



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ
ΣΤΟΙΧΕΙΩΔΩΝ ΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΠΗΓΩΝ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΘΕΡΜΟΓΙΑΝΝΗΣ ΝΙΚΟΛΑΟΣ

Επιβλέπων : Καψάλης Χρήστος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

ΑΘΗΝΑ, ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 2017



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΣΤΟΙΧΕΙΩΔΩΝ ΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΠΗΓΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΘΕΡΜΟΓΙΑΝΝΗΣ ΝΙΚΟΛΑΟΣ

Επιβλέπων : Καψάλης Χρήστος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή το Σεπτέμβριο του 2017.

.....
Καψάλης Χρήστος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κωττής Παναγιώτης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Φικιώρης Γεώργιος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

ΑΘΗΝΑ, ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 2017

.....
Νικόλαος Θερμογιάννης

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

Copyright © Θερμογιάννης Νικόλαος 2017.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τη συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τη συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Στους γονείς μου Δέσποινα και Μιχάλη, τον αδερφό μου Γιάννη,
και τις θείες μου Παναγιώτα και Ελισάβετ για την έμπρακτη
υποστήριξή τους όλα αυτά τα χρόνια.

The best way to predict your future is to create it.
Abraham Lincoln

Ευχαριστίες

Ολοκληρώνοντας τη διπλωματική μου εργασία αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω τους ανθρώπους που με βοήθησαν, ο καθένας με το δικό του τρόπο, όλο αυτό τον καιρό.

Πρωτίστως θα ήθελα να εκφράσω θερμές ευχαριστίες στον επιβλέποντά μου, Καθηγητή κο Χρήστο Καψάλη, τόσο για τη εμπιστοσύνη που μου έδειξε με την ανάθεση της εργασίας αυτής, όσο και για τις πολύτιμες συμβουλές και γνώσεις που μου προσέφερε καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησής της.

Πολλές και ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω στον Υποψήφιο Διδάκτορα κο Κατσούρη Ανδριανό για την καθοδήγησή του, τις πάντα εύστοχες υποδείξεις του και την υπομονή του. Η συμβολή του υπήρξε καθοριστική στην αποκρυπτογράφηση των εγκεφαλικών λειτουργιών και στην εξέλιξη της επιστημονικής μου ταυτότητας, σε έναν τομέα απολύτως άγνωστο σε εμένα κατά τα πρώτα μου βήματα. Για το λόγο αυτό του είμαι ευγνώμων.

Εξέχοντα ρόλο διαδραμάτισε και η διαρκής και ουσιαστική συνεργασία με τον Υποψήφιο Διδάκτορα κο Σπαντιδέα Σωτήρη. Για τις γνώσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων που μου προσέφερε, τη συμβολή του στην οργάνωση των δεδομένων αλλά και για τη διαρκή διαθεσιμότητά του, τον ευχαριστώ θερμά.

Ένα μεγάλο ευχαριστώ θα ήθελα επίσης να εκφράσω σε όλους τους Υ.Δ. για τις συζητήσεις και συνεργασίες που είχαμε κατά την επιστημονική μας πορεία, αλλά και για την αρμονική μας συνύπαρξη στο χώρο του εργαστηρίου Ασυρμάτου και Επικοινωνίας Μεγάλων Αποστάσεων.

Τις μεγαλύτερες ευχαριστίες οφείλω τέλος στην οικογένειά μου και τους φίλους μου, που με την ανιδιοτελή και χωρίς περιστροφές συμπαράσταση τους κατέστησαν ουσιαστικά συμμετοχοί σε αυτή την διπλωματική εργασία.

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία αποσκοπεί στην ανάπτυξη μιας μεθόδου αξιολόγησης και απεικόνισης εγκεφαλικών σημάτων προερχόμενων από πειραματικές μετρήσεις Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, με χρήση ισοδύναμων στοιχειωδών ΗΜ πηγών. Οι προτεινόμενες μεθοδολογίες εφαρμόζονται σε σήματα Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ) ηρεμίας και σε Εγκεφαλικά Προκλητά Δυναμικά (Π.Δ.). Παράλληλα γίνεται προσπάθεια μελέτης και αξιολόγησης της επίδρασης Η/Μ ακτινοβολίας διαφορετικών χαρακτηριστικών και παραμέτρων στα ηλεκτρικά σήματα του εγκεφάλου.

Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα εγκεφαλικών σημάτων παρουσία Η/Μ ακτινοβολίας από προγενέστερα πειράματα, αλλά και από ένα πείραμα καταγραφής ΗΕΓ χωρίς επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας. Στη συνέχεια, τα δεδομένα που συνελέγησαν από τις πειραματικές μετρήσεις επεξεργάστηκαν και αναλύθηκαν με διάφορες τεχνικές.

Αρχικά, χρησιμοποιήθηκαν γνωστές και καθιερωμένες στατιστικές μέθοδοι για την ανάλυση των κορυφών των εγκεφαλικών σημάτων που προήλθαν από τα πειράματα μελέτης της επίδρασης ακτινοβολίας, εκπεμπόμενης από κινητό τηλέφωνο. Στόχος ήταν να εξεταστεί το μοτίβο ενεργοποίησης των κυματομορφών καθώς και η εξάρτησή τους από την ακτινοβολία. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η κορυφές ακολουθούν διακριτά μοτίβα ενεργοποίησης στα πρόσθια, κεντρικά και οπίσθια ηλεκτρόδια. Τέλος, οι παραπάνω διαφορές φάνηκε να επηρεάζονται σημαντικά κι από την επίδραση της ακτινοβολίας.

Στη συνέχεια, γίνεται προσπάθεια επίλυσης του αντίστροφου προβλήματος, δηλαδή του προσδιορισμού ισοδύναμων μοντέλων εγκεφαλικής δραστηριότητας, με χρήση του αλγορίθμου βελτιστοποίησης PSO που έχει αναπτυχθεί για την μοντελοποίηση της ΗΜ ακτινοβολίας στο κοντινό πεδίο σύνθετων συσκευών διαστημικού εξοπλισμού για την επίτευξη ΗΜ καθαρότητας στις διαστημικές αποστολές.

Στο πλαίσιο αυτό, ελέγχθηκε το μέσο τετραγωνικό σφάλμα που ελήφθησε από το πείραμα χωρίς και με επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας, σε σχέση με το παραγόμενο μαγνητικό δίπολο. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν συνηγορούν αφενός στην

αναγκαιότητα ύπαρξης μίας τέτοιας μεθοδολογίας κι αφετέρου στην αποτελεσματικότητα της προτεινόμενης διαδικασίας.

Στο τελευταίο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα συνολικά συμπεράσματα της διπλωματικής εργασίας και η επιστημονική συνεισφορά της. Επίσης γίνεται αναφορά σε μελλοντικές προοπτικές της παρούσας εργασίας.

Λέξεις κλειδιά: Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, Ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα, Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, Μετασχηματισμός Fourier, Ηλεκτρικά δίπολα, Μαγνητικά δίπολα, Μοντελοποίηση με πολλαπλά δίπολα, Βελτιστοποίηση Σμήνους Μονάδων.

Abstract

The present study aims to the development of a process evaluating and presenting brain signals recorded during experimental measurements of EEG, using equivalent elementary electromagnetic sources. The proposed methodology is applied to Electroencephalographic (EEG) signals and Event Related Potentials (ERP). At the same time, an attempt to study and evaluate the effect of Electromagnetic Field (EMF) radiation of different characteristics and parameters on the electrical signals of the brain is being made.

In this context, data acquired by previous experiments were used. Such data were brain signals recorded under the influence of EMF radiation and EEG measurements executed in an uncontaminated by EMF radiation environment. The data collected from the aforementioned experimental measurements were processed and analyzed by various techniques.

As a first approach, established and standard statistical methods were used to analyze the components of signals recorded during an auditory memory task, in the presence and absence of RF radiation, similar to that emitted by mobile phones. The aim was to examine the patterns of activation of the waveforms and whether these patterns were RF dependent. The results showed that the components follow distinct patterns of activation in the anterior, central and posterior brain areas. In conclusion, the application of the procedure provided an adequate model of the spatially distributed event-related dynamics that correspond to the waveforms.

The next part of the present study implicates the solution of the reverse problem, that is the specification of equivalent models of brain activities, using the optimization algorithm PSO which has been developed for modeling electromagnetic radiation in near field of complex devices in space equipment for magnetic cleanliness in space missions.

In this context, EEG signals obtained from an experiment conducted in an environment clear of EMF were used. Initially, the Goodness of Fit was checked in terms of normality. Subsequently, values with the presence of RF radiation were weighted using the Algorithm and their GoF was checked once again. In both cases,

the results obtained suggest the need for such a methodology and to the effectiveness of the proposed procedure.

The last chapter presents the overall conclusions of the thesis and its scientific contribution. Finally, references to the future perspectives of this thesis are being made.

Key words: Electromagnetic radiation, Electromagnetic compatibility, Electroencephalogram (EEG), Fourier Transform, Electric dipoles, Magnetic dipoles, Multiple Dipole Modeling (MDM), Particle Swarm Optimization (PSO).

Περιεχόμενα

Ευχαριστίες	6
Περίληψη.....	7
Abstract	9
<i>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1.....</i>	<i>15</i>
<i>ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ</i>	<i>15</i>
1.1 Νευρικά κύτταρα.....	16
1.2 Δυναμικό μεμβράνης	19
1.2.1 Δυναμικό ισορροπίας.....	20
1.2.2 Δυναμικό Ηρεμίας	21
1.2.3 Βαθμωτά Δυναμικά.....	22
1.2.4 Ενεργά δυναμικά.....	23
1.3 Η αξία του ενεργού δυναμικού	25
<i>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.....</i>	<i>26</i>
<i>ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΟΥ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΑ</i>	<i>26</i>
2.1 Λειτουργία του εγκεφαλογράφου	27
2.2 Επεξεργασία του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος.....	31
2.2.1 Τεχνικές επεξεργασίας του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος.....	31
2.2.2 Μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό	32
2.3 Στοιχεία του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.....	35
2.4 Προκλητά δυναμικά (Event Related Potentials)	38
2.4.1 Βασικές έννοιες και κύρια χαρακτηριστικά των εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών	38
2.4.2 Μέθοδοι απομόνωσης των προκλητών δυναμικών από το συνολικό EEG σήμα.....	40
2.4.3 P50, N100, P200, N200, P300, N400, P600: χρονικά διαστήματα των προκλητών δυναμικών και η σημασία τους.....	42
<i>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3.....</i>	<i>45</i>
<i>ΣΤΟΧΑΣΤΙΚΟΙ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ</i>	<i>45</i>
3.1 Εισαγωγή.....	46

3.2 Γενετικοί αλγόριθμοι.....	47
3.3 Βελτιστοποίηση σμήνους μονάδων - Particle swarm optimization (PSO)	50
<i>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4.....</i>	<i>52</i>
<i>ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΙ.....</i>	<i>52</i>
<i>ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΚΑΤΑΓΕΓΡΑΜΜΕΝΩΝ</i>	<i>52</i>
<i>ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ</i>	<i>52</i>
4.1 Περιγραφή των Πειραματικών Διατάξεων.....	53
4.1.1 Δεδομένα Προγενέστερων Πειραμάτων	53
4.1.2 Πειραματική Διάταξη 32 Ηλεκτροδίων	53
4.2 Έλεγχοι Ηλεκτρομαγνητικής Συμβατότητας EMC.....	55
4.3 Μετάφραση των δεδομένων και αποθήκευση	56
4.4 Μετασχηματισμός των δεδομένων και αποθήκευση.....	56
<i>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5.....</i>	<i>59</i>
<i>ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ</i>	<i>59</i>
5.1 Ο μετασχηματισμός Fourier	60
5.2 Η εφαρμογή του διακριτού μετασχηματισμού Fourier στο μετρηθέν σήμα.....	63
5.2.1 Μετασχηματισμοί δεδομένων.....	63
5.2.2 Συμπεράσματα	64
<i>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6.....</i>	<i>65</i>
<i>ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ FFT ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΟΥ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥ PSO ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ</i>	<i>65</i>
6.1 Βασικά στοιχεία αλγορίθμου PSO	66
6.2 Το Ηλεκτρικό δίπολο	68
6.3 Το Μαγνητικό δίπολο.....	69
6.4 Αποτελέσματα αλγορίθμου PSO.....	71
<i>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7.....</i>	<i>76</i>
<i>ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ ΓΙΑ</i>	<i>76</i>
<i>ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ.....</i>	<i>76</i>
7.1 Συμπεράσματα και συμβολή της διπλωματικής	77
7.2 Προοπτικές για μελλοντική έρευνα	78
<i>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....</i>	<i>81</i>
<i>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....</i>	<i>84</i>

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

ΕΙΚΟΝΑ 1 - ΤΥΠΙΚΗ ΔΟΜΗ ΕΝΟΣ ΝΕΥΡΩΝΑ	16
ΕΙΚΟΝΑ 2 - ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΑΞΟΝΑ ΤΟΥ ΝΕΥΡΙΚΟΥ ΚΥΤΤΑΡΟΥ	17
ΕΙΚΟΝΑ 3- ΔΟΜΗ ΤΩΝ ΣΥΝΑΨΕΩΝ	19
ΕΙΚΟΝΑ 4 - Η ΚΥΤΤΑΡΙΚΗ ΜΕΜΒΡΑΝΗ.	21
ΕΙΚΟΝΑ 5 - ΕΝΕΡΓΟ ΔΥΝΑΜΙΚΟ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ. ΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ ΠΟΛΩΣΗΣ.....	24
ΕΙΚΟΝΑ 6 - ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ ΜΕ ΣΚΟΠΟ ΤΗΝ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΩΝ ΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ.....	27
ΕΙΚΟΝΑ 7 - ΤΥΠΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ ΣΤΗΝ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΤΟΥ ΚΕΦΑΛΙΟΥ ΣΥΜΦΩΝΑ ΜΕ ΤΟ ΔΙΕΘΝΕΣ ΣΥΣΤΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΙΑΣ 10-20	29
ΕΙΚΟΝΑ 8 - ΤΥΠΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΛΗΨΗΣ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ	31
ΕΙΚΟΝΑ 9 - ΤΕΧΝΙΚΗ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΨΙΑΣ ΚΑΤΑ ΙΣΑ ΧΡΟΝΙΚΑ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΤΑΥΤΟΧΡΟΝΗ ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΠΛΑΤΟΥΣ ΕΝΟΣ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΥ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ.....	34
ΕΙΚΟΝΑ 10 - ΟΙ ΒΑΣΙΚΟΙ ΡΥΘΜΟΙ (ΣΥΧΝΟΤΙΚΕΣ ΣΥΝΙΣΤΩΣΕΣ) ΤΟΥ EEG ΣΗΜΑΤΟΣ	37
ΕΙΚΟΝΑ 11 - Η ΕΞΑΓΩΓΗ ΤΟΥ ΜΕΣΟΥ ΟΡΟΥ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΜΦΑΝΙΣΗ ΤΩΝ ΠΡΟΚΛΗΤΩΝ ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ	41
ΕΙΚΟΝΑ 12 - ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΠΡΟΚΛΗΤΩΝ ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ. ΔΙΑΚΡΙΝΟΝΤΑΙ ΟΙ ΚΟΡΥΦΩΣΕΙΣ P50, N100, N200, P200, P300,N400 ΚΑΙ P600.....	43
ΕΙΚΟΝΑ 13 - ΤΟΠΙΟ ΚΑΤΑΛΛΗΛΟΤΗΤΑΣ ΜΕ ΟΛΙΚΟ ΚΑΙ ΤΟΠΙΚΑ ΒΕΛΤΙΣΤΑ	46
ΕΙΚΟΝΑ 14 - Η ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ ΤΩΝ 32 ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ.....	54
ΕΙΚΟΝΑ 15- ΕΧΣΕΛ ΓΙΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟ ΑΠΟΣΤΑΣΕΩΝ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΟ ΑΝΑΦΟΡΑΣ.....	57
ΕΙΚΟΝΑ 16 - ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΗ ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΗ ΛΑΜΒΑΝΟΜΕΝΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΑΡΧΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	58
ΕΙΚΟΝΑ 17 - JOSEPH FOURIER.....	60
ΕΙΚΟΝΑ 18 - ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΟ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΕΝΟΥ ΚΑΤΑ FOURIER ΣΗΜΑΤΟΣ ΟΠΟΥ ΦΑΙΝΟΝΤΑΙ ΟΙ ΚΟΡΥΦΩΣΕΙΣ ΣΕ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΕΣ ΓΙΑ ΤΕΤΟΙΟ ΣΗΜΑ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ.....	64
ΕΙΚΟΝΑ 19 – ΗΛΕΚΤΡΙΚΟ ΔΙΠΟΛΟ ΚΑΙ ΠΕΔΙΟ.....	68
ΕΙΚΟΝΑ 20 – ΠΟΛΛΑΠΛΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΔΙΠΟΛΑ	69
ΕΙΚΟΝΑ 21 – ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ GOF ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΑΡΙΘΜΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΔΙΠΟΛΩΝ	71
ΕΙΚΟΝΑ 22– 3D ΚΕΦΑΛΙ ΚΑΙ ΔΙΠΟΛΑ	72
ΕΙΚΟΝΑ 23 – ΠΑΡΑΧΘΕΝ ΠΕΔΙΟ ΑΠΟ ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ ΔΙΠΟΛΑ	73
ΕΙΚΟΝΑ 24 – ΠΑΡΑΧΘΕΝ ΠΕΔΙΟ ΑΠΟ ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΔΙΠΟΛΑ	74
ΕΙΚΟΝΑ 25 - ΘΕΣΕΙΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΔΙΠΟΛΩΝ ΚΑΙ ΡΟΠΕΣ	73
ΕΙΚΟΝΑ 26 - ΘΕΣΕΙΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΔΙΠΟΛΩΝ ΚΑΙ ΡΟΠΕΣ	74

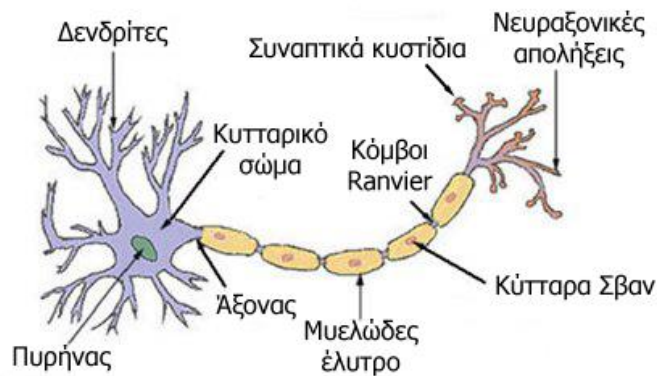
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται γενικά στοιχεία νευροφυσιολογίας. Περιγράφεται η δομή των νευρικών κυττάρων με εστίαση στη δημιουργία και μετάδοση των ηλεκτρικών σημάτων. Αναπτύσσεται ο τρόπος δημιουργίας των δυναμικών στην επιφάνεια της κυτταρικής μεμβράνης, περιγράφονται τα είδη των δυναμικών και οι μηχανισμοί μετάδοσης μιας αρχικής διέγερσης διαμέσου των νευρικών κυττάρων

1.1 Νευρικά κύτταρα

Η βασική μονάδα του νευρικού συστήματος είναι το νευρικό κύτταρο ή όπως αλλιώς λέγεται νευρώνας (Εικόνα 1). Οι νευρώνες είναι κύτταρα ευερέθιστα στον ηλεκτρισμό που λειτουργούν για να επεξεργαστούν και να διαβιβάσουν τις πληροφορίες. Στα σπονδυλωτά ζώα, οι νευρώνες είναι τα βασικά τμήματα του εγκεφάλου, του νωτιαίου μυελού και των απομακρυσμένων νεύρων.[1,2,41]

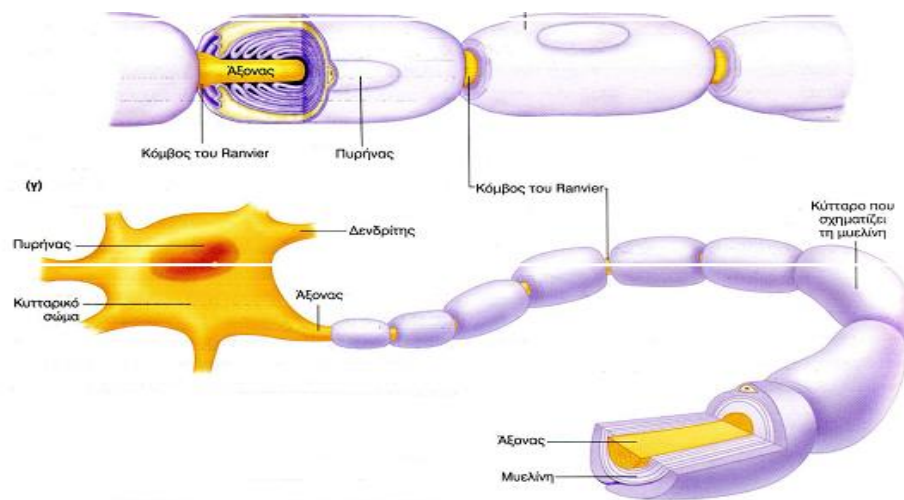


Εικόνα 1 - Τυπική δομή ενός νευρώνα

Οι νευρώνες αποτελούνται από το κυρίως σώμα (cell body), τους δένδριτες (dendrites), τον άξονα (αχον) και τις απολήξεις του άξονα (axon terminal). Η πλειοψηφία των νευρώνων στα σπονδυλωτά, λαμβάνει σήμα μέσω του σώματος και των δένδριτών και το διαβιβάζει μέσω του άξονα, ελκύνοντας ταυτόχρονα βιοχημικές ουσίες (αγγελιοφόρους), για να επικοινωνούν με άλλα κύτταρα [3, 4]. Το νευρικό κύτταρο, περιέχει επίσης πυρήνα και ριβοσώματα και επομένως έχει την αναγκαία γενετική πληροφορία και τεχνολογία για να παράγει πρωτεΐνες. Διάφορα οργανίδια και ουσίες, μετακινούνται από το κυρίως σώμα, κατά μήκος του άξονα (αξονική μεταφορά) και αντιστρόφως, από τις νευρικές απολήξεις προς το σώμα, ούτως ώστε τα διάφορα χημικά σήματα να έχουν τη δυνατότητα να επηρεάζουν τη μορφολογία και βιοχημεία του νευρώνα. Πρέπει όμως να σημειωθεί ότι υπάρχει μεγάλη ετερογένεια σε όλο το νευρικό σύστημα, καθώς επίσης και σε όλο το ζωικό βασίλειο, όσον αφορά στο μέγεθος, στη μορφή και στη λειτουργία των νευρώνων.

Ο άξονας ή νευρική ίνα, αποτελεί μια προέκταση του κυτταρικού σώματος. Το τμήμα του άξονα που βρίσκεται πλησιέστερα στο σώμα του κυττάρου, μαζί με το μέρος του κυττάρου όπου γίνεται η σύνδεση ονομάζεται αρχικό τμήμα. Μέσω αυτού άγονται ηλεκτρικά σήματα, που διαδίδονται μακριά από το κύτταρο, κατά μήκος του άξονα. Οι άξονες αποτελούν τις αρχικές γραμμές μετάδοσης του νευρικού συστήματος. Οι μεμονωμένοι άξονες είναι μικροσκοπικοί στη διάμετρο - περίπου ένα μικρόμετρο (1μm) - αλλά μπορούν να επεκταθούν σε μεγαλύτερα μήκη (> 1mm). Παραδείγματος χάριν οι πιο μεγάλοι άξονες στο ανθρώπινο σώμα, είναι εκείνοι του ισχιακού νεύρου, οι οποίοι ξεκινούν από τη βάση της σπονδυλικής στήλης φτάνοντας ως το μεγάλο δάκτυλο κάθε ποδιού. Αυτές οι μονοκύτταρες ίνες του ισχιακού νεύρου μπορούν να εκταθούν ως το 1 μέτρο μήκος ή ακόμα και περισσότερο [5].

