα αυτό παρατηρούμε ότι στην αλληλεπίδραση διάγνωσης και φύλου διαφοροποιήσεις παρατηρούνται κατά ένα συντριπτικό ποσοστό στον άλφα ρυθμό. Δίνεται έτσι το ερέθισμα ώστε ο άλφα ρυθμός να εξεταστεί περισσότερο.

5.4.1 Ανάλυση του ρυθμού α

Η στατιστική ανάλυση απέδειξε ότι η συνολική ενέργεια του EEG, καθώς επίσης και η ενέργεια στις περιοχές συχνοτήτων των ρυθμών δ, θ και β, δεν εξαρτώνται από κανένα από τους δύο υπό εξέταση παράγοντες (διάγνωση, φύλο), ή την αλληλεπίδρασή τους. Αυτό δεν συμβαίνει στην περίπτωση του α ρυθμού. Η σημαντικότητα της F-value ήταν 0.030 για τον παράγοντα διάγνωσης (d.f.=30, 76) και 0.039 για τον παράγοντα φύλο (d.f.=15, 37). Τα αποτελέσματα των δύο παραγόντων αξιολογήθηκαν περαιτέρω με την (διάγνωση) x (φύλο) αλληλεπίδραση προσδιορίζοντας μεγαλύτερη σημαντικότητα ($p=0.009$, d.f.=30, 76).

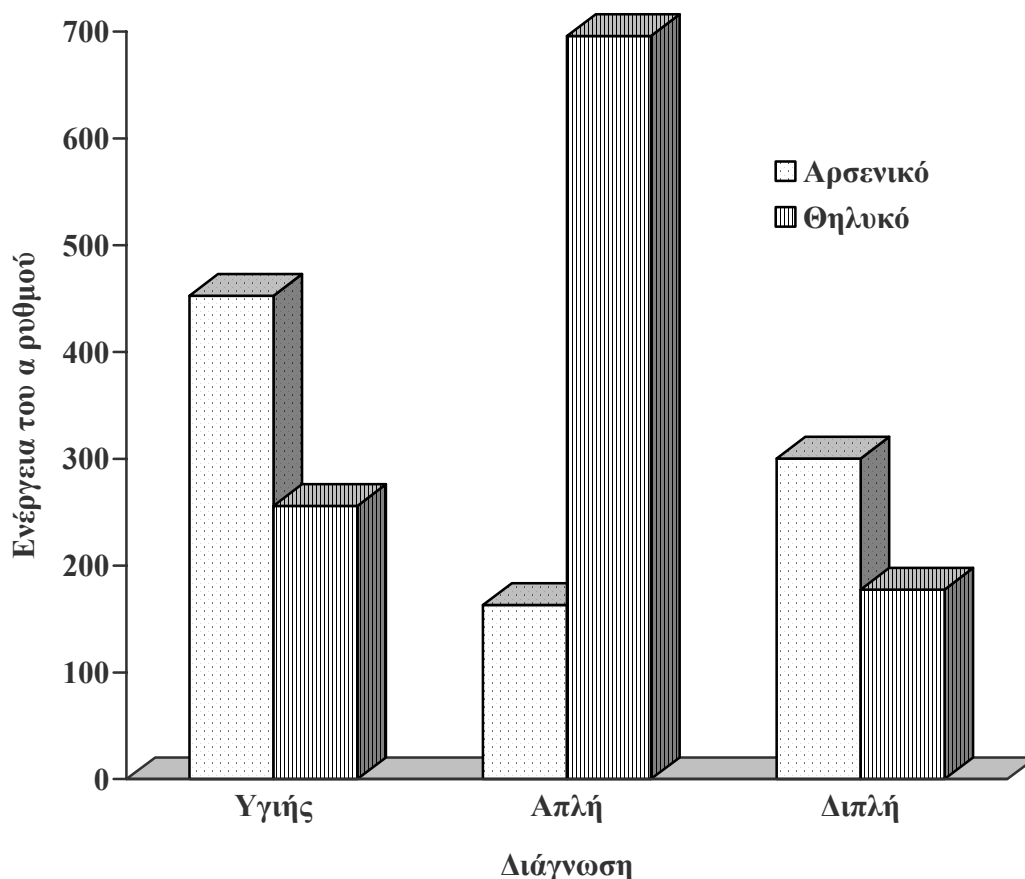
Επιπλέον, όπως ο πίνακας 5.4 παρουσιάζει, τα αποτελέσματα των μονομεταβλητών τεστ για τις ενέργειες του α ρυθμού σε κάθε ηλεκτρόδιο καταδεικνύει ότι η αλληλεπίδραση είναι μακράν η κυρίαρχη συνιστώσα.

Πίνακας 5.4: Αποτελέσματα των παραγόντων διαγνώση, φύλου και η αλληλεπίδρασή τους στην ενέργεια EEG του ρυθμού α. Οι τιμές αντιπροσωπεύουν τις p-values των αντίστοιχων F-tests με 1,51 βαθμούς ελευθερίας για τον παράγοντα φύλο και 2,51 βαθμούς ελευθερίας για τον παράγοντα διάγνωση και την αλληλεπίδραση. * δείχνει τη στατιστική σημαντικότητα στο 0,05 επίπεδο, ** στο 0,01 επίπεδο.

	Διάγνωση		Φύλο		Διάγνωση X Φύλο	
	F-value	p-value	F-value	p-value	F-value	p-value
Fp1	1.98	0.148	0.20	0.657	2.37	0.104
F3	1.39	0.259	0.65	0.426	3.54	0.036*
C5	1.79	0.177	1.40	0.242	2.88	0.065
C3	3.18	0.050*	3.18	0.081	4.57	0.015*
Fp2	1.57	0.217	2.25	0.140	4.17	0.021*
F4	1.57	0.218	1.81	0.184	4.16	0.021*
C6	0.50	0.611	0.12	0.736	1.63	0.205
C4	0.22	0.806	0.23	0.633	0.30	0.742
O1	0.74	0.481	0.46	0.502	2.94	0.062
O2	2.15	0.127	3.90	0.054	4.58	0.015*
P4	0.05	0.953	0.93	0.340	1.45	0.245
P3	0.36	0.698	0.56	0.459	1.01	0.370
Pz	1.10	0.341	4.06	0.049*	2.13	0.129
Cz	1.56	0.221	1.59	0.213	3.05	0.056
Fz	1.73	0.188	0.68	0.412	6.04	0.004**

Η σημαντικότητα της αλληλεπίδρασης είναι στο επίπεδο 0.01 για το ηλεκτρόδιο Fz και στο επίπεδο 0.05 για τα ηλεκτρόδια O2, C3, Fp2, F4 και F3, ενώ υπάρχει επίσης μια τάση στο CZ, O1 και C5. Εντούτοις, όπως οι μέθοδοι καθοδικής προσέγγισης (step down procedures) έχουν παρουσιάσει, η αλληλεπίδραση μπορεί να εξηγηθεί επαρκώς από την μεταβλητότητα της περιοχής συχνοτήτων του ρυθμού άλφα στο σημαντικότερο ηλεκτρόδιο, δηλαδή το Fz. Λαμβάνοντας υπόψη τον υψηλό συσχετισμό των ενεργειών του ρυθμού α στα δεκαπέντε ηλεκτρόδια, αυτή η έκβαση ήταν κάτι που αναμενόταν. Πράγματι ο άλφα συντελεστής Cronbach, που θα μπορούσε να θεωρηθεί ως συμφωνία για την μεταξύ των ομάδων μεταβλητότητα της ενέργειας του α ρυθμού στα δεκαπέντε ηλεκτρόδια, έφθασε στην πολύ υψηλή τιμή 0.945 M. Kemal Kıymık, İnan Güler, Alper Dizibüyük and Mehmet Akin, Comparison of STFT and wavelet transform methods in determining epileptic seizure activity in EEG signals for real-time application, Computers in Biology and Medicine, Volume 35, Issue 7, October 2005, Pages 603-616

Η φύση της αλληλεπίδρασης της διάγνωσης και φύλου μπορεί να διευκρινιστεί με τη σύγκριση των μέσων ενεργειακών τιμών του ρυθμού α για κάθε γένος και κάθε διάγνωση. Αυτό εξηγείται στο σχήμα 5.3 για το σημαντικότερο, σε σχέση με την αλληλεπίδρασης, ηλεκτρόδιο Fz.



Σχήμα 5. 3: Μέσες ενεργειακές τιμές του α ρυθμού για τα δύο φύλα σε κάθε ομάδα διάγνωσης για το σημαντικότερο ηλεκτρόδιο Fz

Όπως παρουσιάζει το σχήμα, τα αγόρια στην υγιή και την διπλή διάγνωση έχουν περισσότερη ενέργεια από τα κορίτσια, αν και αυτή η διαφορά δεν είναι στατιστικά σημαντική. Η εικόνα αντιστρέφεται εντελώς για την απλή διάγνωση, όπου η ενέργεια για τα κορίτσια ξεπερνούν σημαντικά την ενέργεια των αγοριών. Κατά συνέπεια οι μέσες ενεργειακές τιμές του ρυθμού α των αγοριών στις τρεις ομάδες διαγνώσεων δεν διαφέρουν κατά τρόπο στατιστικό, αν και οι μέσες ενεργειακές τιμές του ρυθμού α των αγοριών στην απλή διάγνωση είναι χαμηλότερες απ' ότι για τις δύο άλλες ομάδες. Αφ' ετέρου οι μέσες ενεργειακές τιμές του ρυθμού α των κοριτσιών στην ομάδα απλής διάγνωσης είναι σημαντικά υψηλότερη απ' ότι για τις δύο άλλες ομάδες.

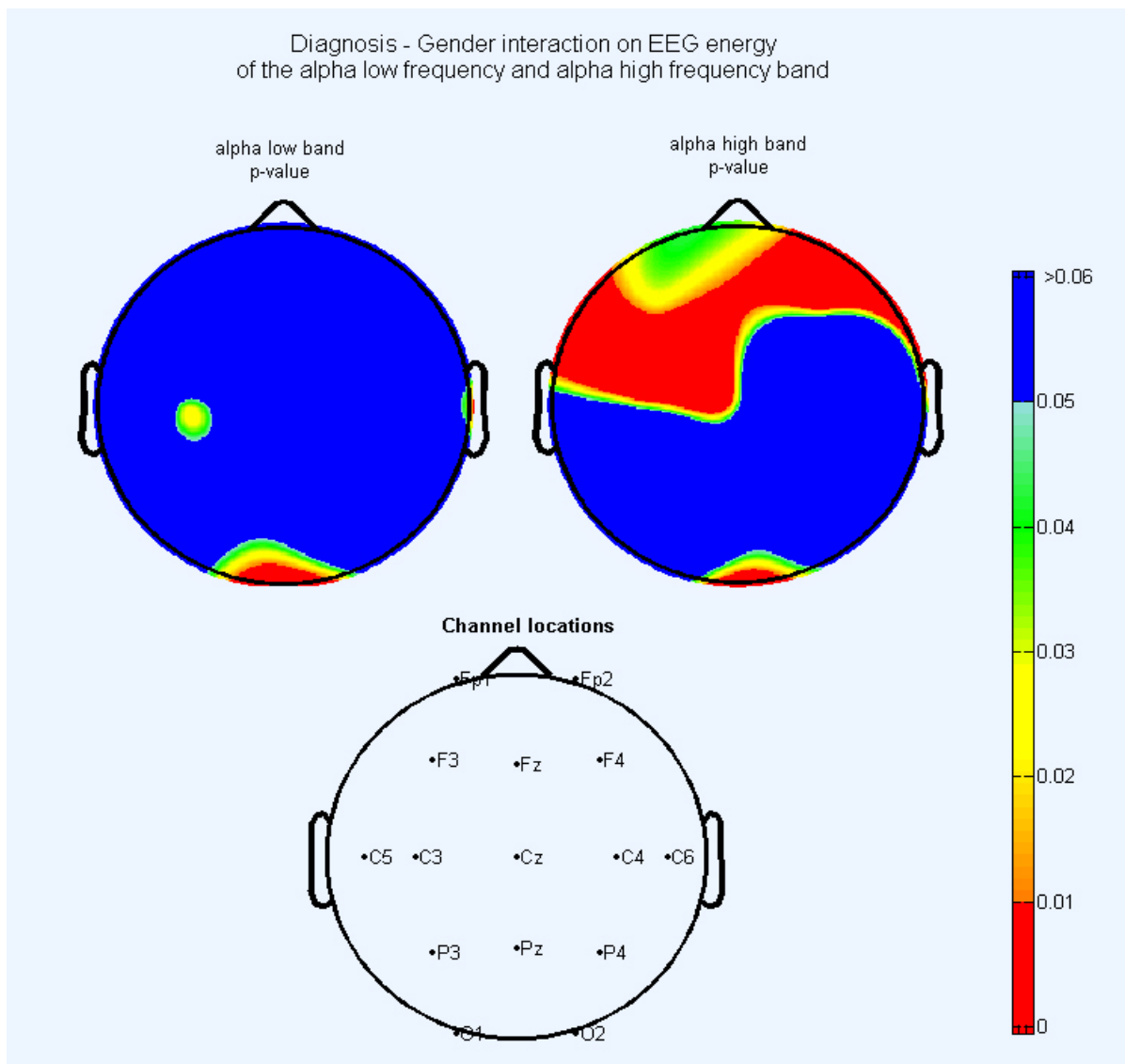
Μια ερώτηση που προκύπτει είναι εάν η αλληλεπίδραση διάγνωσης - φύλου έχει την ίδια επίδραση στην ενέργεια του χαμηλού ρυθμού α (λιγότερο από 10Hz) και την ενέργεια του υψηλού ρυθμού α (περισσότερο από 10Hz). Τα αποτελέσματα της ανάλυσης, που παρουσιάζονται στον πίνακα 5.5, διευκρινίζουν ότι τα αποτελέσματα

αλληλεπίδρασης είναι καλύτερα για τον υψηλό ρυθμό α απ' ό τι για τις ενέργειες του χαμηλού ρυθμού α .

