



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

ΜΕΤΡΗΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΥΠΟ ΤΗΝ ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΑΣΥΡΜΑΤΟΥ ΔΙΚΤΥΟΥ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Σιψά Κ. Φωτεινή

Στασινάκης Γ. Χαράλαμπος

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: *Χρήστος Ν. Καψάλης*

Καθηγητής



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

ΜΕΤΡΗΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΥΠΟ ΤΗΝ ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΑΣΥΡΜΑΤΟΥ ΔΙΚΤΥΟΥ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Σιψά Κ. Φωτεινή

Στασινάκης Γ. Χαράλαμπος

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: *Χρήστος Ν. Καψάλης*

Καθηγητής

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 15^η Ιανουαρίου 2009

Χρήστος Καψάλης

Καθηγητής

Παναγιώτης Κωττής

Καθηγητής

Φίλιππος Κωνσταντίνου

Καθηγητής

Σιψά Φωτεινή και Στασινάκης Χαράλαμπος

*Διπλωματούχοι Ηλεκτρολόγοι Μηχανικοί και Μηχανικοί Ηλεκτρονικών
Υπολογιστών Ε.Μ.Π.*

Copyright © Σιψά Φωτεινή και Στασινάκης Χαράλαμπος 2008.
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 τους συγγραφείς. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τους συγγραφείς και δεν πρέπει να ερμηνευθούν ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Αφιερώνεται στις οικογένειές μας

ΠΡΟΛΟΓΟΣ-ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Κατ' αρχάς θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε θερμά τον επιβλέποντα Καθηγητή μας , Χρήστο Καψάλη, για την ευκαιρία που μας έδωσε μέσω αυτής της διπλωματικής εργασίας να ασχοληθούμε ενεργά και σε βάθος με ένα ενδιαφέρον αντικείμενο της σύγχρονης Τηλεπικοινωνιακής έρευνας, με προεκτάσεις και στην Βιοϊατρική επιστήμη.

Επίσης τις θερμές μας ευχαριστίες πρέπει φυσικά να τις αποδώσουμε στις υποψήφιες διδάκτορες Αργυρώ Μαγκανιώτη και Χρυσάνθη Χουντάλα, για την πολύτιμη βοήθεια, την συνεχή τους παρουσία, επίβλεψη και καθοδήγηση στην πορεία υλοποίησης αυτής της διπλωματικής εργασίας και φυσικά να ευχηθούμε κάθε επιτυχία στη συνέχεια τις επιστημονικής τους καριέρας.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες πρέπει να αποδοθούν και στο Εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας της Ψυχιατρικής Κλινικής του Αιγινήτειου Νοσοκομείου, για την δυνατότητα στέγασης της πειραματικής διάταξης και στον Καθηγητή Ψυχιατρικής Χαράλαμπο Παπαγεωργίου για την άριστη συνεργασία μας κατά την περάτωση του πειράματος.

Τέλος, απαραίτητο θεωρούμε εκ μέρους μας να εκφράσουμε την βαθιά μας ευγνωμοσύνη στα άτομα, δώδεκα τον αριθμό, για την συμμετοχή τους στη πειραματική διαδικασία. Παρόλο που τα άτομα δεν μπορούν να κατονομαστούν για λόγους απορρήτου, εμείς τους γνωρίζουμε προσωπικά και τους υπερευχαριστούμε. Το γεγονός ότι κάθε άτομο ήταν απαραίτητο να παραστεί δύο φορές, αποτελεί σημείο αναφοράς στις ευχαριστίες μας, για την υπομονή αλλά και την συναδελφική αλληλεγγύη που επέδειξαν, καθώς κατά συντριπτική πλειοψηφία τα άτομα ήταν συνάδελφοι από το Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι να εξετάσουμε το εάν και κατά πόσο η ασύρματη ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία από Wi-Fi επηρεάζει τον άνθρωπο και πιο συγκεκριμένα τα δυναμικά του εγκεφάλου, μέσω της μέτρησης ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

Αρχικά, παρουσιάζονται σύντομα κάποια στοιχεία για τη φυσιολογία του εγκεφάλου και τη κυτταρική μεμβράνη και στη συνέχεια αναλύεται η μέθοδος του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Στη συνέχεια, γίνεται η επεξήγηση και η διάκριση των δυναμικών του εγκεφάλου και των χαρακτηριστικών τους.