Ο άξονας κατά μήκος του, μπορεί επίσης να εμφανίζει εγκάρσιες διακλαδώσεις, ενώ στις απολήξεις τόσο του άξονα, όσο και των διακλαδώσεών του υπάρχουν περαιτέρω διακλαδώσεις. Κάθε διακλάδωση τελειώνει σε μια απόληξη του άξονα. Αυτές οι απολήξεις είναι υπεύθυνες για τη μεταβίβαση χημικών σημάτων από τους νευρώνες. Οι άξονες μερικών νευρώνων καλύπτονται από μυελίνη (Εικόνα 2), μια λιπώδη μεμβρανική θήκη, η οποία σχηματίζεται από κύτταρα στήριξης, που περιελίσσονται γύρω από τον άξονα.[4] Κατά μήκος των νευρικών ινών εμφανίζονται, σε ίσα διαστήματα, κενά στη θήκη, γνωστά ως κόμβοι του Ranvier (Node of Ranvier), τα οποία επιτρέπουν έναν ιδιαίτερα γρήγορο τρόπο ηλεκτρικής διάδοσης που ονομάζεται αναπήδηση και αναλύεται παρακάτω.

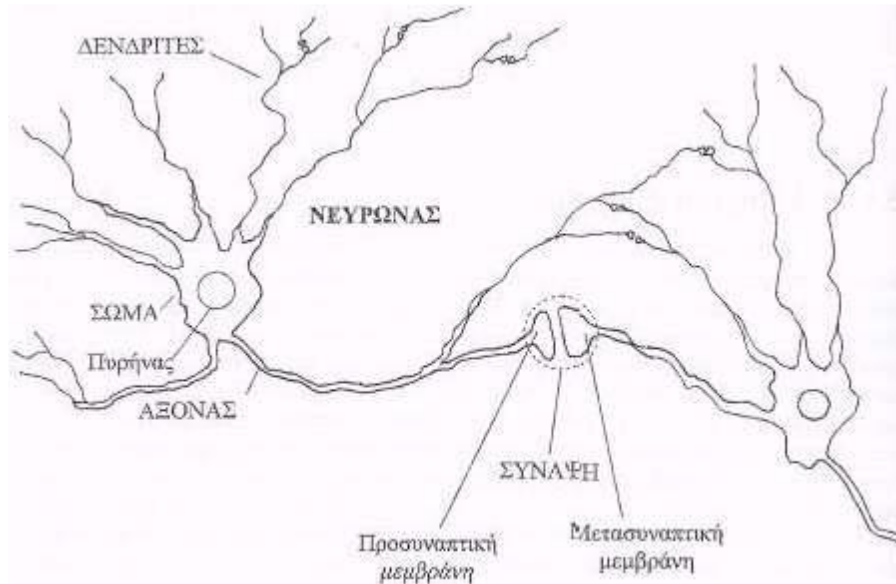


Εικόνα 2 - Μορφολογία του άξονα του νευρικού κυττάρου

Η φυσιολογία των αξόνων έχει μελετηθεί εκτενώς. Οι Hodgkin και Huxley εκτέλεσαν πρωτοποριακή εργασία με γιγαντιαίους άξονες καλαμαριών, που οδήγησαν στο μοντέλο Hodgkin-Huxley [6-9] Οι τύποι που δείχνουν την αξονική αγωγιμότητα επεκτάθηκαν για τα σπονδυλωτά στις εξισώσεις Frankenhaeuser- Huxley [10]. Οι Erlanger και Gasser [11] ανέπτυξαν αργότερα ένα σύστημα ταξινόμησης για τις απομακρυσμένες νευρικές ίνες, βασισμένο στην ταχύτητα αγωγιμότητας, την επικάλυψη μυελίνης, το μέγεθος ιών κ.λπ. Παραδείγματος χάριν, υπάρχουν ίνες αργής-αγωγιμότητας (C) και γρήγορης αγωγιμότητας (A). Πιο σύνθετα μαθηματικά μοντέλα συνεχίζουν να υλοποιούνται. Η κατανόηση της βιοχημικής βάσης για τη διάδοση του δυναμικού δράσης έχει προχωρήσει, και περιλαμβάνει πολλές λεπτομέρειες για τα μεμονωμένα ιοντικά κανάλια.

Προσεγγιστικά, έχει υπολογιστεί ότι μόνον 10% των κυττάρων στο ΚΝΣ (Κεντρικό Νευρικό Σύστημα) είναι νευρώνες. Τα υπόλοιπα είναι νευρογάγγλια, όπως τα ολιγοδενδρογάγγλια που σχηματίζουν τη θήκη της μυελίνης.[12]

Οι νευρώνες επικοινωνούν μεταξύ τους και με μη-νευρικά κύτταρα με μια διαδικασία γνωστή ως συναπτική μετάδοση. Η εξειδικευμένη επαφή μεταξύ δύο νευρώνων, όπου ο ένας επηρεάζει τη λειτουργία του άλλου, ονομάζεται σύναψη (synapse). Το σήμα διαδίδεται από τον έναν νευρώνα στον άλλο με τους νευροδιαβιβαστές (βιοχημικοί αγγελιοφόροι). Συνάψεις γενικώς δημιουργούνται μεταξύ των απολήξεων του άξονα του ενός νευρώνα και του κυτταρικού σώματος ή του δενδρίτη του δεύτερου, αλλά μπορούν να δημιουργηθούν μεταξύ των δενδριτών, μεταξύ δενδρίτη και κυτταρικού σώματος ή και μεταξύ δύο απολήξεων αξόνων. Οι συνάψεις είναι κρίσιμης σημασίας για τους βιολογικούς μηχανισμούς που κρύβονται κάτω από την αντίληψη και τη σκέψη [5]. Παρέχουν επίσης τον τρόπο μέσω του οποίου το νευρικό σύστημα συνδέεται και ελέγχει τα άλλα συστήματα του σώματος. Ο ανθρώπινος εγκέφαλος περιέχει έναν τεράστιο αριθμό χημικών συνάψεων (τα μικρά παιδιά έχουν περίπου 10^{16} συνάψεις ενώ οι ενήλικες από 10^{15} ως 5×10^{15}).



Εικόνα 3- Δομή των συνάψεων

Οι νευρώνες διαίρούνται σε τρεις λειτουργικές κατηγορίες : τους προσαγωγούς, τους απαγωγούς και τους διανευρώνες.

Οι προσαγωγοί νευρώνες μεταφέρουν πληροφορία από τους ιστούς και τα όργανα του κυττάρου στο ΚΝΣ, οι απαγωγοί μεταφέρουν ηλεκτρικά σήματα από το ΚΝΣ προς τους μύες ή τα κύτταρα αδένων και οι διανευρώνες συνδέουν τους απαγωγούς και προσαγωγούς νευρώνες [13]. Οι προσαγωγοί νευρώνες, βρίσκονται στη μεγαλύτερη απόσταση από το ΚΝΣ και έχουν υποδοχείς στα άκρα του κυττάρου που επάγουν τα ηλεκτρικά σήματα, αποκρινόμενοι σε διάφορες φυσικές ή χημικές μεταβολές του περιβάλλοντος.

Ένας νευρώνας που άγει σήματα προς μια σύναψη ονομάζεται προσυναπτικός, ενώ νευρώνες που άγουν σήματα μακράν από τη σύναψη ονομάζονται μετασυναπτικοί (Εικόνα 3). Η θεμελιώδης διαδικασία που αποτελεί τη βάση για τη συναπτική μετάδοση είναι το δυναμικό δράσης, ένα ηλεκτρικό σήμα διάδοσης που παράγεται χρησιμοποιώντας την ηλεκτρικά ευερέθιστη μεμβράνη του νευρώνα.

1.2 Δυναμικό μεμβράνης

Το δυναμικό μεμβράνης είναι η ηλεκτρική διαφορά δυναμικού (τάση) που εμφανίζεται μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού της κυτταρικής μεμβράνης και καθορίζεται από τις συγκεντρώσεις των ιόντων που βρίσκονται εκατέρωθεν

αυτής. Στη βιοφυσική χρησιμοποιείται μερικές φορές εναλλακτικά με το δυναμικό κυττάρων. Σε κάθε κυτταρικό τμήμα ή μεμβρανώδες διαμέρισμα (όπως μια συνθετική κύστη) υπάρχει ένα «διαμεμβρανικό» δυναμικό (αν και η τιμή του μπορεί να είναι μηδέν). Το δυναμικό αυτό δεν είναι ομοιόμορφο σε όλη τη μεμβράνη. Στα νευρικά κύτταρα μια τοπική μεταβολή του δυναμικού συμβαίνει στις συνάψεις [14,15,41].

Σε συνθήκες ηρεμίας τα κύτταρα έχουν μία διαφορά δυναμικού, κατά μήκος των μεμβρανών. Στις περισσότερες περιπτώσεις το εσωτερικό του κυττάρου είναι αρνητικά φορτισμένο ως προς το εξωτερικό. Οι δύο καταστάσεις στις οποίες μπορεί να επισέλθει το δυναμικό της μεμβράνης, κατά τη μεταβολή του από το δυναμικό σε κατάσταση ηρεμίας, είναι η αποπόλωση και η υπερπόλωση. Ο όρος αποπόλωση σημαίνει ότι το δυναμικό είναι λιγότερο αρνητικό από το δυναμικό ηρεμίας. Κατόπιν παραδοχής, αφορά καταστάσεις όπου αντιστρέφεται η πολικότητα της μεμβράνης και το εσωτερικό του κυττάρου γίνεται θετικό. Υπερπόλωση σημαίνει ότι το δυναμικό είναι περισσότερο αρνητικό από το δυναμικό ηρεμίας. Όταν μια μεμβράνη επιστρέφει προς την τιμή ηρεμίας, από αποπόλωση ή υπερπόλωση, το φαινόμενο ονομάζεται επαναπόλωση.

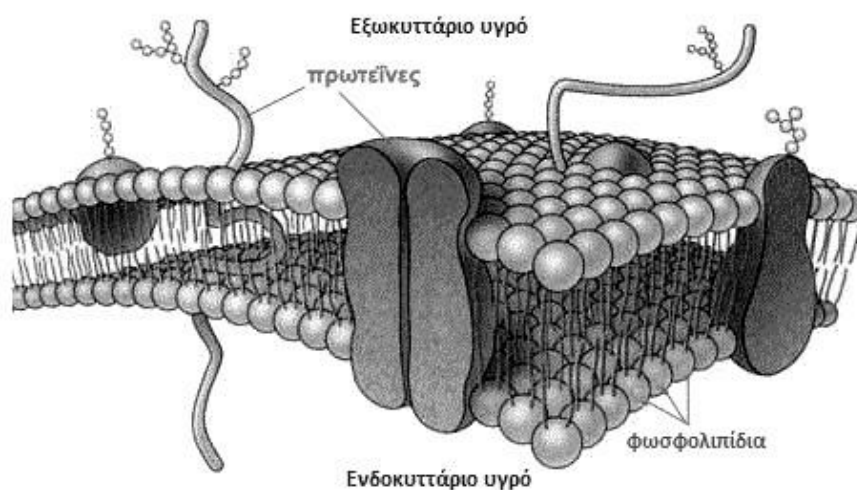
1.2.1 Δυναμικό ισορροπίας

Το δυναμικό ισορροπίας είναι η τάση που έχει η κυτταρική μεμβράνη όταν βρίσκεται σε ισορροπία ένα συγκεκριμένο ιόν, η τάση δηλαδή στην οποία η ηλεκτρική δύναμη που προκύπτει από το φορτίο των ιόντων και η οποία εμποδίζει τη διάχυσή τους προς τα έξω, γίνεται ίση σε μέγεθος και αντίθετη σε πρόσημο με την τάση για εξωτερική διάχυση των ιόντων. Όταν επιτυγχάνεται δυναμικό ισορροπίας οι ροές του ιόντος προς τις δύο κατευθύνσεις (εντός ή εκτός της μεμβράνης) εξισώνονται. Κάθε ιόν έχει το δυναμικό ισορροπίας του το οποίο καθορίζεται από τη συγκέντρωση του ιόντος εντός και εκτός μεμβράνης. Για το κάλιο το δυναμικό ισορροπίας E_K είναι -80 mV (αρνητικό στο εσωτερικό του κυττάρου) ενώ για το νάτριο $E_{Na} = +60$ mV (θετικό στο εσωτερικό του κυττάρου). Ας σημειωθεί ότι τα δύο δυναμικά έχουν αντίθετα πρόσημα κι αυτό συμβαίνει γιατί τα ιόντα καλίου έχουν τάση διάχυσης προς το εξωτερικό του κυττάρου ενώ τα ιόντα

νατρίου προς το εσωτερικό. Το δυναμικό ισορροπίας για ένα ιόν καθορίζεται από τη συγκέντρωσή του εντός και εκτός της μεμβράνης και από τη θερμοκρασία.

1.2.2 Δυναμικό Ηρεμίας

Το δυναμικό ηρεμίας ενός κυττάρου είναι το δυναμικό μεμβράνης που μετράται όταν δεν υπάρχουν άλλα δυναμικά ή ενεργές μεταβολές του δυναμικού μεμβράνης. Στα περισσότερα κύτταρα το δυναμικό ηρεμίας έχει αρνητική τιμή, το οποίο σημαίνει ότι υπάρχει περισσότερο αρνητικό φορτίο στο εσωτερικό του κυττάρου σε σχέση με το εξωτερικό. Η τιμή του είναι περίπου -70 mV. Το δυναμικό ηρεμίας καθορίζεται από τις συγκεντρώσεις ιόντων που βρίσκονται εκατέρωθεν της μεμβράνης (Εικόνα 4) και από τα ιόντα των πρωτεϊνών «μεταφοράς» που βρίσκονται επί της μεμβράνης [16].



Εικόνα 4 - Η κυτταρική μεμβράνη.

Οι δύο πιο σημαντικοί τύποι των πρωτεϊνικών ιόντων είναι τα «ιοντικά κανάλια» και οι «ιοντικές αντλίες» [17,18]. Τα «κανάλια» δημιουργούν διαδρομές διαμέσου της κυτταρικής μεμβράνης μέσω των οποίων τα ιόντα μπορούν να διαχέονται χωρίς δαπάνη ενέργειας. Υπάρχει επιλεκτικότητα όσον αφορά τα ιόντα. Έτσι υπάρχουν κανάλια επιλεκτικά στα ιόντα Καλίου (K^+), στα ιόντα νατρίου (Na^+) ή στα ιόντα χλωρίου (Cl^-). Διαφορετικά κύτταρα ή διαφορετικά τμήματα του κυττάρου έχουν διαφορετικές ποσότητες ιόντων πρωτεϊνών μεταφοράς. Η ποσότητα των καναλιών K^+ είναι πολύ σημαντική για τον έλεγχο των δυναμικών ηρεμίας κι

αυτό γιατί η διαπερατότητα της κυτταρικής μεμβράνης σε κάλιο είναι 75 φορές μεγαλύτερη από αυτή του νατρίου λόγω του γεγονότος ότι τα κανάλια καλίου είναι πάντοτε ανοικτά ενώ η είσοδος στα κανάλια νατρίου εξαρτάται από το δυναμικό στα άκρα τους. Η μεταφορά των ιόντων επιτυγχάνεται με τις ιοντικές αντλίες. Οι ιοντικές αντλίες είναι «ηλεκτρογενετικές» δηλαδή δημιουργούν ανισοκατανομή φορτίου διαμέσου της κυτταρικής μεμβράνης και συμβάλουν στο δυναμικό της. Κάθε αντλία μεταφέρει προς τα έξω τρία μόρια νατρίου, για κάθε δύο μόρια καλίου που εισάγει στο κύτταρο, με αποτέλεσμα να παρατηρείται πάντοτε μεταφορά περισσότερων θετικών ιόντων προς τα έξω. Η διαρκής άντληση περισσότερων φορτίων από την εσωτερική προς την εξωτερική επιφάνεια της μεμβράνης (3 ιόντων νατρίου προς 2 ιόντα καλίου που εισέρχονται στο κύτταρο), οδηγεί τελικά στη δημιουργία του αρνητικού δυναμικού μεμβράνης μεταξύ του εσωτερικού και εξωτερικού του κυττάρου.

Το δυναμικό ηρεμίας καθορίζεται από τα είδη των ιόντων, σε ένα σύστημα, που έχουν τη μέγιστη αγωγιμότητα διαμέσου της μεμβράνης. Για τα περισσότερα κύτταρα αυτό είναι κάλιο. Όταν το κύτταρο βρίσκεται σε δυναμικό ηρεμίας η καθαρή μετακίνηση ιόντων νατρίου μέσα στο κύτταρο είναι ίση με αυτή του καλίου. Δεδομένης όμως της μεγαλύτερης διαπερατότητας της μεμβράνης στο κάλιο το δυναμικό της μεμβράνης πλησιάζει το δυναμικό ισορροπίας του καλίου ($E_K = -90 \text{ mV}$) από αυτό του νατρίου ($E_{Na} = +45 \text{ mV}$) και γι' αυτό η τιμή του είναι περί τα -70 mV όπως ειπώθηκε αρχικά..

1.2.3 Βαθμωτά Δυναμικά

Το βαθμωτά δυναμικά είναι ένα μέτρο του δυναμικού κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης και είναι ιδιαίτερα σημαντικά στους νευρώνες που εμφανίζουν έλλειψη δράσης. Τα βαθμωτά δυναμικά που αποπολώνουν την μεμβράνη, αυξάνουν δηλαδή το δυναμικό της πάνω από το δυναμικό ηρεμίας είναι σημαντικά ως δυναμικά «σκανδαλισμού» που μπορεί να εξαπλωθούν σε όλη την επιφάνεια των νευρικών κυττάρων και να προκαλέσουν ενεργά δυναμικά ενώ αυτά που υπερπολώνουν την κυτταρική μεμβράνη μειώνοντας το δυναμικό της σε τιμές κάτω από το δυναμικό ηρεμίας, αναστέλλουν τη δημιουργία ενεργών δυναμικών. Τα βαθμωτά δυναμικά μπορούν να προκύψουν είτε σε τμήματα των κυττάρων που λειτουργούν ως αισθητήριοι δέκτες είτε στις συνάψεις και λέγονται αντίστοιχα

δυναμικά υποδοχέων και συναπτικά δυναμικά. Είναι υψηλότερα στην πηγή τους και φθίνουν όσο αυξάνεται η απόσταση από αυτή.

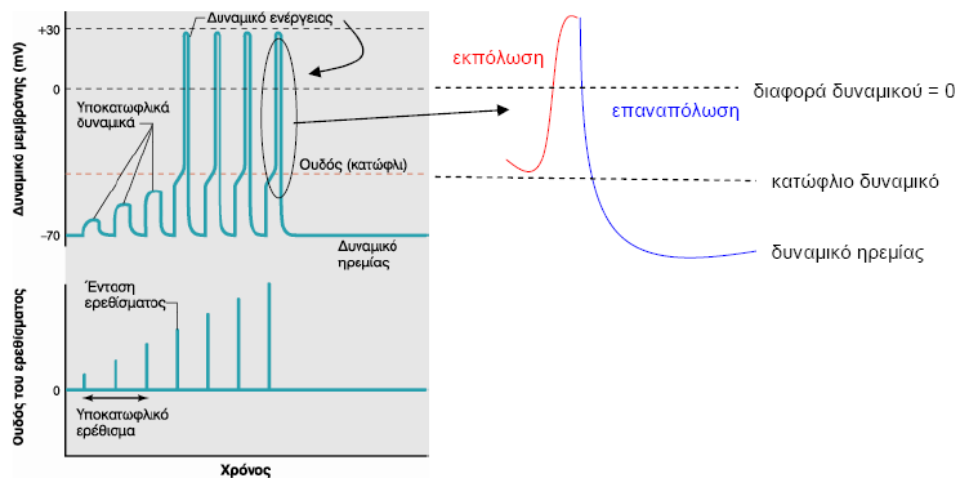
1.2.4 Ενεργά δυναμικά

Τα ενεργά δυναμικά είναι απαραίτητα για τη ζωή καθώς είναι τα δυναμικά που μεταφέρουν πληροφορία μεταξύ και ανάμεσα στους ιστούς [19]. Δημιουργούνται και σε άλλα είδη κυττάρων αλλά χρησιμοποιούνται κυρίως από το νευρικό σύστημα για την επικοινωνία μεταξύ των νευρώνων και των μυών καθώς και των αδένων με τους νευρώνες. Σε αντίθεση με τα βαθμωτά δυναμικά, τα ενεργά δυναμικά διαδίδονται σε μεγάλες αποστάσεις. Οι φάσεις από τις οποίες διέρχεται ένα ενεργό δυναμικό αναπτύσσονται παρακάτω:

- ⌚ Δυναμικό ηρεμίας: Με τη διάχυση ιόντων καλίου έξω από το κύτταρο δημιουργείται μια διαφορά δυναμικού δια μέσου της κυτταρικής μεμβράνης όπου αρνητικό φορτίο βρίσκεται συσσωρευμένο στο εσωτερικό του κυττάρου.
- ⌚ Διέγερση: Μια τοπική αποπόλωση των μεμβρανών που προκαλείται από ένα διεγερτικό ερέθισμα αναγκάζει μερικά κανάλια νατρίου, στα οποία η είσοδος εξαρτάται από την τάση στα άκρα τους, να ανοίξουν και κατά συνέπεια ιόντα νατρίου διαχέονται μέσω των καναλιών. Όντας θετικά φορτισμένα, αρχίζουν μια αντιστροφή στη διαφορά δυναμικού διαμέσου της μεμβράνης ώστε από το φορτίο από αρνητικό στο εσωτερικό του κυττάρου να γίνει θετικό. Η προς τα έξω μετακίνηση των ιόντων νατρίου ευνοείται επίσης από την περίσσεια αρνητικού-φορτίου στο εσωτερικό της κυτταρικής μεμβράνης.
- ⌚ Ανοδική φάση: Καθώς τα ιόντα νατρίου εισέρχονται και το δυναμικό της μεμβράνης γίνεται λιγότερο αρνητικό, περισσότερα κανάλια νατρίου ανοίγουν, προκαλώντας μια ακόμα μεγαλύτερη εισροή των ιόντων νατρίου κατά συνέπεια το ρεύμα νατρίου επικρατεί του ρεύματος καλίου και το δυναμικό της κυτταρικής μεμβράνης γίνεται θετικό στο εσωτερικό της.
- ⌚ Αιχμή: Όταν το δυναμικό της μεμβράνης είναι περίπου + 30 mV κλείνουν οι ευαίσθητες στην τάση είσοδοι των καναλιών νατρίου εμποδίζοντας την περαιτέρω εισροή του νατρίου. Ενώ συμβαίνει αυτό οι ευαίσθητες στην τάση είσοδοι των καναλιών καλίου ξεκινούν να ανοίγουν.
- ⌚ Καθοδική φάση: Καθώς τα κανάλια καλίου ανοίγουν, ξεκινά μια μεγάλη μετακίνηση προς τα έξω των ιόντων καλίου η οποία ευνοείται από το θετικό

φορτίο που υπάρχει στο εσωτερικό. Καθώς τα ιόντα καλίου διαχέονται στο εξωτερικό του κυττάρου συμβαίνει μετακίνηση θετικού φορτίου η οποία προκαλεί αντιστροφή του δυναμικού της μεμβράνης και επαναπόλωση του νευρώνα στην κατάσταση του δυναμικού ηρεμίας.

- ⌚ Undershoot: Το κλείσιμο των καναλιών καλίου εξαρτάται από την τάση που αναπτύσσεται και το χρόνο. Καθώς το κάλιο βγαίνει από το κύτταρο, η προκύπτουσα επαναπόλωση της μεμβράνης αρχίζει το κλείσιμο των καναλιών καλίου. Αυτά τα κανάλια δεν κλείνουν αμέσως αλλά έχουν μια καθυστερημένη απάντηση στην αλλαγή του δυναμικού της μεμβράνης, έτσι ώστε το κάλιο συνεχίζει να ρέει από το κύτταρο ακόμα και αφού έχει επαναπολωθεί πλήρως η μεμβράνη. Κατά συνέπεια το δυναμικό μεμβράνης βυθίζεται κάτω από την κανονική τιμή του δυναμικού ηρεμίας για ένα σύντομο χρονικό διάστημα. Αυτό το βύθισμα ονομάζεται undershoot.