Πίνακας 5.5: Αποτελέσματα της αλληλεπίδρασης διάγνωση x φύλο για τις EEG ενέργειες του α -χαμηλού και α -υψηλού ρυθμού. Οι σημειώσεις είναι ίδιες με τον πίνακα 2.

	Διάγνωση X Φύλο	
	α χαμηλό p-value	α υψηλό p-value
Fp1	0.469	0.042*
F3	0.499	0.016*
C5	0.226	0.065
C3	0.036*	0.025*
Fp2	0.850	0.004**
F4	0.317	0.010**
C6	0.218	0.320
C4	0.746	0.853
O1	0.019*	0.098
O2	0.019*	0.017*
P4	0.401	0.293
P3	0.137	0.650
Pz	0.153	0.123
Cz	0.332	0.039*
Fz	0.172	0.003**

Για τον υψηλό ρυθμό α υπάρχουν συνολικά οκτώ ηλεκτρόδια για τα οποία η αλληλεπίδραση διάγνωση x φύλο είναι στατιστικώς σημαντική, ενώ για τον χαμηλό ρυθμό α υπάρχουν μόνο τρία ηλεκτρόδια. Επιπλέον, για κάθε περιοχή συχνοτήτων, η στατιστική σημαντικότητα της αλληλεπίδρασης εξαρτάται επίσης από τη θέση των ηλεκτροδίων. Κατά συνέπεια στον υψηλό ρυθμό α η στατιστική σημασία επιτυγχάνεται σε όλα τα μετωπικά ηλεκτρόδια, ενώ στον χαμηλό ρυθμό α τα σημαντικότερα ηλεκτρόδια βρίσκονται στα οπίσθια ηλεκτρόδια.



Σχήμα 5. 4: Οι p-values της αλληλεπίδρασης διάγνωση x φύλλο για τον α-χαμηλό και α-υψηλό ρυθμό ενέργειας ΗΕΓ

5.5 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό έγινε ανάλυση στο πεδίο χρόνου – συχνότητας με την βοήθεια του μετασχηματισμού Fourier και εξετάστηκε το φασματικό περιεχόμενο του ΗΕΓ ηρεμίας. Αρχικά κατά την φασματική ανάλυση και την οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος ηρεμίας επιβεβαιώνεται η ύπαρξη χαρακτηριστικών ρυθμών. Στην συνέχεια υπολογίστηκε η ενέργεια στους εν λόγω ρυθμούς και σε όλα τα ηλεκτρόδια. Κατά την σύγκριση ομάδας, φύλου, διάγνωση μεμονωμένα δεν παρατηρήθηκαν ουσιαστικά συμπεράσματα. Όμως οι χαμηλές p-values για διάγνωση και φύλο έδωσε το κίνητρο εξέτασης της αλληλεπίδρασης φύλου και διάγνωσης οπότε παρατηρήθηκαν έντονες διαφοροποιήσεις στον ρυθμό α (6 από 15

ηλεκτρόδια). Για το λόγο αυτό θεωρήθηκε σκόπιμο να εξεταστεί περαιτέρω ο α ρυθμός. Έτσι λοιπόν ο α ρυθμός χωρίζεται σε δύο υπορυθμούς τον α -χαμηλό ρυθμό (7-10Hz) και τον α -υψηλό ρυθμό (10-13Hz). Η αλληλεπίδραση φύλου και διάγνωσης παρουσιάζει διαφοροποιήσεις σε 8 ηλεκτρόδια στον α -υψηλό ρυθμό ενώ μόνο σε 3 ηλεκτρόδια στον α -χαμηλό ρυθμό. Επιπλέον, για κάθε περιοχή συχνοτήτων, η στατιστική σημαντικότητα της αλληλεπίδρασης εξαρτάται επίσης από τη θέση των ηλεκτροδίων. Ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι στον υψηλό ρυθμό α η στατιστική σημασία επιτυγχάνεται σε όλα τα μετωπικά ηλεκτρόδια, ενώ στον χαμηλό ρυθμό α τα σημαντικότερα ηλεκτρόδια βρίσκονται στα οπίσθια ηλεκτρόδια.

Βιβλιογραφία

- [1] M. Kemal Kıymık, İnan Güler, Alper Dizibüyük and Mehmet Akın, Comparison of STFT and wavelet transform methods in determining epileptic seizure activity in EEG signals for real-time application, Computers in Biology and Medicine, Volume 35, Issue 7, October 2005, Pages 603-616
- [2] L.J. Cronbach, Coefficient alpha and the internal structure of tests, Psychometrika, 16: 297-334, 1951.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΕΠΙΛΥΣΗ ΤΟΥ

ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

6.1 Μέθοδος Αντιστροφής LORETA

Στην ιατρική επιστήμη υπάρχει γενικά η τάση να προσανατολίζεται σε μη επεμβατικές μεθόδους όταν αυτές είναι εφικτές και δεν υπολείπονται σε σχέση με τις επεμβατικές. Ιδιαίτερα για τον ανθρώπινο εγκέφαλο μαθηματικές τεχνικές επιστρατεύονται για την επίλυση του λεγόμενου αντίστροφου ηλεκτρομαγνητικού προβλήματος. Το πρόβλημα αυτό έγκειται στον υπολογισμό των ρευματικών πηγών στο εσωτερικό του κεφαλιού με βάση τα ηλεκτρικά δυναμικά που παρατηρούνται στην εξωτερική επιφάνεια του κρανίου. Οι μέθοδοι αυτές συνδυάζονται με μοντέλα του ανθρώπινου κεφαλιού και οι πιο σύγχρονες από αυτές με ανατομικά μοντέλα του εγκεφάλου τα οποία καλούνται άτλαντες και χρησιμοποιούνται για την ανατομική αντιστοίχιση και οπτικοποίηση των κατανομών των πηγών. Πρέπει να σημειωθεί ότι το αντίστροφο πρόβλημα δεν επιδέχεται μοναδική λύση γεγονός που το καθιστά πεδίο έντονων αντιπαραθέσεων ως προς ποια μέθοδος το προσεγγίζει πιο ικανοποιητικά. Μία μέθοδος αντιστροφής θεωρείται ικανοποιητική όταν επιτρέπει τον προσδιορισμό των πηγών με το μικρότερο δυνατό σφάλμα, τόσο σχετικά με τη θέση όσο και σχετικά με το ηλεκτρικό μέγεθος καθεμιάς [1][2]. Για την περίπτωση της εύρεσης των θέσεων πηγών σε τρισδιάστατο χώρο, έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορες μέθοδοι αντιστροφής κυριότερη των οποίων είναι η μέθοδος αντιστροφής ηλεκτρομαγνητικής τομογραφίας εγκεφάλου χαμηλής ευκρίνειας (Low Resolution Electromagnetic Tomography - LORETA) [3][4]. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιείται αυτή η μέθοδος. Το μοντέλο του κεφαλιού θεωρείται ως σφαιρικό και μέσω της επίλυσης του αντίστροφου προβλήματος προσδιορίζονται οι θέσεις των πηγών. Στη συνέχεια, οι θέσεις των πηγών αντιστοιχίζονται στο μοντέλο ανθρώπινου εγκεφάλου (στερεοτακτικός άτλας Talairach).

Ο ψηφιακός άτλας δημιουργείται από ανατομικά δεδομένα που προκύπτουν από ψηφιακές τομογραφίες ανθρώπινων εγκεφάλων διαφόρων ηλικιών οι οποίοι είναι είτε υγιείς είτε πάσχουν από νευρολογικές και ψυχικές ασθένειες. Βέβαια δεν περιλαμβάνει

μόνο ανατομικά δεδομένα, αλλά επιτρέπει και τον εντοπισμό διαφόρων εγκεφαλικών λειτουργιών, όπως ο λόγος, η μνήμη και το συναίσθημα. Μπορεί επίσης να δείξει τις διαφορές από άτομο σε άτομο στις περιοχές όπου εδράζονται συγκεκριμένες εγκεφαλικές λειτουργίες.

6.2 Μεθοδολογία

Η μεθοδολογία που θα ακολουθηθεί στην συγκεκριμένη εργασία έχει ως εξής:

Αρχικά βρίσκονται οι τοπολογικές διαφορές μεταξύ των εγκεφαλικών χαρτών για κάθε χρονικό δείγμα με την βοήθεια της μεθόδου TANOVA. Στην συνέχεια, υπολογίζονται οι στατιστικές διαφορές σε επίπεδο ηλεκτροδίων μεταξύ των δύο ομάδων. Για τον σκοπό αυτό θα χρησιμοποιηθεί student t-test μεταξύ των δύο ομάδων για κάθε ηλεκτρόδιο και κάθε χρονικό δείγμα (frame). Με το πέρας αυτού του βήματος προκύπτουν κάποια χρονικά παράθυρα στα οποία τα ηλεκτρόδια παρουσιάζουν διαφοροποιήσεις.

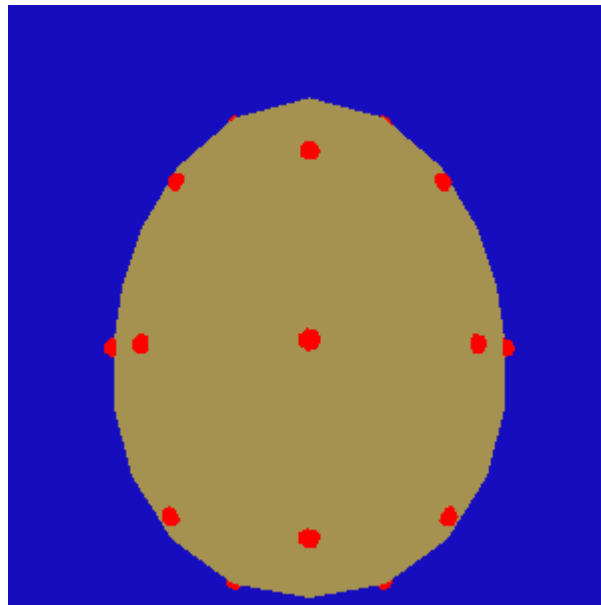
Η δεύτερη φάση ανάλυσης επιλύει το αντίστροφο πρόβλημα και βρίσκει τις εσωτερικές ρευματικές πηγές. Έπειτα πραγματοποιείται, για τα χρονικά παράθυρα που προέκυψαν στο πρώτο βήμα, το τεστ Monte-Carlo [7](Manly, 1991) με βάση το μέτρο ανομοιότητας [8] (Lehmann, 1987) μεταξύ των ρευματικών πηγών ανάμεσα στις δύο κατηγορίες. Με αυτό τον τρόπο προκύπτουν διαφορές που οφείλονται στο τρισδιάστατο επίπεδο της υποκείμενης νευρωνικής δραστηριότητας. Επομένως σε αυτή την φάση γίνεται ένα test σύγκρισης προκειμένου να διαπιστωθεί αν υπάρχουν διαφορετικά πρότυπα ενεργοποίησης των πηγών μεταξύ των υγιών και των ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες.

6.3 Επίλυση του αντίστροφου προβλήματος

Για την επίλυση του αντίστροφου προβλήματος, δηλαδή τον προσδιορισμό των ρευματικών πηγών στο εσωτερικό του εγκεφάλου με βάση των δυναμικών που προκύπτουν στην επιφάνεια του κεφαλιού, χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος LORETA. Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε το ελεύθερο λογισμικό που διατίθεται στην σελίδα www.keynist.unizh.ch/loreta.htm. Το λογισμικό αυτό έχει την δυνατότητα να υπολογίσει 2394 εσωτερικές πηγές χρησιμοποιώντας τα δυναμικά από τα ηλεκτρόδια

εξωτερικής επιφάνειας. Είναι προφανές ότι όσο περισσότερα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται τόσο περισσότερο μειώνεται το σφάλμα αντιστροφής. Στην συγκεκριμένη εργασία χρησιμοποιήθηκαν 15 εξωτερικά ηλεκτρόδια για τα οποία το σφάλμα αντιστροφής θεωρείται αρκούντως ικανοποιητικό.

Οι θέσεις των ηλεκτροδίων μέσα από το πρόγραμμα LORETA φαίνονται στο σχήμα 6.1



Σχήμα 6. 1: Οι θέσεις των ηλεκτροδίων σύμφωνα με το διεθνές πρότυπο 10-20 όπως παρουσιάζονται από το πρόγραμμα LORETA

Αρχικά υπολογίζεται η μήτρα αντιστροφής (transformation matrix) βάσει του οποίου θα υπολογιστούν οι εσωτερικές πηγές. Η μήτρα αυτή αντιστοιχεί στην ομαλότερη (smoothest) δυνατή λύση, χωρίς υπερ-ομαλοποίηση (over-smoothness) αφού η παράμετρος κανονικοποίησης καθορίστηκε στο 0 [5][6]. Βάσει αυτής της μήτρας υπολογίζονται οι εσωτερικές ρευματικές πηγές στο εσωτερικό του εγκεφάλου.