Ακολουθεί η περιγραφή της πειραματικής διάταξης και του τρόπου της διεξαγωγής του πειράματος. Τα δεδομένα τα οποία χρησιμοποιήθηκαν είναι αποτέλεσμα μετρήσεων μέσω ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, που διεξήχθη στο Εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας του Αιγινήτειου Νοσοκομείου, υπό την επίδραση ασύρματου router. Ύστερα, αναφέρεται συνοπτικά η θεωρία Fourier, με σκοπό την καλύτερη κατανόηση του τρόπου επεξεργασίας των πειραματικών μετρήσεων, δηλαδή του Ταχύ Μετασχηματισμού Fourier.

Τελικά, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα ,στα οποία έγινε η κατάλληλη επεξεργασία σε περιβάλλον MATLAB, ενώ γίνονται οι απαραίτητοι σχολιασμοί για να οδηγηθούμε σε κάποια γενικά συμπεράσματα που προκύπτουν από την έρευνα.

Η προσπάθεια της εργασίας εντάσσεται σε μια γενικότερη έρευνα που διεξάγεται στις μέρες μας γύρω από την επίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στον ανθρώπινο εγκέφαλο και γενικά στον άνθρωπο. Είναι θέμα το οποίο δικαίως απασχολεί τους ερευνητές, αφού η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία και ιδιαιτέρως η ασύρματη υπάρχει στην καθημερινότητά μας σε διάφορες μορφές και συχνότητες, όπως κεραιές κινητής τηλεφωνίας, ασύρματα τηλέφωνα και routers, δίκτυα Wi-Fi κτλ.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ

Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ), Δυναμικά Μεμβρανών, Επίδραση Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας, Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ), Ηλεκτροεγκεφαλογραφικό Σήμα, Βιωματικά Δυναμικά, Προκλητά Δυναμικά, Δοκιμασία Hayling, Δοκιμασία Wechsler, Φασματική Ανάλυση, Ταχύς Μετασχηματισμός Fourier

ABSTRACT

The aim of the present project is to examine whether and to what extent the wireless electromagnetic radiation affects the human organism and more concretely the potentials of the brain, by conducting an electroencephalogram.

Initially, some elements are presented in short about the physiology of the brain and the cellular membrane and then the method of electroencephalogram is analyzed. What follows is the explanation and the discrimination of the brain potentials and their characteristics.

Then follows the description of the experimental provision and the way the experiment was conducted. The data, which were used, are the results of electroencephalograms. These have been carried out in the laboratory of Psychophysiology of Aiginio Hospital under the effect of a wireless router. Moreover the Fourier theory is reported concisely, aiming at the better comprehension of the methodology of the analysis of the experimental measurements (Fast Fourier Transform).

Finally the corresponding results are presented, after being properly processed in the environment of the MATLAB software. Afterwards, the essential annotations are made in order to extract general conclusions which result from the research.

The effort of this project is included in a more general research that is carried out in our days about the effect of electromagnetic radiation in the human brain and generally in human kind. It is a subject which fairly attracts the researchers interest, since the electromagnetic radiation, wireless in particular, exists in our everyday routine in various forms and frequencies, as mobile telephony antennas, wireless telephones and routers or Wi-Fi networks for example.