Εικόνα 5 - Ενεργό δυναμικό μεμβράνης. Καταστάσεις πόλωσης

Τα ενεργά δυναμικά προκαλούνται όταν μια αρχική αποπόλωση πλησιάζει ένα κατώφλι. Η τιμή κατωφλίου ποικίλει αλλά γενικά είναι περίπου 15 mVolts πάνω από το δυναμικό της μεμβράνης του κυττάρου και εμφανίζεται όταν το προς τα έσω ρεύμα νατρίου υπερβαίνει το προς τα έξω ρεύμα καλίου. Η καθαρή εισροή των θετικών φορτίων που φέρονται από τα ιόντα νατρίου αποπολώνει το δυναμικό της μεμβράνης και οδηγεί στο περαιτέρω άνοιγμα των καναλιών νατρίου. Αυτά τα κανάλια υποστηρίζουν την ανάπτυξη ακόμα μεγαλύτερου εσωτερικού ρεύματος προς το εσωτερικό του κυττάρου προκαλώντας την περαιτέρω αποπόλωση, που

δημιουργεί έναν κύκλο θετικής «ανατροφοδότησης» που οδηγεί το δυναμικό της μεμβράνης σε πολύ αποπολωμένο επίπεδο.

Το κατώφλι για την έναρξη του ενεργού δυναμικού συχνά συγγέεται με το "κατώτατο όριο" του ανοίγματος καναλιών νατρίου. Αυτό είναι λάθος, καθώς τα κανάλια νατρίου δεν έχουν κανένα κατώτατο όριο. Αντ' αυτού, ανοίγουν κατά τρόπο στοχαστικό. Η αποπόλωση δε συμβάλλει τόσο στο άνοιγμα του καναλιού όσο αυξάνει την πιθανότητα να είναι αυτό ανοικτό. Ακόμη και σε υπερπολωμένα δυναμικά ένα κανάλι νατρίου θα ανοίξει πολύ περιστασιακά. Επιπλέον, το κατώφλι ενός ενεργού δυναμικού δεν είναι η τάση στην οποία το ρεύμα νατρίου γίνεται μεγάλο αλλά είναι το σημείο όπου υπερβαίνει το ρεύμα καλίου.

Βιολογικά στους νευρώνες, η αποπόλωση δημιουργείται μέσα στους δενδρίτες, στις συνάψεις. Σε γενικές γραμμές, εντούτοις, ένα ενεργό δυναμικό μπορεί να αρχίσει οπουδήποτε κατά μήκος μιας νευρικής ίνας.

1.3 Η αξία του ενεργού δυναμικού

Το ενεργό δυναμικό, ως μέθοδος επικοινωνίας σε μεγάλες αποστάσεις, είναι κατάλληλο για μια συγκεκριμένη βιολογική ανάγκη η οποία φαίνεται πιο έντονα αν αναλογιστούμε τη μετάδοση πληροφορίας κατά μήκος ενός νευρικού άξονα. Για τη μετακίνηση ενός σήματος από τη μία άκρη ενός άξονα στην άλλη, η φύση πρέπει να εφαρμόσει φυσικές αρχές παρόμοιες με αυτές που διέπουν την κίνηση ηλεκτρικών σημάτων κατά μήκος ενός καλωδίου [20]. Λόγω της αντίστασης και της χωρητικότητας ενός καλωδίου τα σήματα φθίνουν με την απόσταση. Αυτές οι ιδιότητες, γνωστές ως ιδιότητες καλωδίου, θέτουν τα φυσικά όρια με βάση τα οποία διαδίδονται τα σήματα. Η σωστή λειτουργία του σώματος απαιτεί τα σήματα να μεταφέρονται κατά μήκος των αξόνων χωρίς απώλειες. Η αξία του ενεργού δυναμικού βρίσκεται όχι τόσο στη διάδοσή του κατά μήκος του άξονα αλλά στη διαρκή «αναγέννησή» του σε όλη την έκταση της μεμβράνης κατά τη διαδρομή του. Με άλλα λόγια, η κυτταρική μεμβράνη των νευρώνων αναδημιουργεί το ενεργό δυναμικό στο πλήρες πλάτος του καθώς αυτό διαδίδεται στον άξονα, υπερνικώντας τους περιορισμούς που επιβάλλονται από τη φυσική των καλωδίων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΟΥ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΑ

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται αναλυτικά η λειτουργία του εγκεφαλογράφου και ο τρόπος καταγραφής του εγκεφαλικού σήματος. Παρουσιάζεται ένα τυπικό σύστημα καταγραφής και επεξεργασίας ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος και αναλύονται οι τεχνικές επεξεργασίας του. Αναπτύσσονται τα κύρια χαρακτηριστικά του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος όπως οι φασματικές συνιστώσες και οι βασικές κορυφώσεις σε σχέση με το χρόνο των προκλητών δυναμικών και παρουσιάζεται μια επιγραμματική αναφορά στη βιολογική σημασία τους. Επίσης εξηγούνται οι τεχνικές αποθρομβοποίησης των σημάτων με σκοπό την απομόνωση των προκλητών δυναμικών από το συνοδό 'θόρυβο'.

2.1 Λειτουργία του εγκεφαλογράφου

Η Ηλεκτροφυσιολογία είναι η μελέτη των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών κυττάρων και των ιστών. Περιλαμβάνει τις μετρήσεις της αλλαγής τάσης ή ρεύματος σε μια ευρεία κλίμακα που περιλαμβάνει τα ιοντικά κανάλια σε κυτταρικό επίπεδο έως ολόκληρους ιστούς όπως η καρδιά ή ο εγκέφαλος. Στη Νευρολογία, περιλαμβάνει τις μετρήσεις της ηλεκτρικής δραστηριότητας των νευρώνων, και ιδιαίτερα τα ενεργά δυναμικά. Υπάρχουν δύο σημαντικοί τομείς της ηλεκτροφυσιολογίας: η ενδοκυτταρική καταγραφή και η εξωκυτταρική καταγραφή. Οι ενδοκυτταρικές καταγραφές συνήθως γίνονται σε κύτταρα, ενώ οι καταγραφές δραστηριότητας σε ζώντες οργανισμούς είναι συνήθως εξωκυτταρικές.



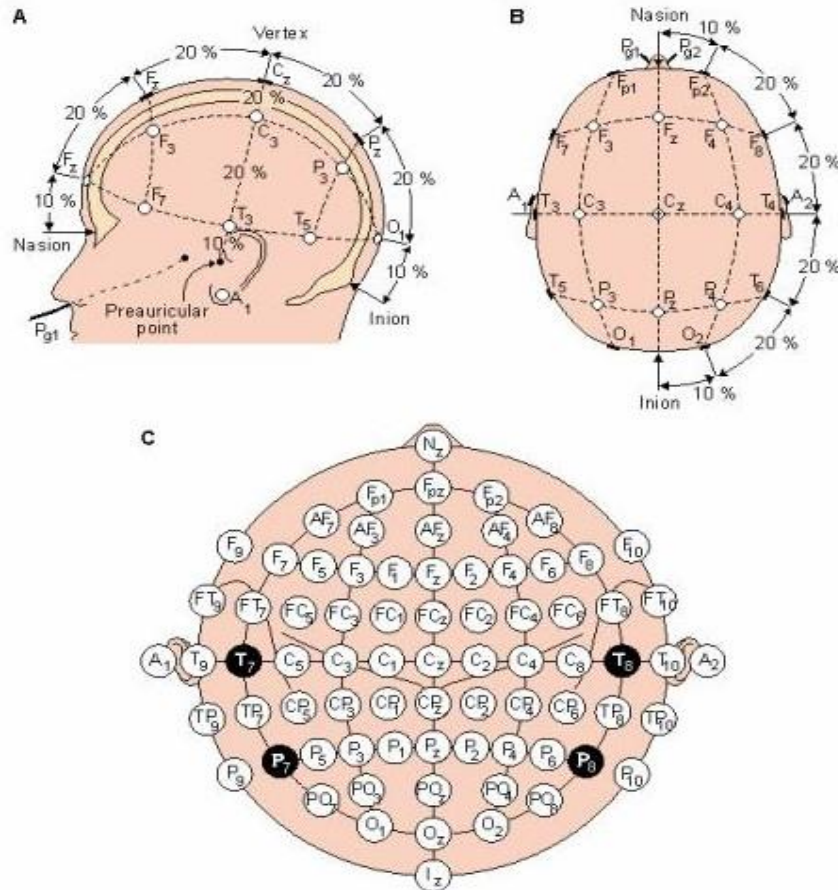
Εικόνα 6 - Τοποθέτηση ηλεκτροδίων με σκοπό την καταγραφή εγκεφαλικών ηλεκτρικών σημάτων

Η Ηλεκτροεγκεφαλογραφία είναι ο τομέας της ηλεκτροφυσιολογίας που ασχολείται με την μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου με τη βοήθεια ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στο δέρμα του κρανίου (Εικόνα 6) ή σε εξαιρετικές περιπτώσεις υποδορίως. Το αποτέλεσμα της καταγραφής είναι γνωστό ως εγκεφαλογράφημα (EEG) και αναπαριστά ένα ηλεκτρικό σήμα που

είναι το αποτέλεσμα της ηλεκτρικής δραστηριότητας ενός μεγάλου αριθμού νευρώνων. Τα σήματα αυτά συχνά αποκαλούνται «εγκεφαλικά κύματα» αν και η χρήση αυτού του ονόματος αποφεύγεται [21]. Το EEG συνδέεται έντονα με την εγκεφαλική δραστηριότητα [22]. Το μετρούμενο μέγεθος είναι τάση (διαφορές δυναμικού) μεταξύ διαφορετικών σημείων του κεφαλιού. Η μέτρηση αυτών των δυναμικών είναι δυνατή επειδή ο εγκεφαλικός ιστός, οι μήνιγγες, το κρανίο και το δέρμα άγουν το ηλεκτρικό ρεύμα [23-24].

Στο συμβατικό ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, η καταγραφή επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση ηλεκτροδίων πάνω στο δέρμα της κεφαλής, αφού η περιοχή καθαριστεί από λιπαρές ουσίες και εφαρμοστεί σε αυτήν ένα αγώγιμο υλικό (gel) ώστε να μειωθεί όσο το δυνατόν η αντίσταση. Το ηλεκτρόδιο έρχεται σε απ' ευθείας επαφή με το αγώγιμο υλικό. Με αυτόν τον τρόπο διεξάγεται κίνηση ιόντων από το δέρμα στο ηλεκτρόδιο μέσω του αγώγιμου υλικού μέχρι να επέλθει ισορροπία η οποία εξαρτάται από τη συγκέντρωση των ιόντων που υπάρχει και στις δύο πλευρές. Δημιουργούνται τελικά δύο φορτισμένες επιφάνειες, μία στο ηλεκτρόδιο και μία στην περιοχή που αυτό εφάπτεται όπου ανάμεσά τους αναπτύσσεται μια διαφορά δυναμικού η οποία είναι ευαίσθητη στις μεταβολές των συγκεντρώσεων των ιόντων. Όταν αναπτύσσεται ένα εγκεφαλικό σήμα, μεταβάλλεται η ιοντική συγκέντρωση και ακολούθως η διαφορά δυναμικού μεταξύ δέρματος και ηλεκτροδίου στο σημείο επαφής. Άρα υπάρχει ροή ηλεκτρονίων στο ηλεκτρόδιο. Είναι σημαντικό η διαφορά δυναμικού να επηρεάζεται μόνο από ιοντικά ρεύματα που προκαλούνται από εγκεφαλικά σήματα και όχι από άλλους παράγοντες όπως οι θερμοκρασιακές μεταβολές ή οι μετακινήσεις των ηλεκτροδίων. Αυτό επιτυγχάνεται όταν τα ιόντα της περιοχής επαφής του ηλεκτροδίου έχουν μεγαλύτερη ευχέρεια κινήσεων πράγμα που συμβαίνει σε ηλεκτρόδια από υλικό που προέρχεται από το συνδυασμό ενός μετάλλου με το αντίστοιχο άλας του. Συνήθως χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια που κατασκευάζονται από άργυρο (Ag) και χλωριούχο άργυρο (AgCl) ενώ το αγώγιμο υλικό που χρησιμοποιείται περιέχει κυρίως ανιόντα χλωρίου (Cl-) [24, 25].

Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων γίνεται αφού το κρανίο μετρηθεί και οι θέσεις των ηλεκτροδίων επιλέγονται σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα 10-20 Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας [26] και έχει υιοθετεί από την Παγκόσμια Ομοσπονδία Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας και Κλινικής Νευροφυσιολογίας.



Εικόνα 7 - Τυποποιημένες απαγωγές στην επιφάνεια του κεφαλιού σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας 10-20

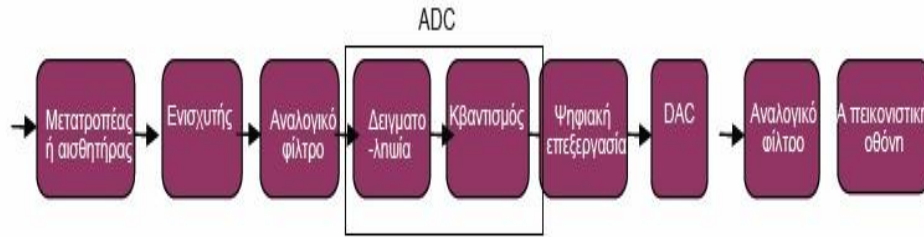
Κάθε ηλεκτρόδιο συνδέεται με την είσοδο ενός διαφορικού ενισχυτή (ένας ενισχυτής για κάθε ηλεκτρόδιο) ο οποίος ενισχύει την τάση μεταξύ δύο ηλεκτροδίων από 1000 έως 100000 φορές [27, 28]. Συνήθως υπάρχει μια πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης, οι προενισχυτές, η οποία αποτελείται από ενισχυτές χαμηλού θορύβου, της τάξεως των nV, λαμβάνοντας υπόψιν ότι τα προς ενίσχυση σήματα είναι της τάξεως των μV.

Η ενίσχυση του σήματος των ηλεκτροδίων γίνεται συνήθως με έναν εκ των ακολούθων τριών τρόπων:

- ③ Ενίσχυση κοινής αναφοράς (Μονοπολική) : Ο τερματισμός κάθε ενισχυτή συνδέεται σε ένα κοινό για όλους ηλεκτρόδιο και τα σήματα όλων των άλλων ηλεκτροδίων μετρώνται σε σχέση με αυτό το ηλεκτρόδιο που ονομάζεται ηλεκτρόδιο αναφοράς. Συνήθως το ηλεκτρόδιο αναφοράς τοποθετείται σε κάποιο σημείο που ανήκει στη μεσαία γραμμή του κρανίου (νοητή ευθεία που χωρίζει το κρανίο συμμετρικά σε δύο μέρη) ή τοποθετείται στα λοβία των αυτιών, εκ του γεγονότος ότι τα λοβία των αυτιών έχουν μηδαμινή βιολογική δραστηριότητα και έτσι προσφέρονται ως σημεία ‘αναφοράς’.
- ③ Ενίσχυση μέσης αναφοράς : Οι έξοδοι όλων των ενισχυτών αθροίζονται και υπολογίζεται ο μέσος όρος τους. Αυτό το σήμα αποτελεί την κοινή αναφορά για κάθε ενισχυτή.
- ③ Διπολική ενίσχυση : Τα ηλεκτρόδια συνδέονται σειριακά σε ισάριθμους ενισχυτές. Για παράδειγμα ο ενισχυτής Νο1 ενισχύει τη διαφορά των ηλεκτροδίων Α και Β, ο ενισχυτής 2 τη διαφορά των ηλεκτροδίων Β και C κ.ο.κ.

Συνήθως χρησιμοποιούνται διαφορικοί ενισχυτές, ώστε ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος (Common Mode Rejection Ratio - CMRR) να είναι στο επίπεδο των 120 db [24].

Το προκύπτον σήμα φιλτράρεται από ένα υψιπερατό και ένα βαθυπερατό φίλτρο με χαρακτηριστικά 0.5Hz και 35-70Hz αντίστοιχα. Το υψιπερατό φίλτρο απορρίπτει χαμηλόσυχνα σήματα που προκαλεί η ηλεκτρική αγωγιμότητα του δέρματος ενώ το βαθυπερατό απορρίπτει ηλεκτρομυογραφικά σήματα. Το φιλτραρισμένο σήμα αποτυπώνεται σε χαρτί (κυρίως στα παλαιότερα συστήματα) ή παρουσιάζεται στην οθόνη ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή αφού πρώτα ψηφιοποιηθεί και ληφθεί από κάρτα δεδομένων (Data Acquisition Card – DAQ) [27].



Εικόνα 8 - Τυπικό Σύστημα Λήψης και επεξεργασίας βιοϊατρικού σήματος

Επίσης είναι αξιοσημείωτο ότι για να επιτευχθεί η σωστή λειτουργία κάθε πειραματικής διάταξης ή ιατρικού εξοπλισμού μέτρησης σημάτων, αλλά ακόμη κυρίως στις περιπτώσεις μικρών σημάτων όπως το EEG όπου τα μετρούμενα σήματα είναι της τάξεως των μV , πρέπει να υπάρχει κοινή γείωση όλων των τμημάτων του συστήματος για να αποφεύγεται η δημιουργία βρόχων μεταξύ διαφορετικών γειώσεων έχοντας ως συνέπεια την εισαγωγή σφαλμάτων.

2.2 Επεξεργασία του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος

2.2.1 Τεχνικές επεξεργασίας του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος

Η πιστή καταγραφή του EEG σήματος αποτελεί το πρώτο αλλά πολύ σημαντικό βήμα στην Ηλεκτροεγκεφαλογραφία και είναι μια από τις απαραίτητες προϋποθέσεις όχι μόνο για τον αναλογικό χειρισμό του, αλλά και για τον ψηφιακό μετασχηματισμό και την περαιτέρω επεξεργασία του.

Μια αναλογία, γενικά, χαρακτηρίζει και περιγράφει ένα σύνολο δεδομένων ή σχέσεων προς άλλα δεδομένα ή σχέσεις, κατά τέτοιο τρόπο ώστε για το πρωτότυπο και το ανάλογο να ισχύουν οι ίδιοι νόμοι. Τα περισσότερα μεγέθη στη φύση είναι αναλογικά, όπως π.χ. η ταχύτητα, το βάρος κλπ. Χαρακτηριστική ιδιότητα των αναλογικών μεγεθών είναι η «συνέχεια».

Τα EEG σήματα αποτελούν τιμές μιας συνεχούς συνάρτησης του δυναμικού ως προς το χρόνο. Κατά συνέπεια κάθε μετατροπή ή μετασχηματισμός ο οποίος εφαρμόζεται στο EEG σήμα, είναι επίσης μια συνεχής συνάρτηση του χρόνου. Έτσι, για παράδειγμα, το συνεχές δυναμικό που παίρνουμε στην έξοδο ενός

ενισχυτή είναι ανάλογο του επίσης συνεχούς δυναμικού που εφαρμόζεται στην είσοδο του, αναλογία η οποία διατηρείται διαρκώς. Άρα το EEG σήμα είναι αναλογικό και κατ' επέκταση οι τεχνικές λήψης, ενίσχυσης και καταγραφής του είναι και αυτές αναλογικές.

Με τα συστήματα υπολογιστών όμως τα πράγματα είναι διαφορετικά. Όπως είναι γνωστό, τα σήματα για να τύχουν επεξεργασίας από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή πρέπει προηγουμένως να υποβληθούν στη διαδικασία μετατροπής τους σε ψηφιακά. Έτσι λοιπόν το συνεχές αναλογικό ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα πρέπει να μετατραπεί σε μια σειρά διακριτών σημείων που αντιπροσωπεύονται από δυαδικούς αριθμούς οι οποίοι κατόπιν θα δοθούν στο σύστημα για επεξεργασία. Η μετατροπή του αναλογικού σε ψηφιακό και η περαιτέρω επεξεργασία του (σε δυαδική μορφή) συνιστά την ψηφιακή μέθοδο.

2.2.2 Μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό

Το πλάτος (amplitude) του συνεχούς, αναλογικού, δυναμικού μετριέται ανά τακτά χρονικά διαστήματα (συνήθως από 1 μ s μέχρι 1 ms) και κατόπιν οι τιμές μέτρησης μετατρέπονται από έναν κωδικοποιητή ή αναλογοψηφιακό μετατροπέα (analog to digital converter, A/D C) σε ψηφία του δυαδικού συστήματος τα οποία τοποθετούνται σε καθορισμένες διευθύνσεις της μνήμης του ΗΥ για περαιτέρω επεξεργασία. Στην περίπτωση ενίσχυσης ή ανόρθωσης (rectification) του σήματος, μετά το τέλος της επεξεργασίας μπορεί να πάρει κανείς το αντίστοιχο του αναλογικού σήματος αφού προηγηθεί αυτή τη φορά η αντίστροφη διαδικασία, δηλαδή η μετατροπή του ψηφιακού σήματος σε αναλογικό από ένα αποκωδικοποιητή (D/A C). Η διαδικασία των διαδοχικών μετρήσεων (παρατηρήσεων) ανά τακτά και ίσα μεταξύ τους χρονικά διαστήματα ονομάζεται δειγματοληψία (sampling).

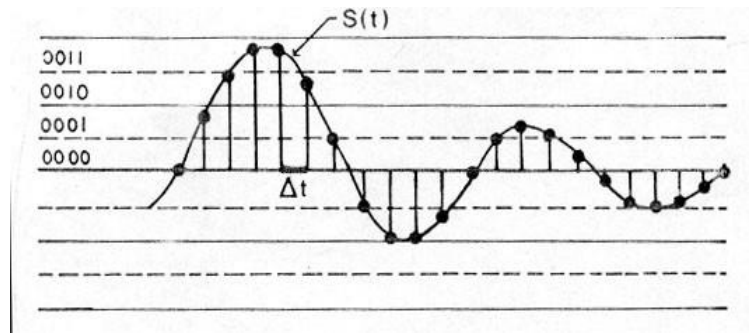
Προκειμένου βέβαια το παράγωγο σήμα να παριστά αξιόπιστα το αρχικό αναλογικό σήμα, θα πρέπει κατ' αρχήν ο ρυθμός ή συχνότητα δειγματοληψίας (sampling rate), δηλαδή ο αριθμός των μετρήσεων ανά sec, να υπακούει σε

κάποιους νόμους έτσι ώστε να μην υπάρχει απόκρυψη στοιχείων, δηλαδή απώλεια πληροφορίας, πράγμα το οποίο συμβαίνει όταν το μεσοδιάστημα των παρατηρήσεων είναι μεγάλο.

Στον καθορισμό της συχνότητας δειγματοληψίας πρέπει να λαμβάνεται υπόψη ο 1^{ος} νόμος του Nyquist, ο οποίος ορίζει ότι «η συχνότητα της δειγματοληψίας δεν πρέπει να είναι μικρότερη από το διπλάσιο της μέγιστης συχνότητας που περιέχεται στο σήμα». Η εφαρμογή του νόμου του Nyquist αποτρέπει την εμφάνιση του φαινομένου της φασματικής επικάλυψης (aliasing). Για τα βραδέα κύματα είναι ικανοποιητική ακόμη και μια μικρή συχνότητα δειγματοληψίας, για τις αιχμές όμως και τα αιχμηρά στοιχεία είναι αυτονόητο ότι απαιτείται μεγάλη συχνότητα δειγματοληψίας. Όπως γίνεται αντιληπτό, θα πρέπει παράλληλα να αποφεύγεται και η σπατάλη διευθύνσεων μνήμης, όπως στην περίπτωση μιας «πυκνής» αλλά μη απαραίτητης δειγματοληψίας.