6.4 Μέτρο ανομοιότητας – Τεστ Monte Carlo

Η ανομοιότητα είναι ένα καθολικό μέτρο της διαφοράς μεταξύ δύο χαρτών. Συγκεκριμένα, αν V_{sce} υποδηλώνει το μέσο ηλεκτρικό δυναμικό στο ηλεκτρόδιο e για τον μάρτυρα s με συνθήκη c ($c = 1$ για υγιείς, και $c = 2$ για άτομα με μαθησιακές δυσκολίες) και $V_{.ce}$ υποδηλώνει τον μέσο για όλους τους μάρτυρες, τότε κατά το τεστ

για την διαφορά μεταξύ των συνθηκών, χρησιμοποιείται το στατιστικό μέγεθος ανομοιότητας (diss) που ορίζεται ως:

$$diss = \sum_{e=1}^{N_e} \left(\frac{V_{\bullet 1e}}{A_1} - \frac{V_{\bullet 2e}}{A_2} \right)^2$$

όπου A_1 και A_2 είναι τα μέσα τετραγωνικά τετράγωνα πλατών των αντίστοιχων εγκεφαλικών χαρτών οποία είναι γνωστά και ως global field power

$$A_c = \sqrt{\sum_{e=1}^{N_e} V_{\bullet ce}^2}$$

Η εμπειρική κατανομή πιθανότητας του στατιστικού μεγέθους ανομοιότητας δίνεται από το τεστ Monte-Carlo. Σύμφωνα με αυτό, τα αρχικά δεδομένα έχουν κάποια ανομοιότητα d_0 μεταξύ των δύο ομάδων. Τα δεδομένα αντιμετωπίζονται ανεξάρτητα από την ομάδα και υπολογίζεται πάλι η ανομοιότητα. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για ένα συγκεκριμένο αριθμό επαναλήψεων. Η συλλογή αυτή των «τυχαιοποιημένων» ανομοιοτήτων αντιστοιχεί σε «μη διαφορά μεταξύ των ομάδων» γεγονός που εγγυάται η τυχαιοποίηση. Στην συνέχεια οι ανομοιότητες διατάσσονται κατά αύξουσα σειρά και η ανομοιότητα των πραγματικών δεδομένων d_0 τοποθετείται στην θέση της στην σειρά.

$$d'_1 \leq d'_2 \leq d'_3 \leq \dots \leq d_0 \leq \dots \leq d'_n$$

d' συμβολίζει τις τυχαιοποιημένες ανομοιότητες.

Ο υπολογισμός της p-value δίνεται τότε από τον τύπο

$$p = 1 - \frac{\text{θέση } d_0 \text{ στην αυξουσα σειρά}}{\text{συνολικός αριθμός} + 1}$$

Αυτή η διαδικασία συζητείται και περιγράφεται λεπτομερώς [7] από τον Manly (1991). Από τα βασικά πλεονεκτήματα του τεστ αυτού, όπως και των περισσότερων παραμετρικών τεστ, είναι ότι

1. πρόκειται για τεστ με την μέγιστη δυνατή στατιστική ισχύ
2. δεδομένου ενός δείγματος, η υπολογιζόμενη πιθανότητα είναι ακριβής αν ο αριθμός των αναδιατάξεων είναι μεγάλος (άπειρος)
3. δεν χρειάζεται γνώση της κατανομής πιθανότητας

6.5 Εφαρμογή της μεθόδου σε άτομα με μαθησιακές δυσκολίες

Η μέθοδος που περιγράφηκε παραπάνω θα εφαρμοστεί σε δεδομένα υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες. Έχοντας ήδη την γνώση από προηγούμενο κεφάλαιο ότι η κορύφωση N100 παρουσιάζει έντονες διαφορές στα πλάτη, η εν γένει ανάλυση θα επικεντρωθεί σε αυτή την περιοχή. Θα εξεταστεί η κορύφωση N100 υψηλής συχνότητας για άτομα άνω των 12 ετών αφού κάτω από 12 υπάρχει μεγάλη διακύμανση και η μέθοδος δεν ενδείκνυται. Η κορύφωση N100 παρατηρείται στο χρονικό διάστημα 70-150msec μετά το εκλυτικό ερέθισμα οπότε αποτελείται από 81 χρονικά δείγματα. Τα αποτελέσματα της TANOVA φαίνονται στον πίνακα 6.1

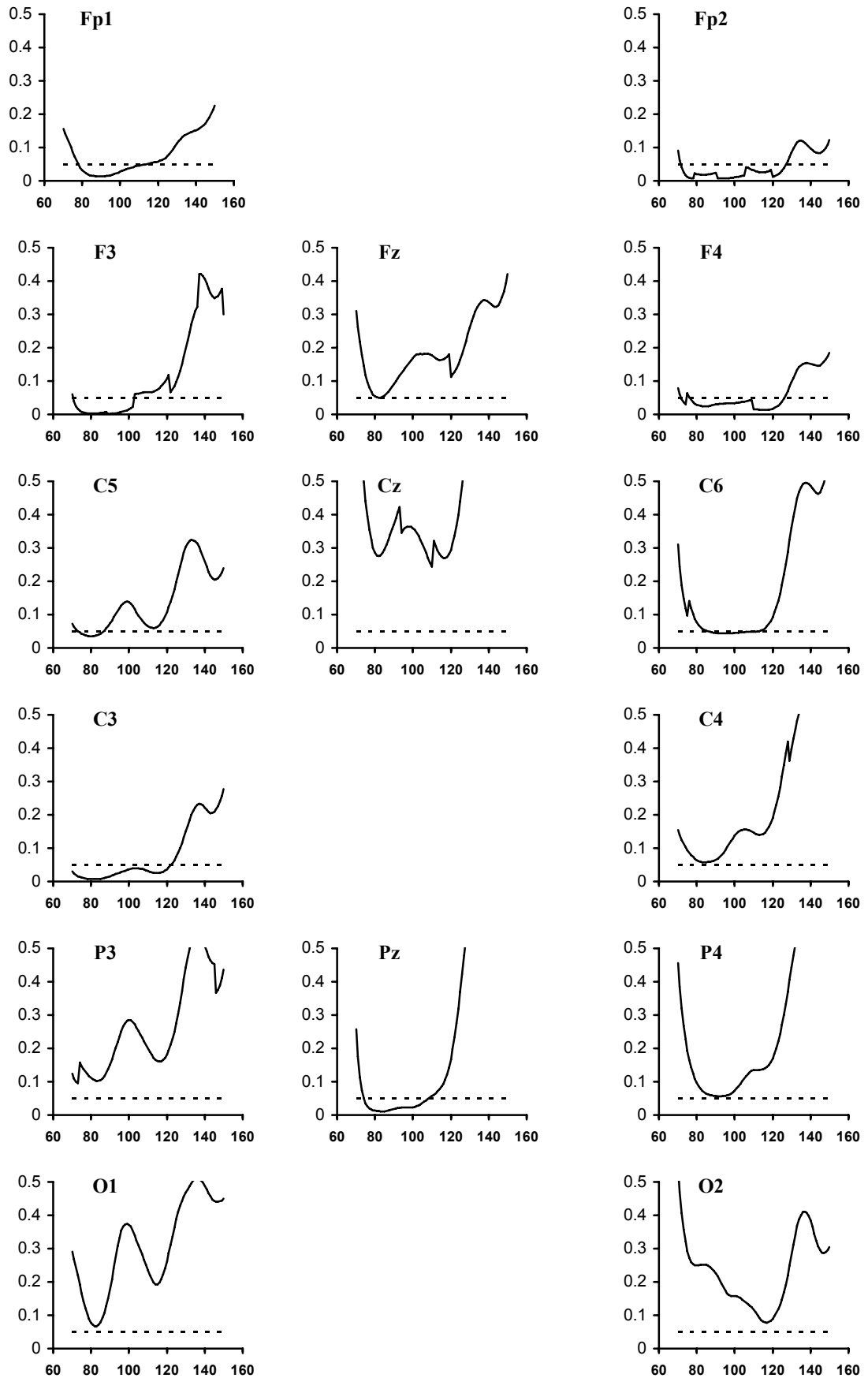
Πίνακας 6.1: Αποτελέσματα TANOVA για το N100

Χρονική Στιγμή (msec)	p-value
70	0.7
71	0.7
72	0.67
73	0.65
74	0.64
75	0.63
76	0.58
77	0.56
78	0.52
79	0.48
80	0.45
81	0.42
82	0.39
83	0.38
84	0.34
85	0.33
86	0.31
87	0.31
88	0.32
89	0.3
90	0.3
91	0.29
92	0.29
93	0.28
94	0.27
95	0.27
96	0.28
97	0.29
98	0.3
99	0.33
100	0.36

Συνέχεια πίνακα 6.1

Χρονική Στιγμή (msec)	p-value
101	0.4
102	0.44
103	0.49
104	0.54
105	0.57
106	0.58
107	0.6
108	0.61
109	0.6
110	0.6
111	0.6
112	0.6
113	0.59
114	0.58
115	0.59
116	0.6
117	0.62
118	0.62
119	0.62
120	0.63
121	0.65
122	0.66
123	0.68
124	0.72
125	0.74
126	0.79
127	0.81
128	0.84
129	0.88
130	0.89
131	0.91
132	0.94
133	0.94
134	0.94
135	0.94
136	0.94
137	0.94
138	0.94
139	0.94
140	0.95
141	0.95
142	0.95
143	0.96
144	0.96
145	0.95
146	0.96
147	0.95
148	0.95
149	0.95
150	0.95

Οι τιμές αυτές είναι πάρα πολύ υψηλές και δεν παρατηρούνται διαφοροποιήσεις. Τα αποτελέσματα της σύγκρισης κατά ηλεκτρόδιο του N100 φαίνονται στο σχήμα 6.2

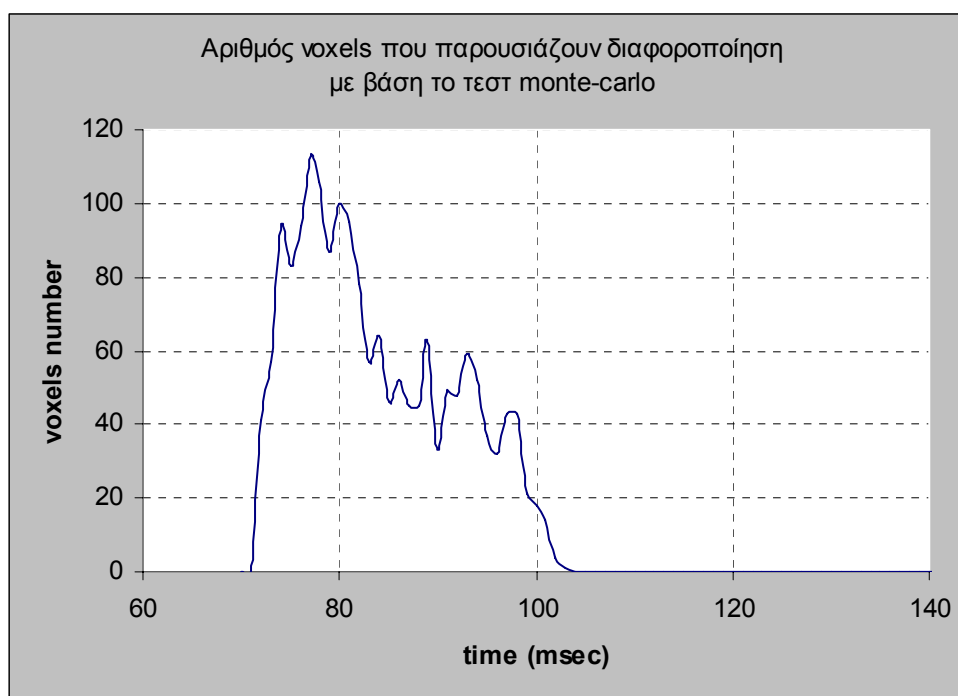


Σχήμα 6.2: Οι τιμές p-value στο χρονικό διάστημα της κορύφωσης N100. Με στιγματισμένη γραμμή παριστάνεται το κατώφλι κάτω από το οποίο υπάρχει στατιστική διαφορά ($p=0.05$)

Παρατηρούμε ότι τα 8 (Fp1, F3, C5, C3, Fp2, F4, C6, C4, O1, O2, P4, P3, Pz) από τα 15 ηλεκτρόδια παρουσιάζουν διαφοροποίηση (Student t-test) έστω και σε ένα frame. Το χρονικό παράθυρο στο οποίο παρουσιάζουν διαφορές μαζί όλα τα ηλεκτρόδια (7 από 8) είναι το διάστημα 86-102msec