KEY WORDS

Central Nervous System (CNS), Membrane Potentials, Electromagnetic Radiation Effect, Electroencephalogram (EEG), Electroencephalographic Signal, Event Related Potentials (ERPs), Provoked Potentials, Test Hayling, Test Wechsler, Spectrum Analysis, Fast Fourier Transform (FFT)

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ-ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....	7
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	9
ABSTRACT.....	11
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	13
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	17
1.Ο ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ.....	21
1.1 Ιστορικά Στοιχεία – Φυσιολογία του Εγκεφάλου.....	21
1.2 Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ).....	22
1.2.1 Κατηγορίες Νευρώνων.....	27
2. ΚΥΤΤΑΡΙΚΗ ΜΕΜΒΡΑΝΗ - ΔΥΝΑΜΙΚΑ ΜΕΜΒΡΑΝΩΝ.....	30
2.1 Η Κυτταρική Μεμβράνη.....	30
2.2 Δυναμικά Μεμβρανών.....	35
2.2.1 Δυναμικό Ισορροπίας.....	40
2.2.2 Βαθμωτά Δυναμικά και Δυναμικά Δράσης.....	43
2.2.3 Διάδοση Ενεργού Δυναμικού.....	44
2.2.4 Μέτρηση του Δυναμικού Μεμβράνης.....	45

3.ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ.....	48
3.1 Οι Ρυθμοί του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.....	51
3.2 Η χρησιμότητα και τα προβλήματα του ΗΕΓ.....	54
3.2.1 Τεχνικά Προβλήματα του ΗΕΓ.....	55
3.2.2 Μείωση των Ανεπιθύμητων Παρεμβολών.....	56
4.ΤΑ ΒΙΩΜΑΤΙΚΑ ΔΥΝΑΜΙΚΑ.....	59
4.1 Διάκριση και σχολιασμός των ειδών των Βιοματικών Δυναμικών.....	61
4.1.1 Τα Εξωγενή Δυναμικά.....	63
4.1.2 Τα Ενδογενή ή Γνωσιακά Δυναμικά.....	66
4.2 Καταγραφή και Αξιολόγηση των Βιοματικών Δυναμικών.....	72
5. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ.....	78
5.1 Το Εργαστήριο και η Πειραματική Διάταξη.....	78
5.2 Το Πειραματικό Δείγμα.....	82
5.3 Ανάλυση των σημάτων σε περιβάλλον του LabVIEW.....	83
5.4 Διεξαγωγή του Πειράματος.....	86
6. ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER.....	96
6.1 Ταξινόμηση των Σημάτων.....	96
6.2 Ανάδειξη Σήματος από Θόρυβο.....	98
6.3 Ανάλυση και Θεωρία Fourier.....	99
6.3.1 Τριγωνομετρικές Μορφές Μετασχηματισμού Fourier.....	100
6.3.2 Μιγαδική Εκθετική Μορφή Ημιτονικών Σημάτων.....	103
6.3.3 Θεωρήματα στην Ανάλυση Fourier.....	105
6.3.4 Ο Μετασχηματισμός Fourier.....	107
6.4 Φασματική Ανάλυση Σημάτων.....	109
6.4.1 Φασματική Ισχύς.....	112
6.5 Διακριτός Μετασχηματισμός Fourier (DFT).....	116
6.5.1 Εύρεση Φάσματος με χρήση Διακριτού Μετασχηματισμού Fourier.....	120
6.6 Ο Ταχύς Μετασχηματισμός Fourier.....	123
6.6.1 Ο Αλγόριθμος FFT των COOLEY και TURKEY.....	124

7.ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ.....	132
7.1 Δοκιμασία Wechsler.....	133
7.2 Πείραμα Hayling A.....	140
7.3 Πείραμα Hayling B.....	148
7.4 Πείραμα Hayling C.....	156
ΕΠΙΛΟΓΟΣ.....	165
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	167

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΕΙΚΟΝΩΝ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο Ο ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ

Εικόνα 1 Η δομή του ανθρώπινου εγκέφαλου.....	21
Εικόνα 2 Τα επίπεδα του νευρικού συστήματος.....	23
Εικόνα 3 Τυπική δομή νευρώνα.....	24
Εικόνα 4 Μικρογράφημα ηλεκτρονίων μετάδοσης ενός νευρίτη.....	24
Εικόνα 5 Θήκη μυελίνης και κόμβοι Ranvier.....	25
Εικόνα 6 Σύναψη νευρώνων.....	26
Εικόνα 7 Λειτουργία νευρωνικών συνάψεων.....	27
Εικόνα 8 Πίνακας υπολογιστικής ικανότητας διαφόρων μικρών ζώων σε σχέση με τον άνθρωπο.....	27
Εικόνα 9 Εικόνα εγκεφαλικού νευρώνα ως αποτέλεσμα digital image processing.....	28