Για τις κλινικές εφαρμογές της χαρτογράφησης του EEG (όπου οι συχνότητες που ενδιαφέρουν είναι 1-30 Hz) η ελάχιστη απαιτούμενη συχνότητα δειγματοληψίας είναι 60 Hz, αλλά καλό είναι η συχνότητα της δειγματοληψίας να ορίζεται τριπλάσια από την υψηλότερη συχνότητα που περιέχει το σήμα [29]. Στην πράξη λοιπόν, η ακρίβεια της δειγματοληψίας και κατ' επέκταση η πιστότητα της παράστασης του αναλογικού σήματος, εξαρτάται από την εκλογή της συχνότητας δειγματοληψίας η οποία κατόπιν με τη σειρά εξαρτάται από ορισμένα χαρακτηριστικά του αναλογοψηφιακού μετατροπέα. Η διακριτική ή διαχωριστική ικανότητα (resolution) ενός αναλογοψηφιακού μετατροπέα, εκφράζει την ελάχιστη μεταβολή του δυναμικού που μπορεί να διακρίνει ο μετατροπέας, έχει σχέση με το χρονικό διάστημα ανάμεσα σε δυο διαδοχικές μετρήσεις του δείγματος, είναι αντιστρόφως ανάλογη της μέγιστης συχνότητας δειγματοληψίας και εκφράζεται σε bits ανά «λέξη». Για παράδειγμα, ένας «8-μπιτος» (8-bit) αναλογοψηφιακός μετατροπέας μπορεί να πραγματοποιήσει (256) μετρήσεις, ενώ ένας «12-μπιτος» (12-bit) 4096. Για το EEG μια διακριτική ικανότητα 8-11 bits (που ισοδυναμεί με: +256 έως +2048 μετρήσεις σε κάθε δειγματοληπτική περίοδο) είναι ικανοποιητική. Ένα άλλο σημαντικό χαρακτηριστικό του αναλογοψηφιακού μετατροπέα είναι η μέγιστη διακύμανση ή μέγιστο εύρος (fullscale range) δυναμικού, το οποίο καλείται και ευαισθησία,

και το οποίο καθορίζει τις ακρότατες (ελάχιστη και μέγιστη) τιμές του δυναμικού εισόδου που μπορεί να χειριστεί ο μετατροπέας χωρίς παραμόρφωση του σήματος.



Εικόνα 9 - Τεχνηκή δειγματοληψία κατά ίσα χρονικά διαστήματα και ταυτόχρονη ψηφιοποίηση του πλάτους ενός αναλογικού ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος

2.2.3 Ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα: περιορισμοί και πλεονεκτήματα

Το EEG χαρακτηρίζεται από κάποιους περιορισμούς. Τα ηλεκτρόδια δεν είναι αρκετά ευαίσθητα ώστε να εξάγουν μεμονωμένα ενεργά δυναμικά (την ηλεκτρική μονάδα σηματοδότησης του εγκεφάλου). Επίσης δεν μπορεί να γίνει αντιληπτό αν η προκύπτουσα ηλεκτρική δραστηριότητα απελευθερώνει ανασταλτικούς, διεγερτικούς ή ρυθμιστικούς νευροδιαβιβαστές (χημικές ουσίες που μεταφέρουν τα νευρικά ηλεκτρικά σήματα). Αντίθετα το EEG καταγράφει τη δραστηριότητα μεγάλων ομάδων νευρώνων οι οποίες παράγουν ισχυρότερη ηλεκτρική τάση από αυτήν ενός μεμονωμένου νευρώνα. Επιπρόσθετα το EEG έχει περιορισμένη δυνατότητα λεπτομερειακής ανατομικής απεικόνισης σε σχέση με άλλες τεχνικές όπως το fMRI (functional magnetic resonance imaging).

Εντούτοις το EEG έχει ισχυρά πλεονεκτήματα ως εργαλείο εξερεύνησης του εγκεφάλου καθώς είναι μια μη επεμβατική μέθοδος και έχει πολύ καλή χρονική ανάλυση αφού μπορεί να ανιχνεύσει μεταβολές στην ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου σε χρόνο της τάξεως των msec. Καθώς ο εγκέφαλος λειτουργεί μέσω της ηλεκτρικής του δραστηριότητας το EEG είναι η μόνη μέθοδος για άμεση μέτρηση καθώς οι άλλες μέθοδοι βασίζονται στη ροή του αίματος ή το

μεταβολισμό, μεγέθη τα οποία μπορεί να είναι ασύνδετα με την εγκεφαλική ηλεκτρική δραστηριότητα.

2.3 Στοιχεία του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος

Τα EEG σήματα είναι συνεχή και χαρακτηρίζονται από μία ρυθμικότητα χωρίς όμως αυτό να σημαίνει ότι επαναλαμβάνονται ακριβώς από κύκλο σε κύκλο. Έχουν δηλαδή μία εξέλιξη τυχαία. Από μαθηματική άποψη αποτελούν τιμές μιας «στοχαστικής ανέλιξης», μιας συνάρτησης δηλαδή με απρόβλεπτη εξέλιξη στο χρόνο, «εξαναγκασμένης» όμως να συμπεριφέρεται με στατιστική ομαλότητα. Κατά πόσο βέβαια η EEG δραστηριότητα είναι καθαρά στοχαστικό φαινόμενο είναι υπό συζήτηση. Τούτο διότι τα στοχαστικά φαινόμενα κατά τη διαχρονική τους εξέλιξη οφείλουν να διατηρούν μία σταθερή κατανομή φασματικής ισχύος, πράγμα το οποίο δε φαίνεται να ισχύει για την EEG δραστηριότητα. Η διαπίστωση όμως αυτή δεν αποτελεί σοβαρό εμπόδιο στη μελέτη των EEG σημάτων διότι η EEG δραστηριότητα σε συνισταμένη ενός πολύ μεγάλου αριθμού επιμέρους διαδικασιών υπακούει στο κεντρικό θεώρημα της στατιστικής το οποίο ορίζει ότι η συνισταμένη ενός μεγάλου αριθμού επιμέρους διαδικασιών ανεξάρτητα από την κατανομή που ακολουθεί κάθε μία από αυτές, ακολουθεί την κανονική κατανομή [30].

Στον πίνακα 1, που ακολουθεί, παρουσιάζονται οι κυριότεροι «ρυθμοί» δηλαδή οι συχνοτικές περιοχές (μπάντες) που περιέχονται σε ένα EEG σήμα και αποκαλύπτονται όταν γίνει φασματική ανάλυση αυτού. Επίσης αναγράφεται ανά ρυθμό το πλάτος του σήματος δηλαδή το μέγεθος της μετρούμενης τάσης σε μV .

Ρυθμός	Περιοχή συχνοτήτων (Hz)	Πλάτος (μV)
Δέλτα	0.5-3.5	Έως 100-200
Θήτα	4-7.5	<30
Άλφα	8-12	30-50
Αργός Βήτα	13-19	<20
Ταχύς Βήτα	20-30	<20

Γάμμα	30-70	<20
-------	-------	-----

Πίνακας 1 - Οι κυριότεροι ρυθμοί του EEG

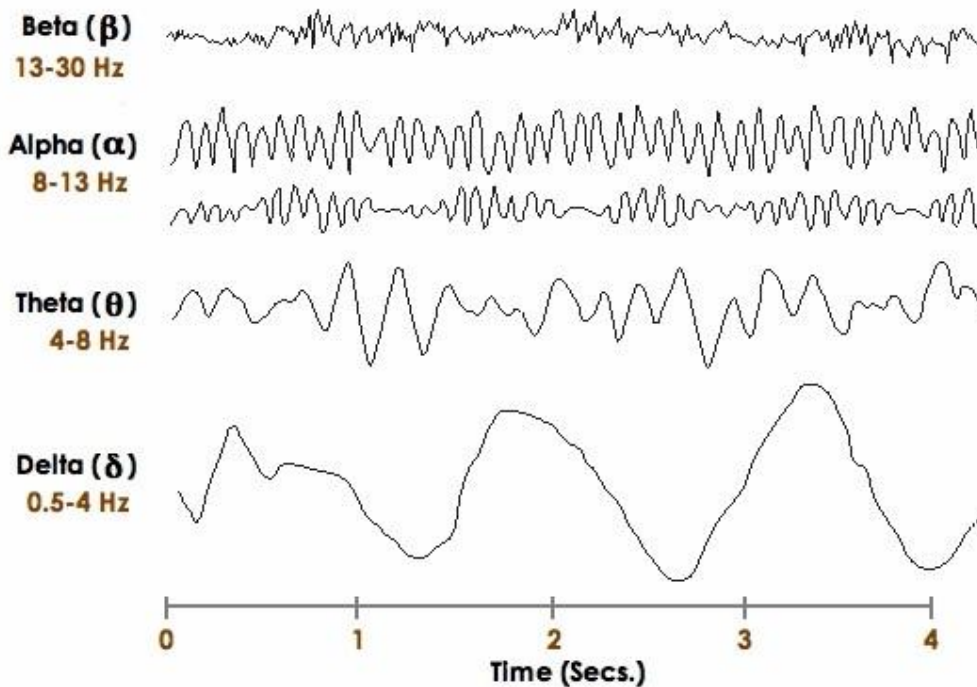
Η ποσοτικοποίηση του EEG έχει αποδειχθεί χρήσιμη και κατάλληλη μέθοδος για την μέτρηση του 'επιπέδου' και της κατανομής της φλοιϊκής δραστηριότητας του εγκεφάλου κατά την επιτέλεση νοητικών, συναισθηματικών και συμπεριφερικών αποστολών. Γενικά γίνεται δεκτό ότι ως φυσιολογικά EEG θεωρούνται εκείνα στα οποία περιέχονται ρυθμοί α και β σε ενήλικα άτομα σε κατάσταση εγρήγορσης.

Ειδικά για την συχνότητα α (8-12 Hz) υποστηρίζεται ότι αντικατοπτρίζει αυξημένα επίπεδα διεγερσιμότητας στους νευρώνες φλοιϊκών εγκεφαλικών περιοχών που συνδέονται με τη μεταφορά πληροφοριών στα θalamo-φλοιϊκά νευρωνικά κυκλώματα που υπηρετούν και εκφράζουν την λειτουργική μνήμη και τα εγγράμματα μνήμης μακράς διάρκειας [32].

Η συχνότητα β (13-30 Hz) έχει συσχετισθεί με την κινητοποίηση φλοιοφλοιϊκών νευρωνικών κυκλωμάτων που οδώνουν τον συγχρονισμό των μηχανισμών της προσοχής κατά την επιτέλεση της λειτουργίας της «αίσθησης». Επειδή ο βήτα ρυθμός καταλαμβάνει μια μεγάλη περιοχή συχνοτήτων χωρίζεται σε αργό βήτα και ταχύ βήτα, οι συχνότητες των οποίων φαίνονται στον προηγούμενο πίνακα [33].

Οι ρυθμοί θ και δ θεωρούνται παθολογικοί και υποδηλώνουν συνήθως την οργανική εγκεφαλική βλάβη. Η έννοια αυτή δεν είναι πάντα καθοριστική της οργανικότητας γιατί κατά την διάρκεια του ύπνου στα παιδιά και σε ορισμένες άλλες καταστάσεις είναι φυσιολογικό εύρημα. Τα EEG εξάλλου ενός ασθενή σε κόμα μοιάζει με ενός φυσιολογικού ανθρώπου που κοιμάται. Φαίνεται λοιπόν ότι η συνολική κλινική εικόνα είναι απαραίτητη για την ορθή εκτίμηση του EEG. Σ' αυτό το πλαίσιο θα πρέπει να υπομνησθεί ότι η συχνότητα θ θεωρείται δείκτης της φλοιοιποκάμπειας επικοινωνίας που συναρτάται με τον προσανατολισμό των συντεταγμένων απαντήσεων στις διάφορες φάσεις της εγρήγορσης και «επιφυλακής» [34, 35, 36]. Η δ συχνότητα συσχετίζεται με την κινητοποίηση

φλοιο-υποφλοιωδών κυκλωμάτων και συνδέσεων που υπηρετούν την αντίληψη-αξιολόγηση του «σήματος» [35, 36, 37, 41].



Εικόνα 10 - Οι βασικοί ρυθμοί (συχνοτικές συνιστώσες) του EEG σήματος

Ο ρυθμός γάμμα σχετίζεται με την ανώτερη πνευματική λειτουργία του εγκεφάλου όπως η αντίληψη και κατανόηση θεμάτων, η επίλυση προβλημάτων, ο φόβος και η συνείδηση. Περιλαμβάνει συχνότητες από 30 έως 70 Hz. Κατά έναν ορισμό ο ρυθμός γάμμα εκδηλώνεται από τα 24 Hz και πάνω αν και οι ερευνητές δέχονται ότι διεργασίες κατανόησης υψηλού επιπέδου συμβαίνουν όταν χαμηλής συχνότητας γάμμα ρυθμοί ξαφνικά διπλασιάζονται σε συχνότητες της περιοχής των 40 Hz [38]. Η έρευνα έχει δείξει ότι ο ρυθμός γάμμα είναι παρών κατά τη διαδικασία της αφύπνισης καθώς και κατά τη διάρκεια του ύπνου REM (rapid eye movement).

2.4 Προκλητά δυναμικά (Event Related Potentials)

2.4.1 Βασικές έννοιες και κύρια χαρακτηριστικά των εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών

Τα δυναμικά που καταγράφονται από την επιφάνεια του εγκεφάλου όταν ο οργανισμός εκτίθενται σε διακεκριμένους ερεθισμούς, ονομάζονται προκλητά δυναμικά (Evoked Potentials). Οι ερεθισμοί μπορεί να είναι ακουστικοί, οπτικοί ή σωματοαισθητικοί ερεθισμοί.

Τα προκλητά δυναμικά τείνουν να είναι μικρά σε πλάτος, κυμαινόμενα από 1 μ Volt (ή και λιγότερο) έως λίγα μ Volts, έναντι των δεκάδων μ Volts του EEG. Κατά κανόνα επικαλύπτονται τα συγκεκριμένα δυναμικά από το συμβατικό Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και απαιτούνται κατάλληλες διαδικασίες καταγραφής, ώστε να αναγνωρισθούν και να αποτιμηθούν.

Το μέγεθός τους (πλάτος), η κατεύθυνσή τους- θετική ή αρνητική- και ο λανθάνων χρόνος τους ως προς το εκλυτικό ερέθισμα συναρτώνται με παραμέτρους:

- ③ Το εκλυτικό ερέθισμα
- ③ Την ακεραιότητα και τη λειτουργική επίδοση των «συνδέσεων» της περιφέρειας με το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα.
- ③ Τις ψυχολογικές πτυχές του συστήματος επεξεργασίας πληροφοριών του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος.

Το πλεονέκτημα της συγκεκριμένης νευροψυχολογικής-ηλεκτροφυσιολογικής μεθόδου σε σχέση με τις άλλες μεθόδους απεικόνισης του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος στηρίζεται στο γεγονός ότι με τα προκλητά δυναμικά καταγράφουμε την επεξεργασία του συγκεκριμένου ερεθίσματος σε εύρος χρόνου που κυμαίνεται από χιλιοστά του δευτερολέπτου (ms) έως μερικά δευτερόλεπτα. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να έχουμε μια πλήρη αξιολόγηση σε πραγματικό χρόνο για τις αλλαγές στη νευρωνική δραστηριότητα που παρατηρούνται κατά τη διάρκεια των γνωστικών διεργασιών [39]. Τα Γνωστικά Προκλητά Δυναμικά αποτελούν μία αξιόπιστη μέθοδο για την αξιολόγηση

νευρολογικών, μαθησιακών και ψυχικών διαταραχών ή/και διαταραχών της προσωπικότητας [40].

Χρησιμοποιούνται ευρέως στην κλινική πράξη γιατί παρέχουν αντικειμενικά αποτελέσματα και εκτιμήσεις για τη λειτουργία των αισθητηριακών συστημάτων και οδών. Η μεγάλη χρησιμότητα των προκλητών δυναμικών (Evoked Potentials-EPs) βασίζεται στην ικανότητά τους α) να περιγράφουν και να αποδεικνύουν τη μη φυσιολογική λειτουργία των αισθητηριακών συστημάτων όταν το ιστορικό του ατόμου ή οι νευρολογικές, νευροψυχολογικές, ακουσολογικές και οφθαλμολογικές εξετάσεις δεν είναι σαφείς, β) να αποκαλύπτουν τις δυσλειτουργίες στα αισθητηριακά συστήματα όταν τα πρόδρομα συμπτώματα μας οδηγούν στην υπόθεση κάποιας απομυελινωτικής νόσου και να αποκλείουν δυσλειτουργίες σε κάποια άλλη περιοχή του κεντρικού νευρικού συστήματος, γ) να διασαφηνίζουν την πορεία της νόσου σύμφωνα με τις ανατομικές βλάβες που έχει προκαλέσει και δ) να ελέγχουν με ακρίβεια και αντικειμενικότητα κάθε φορά τις αλλαγές στην κατάσταση του ασθενή. Τα προκλητά δυναμικά λειτουργούν πολλές φορές ως προέκταση μιας κλινικής εξέτασης παρέχοντας τα απαιτούμενα αριθμητικά δεδομένα του ποσοστού δυσλειτουργίας και απεικονίζοντας την πορεία της διαταραχής.

Γενικά στην κλινική πράξη για τη διάγνωση νευρολογικών παθήσεων, για την αξιολόγηση των αισθητηριακών διαταραχών καθώς και τη νευροψυχολογική αξιολόγηση ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες, δυσλεξία, και ψυχιατρικές διαταραχές χρησιμοποιούνται τα προκλητά δυναμικά με χαμηλό εύρος και βραχεία διάρκεια όπως είναι τα οπτικά προκλητά δυναμικά (VEPs) και τα ακουστικά προκλητά δυναμικά.

Τα εγκεφαλικά προκλητά δυναμικά αναγνωρίζονται πλέον σαν αξιόπιστες δοκιμασίες για την αποτίμηση επιλεγμένων φαινομένων της ηλεκτροφυσιολογικής δραστηριότητας του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ). Συμβάλλουν αποφασιστικά τόσο στην συνεπή προσέγγιση και μεταχείριση βασικών φαινομένων της λειτουργίας του ΚΝΣ, όπως: Πρόσληψη, επιλογή, αποκωδικοποίηση, αποταμίευση παραγωγή ή απόδοση «πληροφοριών», όσο και στην αντιμετώπιση διαγνωστικών και θεραπευτικών ζητημάτων της ψυχιατρικής. Ουσιαστικές προϋποθέσεις γι' αυτό είναι:

- ③ Κατάλληλες Υποθέσεις Εργασίας
- ③ Κατάλληλη Μεθοδολογία
- ③ Κατάλληλος Τεχνολογικός Εξοπλισμός
- ③ Παραγωγική αξιοποίηση δεδομένων άλλων κλάδων
- ③ Συνεχής και «ώριμη» μετα-ερευνητική πρακτική
- ③ Η διαρκής «συνάντηση» όλων των προαναφερθέντων με τον ψυχικά πάσχοντα και την θεραπευτική του αντιμετώπιση.

2.4.2 Μέθοδοι απομόνωσης των προκλητών δυναμικών από το συνολικό EEG σήμα

Η μέτρηση των προκλητών δυναμικών γίνεται με την ίδια διάταξη που χρησιμοποιείται για το EEG. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το πλάτος του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (περί τα 50 μ V) που καταγράφεται όταν ο εξεταζόμενος βρίσκεται σε ηρεμία είναι μεγαλύτερο από το πλάτος των προκλητών δυναμικών (0.1 ως 20 μ V). Επίσης κατά τη διάρκεια μιας μέτρησης εγκεφαλικού σήματος λειτουργούν εκτός των εγκεφαλικών περιοχών που δέχονται και επεξεργάζονται το ερέθισμα, και άλλες εγκεφαλικές περιοχές οι οποίες σχετίζονται με τη γενικότερη λειτουργία του οργανισμού. Κατά συνέπεια το σήμα που σχετίζεται με την αντίδραση του εγκεφάλου στο ερέθισμα είναι κρυμμένο μέσα στο συνολικό σήμα που καταγράφεται. Το κομμάτι του σήματος που δεν αφορά στην εγκεφαλική επεξεργασία του ερεθίσματος θεωρείται θόρυβος, ο οποίος μάλιστα είναι πιο ισχυρός από το σήμα που επιθυμούμε να μελετήσουμε. Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίζεται χρησιμοποιώντας τις εξής μεθόδους:

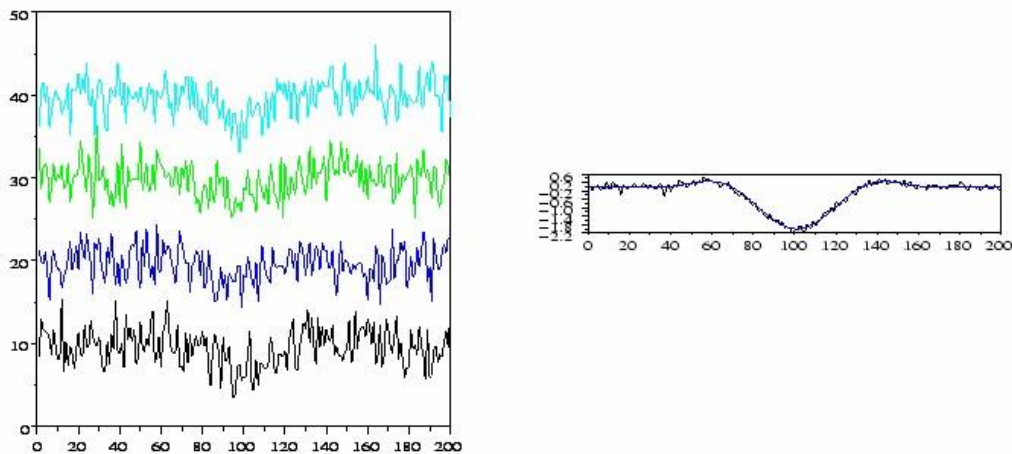
- ③ Χρησιμοποιούνται ενισχυτές μεγάλης ευαισθησίας
- ③ Οι χώροι μέτρησης των σημάτων είναι απομονωμένοι από εξωτερικά ηλεκτρικά πεδία, όπως αυτά που δημιουργούν ενσύρματες ή ασύρματες ηλεκτρικές συσκευές, γραμμές μεταφοράς ηλεκτρικής ενέργειας κ.ά.. Η προτιμώμενη λύση είναι η μέτρηση να γίνεται σε ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο δωμάτιο (κλωβό Faraday) ή σε ανηχοϊκό θάλαμο.

③ Εύρεση μέσου όρου (signal averaging). Η λήψη εγκεφαλικού σήματος για μέτρηση ERP επαναλαμβάνεται αρκετές φορές ή το συνολικό σήμα χωρίζεται σε τμήματα μικρότερης διάρκειας (για μέτρηση EEG) [41]. Το συνολικό αυτό σήμα (SIGNAL(t)) μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από δύο τμήματα, το σήμα ERP(t) και τον θόρυβο NOISE (t).

Επομένως $SIGNAL_i(t) = ERP_i(t) + NOISE_i(t)$ όπου $i=1$ ως N (N ο αριθμός των επαναλήψεων). Ο μέσος όρος των σημάτων αυτών είναι:

$$Mean = \frac{\sum_{i=1}^N SIGNAL(t)}{N} = \frac{\sum_{i=1}^N ERP(t)}{N} + \frac{\sum_{i=1}^N NOISE(t)}{N}$$

Θεωρώντας ότι ο θόρυβος είναι λευκός η μέση τιμή του είναι μηδενική ενώ το σήμα ERP κάθε φορά έχει τα ίδια χαρακτηριστικά. Με τον υπολογισμό του μέσου όρου λοιπόν ο θόρυβος ελαχιστοποιείται ενώ το σήμα των προκλητών δυναμικών ενισχύεται και τελικώς αποκαλύπτεται (Εικόνα 11).



Εικόνα 11 - Η εξαγωγή του μέσου όρου για την εμφάνιση των Προκλητών Δυναμικών

Η μέθοδος του μέσου όρου εφαρμόζεται συχνότατα, παρουσιάζει όμως κάποια μειονεκτήματα καθώς η κόπωση, η προσαρμογή, η εξοικείωση, η μεταβολή της έντασης της προσοχής του εξεταζομένου επηρεάζουν τα προκλητά δυναμικά, ως προς το πλάτος, το εύρος και τον λανθάνοντα χρόνο. Έτσι ο αριθμός

επαναλήψεων του πειράματος λαμβάνοντας υπόψιν την κατάσταση του εξεταζομένου πρέπει να ελέγχεται.

Δυσκολία στους υπολογισμούς υπάρχει επίσης όταν ο χρόνος μεταξύ των πειραμάτων είναι μικρός και υπάρχει συσχέτιση του θορύβου μεταξύ των μετρήσεων γιατί τότε με τον υπολογισμό του μέσου όρου ο θόρυβος ενισχύεται ενώ μπορεί η φασματική κατανομή του θορύβου να βρίσκεται γύρω από περιορισμένο εύρος συχνοτήτων, οι οποίες να συμπίπτουν με τις συχνότητες του προκλητού δυναμικού. Για να αντιμετωπιστεί αυτό το πρόβλημα τα σήματα των αλληπάλληλων μετρήσεων χρονίζονται απεριοδικά ώστε να μειωθεί η συσχέτιση του θορύβου.