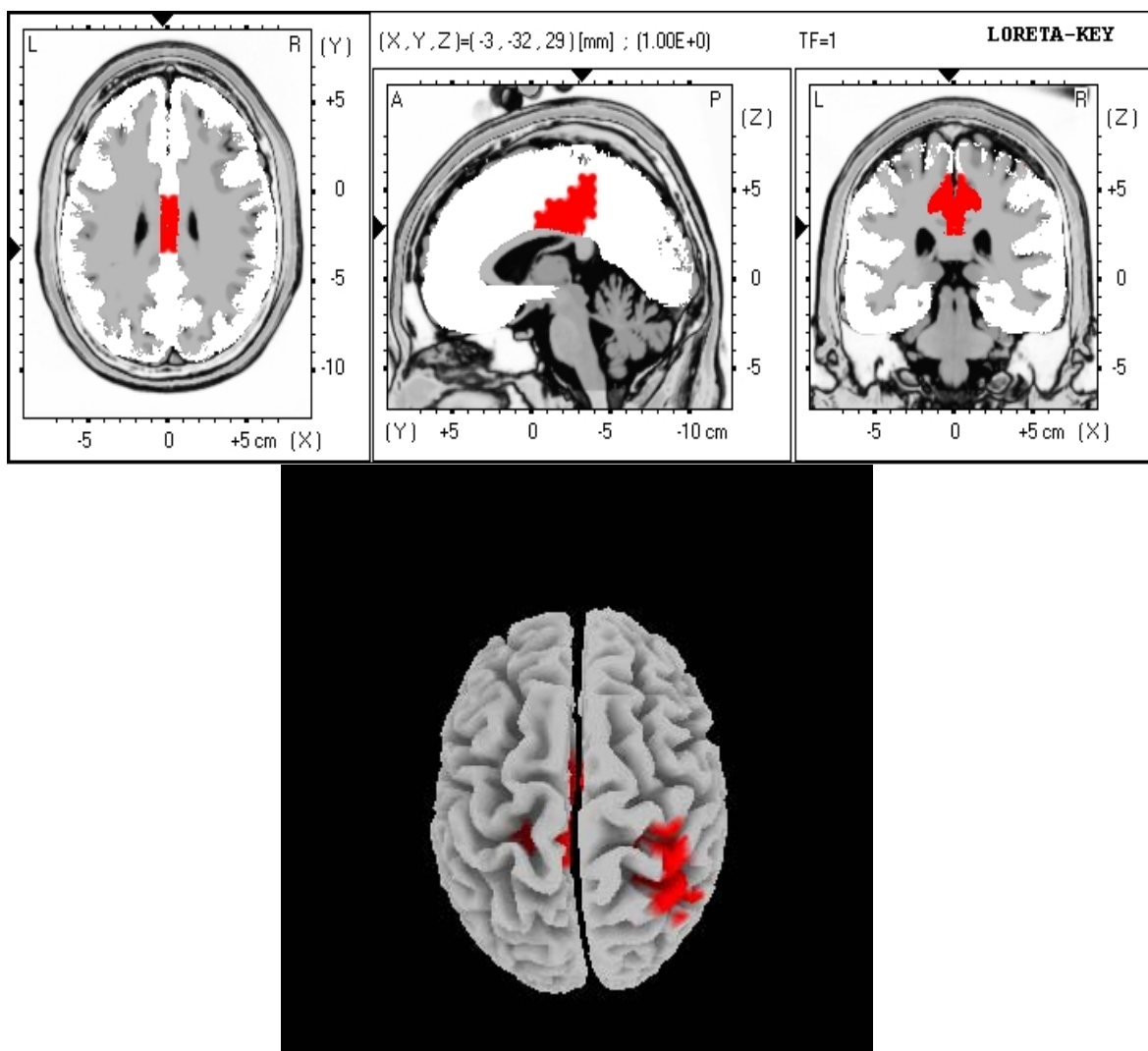
Στην συνέχεια εφαρμόστηκε η μέθοδος LORETA για την επίλυση του αντίστροφου προβλήματος όπου η μήτρα αντιστροφής (transformation matrix) υπολογίστηκε χωρίς να γίνει cross – validation. Με τον τρόπο αυτό υπολογίστηκαν οι ρευματικές πηγές (voxels) στο εσωτερικό του εγκεφάλου. Στην συνέχεια πραγματοποιήθηκε πηγή προς πηγή τεστ monte-carlo έτσι ώστε να βρεθούν διαφοροποιήσεις σε επίπεδο πηγής.

Οι πηγές που παρουσιάζουν διαφοροποίηση σε συνάρτηση με τον χρόνο φαίνονται στο σχήμα 6.3



Σχήμα 6. 3: Οι εσωτερικές πηγές που παρουσιάζουν διαφοροποίηση ως συνάρτηση του χρόνου καταγραφής

Για το χρονικό διάστημα που υπάρχει η μεγαλύτερη διαφοροποίηση στα ηλεκτρόδια, δηλαδή για το χρονικό διάστημα 86-102msec οι πηγές που παρουσιάζουν διαφοροποίηση φαίνονται στο σχήμα 6.4



Σχήμα 6. 4: Απεικόνιση σε μοντέλο κεφαλιού των εσωτερικών πηγών που παρουσιάζουν διαφοροποίηση κατά το χρονικό διάστημα 86-102 msec μετά το ερέθισμα

Στην συνέχεια, οι πηγές αυτές αποτυπώνονται στον χάρτη Talairach και μαζί με τις ανατομικές περιοχές στις οποίες βρίσκονται αξιολογούνται από τους γιατρούς για παραπέρα αξιοποίηση.

Πίνακας 6.2: Οι θέσεις των εσωτερικών ρευματικών πηγών που παρουσιάζουν διαφοροποίηση μαζί με τις ανατομικές τους περιοχές 86-102msec μετά το ερέθισμα

Αριθμός voxel	x-tal	y-tal	z-tal	Περιοχή κατά Brodman	Ανατομική περιοχή 1	Ανατομική περιοχή 2
1597	-3	-30	28	Brodmann area 23	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1598	4	-30	28	Brodmann area 23	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1603	-3	-23	28	Brodmann area 23	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1604	4	-23	28	Brodmann area 23	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1609	-3	-16	28	Brodmann area 23	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1610	4	-16	28	Brodmann area 23	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1615	-3	-9	27	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe

Συνέχεια πίνακα 6.2

Αριθμός voxel	x-tal	y-tal	z-tal	Περιοχή κατά Brodman	Ανατομική περιοχή 1	Ανατομική περιοχή 2
1616	4	-9	27	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1621	-3	-3	27	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1622	4	-3	27	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1755	-10	-36	35	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1756	-3	-36	35	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1757	4	-36	35	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1758	11	-36	35	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1764	-3	-29	35	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1765	4	-29	35	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1770	-3	-23	34	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1771	4	-23	34	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1777	-3	-16	34	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1778	4	-16	34	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1783	-3	-9	34	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1784	4	-9	34	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1789	-3	-2	33	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1790	4	-2	33	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1906	39	-49	42	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
1918	32	-43	42	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
1919	39	-43	42	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
1927	-10	-36	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1928	-3	-36	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1929	4	-36	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1930	11	-36	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1939	-10	-29	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1940	-3	-29	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1941	4	-29	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1942	11	-29	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1948	-10	-22	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1949	-3	-22	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1950	4	-22	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1951	11	-22	41	Brodmann area 31	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1959	-10	-15	40	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1960	-3	-15	40	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1961	4	-15	40	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1962	11	-15	40	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1967	-10	-9	40	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1968	-3	-9	40	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1969	4	-9	40	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1970	11	-9	40	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
1974	-10	-2	40	Brodmann area 24	Cingulate Gyrus	Limbic Lobe
2072	32	-49	49	Brodmann area 7	Superior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2073	39	-49	49	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2074	46	-49	49	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2080	-10	-42	48	Brodmann area 7	Precuneus	Parietal Lobe
2084	32	-42	48	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2085	39	-42	48	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2092	-10	-35	48	Brodmann area 5	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2093	-3	-35	48	Brodmann area 7	Precuneus	Parietal Lobe
2094	4	-35	48	Brodmann area 7	Precuneus	Parietal Lobe

Συνέχεια πίνακα 6.2

Αριθμός voxel	x-tal	y-tal	z-tal	Περιοχή κατά Brodman	Ανατομική περιοχή 1	Ανατομική περιοχή 2
2095	11	-35	48	Brodmann area 5	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2103	-10	-29	47	Brodmann area 31	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2104	-3	-29	47	Brodmann area 31	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2105	4	-29	47	Brodmann area 31	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2106	11	-29	47	Brodmann area 5	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2111	-3	-22	47	Brodmann area 31	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2112	4	-22	47	Brodmann area 31	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2200	39	-56	55	Brodmann area 7	Superior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2207	32	-49	55	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2208	39	-49	55	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2209	46	-49	55	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2217	32	-42	55	Brodmann area 5	Postcentral Gyrus	Parietal Lobe
2218	39	-42	55	Brodmann area 40	Inferior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2221	-3	-35	54	Brodmann area 5	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2222	4	-35	54	Brodmann area 5	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2223	39	-35	54	Brodmann area 40	Postcentral Gyrus	Parietal Lobe
2225	-3	-28	54	Brodmann area 6	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2226	4	-28	54	Brodmann area 6	Paracentral Lobule	Frontal Lobe
2309	32	-48	61	Brodmann area 7	Superior Parietal Lobule	Parietal Lobe
2315	39	-42	61	Brodmann area 5	Postcentral Gyrus	Parietal Lobe
2318	39	-35	61	Brodmann area 2	Postcentral Gyrus	Parietal Lobe

Συνολικά παρατηρούνται 78 πηγές που παρουσιάζουν διαφοροποίηση.

6.6 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό επιλύθηκε το αντίστροφο ηλεκτρομαγνητικό πρόβλημα με σκοπό την εύρεση των εσωτερικών ρευματικών πηγών του εγκεφάλου από το σήμα που καταγράφηκε στην επιφάνεια του κεφαλιού. Εξετάζοντας τις κορυφώσεις των προκλητών δυναμικών δεν προέκυψαν σημαντικές διαφοροποιήσεις μεταξύ υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες παρά μόνο στην κορύφωση N100 η οποία και αναλύεται σε αυτό το κεφάλαιο. Στο χρονικό διάστημα της κορύφωσης N100 παρατηρούνται διαφοροποιήσεις μεταξύ σημάτων υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες (Student t-test) έστω σε κάποια χρονική στιγμή (frame) σε 8 από τα 15 ηλεκτρόδια. Το χρονικό παράθυρο στο οποίο παρουσιάζουν διαφορές μαζί τα περισσότερα ηλεκτρόδια (7 από 8) είναι το διάστημα 86-102msec. Στην συνέχεια εφαρμόστηκε η μέθοδος LORETA για την επίλυση του αντίστροφου προβλήματος και πραγματοποιήθηκε το τεστ monte-carlo πηγή προς πηγή. Για το παραπάνω χρονικό διάστημα 78 συνολικά εσωτερικές πηγές παρουσίασαν διαφοροποιήσεις μεταξύ υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες. Το ενδιαφέρον είναι ότι οι εσωτερικές αυτές πηγές είναι αρκετά ομαδοποιημένες σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου και

βρίσκονται στις περιοχές Brodmann area 2, 5, 6, 7, 24, 31, 40. Οι περιοχές αυτές βρίσκονται στην πλειοψηφία τους στον βρεγματικό λοβό και στην υπερμεσολόβια έλικα του εγκεφάλου.

Βιβλιογραφία

- [1] Z.J. Koles, Trends in EEG source localization, Elsevier Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 106, pp 127-137, 1998
- [2] C.M. Michel, R.G. de Peralta, G. Lantz, S.G. Andino, L. Spinelli, Olaf Blanke, T. Landis, M. Seeck, Spatiotemporal EEG Analysis and Distributed Source Estimation in Presurgical Epilepsy Evaluation, Journal of Clinical Neurophysiology 16(3), p. 239-266, 1999.
- [3] Web site www.keynist.unizh.ch/loreta.htm
- [4] Joel F. Lubar, Marco Congedo, John H. Askew, Low-resolution electromagnetic tomography (LORETA) of cerebral activity in chronic depressive disorder, [International Journal of Psychophysiology](#), vol. 49, Issue 3, p. 175-185, September 2003.
- [5] <http://www.ee.tut.fi/rgi/ijbem/volume1/number1/html/ar10.htm>
- [6] http://www.ee.tut.fi/rgi/ijbem/volume1/number2/html/pas-app2.htm#p154_16013
- [7] Manly, B.F.J. Randomization and Monte Carlo methods in biology. Chapman and Hall, London, 1991.
- [8] Lehmann, D. Principles of spatial analysis. In: A. Gevins and A. Remond (Eds.), Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology, Vol. 1, Methods of analysis of brain electrical and magnetic signals. Elsevier, Amsterdam, 1987, pp. 309–354.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

7.1 Συμπεράσματα

Σκοπός της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας είναι η εξαγωγή γνώσης και χρήσιμων συμπερασμάτων για το σχετικά αδιερεύνητο φαινόμενο των μαθησιακών δυσκολιών. Για τον σκοπό αυτό συλλέχθηκαν ηλεκτροεγκεφαλογραφικά σήματα τόσο υγιών όσο και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες. Από την επεξεργασία και ανάλυση των σημάτων αυτών επιδιώχθηκε να βρεθούν διαφοροποιήσεις μεταξύ υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες και αν αυτές οι διαφοροποιήσεις μπορούν να θεωρηθούν τυχαίες ή οφείλονται στις μαθησιακές δυσκολίες.

Κατά την στατιστική ανάλυση των πλατών στις διάφορες κορυφώσεις στατιστικά σημαντικές διαφορές παρατηρούνται μόνο στην κορύφωση N100. Μάλιστα σε αυτή την κορύφωση υπάρχουν διαφορές στα 12 από τα 15 ηλεκτρόδια. Η συγκεκριμένη κορύφωση έχει ιατρικό ενδιαφέρον αφού θεωρείται ο δείκτης επιλεκτικής προσοχής που είναι πολύ σημαντικός παράγοντας στην περίπτωση των μαθησιακών δυσκολιών. Εξετάζοντας περισσότερο την κορύφωση N100 παρατηρεί κανείς ότι τα μέσα πλάτη των ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες είναι σε όλα τα ηλεκτρόδια σημαντικά χαμηλότερα σε σχέση με αυτά των υγιών. Ακόμα περισσότερο αν διαχωρίσει κανείς τις εξεταζόμενες ομάδες (υγιείς, άτομα με μαθησιακές δυσκολίες) ανά φύλο (αγόρια, κορίτσια) τότε παρατηρείται ότι τα αγόρια παρουσιάζουν έντονες διαφορές στη σύγκριση μεταξύ υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες σε αντίθεση με τα κορίτσια. Δηλαδή φαίνεται ότι οι διαφορές μεταξύ υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες οφείλονται στα αγόρια, ενώ τα κορίτσια δεν συνεισφέρουν σε αυτές.