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο ΚΥΤΤΑΡΙΚΗ ΜΕΜΒΡΑΝΗ-ΔΥΝΑΜΙΚΑ ΜΕΜΒΡΑΝΩΝ

Εικόνα 10 Σχηματική παράσταση της κυτταρικής μεμβράνης.....	31
Εικόνα 11 Διαγραμματική απεικόνιση ενός μορίου φωσφολοπιδίου της μεμβράνης.....	32
Εικόνα 12 Η Κυτταρική μεμβράνη.....	33
Εικόνα 13 Εκλεκτική διαπερατότητα μεμβράνης.....	34
Εικόνα 14 Φάσεις δυναμικού ενέργειας.....	37
Εικόνα 15 Ο ρόλος του K^+ στη δημιουργία του δυναμικού μεμβράνης.....	38
Εικόνα 16 Ιοντικές ροές και ρευματική ροή κατά τη μετάδοση μιας νευρικής ώσης και οι διαφορές συγκέντρωσης ιόντων κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης.....	39
Εικόνα 17 Μεμβράνη διαπερατή μόνο στο K^+	40
Εικόνα 18 Μέτρηση του δυναμικού μεμβράνης νευρικής ίνας με μικροηλεκτρόδιο.....	45

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ

Εικόνα 19 Ηλεκτρόδιο Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.....	48
Εικόνα 20 Τυποποιημένες απαγωγές στην επιφάνεια του κεφαλιού σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα της Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας 10-20.....	49
Εικόνα 21 Σχηματικό διάγραμμα ψηφιακού ΗΕΓ.....	51
Εικόνα 22 Πίνακας περιγραφής των ρυθμών του ΗΕΓ.....	52
Εικόνα 23 Οι κυματομορφές των ρυθμών Άλφα, Βήτα, Θήτα και Δέλτα.....	52
Εικόνα 24 Κυματομορφές κατά την διάρκεια διάφορων επιπέδων εγρήγορσης.....	54

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο ΤΑ ΒΙΩΜΑΤΙΚΑ ΔΥΝΑΜΙΚΑ

Εικόνα 25 Μέτρηση Λανθάνοντα Χρόνου (L) και Ύψους (A).....	62
Εικόνα 26 Στιγμιότυπο μέτρησης των VEP.....	63
Εικόνα 27 Στιγμιότυπο μέτρησης των AEP.....	64
Εικόνα 28 Στιγμιότυπο μέτρησης των SEP.....	65

Εικόνα 29 Τα δυναμικά N100 και P200 όπως καταγράφονται από 16 ηλεκτρόδια.....67
 Εικόνα 30 Τα δυναμικά N200 και P300 όπως καταγράφονται από 16 ηλεκτρόδια.....69
 Εικόνα 31 Η συγκριτική καταγραφή του N400 γνωσιακού δυναμικού σε λογικό και μη λογικό ερέθισμα.....70
 Εικόνα 32 Κυματομορφή γνωσιακού δυναμικού με εμφανή του τρόπου καταγραφής των P50, N100, N200, P200, P300, N400 και P600.....71
 Εικόνα 33 Το CNV φυσιολογικού ατόμου όπως καταγράφηκε από το ηλεκτρόδιο Cz.....72
 Εικόνα 34 Το oddball paradigm.....74

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο Η ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