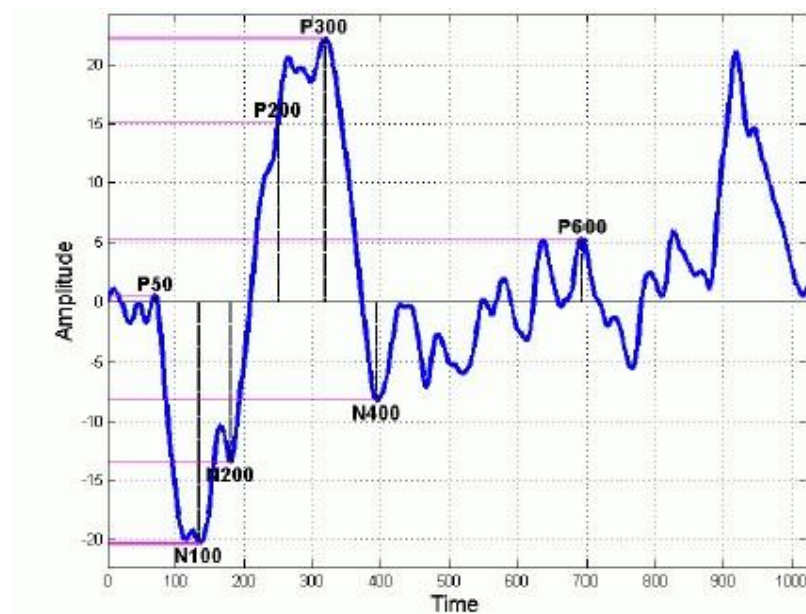
Ακόμη κι αν ο θόρυβος είναι λευκός μπορεί να μην ισχύει η πανομοιότυπη αναπαραγωγή του σήματος των προκλητών δυναμικών από μέτρηση σε μέτρηση. Τότε το σήμα που υπολογίζεται με τον μέσο όρο χάνει μεγάλο ποσοστό της πληροφορίας σχετικά με το προκλητό δυναμικό, ως προς τις κορυφώσεις κυρίως. Τότε εφαρμόζονται τεχνικές προσέγγισης του λανθάνοντος χρόνου και χρονικής μετατόπισης των κυματομορφών των προκλητών δυναμικών, ώστε το δυναμικό που μελετάται να συμπίπτει κατά το δυνατόν σε όλες, οπότε ο μέσος όρος θα περιέχει τη μέγιστη δυνατή πληροφορία.

Για την αποφυγή αυτών των περιορισμών που εισάγει η εύρεση του μέσου όρου εφαρμόζονται κι άλλες τεχνικές αποθορυβοποίησης με σημαντικότερη την τεχνική της εφαρμογής του μετασχηματισμού wavelets στο καταγεγραμμένο εγκεφαλικό σήμα. Με το μετασχηματισμό αυτό είναι δυνατό τα προκλητά δυναμικά να αποκαλυφθούν ακόμα κι από μια μόνο κυματομορφή χωρίς να χρειάζεται η επανάληψη του πειράματος για την καταγραφή πολλαπλών σημάτων.

2.4.3 P50, N100, P200, N200, P300, N400, P600: χρονικά διαστήματα των προκλητών δυναμικών και η σημασία τους

Παρακάτω παρουσιάζονται εκτιμήσεις για τα χαρακτηριστικά των κορυφώσεων της χρονοσειράς των προκλητών δυναμικών, όπως εκείνα έχουν καθιερωθεί στη βιβλιογραφία. Εκτός από το χρονικό διάστημα της χρονοσειράς

το οποίο αντιστοιχεί σε κάθε κορυφή παρουσιάζεται μια επιγραμμιατική αναφορά στην ιατρική σημασία του κάθε ενός [32, 41, 42].



Εικόνα 12 - Καταγραφή Προκλητών Δυναμικών. Διακρίνονται οι κορυφώσεις P50, N100, N200, P200, P300, N400 και P600

P₅₀: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο από 20 ως 80 msec μετά το ερέθισμα. Θεωρείται δείκτης πρώιμων πτυχών προσοχής.

N₁₀₀: Πρόκειται για την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 90 ως 150 msec μετά την παρουσίαση του ερεθίσματος. Υποδηλώνει φαινόμενα κινητοποίησης προσοχής. Ο λανθάνων χρόνος (latency) αντικατοπτρίζει την ταχύτητα κινητοποίησης της προσοχής, ενώ το μέγιστο πλάτος (amplitude) αντικατοπτρίζει την ικανότητα ή χωρητικότητα της προσοχής.

P₂₀₀: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 140 ως 250 msec μετά το ερέθισμα. Αποτελεί ένα μέτρο για την επικέντρωση της προσοχής του ατόμου.

N₂₀₀ : Περιγράφει την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 180 ως 300msec μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τις επιδόσεις των νευρωνικών κυκλωμάτων που υπόκεινται στο φαινόμενο της αντίδρασης του προσανατολισμού σε επίπεδο Κεντρικού Νευρικού Συστήματος.

P₃₀₀: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 220 ως 500 msec μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τη νευρωνική δραστηριότητα η οποία υπόκειται των διεργασιών που συναρτώνται με τον επιμερισμό προσοχής για την κινητοποίηση των προγραμμάτων δράσης. Ο λανθάνων χρόνος εμφάνισής του φαίνεται να αντανακλά το απαραίτητο χρονικό διάστημα για να πάρει ο εξεταζόμενος μια απόφαση για το ερέθισμα [42].

N₄₀₀: Πρόκειται για την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού η οποία λαμβάνει χώρα από 280 ως 500 msec μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τη λειτουργία των νευρωνικών κυκλωμάτων που υπηρετούν και εκφράζουν την ‘συντακτική’ διάσταση της εκάστοτε απάντησης του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος. Συμβάλλει στην εξέταση μηχανισμών που σχετίζονται με τη γλώσσα και το εννοιολογικό – συντακτικό της περιεχόμενο.

P₆₀₀: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 500 ως 800 msec μετά το ερέθισμα. Έχει καθιερωθεί ως δείκτης συγχρονισμού σημαντικών και συντακτικών διαστάσεων της απάντησης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΣΤΟΧΑΣΤΙΚΟΙ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ

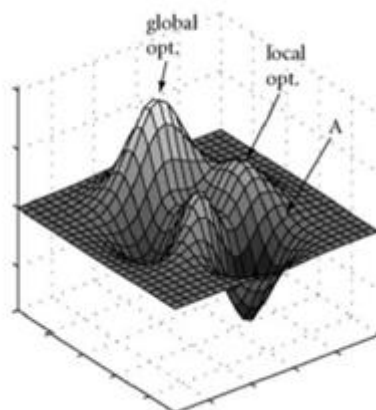
Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται 2 από τους πιο γνωστούς στοχαστικούς αλγόριθμους, οι γενετικοί (GA) και η βελτιστοποίηση σμήνους μονάδων (PSO).

3.1 Εισαγωγή

Η χωρίς τέλος αναζήτηση για αποδοτικότητα και παραγωγικότητα έχει κάνει την βελτιστοποίηση κύρια έννοια στους μηχανικούς. Η γρήγορη διεργασία, η μείωση κατανάλωσης ενέργειας ή οι μικρές και οικονομικές αλυσίδες εφοδιασμού είναι πλέον παράγοντες επίτευξης επιτυχίας.

Δεδομένου ενός χώρου Ω ανεξάρτητων λύσεων $\omega \in \mathbb{R}$ και μία αντικείμενη συνάρτηση $f, f(\omega) \rightarrow \mathbb{R}$, βελτιστοποίηση είναι η διαδικασία εύρεσης της λύσης ω^* που ελαχιστοποιεί την f [44].

Για πολύ δύσκολα προβλήματα, η βελτιστοποίηση περιγράφεται σαν ένας περίπατος σε ένα τοπίο καταλληλότητας. Τα πραγματικά προβλήματα είναι πολυτροπικά με αποτέλεσμα τα τοπία καταλληλότητας να περιλαμβάνουν παραπάνω από ένα τοπικά βέλτιστα, όπως φαίνεται ενδεικτικά παρακάτω (Εικόνα 13).



Εικόνα 13 - Τοπίο καταλληλότητας με ολικό και τοπικά βέλτιστα

Οι αναλυτικές μέθοδοι, όπως η κλίση καθόδου, συνήθως αποτυγχάνουν στην εύρεση ολικού βέλτιστου εφόσον δεν είναι ικανές να διαχειριστούν τέτοιες συναρτήσεις. Επιπλέον, οι εταιρείες κυρίως ασχολούνται με συνδυαστικά προβλήματα όπως τετραγωνική εκχώρηση, χρονοδιαγράμματα ή προβλήματα δρομολόγησης. Τέτοια προβλήματα χρησιμοποιώντας διακριτές καταστάσεις παράγουν μη-συνεχείς αντικειμενικές συναρτήσεις που δεν επιλύονται με αναλυτικές μεθόδους.

Οι στοχαστικοί αλγόριθμοι βελτιστοποίησης είναι σχεδιασμένοι να χειρίζονται υψηλής πολυπλοκότητας προβλήματα. Ορισμένοι γνωστοί στοχαστικοί αλγόριθμοι

είναι η προσομοιωμένη ανόπτηση, η αναζήτηση ταμπού, τα νευρωνικά δίκτυα, οι γενετικοί αλγόριθμοι και η βελτιστοποίηση σμήνους μονάδων. Στην παρούσα διπλωματική θα γίνει χρήση της τελευταίας μεθόδου.

3.2 Γενετικοί αλγόριθμοι

Οι Γενετικοί Αλγόριθμοι (Γ.Α.), ανήκουν σε μια κατηγορία συστημάτων επίλυσης προβλημάτων ευρύτερα γνωστή με τον όρο Εξελικτικοί Αλγόριθμοι (Evolutionary Algorithms). Οι αλγόριθμοι αυτοί διατηρούν έναν πληθυσμό κωδικοποιημένων πιθανών λύσεων του προβλήματος, και βασίζονται σε διάφορες λειτουργίες της βιολογικής εξέλιξης. Έτσι, περνώντας από γενιά σε γενιά, δημιουργούν συνεχώς νέους πληθυσμούς πιθανών λύσεων εξελίσσοντας τους προηγούμενους πληθυσμούς.

Η βασική ιδέα πίσω από τους Γ.Α. είναι η μίμηση των μηχανισμών που απαντώνται στη φύση. Ως παράδειγμα παρατίθενται οι λαγοί και ο τρόπος που αναπαράγονται και εξελίσσονται από γενιά σε γενιά. Έστω ένας συγκεκριμένος πληθυσμός λαγών σε δεδομένη χρονική στιγμή. Όπως είναι φυσικό, κάποιοι από αυτούς θα είναι πιο γρήγοροι και πιο εύστροφοι από άλλους. Αυτοί οι λαγοί έχουν περισσότερες πιθανότητες να επιβιώσουν στο φυσικό τους περιβάλλον, δηλαδή να εξασφαλίσουν τροφή και να αναπαραχθούν, ξεφεύγοντας από τα διάφορα αρπακτικά που τους καταδιώκουν, όπως για παράδειγμα τις αλεπούδες. Φυσικά δεν είναι λίγοι οι αργοί ή λιγότερο έξυπνοι λαγοί που καταφέρνουν να επιβιώνουν απλά και μόνο γιατί είναι τυχεροί. Όλοι αυτοί οι λαγοί, που καταφέρνουν να επιβιώσουν, θα αρχίσουν την παραγωγή της επόμενης γενιάς τους, μιας γενιάς που θα συνδυάζει με διάφορους τρόπους όλα τα χαρακτηριστικά των μελών της προηγούμενης. Έτσι, μερικοί αργοί λαγοί θα αναμειχθούν με κάποιους γρήγορους, κάποιοι γρήγοροι με άλλους γρήγορους, κάποιοι εύστροφοι λαγοί με κάποιους μη εύστροφους και ούτω καθεξής. Το αποτέλεσμα θα είναι η δημιουργία ενός νέου πληθυσμού από λαγούς που κατά μέσο όρο θα είναι έξυπνότεροι και ταχύτεροι από τους προγόνους τους. Ευτυχώς, όμως, και τα αρπακτικά υφίστανται την ίδια διαδικασία εξέλιξης από γενιά σε γενιά, διαφορετικά οι λαγοί θα γίνονταν υπερβολικά γρήγοροι και έξυπνοι για να μπορούν να τους πιάσουν. Οι Γ.Α. χρησιμοποιούν μια ορολογία δανεισμένη από το χώρο της

φυσικής γενετικής. Αναφέρονται σε άτομα (individuals) ή γενότυπους (genotypes) μέσα σε ένα πληθυσμό. Κάθε άτομο ή γενότυπος αποτελείται από χρωμοσώματα (chromosomes). Στους Γ.Α. αναφερόμαστε συνήθως σε άτομα με ένα μόνο χρωμόσωμα. Τα χρωμοσώματα αποτελούνται από γονίδια (genes) που είναι διατεταγμένα σε γραμμική ακολουθία. Κάθε γονίδιο επηρεάζει την κληρονομικότητα ενός ή περισσότερων χαρακτηριστικών. Τα γονίδια κάποιων συγκεκριμένων χαρακτηριστικών γνωρισμάτων του ατόμου βρίσκονται και σε συγκεκριμένες θέσεις του χρωμοσώματος, που καλούνται loci. Κάθε χαρακτηριστικό του ατόμου (όπως, για παράδειγμα, το χρώμα μαλλιών) μπορεί να εμφανιστεί με διάφορες μορφές, ανάλογα με την κατάσταση στην οποία βρίσκεται το αντίστοιχο γονίδιο που το επηρεάζει. Οι διαφορετικές αυτές καταστάσεις που μπορεί να πάρει το γονίδιο καλούνται alleles (τιμές χαρακτηριστικού γνωρίσματος).

Κάθε γενότυπος αναπαριστά μια πιθανή λύση σε ένα πρόβλημα. Το «αποκωδικοποιημένο» περιεχόμενο ενός συγκεκριμένου χρωμοσώματος καλείται φαινότυπος (phenotype), για παράδειγμα ένας ζωντανός οργανισμός είναι ο φαινότυπος των χρωμοσωμάτων του. Μια διαδικασία εξέλιξης που εφαρμόζεται σε ένα πληθυσμό χρωμοσωμάτων αντιστοιχεί σε ένα εκτενές ψάξιμο σε ένα διάστημα πιθανών λύσεων. Για την επιτυχημένη έκβαση ενός τέτοιου ψαξίματος απαιτείται η εξισορρόπηση δύο αντικρουόμενων διαδικασιών. Συγκεκριμένα, απαιτείται η εκμετάλλευση και η διατήρηση των καλύτερων λύσεων, καθώς και η όσο το δυνατόν καλύτερη εξερεύνηση του διαστήματος.

Οι γενετικοί αλγόριθμοι πραγματοποιούν μια πολυκατευθυνόμενη αναζήτηση σε έναν πληθυσμό πιθανών λύσεων του προβλήματος που εξετάζουν. Σε αντίθεση με άλλες μεθόδους αναζήτησης που επεξεργάζονται ένα μόνο σημείο του διαστήματος αναζήτησης, οι Γ.Α. καταγράφουν και ανταλλάσσουν πληροφορίες μεταξύ των κατευθύνσεων. Ο πληθυσμός υφίσταται μια προσομοιωμένη γενετική εξέλιξη, όπου σε κάθε γενιά, οι σχετικά "καλές" λύσεις αναπαράγονται, ενώ οι σχετικά "κακές" απομακρύνονται. Ο διαχωρισμός και η αποτίμηση των διαφόρων λύσεων γίνεται με την βοήθεια μιας αντικειμενικής συνάρτησης (objective ή fitness function), η οποία παίζει το ρόλο του περιβάλλοντος μέσα στο οποίο εξελίσσεται ο πληθυσμός.

Η δομή ενός απλού γενετικού αλγορίθμου είναι η ίδια με τη δομή ενός οποιουδήποτε προγράμματος εξέλιξης. Κατά την διάρκεια της γενιάς t , ο Γ.Α. διατηρεί ένα πληθυσμό $P(t)$ από n πιθανές λύσεις (individuals ή chromosomes), $P(t) = \{x_1^t, \dots, x_n^t\}$.

Κάθε λύση x_i^t αποτιμάται και δίνει ένα μέτρο της καταλληλότητας της. Αφού ολοκληρωθεί η αποτίμηση όλων των μελών του πληθυσμού, δημιουργείται ένας νέος πληθυσμός (γενιά $t + 1$) που προκύπτει από την επιλογή των πιο κατάλληλων στοιχείων του πληθυσμού της προηγούμενης γενιάς. Μερικά μέλη από τον καινούργιο αυτό πληθυσμό υφίστανται αλλαγές με την βοήθεια των γενετικών διαδικασιών της διασταύρωσης και της μετάλλαξης σχηματίζοντας νέες λύσεις. Η διασταύρωση συνδυάζει τα χαρακτηριστικά δύο γονεϊκών χρωμοσωμάτων για να δημιουργήσει δύο νέους απογόνους ανταλλάσσοντας τμήματα από τους γονείς. Για παράδειγμα, έστω ότι δύο γονεϊκά χρωμοσώματα αναπαριστώνται με ένα διάνυσμα 5 διαστάσεων $(a_1, b_1, c_1, d_1, e_1)$ και $(a_2, b_2, c_2, d_2, e_2)$ αντίστοιχα, τότε οι απόγονοι που θα προκύψουν από τη διασταύρωση της δεύτερης γενιάς είναι οι $(a_1, b_1, c_2, d_2, e_2)$ και $(a_2, b_2, c_1, d_1, e_1)$. Γενικά, η διαδικασία της διασταύρωσης ικανοποιεί την ανταλλαγή πληροφοριών μεταξύ διαφορετικών πιθανών λύσεων.

Η διαδικασία της μετάλλαξης αλλάζει αυθαίρετα ένα ή περισσότερα γονίδια ενός συγκεκριμένου χρωμοσώματος με πιθανότητα ίση με το ρυθμό μετάλλαξης (mutation rate). Έτσι, η μετάλλαξη εξυπηρετεί την εισαγωγή νέων πιθανών λύσεων στον πληθυσμό, διαφορετικών από τις ήδη υπάρχουσες.

Τελικά, ένας γενετικός αλγόριθμος για ένα συγκεκριμένο πρόβλημα πρέπει να αποτελείται από τα παρακάτω πέντε συστατικά [44]:

- 1) Μια γενετική αναπαράσταση των πιθανών λύσεων του προβλήματος.
- 2) Έναν τρόπο δημιουργίας ενός αρχικού πληθυσμού από πιθανές λύσεις (αρχικοποίηση).
- 3) Μια αντικειμενική συνάρτηση αξιολόγησης των μελών του πληθυσμού από άποψης καταλληλότητας, που παίζει το ρόλο του περιβάλλοντος.
- 4) Γενετικούς τελεστές που μεταβάλλουν τη σύνθεση των απογόνων.

- 5) Τιμές για τις διάφορες παραμέτρους που χρησιμοποιεί ο Γ.Α. (μέγεθος πληθυσμού, πιθανότητες εφαρμογής των γενετικών τελεστών, μέγιστος αριθμός γενεών κ.τ.λ.).

3.3 Βελτιστοποίηση σμήνους μονάδων - Particle swarm optimization (PSO)

Η PSO είναι μια εξελικτική μέθοδος υπολογισμού. Είναι παρόμοια με τη μέθοδο γενετικών αλγορίθμων (GA) υπό το πρίσμα ότι το σύστημα αρχικοποιείται με έναν πληθυσμό τυχαίων λύσεων. Διαφέρει όμως από τους GA στο ότι σε κάθε πιθανή λύση ανατίθεται μια τυχαία ταχύτητα και οι τυχαίες λύσεις, σωματίδια, “πετάνε” στη συνέχεια στο χώρο του προβλήματος.[44]

Κάθε σωματίδιο παρακολουθεί τις συντεταγμένες του στον χώρο του προβλήματος οι οποίες σχετίζονται με την βέλτιστη λύση (καταλληλότητα) που έχει επιτευχθεί μέχρι εδώ. Η τιμή της καταλληλότητας ονομάζεται **pbest** (personal best). Μία άλλη τιμή βελτίστου που παρακολουθείται από την συνολική έκδοση της PSO είναι η ολική βέλτιστη τιμή, καθώς και η θέση της, που έχει επιτευχθεί μέχρι εκείνη τη στιγμή από οποιοδήποτε σωματίδιο του πληθυσμού. Αυτή η τοποθεσία ονομάζεται **gbest** (global best).

Η γενική ιδέα της PSO στηρίζεται στην σε κάθε χρονικό βήμα αλλαγή της ταχύτητας κάθε σωματιδίου προς τις θέσεις pbest και gbest. Η επιτάχυνση σταθμίζεται με έναν τυχαίο όρο με ξεχωριστούς τυχαίους αριθμούς που παράγονται για να επιταχύνουν προς τις θέσεις pbest και gbest.

Η PSO όπως και οι υπόλοιπες εξελικτικοί μέθοδοι, μπορούν να εφαρμοστούν για να λύσουν οποιοδήποτε πρόβλημα βελτιστοποίησης ή οποιοδήποτε πρόβλημα μπορεί να αναχθεί σε πρόβλημα βελτιστοποίησης. Ανάμεσα στις περιοχές με τις περισσότερες δυνατότητες εφαρμογής είναι ο σχεδιασμός συστημάτων, πολλαπλών στόχων βελτιστοποίησης, αναγνώριση προτύπων, μοντελοποίηση βιολογικών συστημάτων, χρονοδρομολόγηση, επεξεργασία σημάτων, ρομποτικές εφαρμογές και εφαρμογές λήψης αποφάσεων.

Οι στοχαστικές μέθοδοι που αναφέρθηκαν έχουν το μεγάλο πλεονέκτημα ότι δε χρειάζονται υποθέσεις για τις ιδιότητες της αντικειμενικής συνάρτησης και επιπλέον δεν απαιτούν συγκεκριμένο αρχικό σημείο για να συγκλίνουν σε λύση.

Αξίζει να σημειωθεί, ότι στα πλαίσια της παρούσας εργασίας, έχει γίνει ειδική μέριμνα ώστε σε κάθε επανάληψη του αλγορίθμου να εξασφαλίζεται η ορθότητα των πιθανών λύσεων (HM στοιχειωδών πηγών), σε ό,τι αφορά την ύπαρξή τους εντός των διαστάσεων του ανθρώπινου κρανίου, στοχεύοντας στον καλύτερο δυνατό συσχετισμό των αποτελεσμάτων της επίλυσης με πραγματικές περιοχές εγκεφαλικής δραστηριότητας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΙ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΚΑΤΑΓΕΓΡΑΜΜΕΝΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται τα στάδια ελέγχου λειτουργίας των πειραματικών διατάξεων που στήθηκαν σε κλωβό Faraday στο χώρο του Αιγινήτειου νοσοκομείου για την καταγραφή των εγκεφαλικών ηλεκτρικών σημάτων χωρίς και με την παρουσία Η/Μ ακτινοβολίας. Αναφέρονται επίσης τα τεστ ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (Electromagnetic Compatibility, EMC) στα οποία υποβλήθηκαν οι παραπάνω διατάξεις με σκοπό την σωστή λειτουργία τους σε διάφορα ηλεκτρομαγνητικά περιβάλλοντα. Τέλος, περιγράφεται η επεξεργασία που έγινε στα δεδομένα, καθώς και ο τρόπος μετασχηματισμού και αποθήκευσης των δεδομένων.