Από την ανάλυση των χρονικών καθυστερήσεων, παρατηρήθηκαν εντονότερες διαφορές μεταξύ των ομάδων (υγιείς, άτομα με μαθησιακές δυσκολίες) όσον αφορά την κορύφωση P50. Αυτό παρατηρείται μόνο στα συνολικά και στα χαμηλόσυχνα ερεθίσματα και καθόλου στα υψηλόσυχνα. Η κορύφωση P50 θεωρείται ο δείκτης των προσυνειδητών πτυχών προσοχής δηλαδή η πρώτη κορύφωση που έχει στοιχία ακούσιας απαντητικότητας του εγκεφάλου. Αυτό που έχει εξαιρετική σημασία από το πείραμα είναι ότι οι εξεταζόμενοι με μαθησιακές δυσκολίες είχαν στην εν λόγω

κορύφωση σε όλα τα ηλεκτρόδια καθυστερημένη απόκριση σε σχέση με τους υγιείς. Σε 3 ηλεκτρόδια μάλιστα παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές. Επίσης αρκετά ενδιαφέρον είναι να εστιαστεί ότι τα ηλεκτρόδια αυτά βρίσκονται στο πρόσθιο μέρος του κεφαλιού που θεωρείται υπεύθυνο για τη νόσηση.

Στη συνέχεια εξετάστηκαν οι παράμετροι χέρι γραφής σε συνδυασμό με το φύλο. Από την ανάλυση προέκυψε ότι η πιο πιθανή κατηγορία για ανάπτυξη μαθησιακών δυσκολιών είναι τα αριστερόχειρα αγόρια. Μάλιστα είναι μία ένδειξη που φαίνεται να έχει στατιστική σημασία σε σχέση με το γενικό πληθυσμό και τις αναμενόμενες πληθυσμιακές τιμές. Δυστυχώς λόγω του ότι δεν υπήρχαν επαρκή δεδομένα για όλες τις κατηγορίες δεν μπορεί να εξαχθεί κάποιο ασφαλές συμπέρασμα, όμως σίγουρα διαφαίνεται η τάση που με επάρκεια δεδομένων σε μεταγενέστερη έρευνα θα μπορούσε να αποδειχθεί.

Από την εξέταση της απόδοσης (ευστοχία στην ανάκληση των αριθμών και στις προϋποθέσεις του τεστ) των συμμετεχόντων στο πείραμα εξήχθησαν οι δείκτες IQ και ο συνολικός δείκτης απόδοσης. Ο δείκτης IQ δεν έδειξε διαφοροποιήσεις μεταξύ υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες. Κάτι τέτοιο δεν αντιβαίνει στην γενική αντίληψη ότι τα άτομα με μαθησιακές δυσκολίες έχουν ιδιαίτερη ευφυΐα που αν και δεν εκδηλώνεται στην επίδοση στα μαθήματα μπορεί να εκδηλωθεί σε άλλους τομείς όπως ζωγραφική, μουσική, γεωμετρία. Ο δεύτερος δείκτης που εξετάστηκε ήταν ο δείκτης συνολικής απόδοσης που προσαρμόστηκε στο τεστ Wechsler. Βρέθηκε ότι η ελάχιστη πολυπλοκότητα αριθμών που προκαλούν δυσκολία στην ανάκληση για το σύνολο των εξεταζόμενων παιδιών είναι οι 4 αριθμοί. Για μεγαλύτερη πολυπλοκότητα ζητούμενων αριθμών η απόδοση των εξεταζόμενων παιδιών μειώνεται δραματικά όπως αποτυπώνεται στον δείκτη συνολικής απόδοσης. Αν οι ομάδες (υγιείς, άτομα με μαθησιακές δυσκολίες) διαχωριστούν και αναζητηθούν οι διαφοροποιήσεις στο ποσοστό του επιμέρους δείκτη απόδοσης με τη βοήθεια του τεστ X^2 βρίσκεται ότι διαφοροποιήσεις παρατηρούνται στις πολυπλοκότητες 4 και 6 αριθμών. Αν κατόπιν διαχωριστούν οι ερωτήσεις του τεστ σε αυτές που προκύπτουν από χαμηλόσυχο και υψίσυχο σήμα ερεθισμού παρατηρείται ότι για τις χαμηλές συχνότητες εξαλείφεται η διαφοροποίηση των ομάδων κατά X^2 όσον αφορά τον επιμέρους δείκτη απόδοσης. Δηλαδή τα παιδιά με μαθησιακές δυσκολίες παρουσιάζουν μεγαλύτερη αδυναμία να απομνημονεύσουν τους αριθμούς με ανάστροφη σειρά όπως και διαισθητικά φαίνεται λογικό. Η απόδοση μνήμης βρέθηκε να είναι σημαντικά μεγαλύτερη για την ομάδα των υγιών απ' ότι για την ομάδα με μαθησιακές δυσκολίες. Στη συνέχεια επιδιώχθηκε η

συσχέτιση της απόδοσης μνήμης με τα πλάτη και τις χρονικές καθυστερήσεις των τιμών των ερεθισμάτων υψηλής και χαμηλής συχνότητας. Για το P50 που υποδείχθηκε από τους γιατρούς ως η προσφορότερη κορύφωση για ανάλυση, οι συσχετίσεις έχουν αρνητικό πρόσημο, το οποίο σημαίνει ότι οι υψηλότερες τιμές πλάτους P50 και οι μεγαλύτερες χρονικές καθυστερήσεις συνδέονται με χαμηλότερη απόδοση μνήμης. Αντίθετα η απόδοση μνήμης δεν συσχετίζεται ούτε με την ηλικία ούτε με το δείκτη νοημοσύνης.

Κατά την φασματική ανάλυση και την οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος ηρεμίας επιβεβαιώνεται η ύπαρξη χαρακτηριστικών ρυθμών. Κατά τη σύγκριση των ενεργειών ανά ομάδα, φύλο, διάγνωση μεμονωμένα δεν εξήχθησαν ουσιαστικά συμπεράσματα. Όμως οι χαμηλές p-values ενεργειών ανά διάγνωση και φύλο αποτέλεσαν το κίνητρο εξέτασης του συνδυασμού φύλου και διάγνωσης, οπότε παρατηρήθηκαν έντονες διαφοροποιήσεις στον α -ρυθμό (6 από 15 ηλεκτρόδια). Για το λόγο αυτό θεωρήθηκε σκόπιμο να εξεταστεί περαιτέρω ο α -ρυθμός. Έτσι λοιπόν ο α -ρυθμός διαχωρίζεται σε δύο υπορυθμούς τον α -χαμηλό ρυθμό (7-10Hz) και τον α -υψηλό ρυθμό (10-13Hz). Παρατηρήθηκε ότι ο συνδυασμός φύλου και διάγνωσης παρουσιάζει διαφοροποιήσεις σε 8 ηλεκτρόδια στον α -υψηλό ρυθμό ενώ μόνο σε 3 ηλεκτρόδια στον α -χαμηλό ρυθμό. Επιπλέον, για κάθε περιοχή συχνοτήτων, η στατιστική σημαντικότητα του συνδυασμού των δύο παραμέτρων εξαρτάται επίσης από τη θέση των ηλεκτροδίων. Ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι για τον α -υψηλό ρυθμό η στατιστική σημαντικότητα διαπιστώνεται σε όλα τα μετωπικά ηλεκτρόδια, ενώ για τον α -χαμηλό ρυθμό τα σημαντικότερα ηλεκτρόδια βρίσκονται στα ινιακά ηλεκτρόδια.

Στο χρονικό διάστημα της κορύφωσης N100 παρατηρήθηκαν διαφοροποιήσεις μεταξύ σημάτων υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες (Student t-test) τουλάχιστον σε κάποιο χρονικό παράθυρο σε 8 από τα 15 ηλεκτρόδια. Το χρονικό παράθυρο στο οποίο παρουσιάζουν διαφορές τα περισσότερα ηλεκτρόδια (7 από 8) είναι το διάστημα 86-102msec. Στη συνέχεια, εφαρμόστηκε η μέθοδος LORETA για την επίλυση του αντίστροφου προβλήματος και πραγματοποιήθηκε το τεστ monte-carlo πηγή προς πηγή. Για το παραπάνω χρονικό διάστημα, 78 συνολικά εσωτερικές πηγές παρουσίασαν διαφοροποιήσεις μεταξύ υγιών και ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες. Το ενδιαφέρον είναι ότι οι εσωτερικές αυτές πηγές είναι αρκετά ομαδοποιημένες σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου και βρίσκονται στις περιοχές Brodmann area 2,

5, 6, 7, 24, 31, 40. Οι περιοχές αυτές βρίσκονται στην πλειοψηφία τους στον βρεγματικό λοβό και στην υπερμεσολόβια έλικα του εγκεφάλου.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι

Παρακάτω παρουσιάζονται τα t-test πλατών μεταξύ των δύο ομάδων (υγιείς και άτομα με μαθησιακές δυσκολίες) για τις κορυφώσεις P50, N100, P200, N200, P300, P600

P50

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
P50A_1	Equal variances assumed	.147	.702	.331	55	.742	.2908	.87930	-1.47139	2.05292
	Equal variances not assumed			.342	39.662	.734	.2908	.84898	-1.42555	2.00708
P50A_2	Equal variances assumed	.218	.643	-.631	55	.531	-.6131	.97133	-2.55963	1.33353
	Equal variances not assumed			-.623	34.856	.538	-.6131	.98442	-2.61183	1.38573
P50A_3	Equal variances assumed	.073	.788	-1.091	55	.280	-1.3672	1.25274	-3.87776	1.14334
	Equal variances not assumed			-1.123	38.985	.268	-1.3672	1.21733	-3.82952	1.09510

P50A_4	Equal variances assumed	.130	.719	-.238	55	.813	-.2610	1.09663	-2.45868	1.93673
	Equal variances not assumed			-.234	34.553	.816	-.2610	1.11514	-2.52588	2.00393
P50A_5	Equal variances assumed	.045	.833	-1.020	55	.312	-.9999	.98076	-2.96541	.96557
	Equal variances not assumed			-1.011	35.288	.319	-.9999	.98933	-3.00778	1.00794
P50A_6	Equal variances assumed	.151	.699	-.011	55	.991	-.0129	1.20104	-2.41986	2.39401
	Equal variances not assumed			-.011	35.018	.992	-.0129	1.21509	-2.47963	2.45379
P50A_7	Equal variances assumed	.739	.394	-.518	55	.607	-.5911	1.14145	-2.87861	1.69640
	Equal variances not assumed			-.533	38.952	.597	-.5911	1.10952	-2.83542	1.65321
P50A_8	Equal variances assumed	.232	.632	.407	55	.686	.4452	1.09383	-1.74693	2.63725
	Equal variances not assumed			.408	36.238	.686	.4452	1.09235	-1.76973	2.66004
P50A_9	Equal variances assumed	.042	.838	.476	55	.636	.3541	.74346	-1.13581	1.84403
	Equal variances not assumed			.451	31.317	.655	.3541	.78578	-1.24785	1.95607
P50A_10	Equal variances assumed	.284	.596	-1.124	55	.266	-.7795	.69360	-2.16953	.61048

P50A_11	Equal variances not assumed			-1.063	31.257	.296	-.7795	.73366	-2.27534	.71629
	Equal variances assumed	2.967	.091	-.630	55	.532	-.6176	.98099	-2.58351	1.34840
P50A_12	Equal variances not assumed			-.697	47.144	.489	-.6176	.88604	-2.39990	1.16479
	Equal variances assumed	.139	.711	-.715	55	.478	-.6468	.90480	-2.46007	1.16644
P50A_13	Equal variances not assumed			-.695	33.509	.492	-.6468	.93103	-2.53991	1.24628
	Equal variances assumed	.237	.628	-.225	55	.823	-.1845	.81896	-1.82570	1.45675
P50A_14	Equal variances not assumed			-.231	38.592	.819	-.1845	.79881	-1.80077	1.43182
	Equal variances assumed	1.156	.287	-.188	55	.851	-.2257	1.19804	-2.62658	2.17527
P50A_15	Equal variances not assumed			-.200	42.406	.842	-.2257	1.12811	-2.50163	2.05031
	Equal variances assumed	.307	.582	.116	55	.908	.1615	1.39713	-2.63844	2.96138
	Equal variances not assumed			.114	34.905	.910	.1615	1.41521	-2.71183	3.03478