Εικόνα 35 Ο κλωβός Faraday του εργαστηρίου Ψυχοφυσιολογίας του Ε.Π.Ψ.Υ.....78
 Εικόνα 36 Ο πολυπλέκτης της Braintronics.....79
 Εικόνα 37 Η πειραματική διάταξη.....80
 Εικόνα 38 Το σύστημα των δύο Η/Υ στο εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας.....80
 Εικόνα 39 Σκουφάκι Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος με ενσωματωμένα τα ηλεκτρόδια.....81
 Εικόνα 40 Τα δύο είδη διηλεκτρικών υλικών που χρησιμοποιήθηκαν και η αυτοκόλλητη γάζα.....81
 Εικόνα 41 Ειδική αναπαυτική πολυθρόνα του ανηχοϊκού θαλάμου.....86
 Εικόνα 42 Ο προενισχυτής δεξιά του εξεταζόμενου.....87
 Εικόνα 43 Στιγμιότυπο από την προετοιμασία ενός εξεταζόμενου ατόμου.....88
 Εικόνα 44 Screenshot από τον έναν Η/Υ κατά την διάρκεια του test Wechsler.....89
 Εικόνα 45 Screenshot από τον άλλο Η/Υ κατά το test Wechsler.....90
 Εικόνα 46 Screenshot από τον έναν Η/Υ κατά την διάρκεια του test Hayling.....92
 Εικόνα 47 Screenshot από τον άλλο Η/Υ κατά το test Hayling.....93

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^ο ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER

Εικόνα 48 Φασματικά Πλάτη.....103
 Εικόνα 49 Πίνακας χαρακτηριστικών μετασχηματισμών Fourier.....109
 Εικόνα 50 Η διαδικασία εξομάλυνσης του σήματος.....110
 Εικόνα 51 Διάφορες κυματομορφές.....111
 Εικόνα 52 Φάσματα Ισχύος.....113
 Εικόνα 53 Πίνακας ιδιοτήτων DTFT.....117
 Εικόνα 54 Δειγματοληψία στο πεδίο συχνοτήτων του $X(f)$118
 Εικόνα 55 Διακριτά σήματα : (α) Μη περιοδικό σήμα $x(n)$ διάρκειας L . (β) Περιοδική επέκταση $N \geq L$. (γ) Περιοδική επέκταση $N < L$ (ψεύδιση).....120
 Εικόνα 56 Η λειτουργία του DFT σε ένα συνεχές σήμα χρονικού μήκους T122
 Εικόνα 57 Μορφές Μετασχηματισμού Fourier.....124
 Εικόνα 58 Εύρεση DFT 8-σημείων με τη βοήθεια δύο DFT 4-σημείων.....128
 Εικόνα 59 Τρεις βαθμίδες υπολογισμού ενός DFT 8-σημείων.....129
 Εικόνα 60 FFT αποδεκάτισης στο χρόνο 8-σημείων.....130
 Εικόνα 61 Βασικός υπολογισμός πεταλούδας για τον αλγόριθμο FFT αποδεκατισμού στο χρόνο.....130

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7^ο ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

Εικόνα 62 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά την δοκιμασία Wechsler, στη μέτρηση του ρυθμού άλφα.....	134
Εικόνα 63 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά την δοκιμασία Wechsler, στη μέτρηση του ρυθμού βήτα.....	135
Εικόνα 64 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά την δοκιμασία Wechsler, στη μέτρηση του ρυθμού δέλτα.....	137
Εικόνα 65 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά την δοκιμασία Wechsler, στη μέτρηση του ρυθμού θήτα.....	138
Εικόνα 66 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά την δοκιμασία Wechsler, σε μια συνολική αποτίμηση όλων των ρυθμών μαζί.....	140
Εικόνα 67 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling A, στη μέτρηση του ρυθμού άλφα.....	141
Εικόνα 68 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling A, στη μέτρηση του ρυθμού βήτα.....	143
Εικόνα 69 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling A, στη μέτρηση του ρυθμού δέλτα.....	145
Εικόνα 70 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling A, στη μέτρηση του ρυθμού θήτα.....	146
Εικόνα 71 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling A, σε μια συνολική αποτίμηση όλων των ρυθμών μαζί.....	148
Εικόνα 72 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling B, στη μέτρηση του ρυθμού άλφα.....	149
Εικόνα 73 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling B, στη μέτρηση του ρυθμού βήτα.....	151
Εικόνα 74 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling B, στη μέτρηση του ρυθμού δέλτα.....	152
Εικόνα 75 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling B, στη μέτρηση του ρυθμού θήτα.....	154
Εικόνα 76 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling B, σε μια συνολική αποτίμηση όλων των ρυθμών μαζί.....	155
Εικόνα 77 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling C, στη μέτρηση του ρυθμού άλφα.....	157
Εικόνα 78 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling C, στη μέτρηση του ρυθμού βήτα.....	158
Εικόνα 79 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling C, στη μέτρηση του ρυθμού δέλτα.....	160
Εικόνα 80 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling C, στη μέτρηση του ρυθμού θήτα.....	161
Εικόνα 81 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling C, σε μια συνολική αποτίμηση όλων των ρυθμών μαζί.....	163