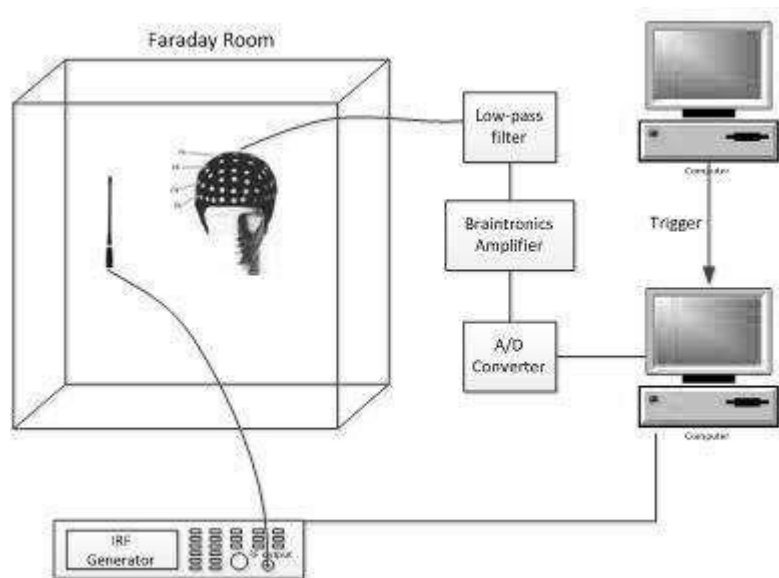
4.1 Περιγραφή των Πειραματικών Διατάξεων

4.1.1 Δεδομένα Προγενέστερων Πειραμάτων

Κατά την εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα από πειράματα που διεξήχθησαν στο ψυχοφυσιολογικό εργαστήριο του Αιγινήτειου Νοσοκομείου. Συγκεκριμένα, τα δεδομένα προήλθαν από την καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων παρουσία ή μη Η/Μ ακτινοβολίας, παρόμοιας με αυτή που εκπέμπεται από κινητό τηλέφωνο, καθώς και από την καταγραφή εγκεφαλικών και ηλεκτρομυογραφικών σημάτων χωρίς επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας, ενόσω ο εξεταζόμενος υποβάλλετο σε ψυχομετρικά test. Στο σημείο αυτό πρέπει να σημειωθεί ότι όλα τα άτομα που συμμετείχαν στα πειράματα έδωσαν την ενήμερη συγκατάθεσή τους, ενώ οι διαδικασίες που ακολουθήθηκαν συμμορφώνονταν πλήρως με τη Διακήρυξη ανθρωπίνων δικαιωμάτων του Ελσίνκυ [1].

4.1.2 Πειραματική Διάταξη 32 Ηλεκτροδίων

Η πειραματική διάταξη από την οποία προήλθαν οι μετρήσεις παρουσιάζεται στην Εικόνα 14. Πιο αναλυτικά, το πρώτο τμήμα της τοποθετήθηκε μέσα σε κλωβό Faraday και περιελάμβανε 32 ηλεκτρόδια τα οποία απήγαν το ηλεκτρικό σήμα του εγκεφάλου, ερχόμενα σε επαφή με το κεφάλι του εξεταζόμενου. Τα ηλεκτρόδια αυτά μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν τόσο για καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, όσο και για καταγραφή ηλεκτρομυογραφήματος, δεδομένου ότι υπήρχε η δυνατότητα κάποια από αυτά να τοποθετηθούν σε μύες του προσώπου. Στη συνέχεια κατέληγαν σε έναν προενισχυτή. Ως γείωση λειτουργούσαν δύο βραχυκυκλωμένα ηλεκτρόδια που έρχονταν σε επαφή με τους λοβούς των αυτιών. Η αντίσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων και της γείωσης τέθηκε στα 5kΩ.



Εικόνα 14 - Η πειραματική διάταξη των 32 ηλεκτροδίων

Στη συνέχεια και εκτός του κλωβού Faraday, τα 32 σήματα οδηγούνται σε διαφορικό ενισχυτή όπου και ενισχύονται. Το κέρδος του ενισχυτή είχε επιλεγεί στις 50000, ενώ κόρος εμφανιζόταν αν το σήμα ξεπερνούσε τα 5Volt. Μετά την ενίσχυση το σήμα εισέρχεται σε ένα βαθυπερατό φίλτρο, το οποίο κόβοντας τις συχνότητες άνω των 35Hz, απέκλειε παρεμβολή από το δίκτυο παροχής ηλεκτρικού ρεύματος, που λειτουργεί στα 50Hz. Η έξοδος του ενισχυτή οδηγούσε σε ένα μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D converter), ο οποίος με τη σειρά του κατέληγε σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, εφοδιασμένο με κάρτα ανάκτησης δεδομένων (Data Acquisition (DAQ) PCI 6035) 32 εισόδων των 32-bit. Τα 32 εγκεφαλικά σήματα, τελικά αποθηκεύονταν στη μνήμη του υπολογιστή. Ο έλεγχος των οργάνων, η λήψη κι η αποθήκευση των δεδομένων έγινε με χρήση του λογισμικού LabView (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) έκδοσης 7.1. Η συχνότητα δειγματοληψίας τέθηκε στο 1kHz.

Παράλληλα λειτουργούσε δεύτερος υπολογιστής σε περιβάλλον DOS ο οποίος παρήγαγε τα ακουστικά ερεθίσματα που μεταφέρονταν μέσω καλωδίου στα ακουστικά που φορούσε ο εξεταζόμενος. Ο δεύτερος αυτός υπολογιστής πυροδοτούσε τον πρώτο να λάβει δεδομένα τη στιγμή της εκκίνησης της αναπαραγωγής του ακουστικού ερεθίσματος, στέλνοντάς του ένα σήμα σκανδαλισμού. Η επικοινωνία των δύο υπολογιστών βασίστηκε στο πρωτόκολλο IEEE 488.1.

Για τη λήψη μετρήσεων υπό την επίδραση ακτινοβολίας χρησιμοποιήθηκε γεννήτρια παραγωγής σημάτων ποικίλων συχνοτήτων, διαμορφώσεων και ισχύων (Avionics IFR 2031, 10kHz – 2.7GHz), η οποία οδηγούσε το σήμα σε διπολική κεραία, τοποθετημένη δίπλα στη δεξιά πλευρά του κεφαλιού του εξεταζόμενου. Η γεννήτρια συνδεόταν με τον πρώτο υπολογιστή μέσω της κάρτας GPIB, ενώ η λειτουργία της ή μη ελεγχόταν από το χρήστη, μέσω interface που είχε υλοποιηθεί σε περιβάλλον LabView.

4.2 Έλεγχοι Ηλεκτρομαγνητικής Συμβατότητας EMC

Πριν τη διεξαγωγή των πειραμάτων ελέγχθηκε η ατρωσία των διατάξεων τόσο σε σήματα GSM, όσο και σε WiFi σήματα. Επιπλέον, έγινε έλεγχος ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας της πειραματικής διάταξης με τα ευρυζωνικά σήματα 3^{ης} και 4^{ης} γενιάς που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε ομοίωμα ανθρώπινου κεφαλιού, στο οποίο τοποθετήθηκαν τα ηλεκτρόδια μέτρησης του ΗΕΓ.

Η πειραματική διαδικασία πραγματοποιήθηκε δις, χωρίς και με ακτινοβολία του LTE σήματος. Πιο συγκεκριμένα, αρχικά η γεννήτρια ήταν ανενεργή (off mode) και ουσιαστικά μετρήθηκε ο θόρυβος της διάταξης, ενώ στη συνέχεια η γεννήτρια τέθηκε σε λειτουργία (on mode) και ρυθμίστηκε διαδοχικά σε κάθε ένα από τα διαφορετικά “σχήματα” παραμέτρων του σήματος. Τα τελικά δεδομένα προς ανάλυση, για κάθε συνθήκη ακτινοβολίας, αποτελούνταν από 1500 τιμές τάσης στα άκρα κάθε ενός από τα 32 ηλεκτρόδια, εκφρασμένες σε μV .

4.3 Μετάφραση των δεδομένων και αποθήκευση

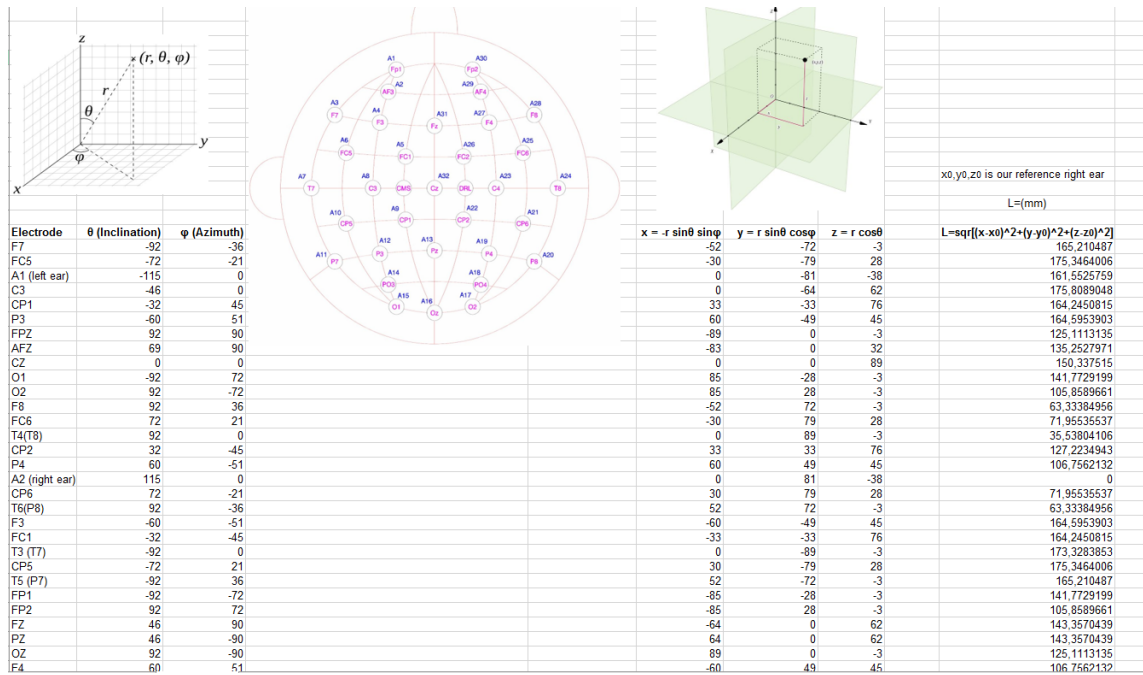
Σε συνέχιση του πειράματος, λήφθηκαν 2 txt αρχεία σε raw data αποτελούμενα από 78.000 γραμμές και 32 στήλες οι οποίες αναπαριστούσαν δυναμικό (μV). Αφού έγινε αποθορυβοποίηση των τιμών με χρήση του απλού μέσου μετασχηματίστηκαν τα excel σε μορφή εύκολα επεξεργάσιμη.

Έτσι, για κάθε ερώτηση, φτιάχθηκαν 52 φύλλα *Excel(sheets)* τα οποία αποτελούνταν από 1500 γραμμές που αντιστοιχούν σε 1500 χρονικές στιγμές και 32 στήλες που η καθεμιά αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο, συμπεριλαμβανομένου αυτού που παίζει το ρόλο της γείωσης (δεξί αυτί).

Στη συνέχεια, προτού εφαρμοστεί μετασχηματισμός Fourier, λήφθηκαν για κάθε ένα από τα φύλλα excel (δηλαδή από κάθε ερώτηση) 32 διαφορετικές γραφικές παραστάσεις που προφανώς κάθε μία από αυτές αντιστοιχεί στο σήμα που διέρχεται μέσα από ένα ηλεκτρόδιο. Οι κυματομορφές αυτές έχουν διάρκεια 1500 msec, όσο δηλαδή διαρκεί η μέτρηση του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος εκ των οποίων 500 msec αφορούν σε σήμα EEG (δηλαδή τα σήματα καταγράφονται πριν το ηχητικό ερέθισμα) και 1000msec αφορούν σε σήμα ERP (δηλαδή μετά το ηχητικό ερέθισμα).

4.4 Μετασχηματισμός των δεδομένων και αποθήκευση

Τα ανωτέρω δεδομένα (raw data) για την περαιτέρω επεξεργασία τους απαιτείται γνώση των θέσεων των ηλεκτροδίων στο καρτεσιανό επίπεδο x-y-z. Αρχικά έγινε υπολογισμός των αποστάσεων από το ηλεκτρόδιο αναφοράς σε αρχείο excel όπου οι αποστάσεις προσαρμόζονται ανάλογα την περίμετρο του κεφαλιού όπως φαίνεται στην Εικόνα 15.



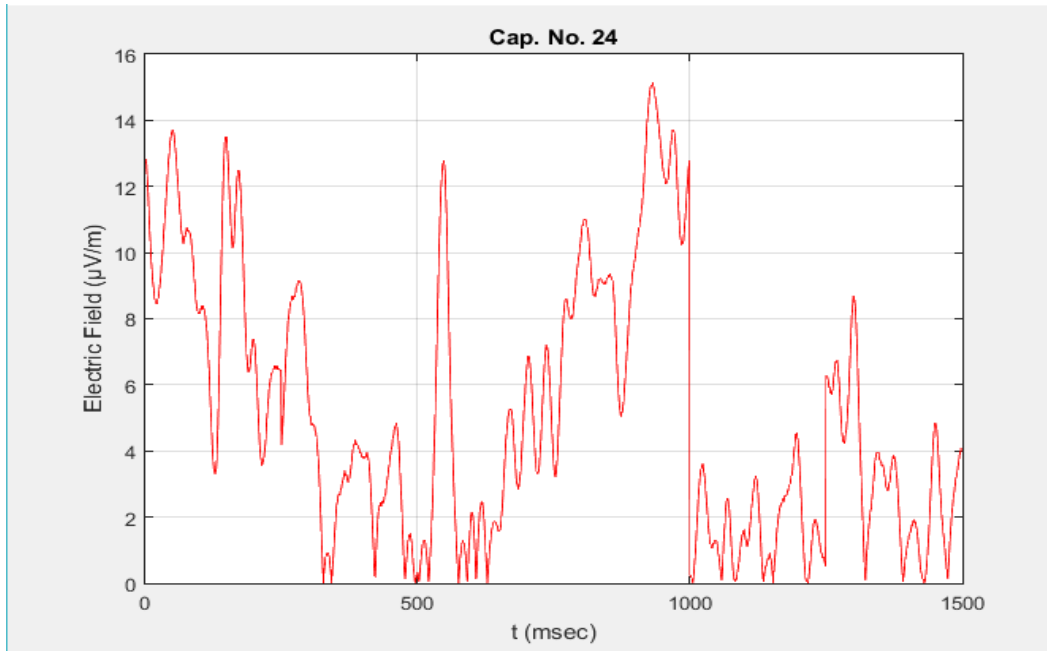
Εικόνα 15- Excel για υπολογισμό αποστάσεων σε σχέση με ηλεκτρόδιο αναφοράς

Στη συνέχεια υπολογίστηκε η ένταση του πεδίου ($\mu\text{V/m}$), ως η τιμή της διαφοράς του δυναμικού σε σχέση με το δυναμικό αναφοράς (δυναμικό δεξιού αυτιού) διά την απόστασή τους, δηλαδή:

$$E = \frac{V - V_0}{L}$$

Το ανωτέρω πραγματοποιήθηκε και για τις 3 διαστάσεις $x - y - z$ προκειμένου ο αλγόριθμος PSO στη συνέχεια να επεξεργαστεί κάθε μια συνιστώσα του πεδίου χωριστά, αλλά και ως μέτρο που τελικά επιλέχθηκε λόγω του αυξημένου θορύβου που εισήγαγε η κάσκα.

Μια ενδεικτική κυματομορφή που λαμβάνεται από ένα κανάλι καταγραφής των δεδομένων του πειράματος είναι αυτή που φαίνεται στην Εικόνα 16.



Εικόνα 16 - Χαρακτηριστική κυματομορφή λαμβανομένου εγκεφαλικού σήματος μετά την επεξεργασία των αρχικών δεδομένων

Για την αποθήκευση των δεδομένων και τη διαχείρισή τους δημιουργήθηκε script σε γλώσσα Matlab. Το script περιέχει τα αρχικά δεδομένα όμως έχει σχεδιαστεί ώστε να μπορεί ο ερευνητής να κάνει τους κατάλληλους μετασχηματισμούς που αναφέρθηκαν πριν για να εξάγει τα δεδομένα του πειράματος. Ο μεγάλος όγκος δεδομένων καθιστά δύσκολη την επεξεργασία τους όπως και την ομαδοποίησή τους ανάλογα με τα κριτήρια που επιλέγει κάθε φορά ο χρήστης. Για το λόγο αυτό δημιουργήθηκαν τυποποιημένα αρχεία .mat ώστε να διευκολύνεται ο χρήστης του προγράμματος. Οι βασικές κατηγορίες στις οποίες χωρίστηκαν τα δεδομένα προέκυψαν με γνώμονα την παρουσία ή όχι ακτινοβολίας, τον αριθμό του ηλεκτροδίου και τον αριθμό της ερώτησης. Ο χρήστης μπορεί εύκολα να καλέσει δεδομένα συνδυάζοντας οποιοδήποτε από αυτά τα κριτήρια ή να επιλέξει κάποιο από τα ήδη σχηματισμένα ερωτήματα. Επίσης αυτοματοποιήθηκε ο υπολογισμός των κορυφώσεων των προκλητών δυναμικών ώστε να εξάγονται σε αρχεία κατευθείαν.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφονται οι μέθοδοι οργάνωσης και επεξεργασίας των δεδομένων του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος. Αναλύεται η εφαρμογή του μετασχηματισμού Fourier στα εγκεφαλικά σήματα και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα αυτής της επεξεργασίας.

5.1 Ο μετασχηματισμός Fourier

Στα μαθηματικά ο μετασχηματισμός Fourier είναι ένα γραμμικός μετασχηματισμός που αναλύει μια συνάρτηση στα συχνοτικά τμήματά της (Fourier Analysis) και ο αντίστροφος μετασχηματισμός, την ανασυνθέτει από το φάσμα των συχνοτικών τμημάτων της (Fourier Synthesis).



Joseph Fourier

(1768 – 1830)

Εικόνα 17 - Joseph Fourier

Ονομάστηκε έτσι από τον Γάλλο μαθηματικό και φυσικό Joseph Fourier ο οποίος ανακάλυψε ότι μια περιοδική και συνεχής συνάρτηση μπορεί να γραφεί σαν άθροισμα ημιτόνων και συνημιτόνων.

Πιο συγκεκριμένα, ο μετασχηματισμός Fourier είναι μία διαδικασία που συνδέει δύο συναρτήσεις $f(t)$ και $F(\omega)$, όπου ω είναι πραγματικός αριθμός, έτσι ώστε :

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (1)$$

Ως μετασχηματισμός Fourier, εκτός από τη λειτουργία πάνω στη συνάρτηση $f(t)$, νοείται συνήθως και η ίδια η συνάρτηση $F(\omega)$ [43]. Οι ικανές και αναγκαίες συνθήκες για την ύπαρξη του μετασχηματισμός Fourier μιας συνάρτησης $f(t)$ είναι οι εξής :

α) Η $f(t)$ έχει πεπερασμένο πλήθος μεγίστων και ελαχίστων σε κάθε πεπερασμένο διάστημα (t_1, t_2) .

β) Η $f(t)$ έχει πεπερασμένο πλήθος πεπερασμένων ασυνεχειών σε κάθε πεπερασμένο διάστημα (t_1, t_2) .

γ) Η $f(t)$ είναι απολύτως ολοκληρώσιμη, δηλαδή το ολοκλήρωμα

$$\int_{-\infty}^{+\infty} f(t) dt \text{ έχει πεπερασμένη τιμή.}$$

Εφόσον υπάρχει ο μετασχηματισμός *Fourier* μιας συνάρτησης $f(t)$, δηλαδή ισχύει η (1), θα ισχύει και η σχέση που αφορά στον αντίστροφο μετασχηματισμό *Fourier* :

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{j\omega t} dt \quad (2),$$

Το ζευγάρι των συναρτήσεων $f(t)$ και $F(\omega)$ ονομάζεται ζεύγος *Fourier*.

Πέρα από την εφαρμογή του μετασχηματισμού *Fourier* σε περιοδικά και συνεχή σήματα υπάρχουν κι άλλοι μετασχηματισμοί οι οποίοι είναι ειδικές περιπτώσεις ή γενικεύσεις ο ένας του άλλου. Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενοι (για μία διάσταση) εμφανίζονται στον πίνακα 2 που ακολουθεί.

Πίνακας 2 - Μετασχηματισμοί Fourier

Όνομα	Πεδίο Χρόνου	Πεδίο Συχνότητας	Τύπος
Σειρές Fourier	Συνεχές, Περιοδικό	Διακριτό Απεριοδικό	$S(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} S_k e^{i\omega_k t}$
Συνεχής Μετασχηματισμός Fourier	Συνεχές, Απεριοδικό	Συνεχές, Περιοδικό	$s(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) e^{i\omega t} d\omega$
Διακριτός στο χρόνο Μετασχηματισμός Fourier (DTFT)	Διακριτό Απεριοδικό	Συνεχές, Περιοδικό	$X(\omega) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[n] e^{-i\omega_k n}$
Διακριτός Μετασχηματισμός Fourier (DFT)	Διακριτό Περιοδικό	Διακριτό Περιοδικό	$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-i 2\pi \frac{k}{N} n}$

Η μεγάλη αξία αυτού του εργαλείου αναβαθμίστηκε όταν λόγω της χρήσης των υπολογιστών και επομένως της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος, εφαρμόστηκε σε διακριτές σειρές δεδομένων οπότε και ονομάστηκε διακριτός μετασχηματισμός Fourier (Discrete Fourier Transform). Όπως φαίνεται και στον παραπάνω πίνακα

αυτός ο μετασχηματισμός δίνεται από τον τύπο
$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-i 2\pi \frac{k}{N} n}$$

Όπου $X[k]$ είναι ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier του σήματος $x[n]$, με μήκος σήματος N και για τις δύο μορφές.

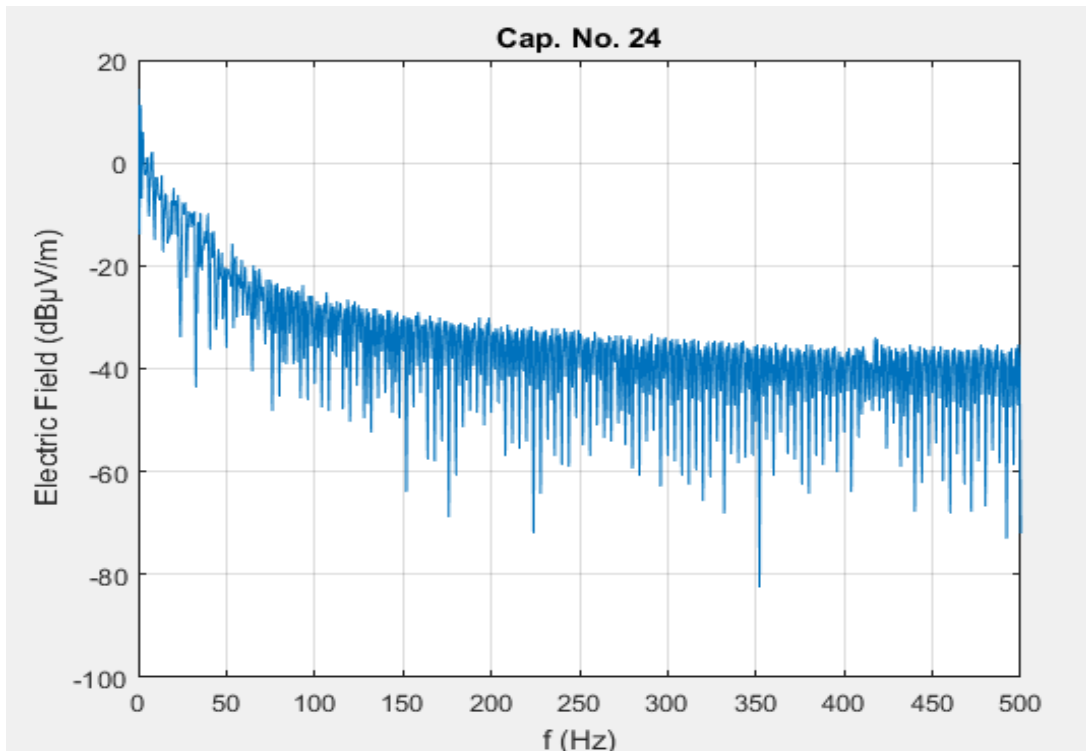
Ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier (πολυπλοκότητας $O(N^2)$) υπολογίζεται πιο αποδοτικά από το Γρήγορο Μετασχηματισμό Fourier (Fast Fourier Transform (FFT)) ο οποίος έχει πολυπλοκότητα $O(N \log N)$.