N100

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
N100A_1	Equal variances assumed	.714	.402	-3.300	55	.002	-3.3168	1.00502	-5.33094	-1.30275
	Equal variances not assumed			-3.507	42.479	.001	-3.3168	.94574	-5.22478	-1.40891
N100A_2	Equal variances assumed	.009	.924	-3.220	55	.002	-3.0614	.95065	-4.96659	-1.15630
	Equal variances not assumed			-3.184	35.053	.003	-3.0614	.96140	-5.01309	-1.10980
N100A_3	Equal variances assumed	.100	.753	-2.230	55	.030	-2.9866	1.33952	-5.67101	-.30210
	Equal variances not assumed			-2.281	38.393	.028	-2.9866	1.30909	-5.63577	-.33734
N100A_4	Equal variances assumed	.096	.758	-2.438	55	.018	-3.2491	1.33296	-5.92042	-.57779
	Equal variances not assumed			-2.518	39.366	.016	-3.2491	1.29059	-5.85879	-.63942
N100A_5	Equal variances assumed	.049	.825	-3.858	55	.000	-3.9179	1.01557	-5.95317	-1.88267
	Equal variances not assumed			-3.982	39.293	.000	-3.9179	.98397	-5.90771	-1.92813
N100A_6	Equal variances assumed	.948	.335	-3.006	55	.004	-3.6274	1.20676	-6.04584	-1.20906

N100A_7	Equal variances not assumed			-3.443	50.789	.001	-3.6274	1.05354	-5.74273	-1.51216
	Equal variances assumed	.487	.488	-2.566	55	.013	-3.6066	1.40558	-6.42339	-.78971
N100A_8	Equal variances not assumed			-2.755	43.657	.009	-3.6066	1.30896	-6.24518	-.96793
	Equal variances assumed	.596	.443	-2.464	55	.017	-3.3091	1.34278	-6.00013	-.61814
N100A_9	Equal variances not assumed			-2.647	43.686	.011	-3.3091	1.25017	-5.82919	-.78907
	Equal variances assumed	.156	.694	-1.334	55	.188	-1.2956	.97094	-3.24145	.65018
N100A_10	Equal variances not assumed			-1.234	29.643	.227	-1.2956	1.04972	-3.44053	.84927
	Equal variances assumed	1.751	.191	-1.787	55	.079	-1.6357	.91536	-3.47011	.19874
N100A_11	Equal variances not assumed			-1.973	46.823	.054	-1.6357	.82911	-3.30381	.03244
	Equal variances assumed	1.717	.196	-2.230	55	.030	-3.0357	1.36143	-5.76405	-.30732
N100A_12	Equal variances not assumed			-2.441	45.868	.019	-3.0357	1.24354	-5.53899	-.53238
	Equal variances assumed	.016	.900	-1.692	55	.096	-1.7161	1.01405	-3.74827	.31611
	Equal variances not assumed			-1.691	36.050	.099	-1.7161	1.01467	-3.77382	.34166

N100A_13	Equal variances assumed	.254	.616	-2.611	55	.012	-2.6191	1.00313	-4.62943	-60878
	Equal variances not assumed			-2.616	36.307	.013	-2.6191	1.00106	-4.64875	-58946
N100A_14	Equal variances assumed	.684	.412	-2.336	55	.023	-2.9596	1.26709	-5.49889	-42027
	Equal variances not assumed			-2.567	46.310	.014	-2.9596	1.15289	-5.27981	-63935
N100A_15	Equal variances assumed	1.731	.194	-2.829	55	.006	-4.1633	1.47149	-7.11223	-1.21435
	Equal variances not assumed			-3.281	51.945	.002	-4.1633	1.26902	-6.70983	-1.61675

P200

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
P200A_1	Equal variances assumed	1.325	.255	-1.248	55	.217	-1.6436	1.31658	-4.28213	.99486
	Equal variances not assumed			-1.123	27.791	.271	-1.6436	1.46353	-4.64255	1.35528

P200A_2	Equal variances assumed	1.411	.240	-1.559	55	.125	-1.4909	.95613	-3.40699	.42525
	Equal variances not assumed			-1.461	30.557	.154	-1.4909	1.02074	-3.57390	.59216
P200A_3	Equal variances assumed	.191	.664	-1.092	55	.280	-1.5438	1.41435	-4.37824	1.29061
	Equal variances not assumed			-1.045	32.228	.304	-1.5438	1.47781	-4.55317	1.46554
P200A_4	Equal variances assumed	.061	.806	-.441	55	.661	-.6138	1.39131	-3.40200	2.17448
	Equal variances not assumed			-.427	33.127	.672	-.6138	1.43806	-3.53910	2.31157
P200A_5	Equal variances assumed	.560	.457	-1.147	55	.257	-1.3019	1.13549	-3.57747	.97368
	Equal variances not assumed			-1.052	29.110	.301	-1.3019	1.23706	-3.83156	1.22777
P200A_6	Equal variances assumed	.037	.848	-1.171	55	.246	-1.2818	1.09420	-3.47465	.91101
	Equal variances not assumed			-1.157	34.978	.255	-1.2818	1.10748	-3.53016	.96653
P200A_7	Equal variances assumed	.079	.780	-.423	55	.674	-.5647	1.33528	-3.24062	2.11130
	Equal variances not assumed			-.421	35.690	.676	-.5647	1.34117	-3.28550	2.15618
P200A_8	Equal variances assumed	.104	.748	-.342	55	.733	-.4075	1.19050	-2.79333	1.97828

P200A_9	Equal variances not assumed			-0.354	39.476	.725	-0.4075	1.15146	-2.73568	1.92063
	Equal variances assumed	2.219	.142	-0.470	55	.640	-0.5693	1.21175	-2.99772	1.85909
P200A_10	Equal variances not assumed			-0.421	27.555	.677	-0.5693	1.35211	-3.34099	2.20236
	Equal variances assumed	.297	.588	-0.235	55	.815	-0.2575	1.09497	-2.45184	1.93689
P200A_11	Equal variances not assumed			-0.226	32.479	.823	-0.2575	1.14059	-2.57944	2.06450
	Equal variances assumed	.801	.375	-0.683	55	.498	-0.8730	1.27834	-3.43482	1.68887
P200A_12	Equal variances not assumed			-0.666	33.860	.510	-0.8730	1.31009	-3.53580	1.78985
	Equal variances assumed	.220	.641	-0.131	55	.897	-0.1506	1.15358	-2.46239	2.16128
P200A_13	Equal variances not assumed			-0.124	31.581	.902	-0.1506	1.21515	-2.62701	2.32591
	Equal variances assumed	.817	.370	.207	55	.837	.2147	1.03829	-1.86604	2.29552
P200A_14	Equal variances not assumed			.193	30.111	.849	.2147	1.11520	-2.06246	2.49193
	Equal variances assumed	.175	.677	-0.012	55	.990	-0.0154	1.24280	-2.50607	2.47518
	Equal variances not assumed			-0.012	35.226	.990	-0.0154	1.25450	-2.56163	2.53074

P200A_15	Equal variances assumed	.050	.824	-1.047	55	.300	-1.4380	1.37383	-4.19123	1.31518
	Equal variances not assumed			-1.040	35.483	.305	-1.4380	1.38294	-4.24418	1.36813

N200

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means					95% Confidence Interval of the Difference	
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
N200A_1	Equal variances assumed	.642	.427	-1.013	55	.315	-1.4734	1.45437	-4.38799	1.44125
	Equal variances not assumed			-.978	32.958	.335	-1.4734	1.50626	-4.53802	1.59128
N200A_2	Equal variances assumed	1.521	.223	-1.302	55	.198	-1.5733	1.20880	-3.99582	.84914
	Equal variances not assumed			-1.232	31.323	.227	-1.5733	1.27753	-4.17778	1.03110
N200A_3	Equal variances assumed	.336	.565	-.730	55	.469	-1.1266	1.54393	-4.22073	1.96746
	Equal variances not assumed			-.760	40.254	.452	-1.1266	1.48248	-4.12225	1.86899

N200A_4	Equal variances assumed	.046	.831	-.493	55	.624	-.8299	1.68337	-4.20344	2.54365
	Equal variances not assumed			-.517	41.038	.608	-.8299	1.60478	-4.07072	2.41093
N200A_5	Equal variances assumed	.347	.558	-.894	55	.375	-1.0393	1.16272	-3.36945	1.29082
	Equal variances not assumed			-.875	34.187	.387	-1.0393	1.18719	-3.45148	1.37285
N200A_6	Equal variances assumed	.019	.891	-.432	55	.667	-.5728	1.32481	-3.22778	2.08220
	Equal variances not assumed			-.447	39.503	.657	-.5728	1.28104	-3.16289	2.01731
N200A_7	Equal variances assumed	.305	.583	-.394	55	.695	-.6021	1.52828	-3.66482	2.46066
	Equal variances not assumed			-.421	43.152	.676	-.6021	1.42958	-3.48480	2.28065
N200A_8	Equal variances assumed	1.628	.207	-.232	55	.818	-.3854	1.66398	-3.72009	2.94930
	Equal variances not assumed			-.254	45.931	.801	-.3854	1.51905	-3.44321	2.67242
N200A_9	Equal variances assumed	.559	.458	-.154	55	.878	-.2059	1.33766	-2.88660	2.47487
	Equal variances not assumed			-.161	40.881	.873	-.2059	1.27704	-2.78514	2.37340
N200A_10	Equal variances assumed	1.009	.320	.059	55	.953	.0746	1.26988	-2.47027	2.61953

N200A_11	Equal variances not assumed			.062	42.486	.950	.0746	1.19491	-2.33598	2.48525
	Equal variances assumed	1.401	.242	-.507	55	.614	-.7798	1.53864	-3.86327	2.30375
N200A_12	Equal variances not assumed			-.571	49.002	.571	-.7798	1.36660	-3.52604	1.96652
	Equal variances assumed	3.037	.087	-.339	55	.736	-.4870	1.43838	-3.36955	2.39560
N200A_13	Equal variances not assumed			-.369	45.459	.714	-.4870	1.31854	-3.14191	2.16797
	Equal variances assumed	.037	.849	-.098	55	.923	-.1147	1.17654	-2.47259	2.24311
N200A_14	Equal variances not assumed			-.100	38.204	.921	-.1147	1.15193	-2.44630	2.21682
	Equal variances assumed	.018	.894	.077	55	.939	.1226	1.58563	-3.05512	3.30023
N200A_15	Equal variances not assumed			.079	37.645	.938	.1226	1.56103	-3.03857	3.28367
	Equal variances assumed	.299	.586	-.944	55	.349	-1.5463	1.63746	-4.82787	1.73524
	Equal variances not assumed			-.977	39.563	.334	-1.5463	1.58247	-4.74571	1.65308

P300

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
P300A_1	Equal variances assumed	1.231	.272	-.022	55	.983	-.0349	1.62205	-3.28561	3.21571
	Equal variances not assumed			-.019	27.152	.985	-.0349	1.82195	-3.77231	3.70241
P300A_2	Equal variances assumed	2.202	.144	-.980	55	.332	-1.2398	1.26562	-3.77617	1.29654
	Equal variances not assumed			-.879	27.620	.387	-1.2398	1.41073	-4.13136	1.65173
P300A_3	Equal variances assumed	1.235	.271	-.620	55	.538	-.7497	1.20829	-3.17115	1.67178
	Equal variances not assumed			-.577	30.084	.568	-.7497	1.29828	-3.40081	1.90144
P300A_4	Equal variances assumed	1.408	.240	-.257	55	.798	-.3256	1.26896	-2.86864	2.21748
	Equal variances not assumed			-.241	30.768	.811	-.3256	1.35090	-3.08161	2.43045
P300A_5	Equal variances assumed	1.115	.296	-.389	55	.699	-.5700	1.46429	-3.50449	2.36449
	Equal variances not assumed			-.360	29.555	.722	-.5700	1.58507	-3.80919	2.66919

P300A_6	Equal variances assumed	.224	.638	-.443	55	.659	-.6495	1.46589	-3.58724	2.28819
	Equal variances not assumed			-.422	31.924	.676	-.6495	1.53745	-3.78150	2.48245
P300A_7	Equal variances assumed	.469	.496	.205	55	.838	.2809	1.36739	-2.45938	3.02123
	Equal variances not assumed			.193	30.600	.849	.2809	1.45894	-2.69618	3.25802
P300A_8	Equal variances assumed	2.802	.100	.334	55	.740	.4503	1.34788	-2.25093	3.15151
	Equal variances not assumed			.304	28.433	.764	.4503	1.48339	-2.58622	3.48680
P300A_9	Equal variances assumed	.013	.911	.127	55	.899	.1743	1.37397	-2.57916	2.92785
	Equal variances not assumed			.127	35.866	.900	.1743	1.37748	-2.61968	2.96836
P300A_10	Equal variances assumed	1.535	.221	.600	55	.551	.7622	1.27042	-1.78376	3.30818
	Equal variances not assumed			.657	45.872	.515	.7622	1.16037	-1.57366	3.09808
P300A_11	Equal variances assumed	.059	.810	-.450	55	.655	-.5966	1.32698	-3.25595	2.06269
	Equal variances not assumed			-.458	37.886	.650	-.5966	1.30327	-3.23523	2.04196
P300A_12	Equal variances assumed	2.165	.147	.774	55	.442	.8721	1.12609	-1.38465	3.12881

P300A_13	Equal variances not assumed			.684	26.710	.500	.8721	1.27435	-1.74400	3.48816
	Equal variances assumed	.442	.509	1.466	55	.148	1.4932	1.01868	-.54827	3.53469
P300A_14	Equal variances not assumed			1.388	31.369	.175	1.4932	1.07596	-.70018	3.68660
	Equal variances assumed	1.167	.285	-.276	55	.784	-.3362	1.21841	-2.77791	2.10559
P300A_15	Equal variances not assumed			-.253	29.058	.802	-.3362	1.32843	-3.05286	2.38055
	Equal variances assumed	1.349	.251	-.721	55	.474	-1.0918	1.51344	-4.12481	1.94118
	Equal variances not assumed			-.662	29.047	.513	-1.0918	1.65034	-4.46691	2.28328

P600

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means					95% Confidence Interval of the Difference	
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
P600A_1	Equal variances assumed	.591	.445	.106	55	.916	.2072	1.95380	-3.70829	4.12271

P600A_2	Equal variances not assumed			.098	29.473	.923	.2072	2.11743	-4.12041	4.53483
	Equal variances assumed	7.257	.009	-.636	55	.527	-.8811	1.38538	-3.65747	1.89526
P600A_3	Equal variances not assumed			-.541	24.694	.593	-.8811	1.62765	-4.23542	2.47321
	Equal variances assumed	.116	.734	-.429	55	.670	-.5242	1.22194	-2.97299	1.92467
P600A_4	Equal variances not assumed			-.412	32.530	.683	-.5242	1.27207	-3.11363	2.06531
	Equal variances assumed	3.797	.056	-.525	55	.602	-.6608	1.25959	-3.18512	1.86344
P600A_5	Equal variances not assumed			-.452	25.330	.655	-.6608	1.46152	-3.66891	2.34722
	Equal variances assumed	4.705	.034	-.103	55	.919	-.1674	1.63193	-3.43788	3.10303
P600A_6	Equal variances not assumed			-.087	24.429	.931	-.1674	1.92770	-4.14230	3.80746
	Equal variances assumed	4.001	.050	-.307	55	.760	-.4942	1.60790	-3.71648	2.72811
P600A_7	Equal variances not assumed			-.269	26.130	.790	-.4942	1.83824	-4.27182	3.28345
	Equal variances assumed	1.098	.299	-.170	55	.866	-.2337	1.37462	-2.98848	2.52111
	Equal variances not assumed			-.157	29.562	.876	-.2337	1.48784	-3.27415	2.80679

P600A_8	Equal variances assumed	3.852	.055	-.039	55	.969	-.0540	1.39994	-2.85954	2.75154
	Equal variances not assumed			-.033	25.303	.974	-.0540	1.62522	-3.39918	3.29118
P600A_9	Equal variances assumed	1.021	.317	-.032	55	.974	-.0606	1.86992	-3.80798	3.68682
	Equal variances not assumed			-.035	44.841	.972	-.0606	1.72341	-3.53206	3.41090
P600A_10	Equal variances assumed	.458	.501	.087	55	.931	.1209	1.38303	-2.65078	2.89252
	Equal variances not assumed			.092	41.474	.927	.1209	1.31325	-2.53036	2.77210
P600A_11	Equal variances assumed	.399	.530	-1.503	55	.138	-1.7819	1.18519	-4.15705	.59331
	Equal variances not assumed			-1.582	41.378	.121	-1.7819	1.12637	-4.05599	.49225
P600A_12	Equal variances assumed	2.604	.112	-.610	55	.544	-.6892	1.12896	-2.95167	1.57330
	Equal variances not assumed			-.530	25.756	.600	-.6892	1.29950	-3.36158	1.98321
P600A_13	Equal variances assumed	.033	.856	.058	55	.954	.0556	.96027	-1.86887	1.97997
	Equal variances not assumed			.056	32.609	.956	.0556	.99870	-1.97724	2.08835
P600A_14	Equal variances assumed	3.777	.057	.440	55	.662	.5300	1.20575	-1.88640	2.94635

P600A_15	Equal variances not assumed			.384	26.021	.704	.5300	1.38119	-2.30900	3.36894
	Equal variances assumed	1.527	.222	-.466	55	.643	-.7728	1.65896	-4.09748	2.55180
	Equal variances not assumed			-.412	26.738	.684	-.7728	1.87651	-4.62489	3.07921

Αντίστοιχα για τις χρονικές καθυστερήσεις των κορυφώσεων έχουμε

P50

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
P50L_1	Equal variances assumed	.707	.404	-2.591	55	.012	-12.97	5.007	-23.008	-2.940
	Equal variances not assumed			-2.769	43.116	.008	-12.97	4.685	-22.421	-3.526
P50L_2	Equal variances assumed	.597	.443	-2.871	55	.006	-13.79	4.802	-23.414	-4.165
	Equal variances not assumed			-3.075	43.356	.004	-13.79	4.484	-22.830	-4.749

P50L_3	Equal variances assumed	3.075	.085	-1.227	55	.225	-6.11	4.978	-16.081	3.870
	Equal variances not assumed			-1.372	48.332	.176	-6.11	4.448	-15.048	2.837
P50L_4	Equal variances assumed	.893	.349	-1.092	55	.280	-5.58	5.109	-15.817	4.659
	Equal variances not assumed			-1.170	43.441	.248	-5.58	4.767	-15.189	4.031
P50L_5	Equal variances assumed	3.433	.069	-3.099	55	.003	-15.16	4.891	-24.961	-5.355
	Equal variances not assumed			-3.412	46.533	.001	-15.16	4.442	-24.096	-6.220
P50L_6	Equal variances assumed	2.431	.125	-2.648	55	.011	-13.05	4.929	-22.931	-3.175
	Equal variances not assumed			-2.987	49.183	.004	-13.05	4.371	-21.835	-4.271
P50L_7	Equal variances assumed	1.848	.180	-1.413	55	.163	-6.39	4.527	-15.467	2.677
	Equal variances not assumed			-1.549	46.025	.128	-6.39	4.129	-14.706	1.917
P50L_8	Equal variances assumed	1.668	.202	-1.060	55	.294	-4.76	4.493	-13.767	4.241
	Equal variances not assumed			-1.199	49.491	.236	-4.76	3.972	-12.744	3.217
P50L_9	Equal variances assumed	.129	.720	-.324	55	.747	-2.24	6.899	-16.063	11.589

N100

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means					95% Confidence Interval of the Difference	
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
N100L_1	Equal variances assumed	.055	.816	.242	55	.810	1.95	8.047	-14.179	18.074
	Equal variances not assumed			.242	36.280	.810	1.95	8.033	-14.339	18.234
N100L_2	Equal variances assumed	.437	.511	-.567	55	.573	-4.53	7.980	-20.519	11.466
	Equal variances not assumed			-.577	37.805	.567	-4.53	7.844	-20.408	11.355
N100L_3	Equal variances assumed	1.891	.175	-.407	55	.685	-2.95	7.238	-17.452	11.558
	Equal variances not assumed			-.426	40.645	.673	-2.95	6.925	-16.936	11.041
N100L_4	Equal variances assumed	.199	.657	-.824	55	.413	-5.61	6.800	-19.233	8.022
	Equal variances not assumed			-.846	38.739	.403	-5.61	6.623	-19.005	7.795
N100L_5	Equal variances assumed	.282	.597	-.274	55	.785	-2.21	8.072	-18.386	13.965

N100L_6	Equal variances not assumed			-0.274	36.144	.786	-2.21	8.069	-18.572	14.151
	Equal variances assumed	1.011	.319	-1.098	55	.277	-7.84	7.140	-22.150	6.466
N100L_7	Equal variances not assumed			-1.136	39.507	.263	-7.84	6.904	-21.800	6.116
	Equal variances assumed	.404	.528	-1.330	55	.189	-9.82	7.381	-24.608	4.976
N100L_8	Equal variances not assumed			-1.355	37.951	.183	-9.82	7.245	-24.483	4.851
	Equal variances assumed	.475	.494	-1.373	55	.175	-9.82	7.151	-24.146	4.515
N100L_9	Equal variances not assumed			-1.373	36.166	.178	-9.82	7.147	-24.307	4.676
	Equal variances assumed	6.834	.012	.443	55	.659	3.76	8.486	-13.242	20.769
N100L_10	Equal variances not assumed			.484	45.406	.631	3.76	7.782	-11.907	19.433
	Equal variances assumed	2.819	.099	-.151	55	.881	-1.08	7.154	-15.415	13.257
N100L_11	Equal variances not assumed			-.164	45.174	.870	-1.08	6.574	-14.318	12.161
	Equal variances assumed	.202	.655	-3.296	55	.002	-20.50	6.219	-32.963	-8.037
	Equal variances not assumed			-3.189	33.123	.003	-20.50	6.428	-33.576	-7.424

P200L_1	Equal variances assumed	.474	.494	1.735	55	.088	23.34	13.456	-3.625	50.309
	Equal variances not assumed			1.764	37.772	.086	23.34	13.231	-3.448	50.132
P200L_2	Equal variances assumed	4.837	.032	1.418	55	.162	19.24	13.568	-7.954	46.427
	Equal variances not assumed			1.470	39.807	.149	19.24	13.082	-7.207	45.681
P200L_3	Equal variances assumed	5.933	.018	2.609	55	.012	34.53	13.232	8.008	61.045
	Equal variances not assumed			2.760	41.972	.009	34.53	12.509	9.282	59.770
P200L_4	Equal variances assumed	2.403	.127	.743	55	.460	10.18	13.698	-17.268	37.636
	Equal variances not assumed			.763	38.748	.450	10.18	13.341	-16.807	37.175
P200L_5	Equal variances assumed	.225	.637	.910	55	.367	11.74	12.903	-14.121	37.595
	Equal variances not assumed			.894	34.476	.378	11.74	13.132	-14.937	38.410
P200L_6	Equal variances assumed	.991	.324	1.223	55	.226	15.89	12.992	-10.141	41.931
	Equal variances not assumed			1.246	37.879	.221	15.89	12.761	-9.940	41.730
P200L_7	Equal variances assumed	.003	.960	.362	55	.719	5.11	14.094	-23.140	33.350

	Equal variances not assumed			.360	35.529	.721	5.11	14.180	-23.667	33.878
P200L_8	Equal variances assumed	6.669	.013	1.540	55	.129	18.87	12.253	-5.686	43.423
	Equal variances not assumed			1.625	41.700	.112	18.87	11.611	-4.568	42.305
P200L_9	Equal variances assumed	.145	.705	-.279	55	.781	-3.42	12.259	-27.988	21.146
	Equal variances not assumed			-.274	34.433	.786	-3.42	12.482	-28.776	21.934
P200L_10	Equal variances assumed	1.381	.245	1.168	55	.248	14.79	12.660	-10.582	40.161
	Equal variances not assumed			1.133	33.327	.265	14.79	13.055	-11.761	41.340
P200L_11	Equal variances assumed	.461	.500	.069	55	.946	.97	14.189	-27.461	29.408
	Equal variances not assumed			.068	34.939	.946	.97	14.367	-28.195	30.142
P200L_12	Equal variances assumed	.008	.929	1.543	55	.129	21.37	13.849	-6.386	49.123
	Equal variances not assumed			1.557	37.000	.128	21.37	13.723	-6.437	49.174
P200L_13	Equal variances assumed	7.683	.008	2.512	55	.015	33.18	13.209	6.712	59.657
	Equal variances not assumed			2.653	41.776	.011	33.18	12.509	7.936	58.432

P200L_14	Equal variances assumed	15.108	.000	1.766	55	.083	18.13	10.268	-2.445	38.708
	Equal variances not assumed			2.048	51.944	.046	18.13	8.855	.362	35.901
P200L_15	Equal variances assumed	6.301	.015	1.991	55	.051	24.18	12.148	-.162	48.530
	Equal variances not assumed			2.106	41.994	.041	24.18	11.482	1.013	47.355

N200

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means					95% Confidence Interval of the Difference	
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
N200L_1	Equal variances assumed	2.014	.162	-2.202	55	.032	-14.74	6.692	-28.149	-1.325
	Equal variances not assumed			-2.445	47.473	.018	-14.74	6.027	-26.858	-2.615
N200L_2	Equal variances assumed	1.105	.298	-1.706	55	.094	-11.37	6.662	-24.719	1.982
	Equal variances not assumed			-1.805	41.987	.078	-11.37	6.297	-24.076	1.339

N200L_3	Equal variances assumed	3.257	.077	-1.217	55	.229	-7.92	6.510	-20.968	5.126
	Equal variances not assumed			-1.474	54.735	.146	-7.92	5.372	-18.688	2.846
N200L_4	Equal variances assumed	3.218	.078	-2.036	55	.047	-12.76	6.268	-25.324	-.202
	Equal variances not assumed			-2.525	54.962	.014	-12.76	5.055	-22.895	-2.632
N200L_5	Equal variances assumed	3.625	.062	-1.985	55	.052	-14.34	7.227	-28.825	.141
	Equal variances not assumed			-2.162	45.320	.036	-14.34	6.633	-27.699	-.986
N200L_6	Equal variances assumed	3.855	.055	-1.899	55	.063	-13.82	7.275	-28.395	.763
	Equal variances not assumed			-2.219	52.614	.031	-13.82	6.225	-26.304	-1.328
N200L_7	Equal variances assumed	1.512	.224	-1.627	55	.109	-11.29	6.937	-25.192	2.613
	Equal variances not assumed			-1.950	54.277	.056	-11.29	5.790	-22.896	.317
N200L_8	Equal variances assumed	.160	.691	-1.423	55	.160	-9.11	6.398	-21.928	3.717
	Equal variances not assumed			-1.517	42.827	.137	-9.11	6.002	-21.211	3.001
N200L_9	Equal variances assumed	1.231	.272	.641	55	.524	6.21	9.685	-13.200	25.621