5.2 Η εφαρμογή του διακριτού μετασχηματισμού Fourier στο μετρηθέν σήμα

Μετά την πρώτη επεξεργασία των raw data που κατεγράφησαν στα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν, όπως περιγράφηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο και η οποία περιελάμβανε αφαίρεση της ενίσχυσης και εύρεση μέσου όρου, ακολούθησε περαιτέρω επεξεργασία των δεδομένων του πειράματος με ακτινοβολία στα 900MHz και η εξαγωγή κάποιων αποτελεσμάτων όπου φαίνεται ότι η ακτινοβολία επηρεάζει το EEG συνδυαζόμενη όμως με τον παράγοντα φύλο.

5.2.1 Μετασχηματισμοί δεδομένων

Αρχικά έγινε μετασχηματισμός Fourier του σήματος, ξεχωριστά για κάθε ηλεκτρόδιο για το μέτρο αλλά και για κάθε διάσταση. Εφαρμόστηκε αλγόριθμος FFT μέσα από κώδικα γραμμένο σε Matlab. Η πρώτη διαπίστωση ήταν ότι οι αναμενόμενοι ρυθμοί δ , θ , α , β που χαρακτηρίζουν το EEG σήμα εμφανίστηκαν κατά την ανάλυση σε όλα τα EEG σήματα. Αντιπροσωπευτικά φαίνεται στην Εικόνα 18, το διάγραμμα των μετασχηματισμένων κατά Fourier EEG τιμών του ηλεκτροδίου 14 για έναν εξεταζόμενο. Αποτελεί λοιπόν σημαντική παρατήρηση ότι οι συχνότητες που χαρακτηρίζουν γενικώς ένα EEG σήμα εμφανίζονται στο σήμα που καταγράφεται στο παρόν πείραμα για το χρονικό παράθυρο των 500 msec.



Εικόνα 18 - Ενδεικτικό διάγραμμα μετασχηματισμένου κατά Fourier σήματος όπου φαίνονται οι κορυφώσεις σε χαρακτηριστικές για τέτοιο σήμα συχνότητες

5.2.2 Συμπεράσματα

Η πηγή και οι συσχετίσεις των φασματικών συνιστωσών του EEG παραμένουν εν πολλοίς άγνωστες. Έχουν παρόλα αυτά συνδεθεί με την προσοχή (α ρυθμός), με τον προσανατολισμό των συντεταγμένων απαντήσεων στις διάφορες φάσεις της εγρήγορσης όπως και την ανίχνευση-αξιολόγηση του «σήματος» (θ και δ ρυθμός) καθώς και με την εγρήγορση (β ρυθμός) [41].

Οι λειτουργικές διαφορές εκτείνονται σε παραμέτρους τόσο συμβατικού (μη προκλητού) EEG όσο και του προκλητού EEG που καταγράφεται σε πειράματα με νευροψυχολογική σημασία.

Η επίδραση της ακτινοβολίας μπορεί να συνδεθεί με τη φύση της αλληλεπίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων με τα βιολογικά συστήματα.

Είναι επίσης αξιοσημείωτο ότι οι νευροφυσιολογικές μελέτες υποδεικνύουν την ανάμειξη της διαπερατότητας του αιματοεγκεφαλικού φραγμού (blood-brain-barrier) στην επίδραση της ακτινοβολίας στον εγκέφαλο [43].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ FFT ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΟΥ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥ PSO ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφονται τα βασικά στοιχεία και πλεονεκτήματα του Αλγορίθμου PSO, η λειτουργία του και η χρήση του για την ανάλυση του εγκεφαλικού σήματος για τα δεδομένα του πειράματος που προέκυψαν.

6.1 Βασικά στοιχεία αλγορίθμου PSO

Σύμφωνα με τον αλγόριθμο, το Ηλεκτρικό Πεδίο ενός αντικειμένου προς εξέταση (EUT) μπορεί να αναπαρασταθεί εύστοχα από ένα σετ όμοιων διπόλων. Λόγω της μη γραμμικότητας αυτών των προβλημάτων (6 μεταβλητές για να περιγραφεί το δίπολο), έχει συμπεραστεί ότι η χρήση μη ντετερμινιστικών μεθόδων είναι αναγκαία προκειμένου να προσεγγιστεί το πρόβλημα με όσο το δυνατό καλύτερη ταχύτητα και ακρίβεια.

Για το λόγο αυτό έγινε χρήση του παραπάνω αλγορίθμου σε μια υλοποίηση που είχε ήδη πραγματοποιηθεί (και βραβευτεί) στο εργαστήριο για μοντέλα μαγνητικής καθαρότητας σε διαστημικές αποστολές. Για τα ηλεκτρικά πεδία, η διαδικασία εφαρμόστηκε για κάθε συχνότητα και καθορίστηκε ένα χωριστό μοντέλο για την κάθε μία. Έτσι, για την ολική μοντελοποίηση μπορεί να θεωρηθεί ότι πραγματοποιήθηκε μια χωριστή DC μοντελοποίηση για την κάθε συχνότητα. Χωρίς βλάβη της γενικότητας, η παρούσα διπλωματική κατέληξε στο ότι ένα αντικείμενο προς εξέταση μπορεί να παραχθεί από 1 δίπολο με μεγάλη ακρίβεια.

Οι κύριες μεταβλητές του αλγορίθμου φαίνονται στον πίνακα 3 παρακάτω.

Πίνακας 3: Μεταβλητές του αλγορίθμου

Μεταβλητή	Σύμβολο	Διαστάσεις
Αριθμός αισθητήρων Ηλεκτρικού Πεδίου	N_s	1×1
Απόλυτη τιμή του μετρηθέντος ολικού πεδίου για κάθε ηλεκτρόδιο στη συγκεκριμένη συχνότητα	TE_m	$1 \times N_s$
Απόλυτη τιμή του συνολικού Ηλεκτρικού πεδίου για κάθε ηλεκτρόδιο στη συγκεκριμένη συχνότητα, που έχει παραχθεί από τα δίπολα	TE_g	$1 \times N_s$

Συνοψίζοντας, ο αλγόριθμος δέχεται ως είσοδο τις απόλυτες τιμές του υπολογισμένου ηλεκτρικού πεδίου για κάθε συχνότητα (TE_m) και παράγει ένα σετ

πιθανών λύσεων (δίπολα με μεταβλητές τιμές x, y, z, p_x, p_y, p_z), οι οποίες χρησιμοποιούνται για να υπολογιστεί το Ηλεκτρικό Πεδίο στα σημεία προς μέτρηση (TE_g). Οι λύσεις αξιολογούνται σύμφωνα με το σχετικό σφάλμα μεταξύ TE_m και TE_g και ο αλγόριθμος δίνει ως έξοδο το καλύτερο υποψήφιο σετ.

Σαν μετρική για την απόδοση της διαδικασίας μοντελοποίησης χρησιμοποιήθηκε το παρακάτω σχετικό σφάλμα μεταξύ του μετρηθέντος πεδίου και του ανακατασκευασμένου με χρήση των διπόλων. Η συγκεκριμένη μετρική είναι γνωστή ως Goodness-of-Fit (GoF) και φαίνεται παρακάτω:

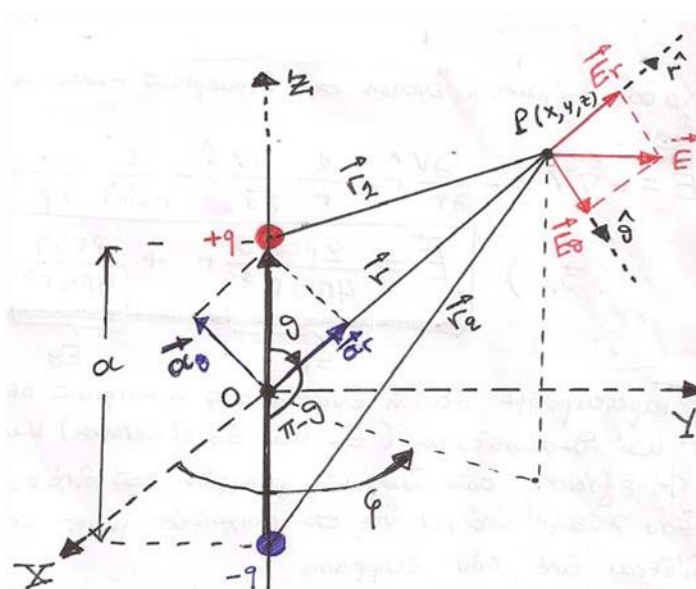
$$GoF = \sqrt{\frac{\sum_1^{N_s} (TE_g - TE_m)^2}{\sum_1^{N_s} (TE_m)^2}}$$

Προφανώς η διαδικασία της μοντελοποίησης στοχεύει στην ελαχιστοποίηση του GoF. Πρακτικά, τιμές κάτω του 10% σε κάθε συχνότητα θεωρούνται κατάλληλες για αναπαράσταση του πεδίου με χρήση διπόλου.

6.2 Το Ηλεκτρικό δίπολο

Με τον όρο «ηλεκτρικό δίπολο» εννοούμε ένα σύστημα που αποτελείται από δύο ίσα και αντίθετα σημειακά φορτία (+q, -q) που απέχουν μεταξύ τους απόσταση a , όπως φαίνεται στο Σχήμα Α, όντας υποχρεωμένα να μετακινούνται ή να περιστρέφονται μαζί σαν να ήταν ενωμένα με μια νοητή ράβδο μήκους a . Κατά συνέπεια ορίζεται αμέσως το πιο χαρακτηριστικό μέγεθος του ηλεκτρικού διπόλου, που ονομάζεται διπολική ροπή, ως :

$$p = qa \quad (\text{Cb m})$$



Εικόνα 19 – Ηλεκτρικό Δίπολο και πεδίο

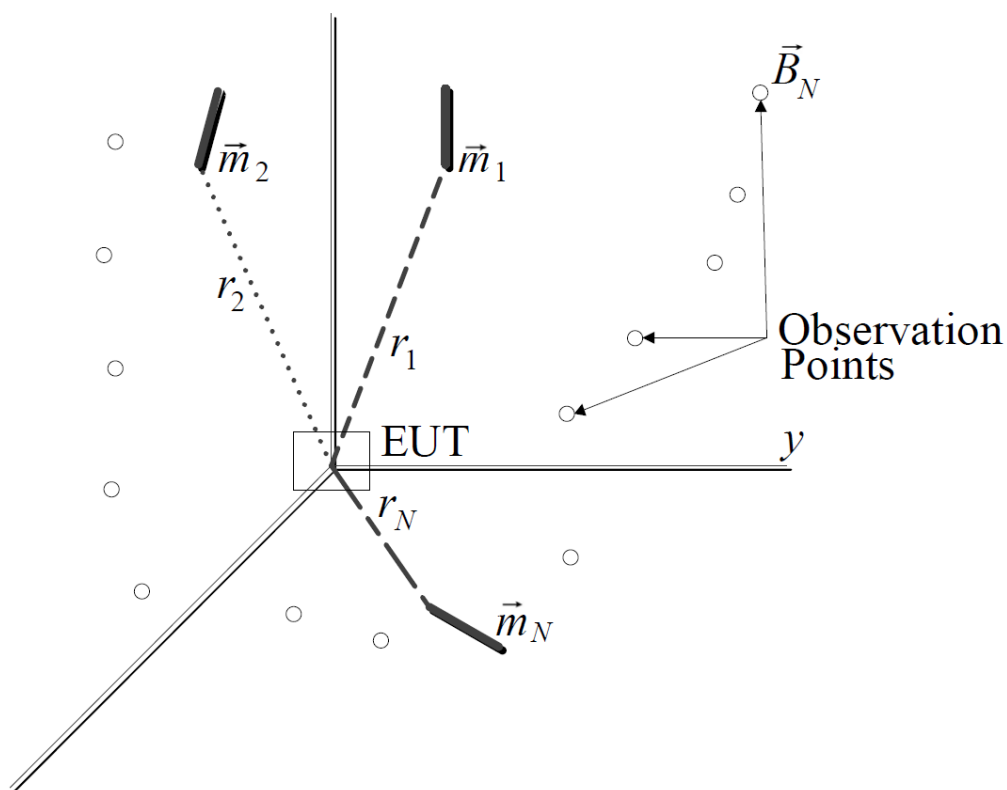
Για $r \gg a$ η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου του διπόλου στο σημείο P θα είναι :

$$\vec{E} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0 r^3} [3(\vec{p} \cdot \hat{r})\hat{r} - \vec{p}], \quad r \gg a$$

6.3 Το Μαγνητικό δίπολο

Μαγνητικό δίπολο είναι το όριο ενός ζεύγους ετερόνυμων μαγνητικών πόλων, ή ενός κλειστού βρόχου ηλεκτρικού ρεύματος, όταν οι διαστάσεις τους τείνουν προς το μηδέν, ενώ η μαγνητική ροπή τους παραμένει σταθερή. Το μαγνητικό δίπολο αποτελεί το μαγνητικό ανάλογο του ηλεκτρικού διπόλου, αλλά η αναλογία δεν είναι πλήρης.

Το μαγνητικό πεδίο γύρω από οποιαδήποτε πηγή μαγνητικών δυνάμεων μοιάζει όλο και περισσότερο με το πεδίο ενός μαγνητικού διπόλου καθώς η απόσταση από την πηγή μεγαλώνει.



Εικόνα 20 – Πολλαπλά Μαγνητικά Δίπολα

Το μαγνητικό πεδίο του διπόλου i στο σημείο παρατήρησης j εκφράζεται ως η υπέρθεση των B_x , B_y , B_z :

$$\vec{B}_{ij} = B_{x_{ij}} \cdot \hat{x} + B_{y_{ij}} \cdot \hat{y} + B_{z_{ij}} \cdot \hat{z}$$

Όπου,

$$B_{x_{ij}} = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{3 \cdot (x_{0j} - x_i)}{\rho_{ij}^5} \cdot (L_{ij}) - \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{m_{x_i}}{\rho_{ij}^3}$$

$$B_{y_{ij}} = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{3 \cdot (y_{0j} - y_i)}{\rho_{ij}^5} \cdot (L_{ij}) - \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{m_{y_i}}{\rho_{ij}^3}$$

$$B_{z_{ij}} = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{3 \cdot (z_{0j} - z_i)}{\rho_{ij}^5} \cdot (L_{ij}) - \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{m_{z_i}}{\rho_{ij}^3}$$

$$L_{ij} = m_{x_i} \cdot (x_{0j} - x_i) + m_{y_i} \cdot (y_{0j} - y_i) + m_{z_i} \cdot (z_{0j} - z_i)$$

$$\rho_{ij} = \sqrt{(x_{0j} - x_i)^2 + (y_{0j} - y_i)^2 + (z_{0j} - z_i)^2}$$

Το συνολικό μαγνητικό πεδίο στο σημείο παρατήρησης j υπολογίζεται:

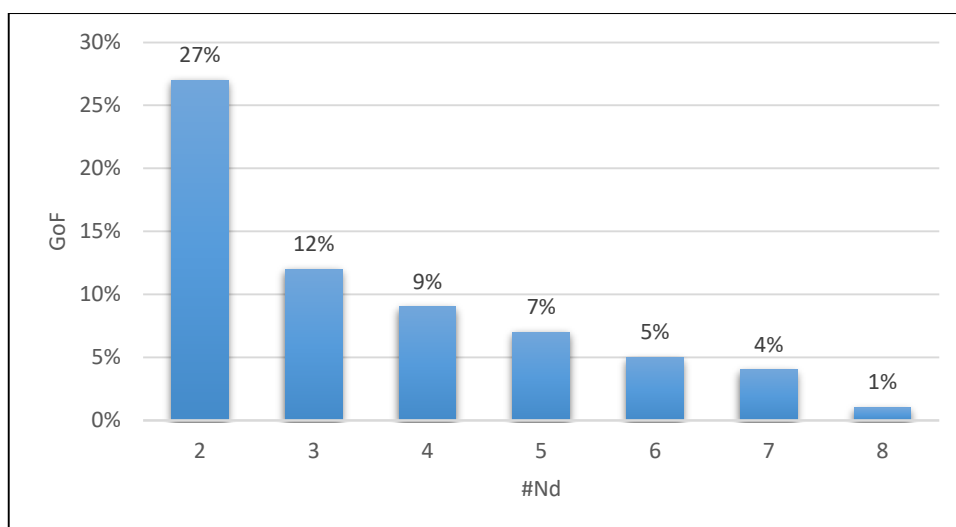
$$\vec{B}_j = \sum_1^n B_{x_{ij}} \cdot \hat{x} + \sum_1^n B_{y_{ij}} \cdot \hat{y} + \sum_1^n B_{z_{ij}} \cdot \hat{z}$$

6.4 Αποτελέσματα αλγορίθμου PSO

Κατά τη διεξαγωγή του πειράματος πραγματοποιήθηκε ανάλυση τόσο σε συνιστώσες x,y,z όσο και σε πραγματικό – φανταστικό μέρος των μιγαδικών τιμών που προκύπτουν από την Ανάλυση Fourier των μετρήσεων στο πεδίο του χρόνου. Επίσης στα πλαίσια εύρεσης της βέλτιστης λύσης, έγινε μοντελοποίηση με χρήση τόσο ηλεκτρικών διπόλων όσο και μαγνητικών διπόλων.

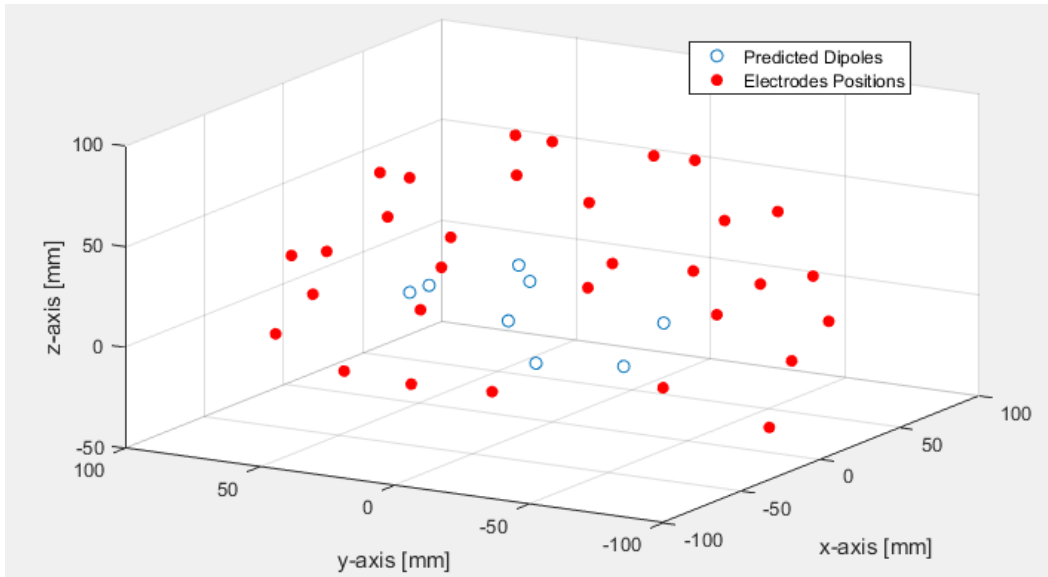
Τα αποτελέσματα που παρήχθησαν από τη μελέτη εμφανίζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον. Αρχικά τα ηλεκτρικά δίπολα (σε πλήθος 4-5) παρουσίασαν βέλτιστο σφάλμα 15%. Τιμή ικανοποιητική για μοντελοποίηση δεδομένου ότι τα ηλεκτρόδια που τοποθετήθηκαν στο κεφάλι δεν είχαν ακριβώς τις ίδιες θέσεις με αυτές του θεωρητικού μοντέλου (σε ακρίβεια χιλιοστού).

Στη συνέχεια, έγινε μοντελοποίηση με χρήση μαγνητικών διπόλων στα πλαίσια εύρεσης χαμηλότερου σφάλματος (Goodness Of Fit), διατηρώντας σταθερό τον αριθμό των επαναλήψεων του αλγορίθμου στις 5000. Τα αποτελέσματα που λήφθηκαν παρουσίασαν σφάλμα μικρότερο του 1%, βεβαίωσαν δηλαδή τις εκτιμήσεις ότι λόγω της ανατομίας του εγκεφάλου το ηλεκτρικό πεδίο προσομοιώνεται καλύτερα με χρήση μαγνητικών διπόλων απ' ότι ηλεκτρικών, λόγω της ύπαρξης κλειστών διαδρομών ρεύματος (βρόχων) που αποτελούν στοιχειώδη μαγνητικά δίπολα.



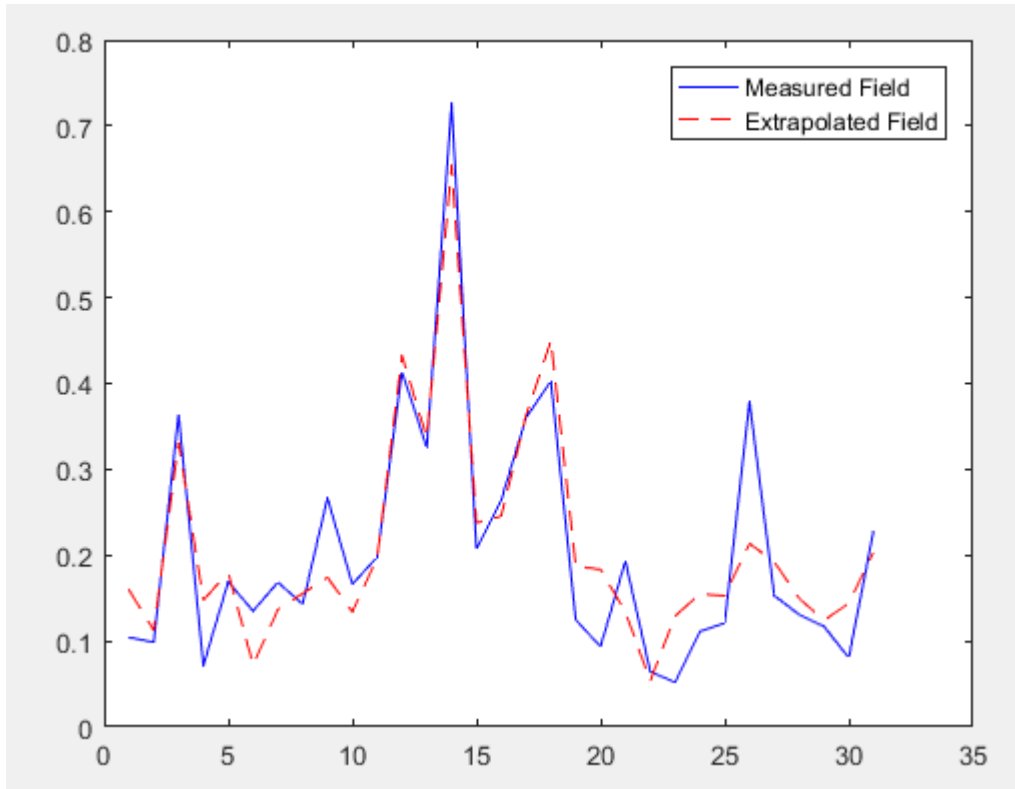
Εικόνα 21 – Διάγραμμα GoF συναρτήσει αριθμού μαγνητικών διπόλων

Ενδεικτικά, ακολουθεί η 3D προβολή ενός παραδείγματος προσδιορισμού των θέσεων των μαγνητικών πηγών, που προέκυψε από την επίλυση του αντίστοιχου προβλήματος, με σκοπό τη διευκόλυνση της εποπτείας των αποτελεσμάτων από τον χρήστη του συστήματος.