	Equal variances not assumed			.696	44.963	.490	6.21	8.917	-11.750	24.171
N200L_10	Equal variances assumed	3.518	.066	-1.105	55	.274	-11.16	10.093	-31.385	9.070
	Equal variances not assumed			-1.219	46.687	.229	-11.16	9.153	-29.575	7.259
N200L_11	Equal variances assumed	8.116	.006	-1.622	55	.111	-10.42	6.425	-23.298	2.456
	Equal variances not assumed			-2.087	53.039	.042	-10.42	4.993	-20.435	-.407
N200L_12	Equal variances assumed	3.820	.056	-1.433	55	.158	-10.89	7.603	-26.131	4.342
	Equal variances not assumed			-1.737	54.750	.088	-10.89	6.271	-23.463	1.674
N200L_13	Equal variances assumed	4.173	.046	-2.310	55	.025	-12.76	5.526	-23.837	-1.690
	Equal variances not assumed			-2.870	54.931	.006	-12.76	4.447	-21.676	-3.850
N200L_14	Equal variances assumed	1.410	.240	-.835	55	.407	-4.79	5.735	-16.283	6.704
	Equal variances not assumed			-.981	53.058	.331	-4.79	4.880	-14.577	4.998
N200L_15	Equal variances assumed	5.122	.028	-2.140	55	.037	-15.13	7.070	-29.301	-.962
	Equal variances not assumed			-2.585	54.618	.012	-15.13	5.855	-26.866	-3.397

P300

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means					95% Confidence Interval of the Difference	
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
P300L_1	Equal variances assumed	.151	.699	-.889	55	.378	-17.79	20.010	-57.891	22.312
	Equal variances not assumed			-.880	35.132	.385	-17.79	20.219	-58.831	23.252
P300L_2	Equal variances assumed	.108	.744	-.504	55	.616	-9.76	19.381	-48.603	29.077
	Equal variances not assumed			-.495	34.495	.624	-9.76	19.720	-49.819	30.293
P300L_3	Equal variances assumed	.431	.514	-.870	55	.388	-15.24	17.521	-50.350	19.877
	Equal variances not assumed			-.853	34.375	.399	-15.24	17.852	-51.503	21.029
P300L_4	Equal variances assumed	1.953	.168	-1.141	55	.259	-20.79	18.226	-57.315	15.736
	Equal variances not assumed			-1.063	30.181	.296	-20.79	19.557	-60.720	19.142
P300L_5	Equal variances assumed	.338	.564	-.658	55	.513	-12.92	19.637	-52.275	26.433

P300L_6	Equal variances not assumed			-0.644	34.098	.524	-12.92	20.071	-53.706	27.864
	Equal variances assumed	1.284	.262	-0.948	55	.347	-19.29	20.357	-60.085	21.506
P300L_7	Equal variances not assumed			-0.906	32.173	.372	-19.29	21.285	-62.636	24.057
	Equal variances assumed	.507	.480	-1.043	55	.301	-20.66	19.801	-60.340	19.024
P300L_8	Equal variances not assumed			-1.003	32.639	.323	-20.66	20.586	-62.558	21.242
	Equal variances assumed	.002	.968	-0.017	55	.987	-.37	21.913	-44.284	43.547
P300L_9	Equal variances not assumed			-0.016	34.129	.987	-.37	22.389	-45.862	45.125
	Equal variances assumed	.000	.991	.356	55	.724	8.79	24.722	-40.755	58.334
P300L_10	Equal variances not assumed			.359	37.038	.722	8.79	24.487	-40.824	58.403
	Equal variances assumed	.269	.606	-1.033	55	.306	-23.39	22.641	-68.768	21.979
P300L_11	Equal variances not assumed			-1.036	36.344	.307	-23.39	22.586	-69.185	22.396
	Equal variances assumed	.150	.700	-0.413	55	.681	-8.21	19.862	-48.014	31.593
	Equal variances not assumed			-0.396	32.268	.695	-8.21	20.743	-50.448	34.027

P300L_12	Equal variances assumed	.827	.367	.597	55	.553	11.76	19.702	-27.720	51.247
	Equal variances not assumed			.557	30.252	.582	11.76	21.120	-31.356	54.882
P300L_13	Equal variances assumed	.138	.712	-1.210	55	.232	-26.32	21.751	-69.906	17.274
	Equal variances not assumed			-1.173	33.338	.249	-26.32	22.426	-71.925	19.293
P300L_14	Equal variances assumed	1.857	.178	.161	55	.873	3.82	23.734	-43.749	51.381
	Equal variances not assumed			.154	32.287	.879	3.82	24.781	-46.644	54.276
P300L_15	Equal variances assumed	.683	.412	-.756	55	.453	-16.63	21.990	-60.701	27.438
	Equal variances not assumed			-.735	33.549	.467	-16.63	22.618	-62.619	29.356

P600

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
P600L_1	Equal variances assumed	.064	.801	-.142	55	.888	-4.39	30.954	-66.428	57.638

P600L_8	Equal variances assumed	.010	.920	-.661	55	.511	-19.84	30.027	-80.017	40.332
	Equal variances not assumed			-.656	35.469	.516	-19.84	30.230	-81.184	41.500
P600L_9	Equal variances assumed	3.432	.069	-.986	55	.328	-30.13	30.561	-91.377	31.114
	Equal variances not assumed			-1.029	40.516	.309	-30.13	29.274	-89.272	29.009
P600L_10	Equal variances assumed	.307	.582	.486	55	.629	13.55	27.881	-42.323	69.428
	Equal variances not assumed			.482	35.231	.633	13.55	28.142	-43.566	70.671
P600L_11	Equal variances assumed	.579	.450	-2.024	55	.048	-55.29	27.315	-110.030	-.549
	Equal variances not assumed			-2.077	38.695	.044	-55.29	26.617	-109.140	-1.439
P600L_12	Equal variances assumed	.031	.860	-2.117	55	.039	-56.00	26.447	-109.000	-3.000
	Equal variances not assumed			-2.126	36.513	.040	-56.00	26.336	-109.386	-2.614
P600L_13	Equal variances assumed	1.711	.196	-1.526	55	.133	-41.18	26.981	-95.254	12.886
	Equal variances not assumed			-1.592	40.396	.119	-41.18	25.873	-93.459	11.091
P600L_14	Equal variances assumed	.312	.579	-.204	55	.839	-5.71	27.972	-61.767	50.346

P600L_15	Equal variances not assumed			-210	38.746	.835	-5.71	27.243	-60.827	49.406
	Equal variances assumed	.323	.572	-132	55	.895	-3.68	27.827	-59.451	52.083
	Equal variances not assumed			-133	36.711	.895	-3.68	27.654	-59.732	52.363

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ

Ο πίνακας αλληλεπίδρασης ΕΔΑ και ομάδας (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες) για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης

GROUPID * TF Crosstabulation

COMPLEXI				TF		Total
				0	1	
2	GROUPID	Controls	Count	4	32	36
			Expected Count	6.1	29.9	36.0
			% within GROUPID	11.1%	88.9%	100.0%
		% of Total	3.6%	28.6%	32.1%	
		Learning Difficulties	Count	15	61	76
			Expected Count	12.9	63.1	76.0
	% within GROUPID		19.7%	80.3%	100.0%	
	Total	% of Total	13.4%	54.5%	67.9%	
		Count	19	93	112	
		Expected Count	19.0	93.0	112.0	
		% within GROUPID	17.0%	83.0%	100.0%	
		% of Total	17.0%	83.0%	100.0%	
3	GROUPID	Controls	Count	45	63	108
			Expected Count	47.9	60.1	108.0
			% within GROUPID	41.7%	58.3%	100.0%
		% of Total	13.4%	18.8%	32.1%	
		Learning Difficulties	Count	104	124	228
			Expected Count	101.1	126.9	228.0
	% within GROUPID		45.6%	54.4%	100.0%	
	Total	% of Total	31.0%	36.9%	67.9%	
		Count	149	187	336	
		Expected Count	149.0	187.0	336.0	
		% within GROUPID	44.3%	55.7%	100.0%	
		% of Total	44.3%	55.7%	100.0%	
4	GROUPID	Controls	Count	60	84	144
			Expected Count	74.9	69.1	144.0
			% within GROUPID	41.7%	58.3%	100.0%
		% of Total	13.4%	18.8%	32.1%	
		Learning Difficulties	Count	173	131	304
			Expected Count	158.1	145.9	304.0
	% within GROUPID		56.9%	43.1%	100.0%	
	Total	% of Total	38.6%	29.2%	67.9%	
		Count	233	215	448	
		Expected Count	233.0	215.0	448.0	
		% within GROUPID	52.0%	48.0%	100.0%	
		% of Total				

5	GROUPID	Controls	% of Total	52.0%	48.0%	100.0%
			Count	106	38	144
			Expected Count	108.0	36.0	144.0
			% within GROUPID	73.6%	26.4%	100.0%
			% of Total	23.7%	8.5%	32.1%
			Count	230	74	304
		Learning Difficulties	Expected Count	228.0	76.0	304.0
			% within GROUPID	75.7%	24.3%	100.0%
			% of Total	51.3%	16.5%	67.9%
			Count	336	112	448
			Expected Count	336.0	112.0	448.0
			% within GROUPID	75.0%	25.0%	100.0%
6	GROUPID	Controls	% of Total	75.0%	25.0%	100.0%
			Count	129	15	144
			Expected Count	134.4	9.6	144.0
			% within GROUPID	89.6%	10.4%	100.0%
			% of Total	28.8%	3.3%	32.1%
			Count	289	15	304
		Learning Difficulties	Expected Count	283.6	20.4	304.0
			% within GROUPID	95.1%	4.9%	100.0%
			% of Total	64.5%	3.3%	67.9%
			Count	418	30	448
			Expected Count	418.0	30.0	448.0
			% within GROUPID	93.3%	6.7%	100.0%
7	GROUPID	Controls	% of Total	93.3%	6.7%	100.0%
			Count	140	4	144
			Expected Count	142.1	1.9	144.0
			% within GROUPID	97.2%	2.8%	100.0%
			% of Total	31.3%	.9%	32.1%
			Count	302	2	304
		Learning Difficulties	Expected Count	299.9	4.1	304.0
			% within GROUPID	99.3%	.7%	100.0%
			% of Total	67.4%	.4%	67.9%
			Count	442	6	448
			Expected Count	442.0	6.0	448.0
			% within GROUPID	98.7%	1.3%	100.0%
8	GROUPID	Controls	% of Total	98.7%	1.3%	100.0%
			Count	144		144
			Expected Count	144.0		144.0
			% within GROUPID	100.0%		100.0%
			% of Total	32.1%		32.1%
			Count	304		304
		Learning Difficulties	Expected Count	304.0		304.0
			% within GROUPID	100.0%		100.0%
			% of Total	67.9%		67.9%

9	Total		Count	448	448
			Expected Count	448.0	448.0
			% within GROUPID	100.0%	100.0%
			% of Total	100.0%	100.0%
	GROUPID	Controls	Count	72	72
			Expected Count	72.0	72.0
			% within GROUPID	100.0%	100.0%
			% of Total	32.1%	32.1%
		Learning Difficulties	Count	152	152
			Expected Count	152.0	152.0
			% within GROUPID	100.0%	100.0%
			% of Total	67.9%	67.9%
	Total		Count	224	224
			Expected Count	224.0	224.0
			% within GROUPID	100.0%	100.0%
% of Total			100.0%	100.0%	

Αποτελέσματα του τεστ χ^2 για την αλληλεπίδραση ΕΔΑ και ομάδας (υγιείς, μαθησιακές δυσκολίες) για κάθε πολυπλοκότητα ερώτησης

Chi-Square Tests

COMPLEXI		Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
2	Pearson Chi-Square	1.290(b)	1	.256		
	Continuity Correction(a)	.751	1	.386		
	Likelihood Ratio	1.372	1	.241		
	Fisher's Exact Test				.295	.195
	Linear-by-Linear Association	1.279	1	.258		
	N of Valid Cases	112				
	3	Pearson Chi-Square	.463(c)	1	.496	
Continuity Correction(a)		.317	1	.574		
Likelihood Ratio		.464	1	.496		
Fisher's Exact Test					.557	.287
Linear-by-Linear Association		.461	1	.497		
N of Valid Cases		336				
4	Pearson Chi-Square	9.094(d)	1	.003		
	Continuity Correction(a)	8.494	1	.004		
	Likelihood Ratio	9.117	1	.003		

	Fisher's Exact Test				.003	.002
	Linear-by-Linear Association	9.074	1	.003		
	N of Valid Cases	448				
5	Pearson Chi-Square	.218(e)	1	.640		
	Continuity Correction(a)	.123	1	.726		
	Likelihood Ratio	.217	1	.641		
	Fisher's Exact Test				.642	.361
	Linear-by-Linear Association	.218	1	.641		
	N of Valid Cases	448				
6	Pearson Chi-Square	4.701(f)	1	.030		
	Continuity Correction(a)	3.864	1	.049		
	Likelihood Ratio	4.411	1	.036		
	Fisher's Exact Test				.042	.027
	Linear-by-Linear Association	4.690	1	.030		
	N of Valid Cases	448				
7	Pearson Chi-Square	3.323(g)	1	.068		
	Continuity Correction(a)	1.913	1	.167		
	Likelihood Ratio	3.037	1	.081		
	Fisher's Exact Test				.087	.087
	Linear-by-Linear Association	3.316	1	.069		
	N of Valid Cases	448				
8	Pearson Chi-Square	.(h)				
	N of Valid Cases	448				
9	Pearson Chi-Square	.(h)				
	N of Valid Cases	224				

a Computed only for a 2x2 table

b 0 cells (.0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 6.11.

c 0 cells (.0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 47.89.

d 0 cells (.0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 69.11.

e 0 cells (.0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 36.00.

f 0 cells (.0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 9.64.

g 2 cells (50.0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 1.93.

h No statistics are computed because TF is a constant.