Εικόνα 22– 3D κεφάλι και δίπολα

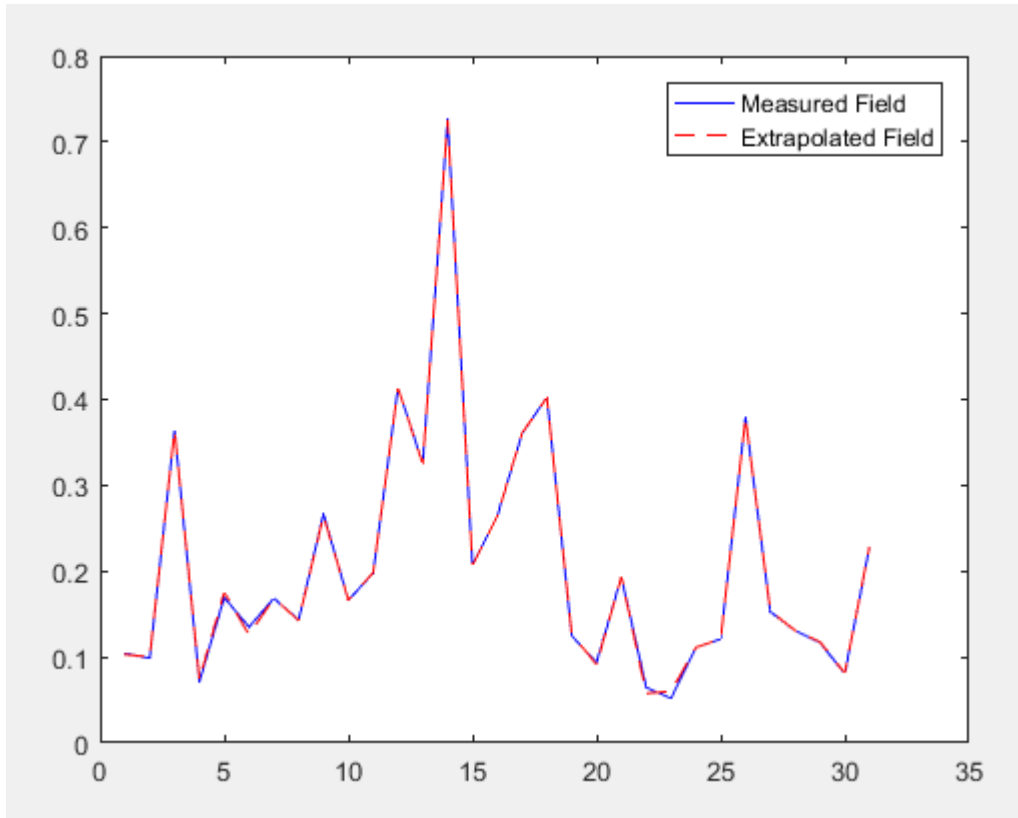
Στη συνέχεια, έγινε extrapolation των μοντέλων και σύγκριση με τις τιμές των μετρήσεων για κάθε peak κάθε ρυθμού (παράρτημα). Στα παρακάτω διαγράμματα παρουσιάζονται ενδεικτικά για ένα συχνοτικό peak οι τιμές του πεδίου για κάθε ηλεκτρόδιο, με χρήση ηλεκτρικών (εικόνες 23,25) και μαγνητικών διπόλων (εικόνες 24,26).



Εικόνα 23 – Παραχθέν πεδίο από ηλεκτρικά δίπολα

Dipoles	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)	Px(pCbm)	Py(pCbm)	Pz(pCbm)
1	1,027834	-5,62723	2,143734	-0,33498	-0,32332	0,788897
2	2,876964	3,65011	-1,61068	1,53809	-0,15574	0,280829
3	1,018533	-0,70245	1,322922	-0,01131	-0,34809	-0,34939
4	-0,61622	0,425314	2,320859	1,823768	1,700764	0,581675
5	-0,25835	0,89554	-1,10652	-3,11693	0,414443	0,530507
6	3,171555	0,169783	0,89123	-0,22828	-0,59996	0,108323
7	0,311524	0,449088	-0,00094	-0,07049	-0,40553	-1,6961
8	1,866568	-0,74763	-9,93309	0,424507	-0,34449	-0,24903

Εικόνα 24 - Θέσεις ηλεκτρικών διπόλων και ροπές



Εικόνα 25 – Παραθέν πεδίο από μαγνητικά δίπολα

Dipoles	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)	$M_x(\text{mAm}^2)$	$M_y(\text{mAm}^2)$	$M_z(\text{mAm}^2)$
1	37,11287	-11,0016	-20	-5,30413	16,03519	-4,87595
2	-10,6858	63,66849	-20	-29,8337	-35,4086	6,414813
3	-43,9884	9,319403	37,7255	-13,5466	1,615322	-14,5563
4	42,34038	17,79616	8,645771	24,63806	-7,66089	1,037932
5	-64,2394	11,62427	-17,1701	10,04585	-1,75232	-4,65265
6	-51,0787	48,27195	-20	5,023157	-6,01102	4,814662
7	12,83234	13,06966	45,53893	16,57012	13,58476	10,3974
8	-12,7542	-69,7108	-20	8,254988	-0,14062	3,739341

Εικόνα 26 - Θέσεις μαγνητικών διπόλων και ροπές

Όπως είναι φανερό, το πεδίο που προέκυψε από τα μαγνητικά δίπολα παρουσιάζει καλύτερη προσέγγιση με το μετρηθέν πεδίο, σε αντίθεση με το προκύπτον πεδίο από τα ηλεκτρικά που παρουσίασε κάποια απόκλιση σε σχέση με αυτό, επιβεβαιώνοντας και οπτικά την ανωτέρω παρατήρηση περί μικρότερου GoF αντίστοιχα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Στο τελευταίο κεφάλαιο παρουσιάζονται συνοπτικά τα συμπεράσματα της παρούσας μελέτης και η συνεισφορά της στο επιστημονικό πεδίο στο οποίο εντάσσεται. Επίσης γίνεται αναφορά σε μελλοντικές πιθανές προεκτάσεις της παρούσας διπλωματικής.

7.1 Συμπεράσματα και συμβολή της διπλωματικής

Ο σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η ανάπτυξη ενός μοντέλου μελέτης επίδρασης της Η/Μ ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα. Για το σκοπό αυτό μελετήθηκε η σχετική βιβλιογραφία, σχεδιάστηκαν, υλοποιήθηκαν και ελέγχθηκαν ως προς τη σωστή λειτουργία δύο πειραματικές διατάξεις και διεξήχθησαν δύο πειράματα. Ακολούθησε πολύπλευρη και με διάφορες τεχνικές επεξεργασία των συλλεχθέντων δεδομένων ενώ η επεξεργασία των υπολογισμών κατέληξε σε κάποια συμπεράσματα τα οποία περιγράφησαν στα προηγούμενα κεφάλαια. Η συνεισφορά της διπλωματικής στον συγκεκριμένο επιστημονικό τομέα που μελετά επιδράσεις ακτινοβολίας στον εγκέφαλο υπήρξε πολυεπίπεδη.

Το πείραμα που σχεδιάστηκε, με αρκετά ευρηματικό τρόπο, δίνει τη δυνατότητα ορθών συμπερασμάτων μεγάλης ακρίβειας. Η οργανωμένη και φιλική προς το χρήστη βάση δεδομένων βοηθά στην εύκολη πρόσβαση και επεξεργασία των μετρήσεων. Η παρούσα εργασία λοιπόν συνεισέφερε σε θέματα σχεδιασμού, υλοποίησης και επεξεργασίας σημάτων στον ανθρώπινο εγκέφαλο.

Επίσης η διεξαγωγή των πειραμάτων εμπλούτισε την τράπεζα δεδομένων ενώ η πολλαπλή επεξεργασία τους οδήγησε σε πρωτότυπα συμπεράσματα. Μια διαπίστωση εξαιρετικά ενδιαφέρουσα είναι το γεγονός ότι το Ηλεκτρικό Πεδίο που αναπτύσσεται στον ανθρώπινο εγκέφαλο μπορεί να αναπαρασταθεί με πολύ μεγάλη ακρίβεια από μαγνητικά δίπολα.

Επιπλέον, κάποια χαρακτηριστικά του EEG σήματος, όπως οι συχνοτικές συνιστώσες, εμφανίστηκαν στο τόσο μικρό χρονικό παράθυρο των 500msec όπως ακριβώς υπολογίζονται σε συνήθως πιο μεγάλης διάρκειας μετρήσεις. Γι' αυτό το λόγο θεωρήθηκε σκόπιμο, να μελετηθεί η αλληλεπίδραση ακτινοβολίας και μέσω της ανάλυσης με τα δίπολα ώστε να αποκομίσουμε τις παραπάνω πληροφορίες που μας προσφέρει αυτό το εργαλείο. Όντως για τα πρώιμα προκλητά δυναμικά διαπιστώθηκε για ένα συχνοτικό εύρος (α ρυθμός) αλληλεπίδραση δύο παραγόντων, της ακτινοβολίας και του είδους ερεθίσματος που τα προξένησε. Υπήρξε λοιπόν συνεισφορά αυτής της προσπάθειας στην «εξιχνίαση» των επιδράσεων της ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα.

Από την πλευρά της η επιστήμη του Ηλεκτρολόγου Μηχανικού παραδίδει τη σκυτάλη στην ιατρική επιστήμη η οποία αξιοποιεί τα συμπεράσματα αυτά ώστε να τα συνδέσει με την εγκεφαλική λειτουργία και καλείται να απαντήσει στο πώς η τελευταία επηρεάζεται από την παρουσία Η/Μ πεδίου. Είναι βέβαιο ότι ένα τόσο σημαντικό ερώτημα δεν μπορεί να απαντηθεί στα πλαίσια μιας διπλωματικής εργασίας. Χρειάζονται πολυετείς έρευνες με μεγάλα δείγματα ατόμων και διάφορες τεχνικές επεξεργασίας ώστε να προσεγγίσει κανείς κάποιες απαντήσεις σχετικά με την επίδραση της ακτινοβολίας στον ανθρώπινο εγκέφαλο. Απ' την άλλη πλευρά ο μεγάλος δρόμος που θα οδηγήσει σ' αυτές τις απαντήσεις χτίζεται από όλες τις μικρότερες έρευνες των απανταχού επιστημόνων που συνεισφέρουν ο καθένας με τη δική του δουλειά.

7.2 Προοπτικές για μελλοντική έρευνα

Όπως ειπώθηκε παραπάνω, από τα δεδομένα ενός πειράματος και την επεξεργασία τους δεν μπορεί κανείς να εξάγει τελικά συμπεράσματα για το πώς η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία επηρεάζει την εγκεφαλική λειτουργία. Στα πειράματα όπου υπεισέρχονται ασταθείς παράγοντες, όπως ο ανθρώπινος οργανισμός στην περίπτωση μας, δεν μπορεί κανείς να καταλήξει σε ασφαλή συμπεράσματα. Δεν είναι λίγες οι περιπτώσεις που επιστήμονες προσπαθώντας να επαληθεύσουν τα αποτελέσματα των εργασιών τους διεξάγουν επαναληπτικές μετρήσεις με ακριβώς ίδιες παραμέτρους με τις προηγούμενες και δεν καταλήγουν στα ίδια αποτελέσματα. Εξάλλου όταν κανείς ολοκληρώνει μια μελέτη συνήθως τότε γεννιούνται νέα ερωτήματα ή ανακαλύπτει κάποιες πτυχές στην έρευνά του που ως τότε δεν είχε σκεφτεί και που μπορούν να αποτελέσουν το έναυσμα για μελλοντικές μελέτες.

Ειδικότερα όσον αφορά στην προέκταση της παρούσας διπλωματικής και των συγκεκριμένων πειραμάτων που διεξήχθησαν, θα είχε ιδιαίτερη αξία ο εμπλουτισμός της βάσης δεδομένων μέσω της συνέχισης των πειραμάτων με περισσότερους

εξεταζόμενους και μελέτη διαφορετικών μεθόδων τεστ. Η επαλήθευση των αποτελεσμάτων με νέα δείγματα θα εδραιώσει τις υπάρχουσες θέσεις και θα κατευθύνει τις υποθέσεις των ερευνητών. Επίσης κατά την επεξεργασία των δεδομένων μπορούν ληφθούν υπόψη και άλλοι παράγοντες που πιθανώς επηρεάζουν τα εγκεφαλικά σήματα σε σχέση με την Η/Μ ακτινοβολία. Η εξοικείωση με το εργαστηριακό περιβάλλον αλλά και με τη δοκιμασία την οποία καλούνται να φέρουν εις πέρας κατά τη διάρκεια της εξέτασής τους είναι ένας παράγοντας προς μελέτη. Όσον αφορά στις μεθόδους επεξεργασίας των δεδομένων μπορούν να εφαρμοστούν τεχνικές με βάση το υβριδικό μοντέλο που υλοποιήθηκε για να μελετηθεί το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα.

Σε περίπτωση ύπαρξης πειραματικών δεδομένων μαγνητοεγκεφαλογραφήματος (MEG), η ανωτέρω προτεινόμενη μέθοδος, μπορεί με ελάχιστες τροποποιήσεις να εφαρμοστεί σε αυτά, ώστε να προκύψουν ισοδύναμα μοντέλα ΗΜ στοιχειωδών πηγών, μελετώντας το Μαγνητικό Πεδίο του εγκεφάλου, ή ακόμα και συνδυασμό των EEG και MEG σε ένα πολλαπλό ισοδύναμο μοντέλο. Το κόστος του εξοπλισμού διεξαγωγής μετρήσεων MEG μπορεί σήμερα να είναι αρκετά υψηλό, στο μέλλον όμως πρόκειται να μειωθεί, δίνοντας νέα διάσταση στην μελέτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας.

Αν σκεφτούμε δε τη διεξαγωγή πειραμάτων με την ίδια υποδομή αλλά με νέες παραμέτρους τότε το ερευνητικό φάσμα γίνεται εξαιρετικά ευρύ. Η τροποποίηση των χαρακτηριστικών του σήματος που εκπέμπεται είναι μια πρώτη προσέγγιση. Η χρησιμοποίηση σημάτων διαφορετικών συχνοτήτων, ισχύων ή διαμορφώσεων και η σύγκριση των αποτελεσμάτων όχι μόνο με τις μετρήσεις που διεξάγονται χωρίς ακτινοβολία αλλά και μεταξύ των διαφορετικών πειραματικών συνθηκών ανοίγει πολλούς ερευνητικούς δρόμους. Επίσης η μεταβολή της απόστασης της κεραίας από το κεφάλι του εξεταζομένου αλλά και της θέσης της ως προς αυτό είναι παράγοντες που χρήζουν μελέτης.

Τέλος, προτείνεται η χρήση μίας κάσκας με ελατήρια ώστε να προσαρμόζεται ανάλογα τη διάμετρο του κεφαλιού με τέτοιο τρόπο, ώστε τα ηλεκτρόδια να βρίσκονται ακριβώς στη θέση που ορίζει το διεθνές σύστημα με ακρίβεια χιλιοστού. Τα δεδομένα αυτά θα επιτρέψουν την ανάλυση σε 3 συνιστώσες x-y-z και θα δώσουν

μοντέλα διπόλων με μεγαλύτερη ακρίβεια και μικρότερα σε αριθμό. Επίσης, σημειώνεται ότι με ελάχιστες τροποποιήσεις μπορεί να γίνει χρήση ενός υβριδικού μοντέλου, δηλαδή ενός μοντέλου με ηλεκτρικά και μαγνητικά δίπολα μαζί, από το οποίο να προκύπτει ακόμη μεγαλύτερη ακρίβεια. Προφανώς, τα δεδομένα έχουν μελετηθεί προς το παρόν προκαταρκτικά και είναι χρήσιμο να υποβληθούν στις ίδιες επεξεργασίες με αυτές που αναλύθηκαν για να γίνουν συγκρίσεις αλλά και σε νέες.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Bear M, Connors BW, Paradiso MA (2001) **Neuroscience: Exploring the Brain** Lippincott Williams & Wilkins Baltimore USA
2. Brown AG (2001) **Nerve Cells and Nervous Systems: An Introduction to Neuroscience** Springer; 2nd edition
3. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM (2000) **Principles of Neural Science**, McGrawHill, New York; 4th edition
4. Shepherd GM (1994) **Neurobiology**, Oxford University Press, USA; 3rd edition
5. Martin RA, Wallace BG, Fuchs PA, Nicholls JG (2001) **From Neuron to Brain: A Cellular and Molecular Approach to the Function of the Nervous System** Sinauer Associates; 4th edition
6. Hodgkin AL and Huxley AF (1952) **A Quantitative Description of Membrane Current and its Application to Conduction and Excitation in Nerve** Journal of Physiology 117: 500-544
7. Hodgkin AL (1951) **The Ionic Basis of Electrical Activity in Nerve and Muscle** Cambridge Philosophical Society: Biological Reviews 26: 339-401.
8. Hodgkin AL and Huxley AF (1952) **Ions through the Membrane of the Giant Axon of Loligo** Journal of Physiology 116: 473-496.
9. Hodgkin AL and Huxley AF (1952) **Currents carried by Sodium and Potassium** Journal of Physiology 116: 449-472.
10. Frankenhaeuser B. and Huxley AF (1964) **The action potential in the myelinated nerve fibre of *Xenopus laevis* as computed on the basis of voltage clamp data** J. Physiol. (Lond.) 171: 302—315
11. Erlanger J and Gasser HS (1968) **Electrical Signs of Nervous Activity** Univ. of Pennsylvania Press.
12. Γιόβα Δ, Θεοδοσίου Θ, Αλεξανδράτου Ε, Ατλαμαζόγλου Β, Πολτόπουλος Κ (2000) **Εισαγωγή στην κυτταρική μηχανική και εφαρμοσμένη βιοφυσική** Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου
13. Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Katz LC, LaMantia AS, McNamara JO, Williams SM (2001) **Neuroscience**, Ion Channels Underlying Action Potentials, Sunderland (MA): Sinauer Associates Inc; 2nd edition.
14. Matthews GG (2001) **Neurobiology: Molecules, Cells and Systems**, Blackwell Publishing, Incorporated; 2nd edition
15. Siegel GJ, Albers RW, Brady S, Price DL, American Society for Neurochemistry (2005) **Basic Neurochemistry: Molecular, Cellular and Medical Aspects** (Periodicals), Academic Press; 7th edition

16. Wright, SH (2004) **Generation of resting membrane potential** *Advances in Physiology Education* 28(1-4): 139-142
17. Hille B (2001) **Ion channels of excitable membranes** Sunderland (MA): Sinauer Associates Inc; 3rd ed
18. Wild GC, Benzel EC (1994) **Essentials of Neurochemistry**, Jones & Bartlett Publishers; 1st edition
19. Thompson RF (1985) **The Brain: An Introduction to Neuroscience**, Freeman.
20. Taylor DJ, Green NPO Stout GW (2003) **Biological Sciences**, Cambridge University Press, United Kingdom; 3rd edition
21. Cobb WA (1983) **Recommendations for the practice of clinical neurophysiology** Amsterdam: Elsevier.
22. Ebersole JS (2002) **Current Practice of Clinical Electroencephalography** Lippincott Williams & Wilkins.
23. Zani A, Proverbio A (2002) **The Cognitive Electrophysiology of Mind and Brain** Academic Press
24. Κουτσούρης Δ (2000) **Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων** Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου
25. Bronzino JD (2006) **Biomedical Engineering Fundamentals** in “The Electrical Engineering Handbook” CRC Press 3rd edition
26. Jasper H (1958) **The ten-twenty electrode system of the international federation** *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.*10: 371–375.
27. Moore J and Zouridakis G (2003) **Biomedical Technology and Devices Handbook** CRC Press
28. Domach M.M (2003) **Introduction to Biomedical Engineering** Pearson Prentice Hall
29. Bin He (2005) **Neural Engineering** in “Bioelectric Engineering” Springer 1st edition
30. Epstein CM (1983) **Introduction to EEG and evoked potentials** JB Lippincot Co.
31. Lindsay D, Wicke J (1974) **The electroencephalogram: Autonomous electrical activity in man and animals** in “Bioelectric Recording Techniques” R. Thomson and M.Patterson, Eds. Academic Press, New York
32. Neuper C, Pfurtscheller G (2001) **Evidence for distinct beta resonance frequencies in human EEG related to specific sensorimotor cortical areas** *Clinical Neurophysiology* 112: 2084-2097
33. Wrobel A (2000) **Beta activity: a carrier for visual attention** *Acta Neurobiol.Exp.* 60: 247–260

34. Klimesch W (1999) **EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis** Brain Res Brain Res Rev 29: 169-95
35. Markand ON (2003) **Lennox-Gastaut syndrome (childhood epileptic encephalopathy)** J Clin Neurophysiol 20: 426-41
36. Huges JR, Fino J, Hart LA (2004), **The EEG profile of patients with uncontrolled vs. controlled seizures** Clin EEG Neurosci. 35(2): 69-77
37. Basar, E., et al., Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes. Int J Psychophysiol, 2001. 39: p. 241-8.
38. Coull JT (1998) **Neural correlates of attention and arousal: Insights from electrophysiology, functional neuroimaging and psychopharmacology** in Progress in Neurobiology 55: 343-361
39. Rugg MD and Coles MGH (1996) **Electrophysiology of Mind: Event-Related Brain Potentials and Cognition** (Oxford Psychology Series), Oxford University Press, USA New Edition
40. Βαλλιανάτου ΝΓ (2002) “**Ηλεκτροφυσιολογικές προσεγγίσεις στην κλινική νευροψυχολογία: Τα προκλητά δυναμικά**” Ψυχολογία: Το Περιοδικό της Ελληνικής Ψυχολογικής Εταιρείας 316-335
41. Νάνου Δ. Ε. (2007), Διδακτορική Διατριβή: “**Ανάπτυξη μεθοδολογίας μελέτης και αξιολόγησης της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στα ηλεκτρικά σήματα του εγκεφάλου**”, Αθήνα: Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.
42. Καψάλης Χ., Κωπτής Π. (2008), “**Κεραίες-Ασύρματες Ζεύξεις**”, Εκδόσεις Τζιόλα.
43. Μαγκανιώτη Ε .Α. (2012) ,Διδακτορική Διατριβή: “**Ανάπτυξη μεθοδολογιών επεξεργασίας και αξιολόγησης εγκεφαλικών σημάτων από πειραματικές μετρήσεις**”, Αθήνα: Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.
44. Κακαράκης Δ. Σ. (2016) , Διδακτορική Διατριβή: “**Ανάπτυξη μεθόδων Μέτρησης και Ανάπτυξη Αλγορίθμων Μοντελοποίησης και Ανάλυσης Μαγνητικής Συμπεριφοράς Συσκευών για Επίτευξη Μαγνητικής Καθαρότητας σε Διαστημικές Αποστολές**”, Αθήνα: Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Αποτελέσματα αλγορίθμου PSO για κάθε συχνοτικό peak με χρήση 8 μαγνητικών διπόλων

Peak: 1 of 30

Frequency: 7.7821 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 6.9472%

Peak: 2 of 30

Frequency: 11.6732 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 9.8675%

Peak: 3 of 30

Frequency: 15.5642 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 4.0881%

Peak: 4 of 30

Frequency: 19.4553 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 4.8418%

Peak: 5 of 30

Frequency: 23.3463 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 9.8027%

Peak: 6 of 30

Frequency: 27.2374 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 9.8081%

Peak: 7 of 30

Frequency: 31.1284 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 6.8777%

Peak: 8 of 30

Frequency: 35.0195 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 7.9818%

Peak: 9 of 30

Frequency: 38.9105 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 8.3697%

Peak: 10 of 30

Frequency: 42.8016 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 7.2302%

Peak: 11 of 30

Frequency: 46.6926 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 3.6936%

Peak: 12 of 30

Frequency: 50.5837 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 4.6653%

Peak: 13 of 30

Frequency: 54.4747 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 6.8418%

Peak: 14 of 30

Frequency: 58.3658 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 10.2684%

Peak: 15 of 30

Frequency: 62.2568 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 2.1845%

Peak: 16 of 30

Frequency: 66.1479 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 8.6102%

Peak: 17 of 30

Frequency: 70.0389 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 6.1915%

Peak: 18 of 30

Frequency: 73.93 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 6.2095%

Peak: 19 of 30

Frequency: 77.821 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 4.9156%

Peak: 20 of 30

Frequency: 81.7121 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 11.016%

Peak: 21 of 30

Frequency: 85.6031 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 8.6998%

Peak: 22 of 30

Frequency: 89.4942 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 7.1664%

Peak: 23 of 30

Frequency: 93.3852 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 5.5049%

Peak: 24 of 30

Frequency: 97.2763 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 8.163%

Peak: 25 of 30

Frequency: 112.8405 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 9.8425%

Peak: 26 of 30

Frequency: 116.7315 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 6.6363%

Peak: 27 of 30

Frequency: 120.6226 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 11.6811%

Peak: 28 of 30

Frequency: 124.5136 Hz---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 10.4891%

Peak: 29 of 30

Frequency: 140.0778 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 15.2367%

Peak: 30 of 30

Frequency: 163.4241 Hz

---- RESULTS ----

Goodness-of-Fit: 14.3655%