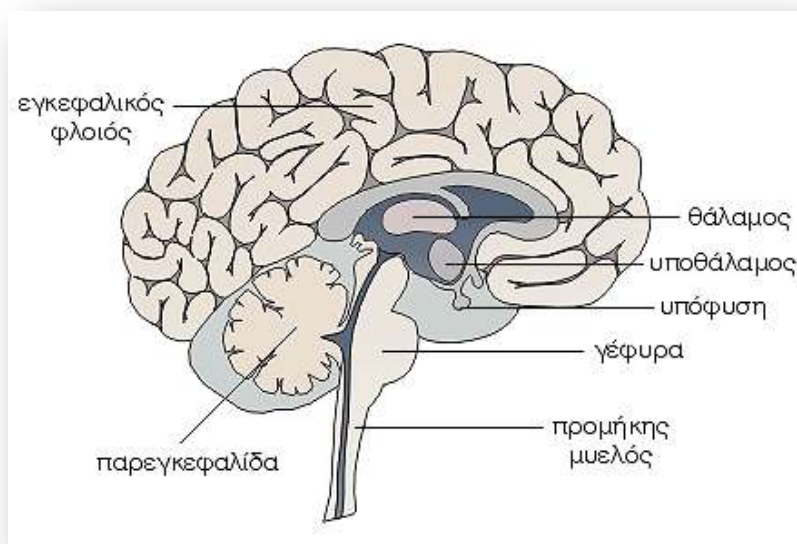
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1



1. Ο ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ

1.1 Ιστορικά Στοιχεία – Φυσιολογία του Εγκεφάλου

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος και οι δραστηριότητές του είναι από τα μεγαλύτερα μυστήρια της φύσης. Μέχρι σήμερα γνωρίζουμε ότι χρησιμοποιούμε μόλις το 10% του εγκεφάλου μας. Ο ανθρώπινος εγκέφαλος αποτελεί το σπουδαιότερο και μεγαλύτερο τμήμα του **Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ)**. Βρίσκεται εντός του κρανίου και περιβάλλεται από τρεις προστατευτικούς υμένες, τις *μήνιγγες*. Προϊόν βιολογικής εξέλιξης εκατομμυρίων ετών, αυτή η μικρή μάζα της τάξης του 1,5 kg εμπεριέχει ένα εξαιρετικά πολυσύνθετο δίκτυο κυττάρων, οι λειτουργίες του οποίου είναι υπεύθυνες για τη δημιουργία των σκέψεων, της μνήμης, τον έλεγχο των δραστηριοτήτων του σώματος και των συναισθημάτων. Αποτελείται από έναν στηρικτικό σκελετό, τη νευρολογία και τα νευρικά κύτταρα, τους περίπου 10^{10} νευρώνες του εγκεφάλου, οι οποίοι συναντιούνται μεταξύ τους σε 10^{14} ως 10^{15} σημεία, σχηματίζοντας ένα είδος κυκλώματος και λειτουργικού πλέγματος με πολλαπλές διακλαδώσεις και αλληλεπιδράσεις.



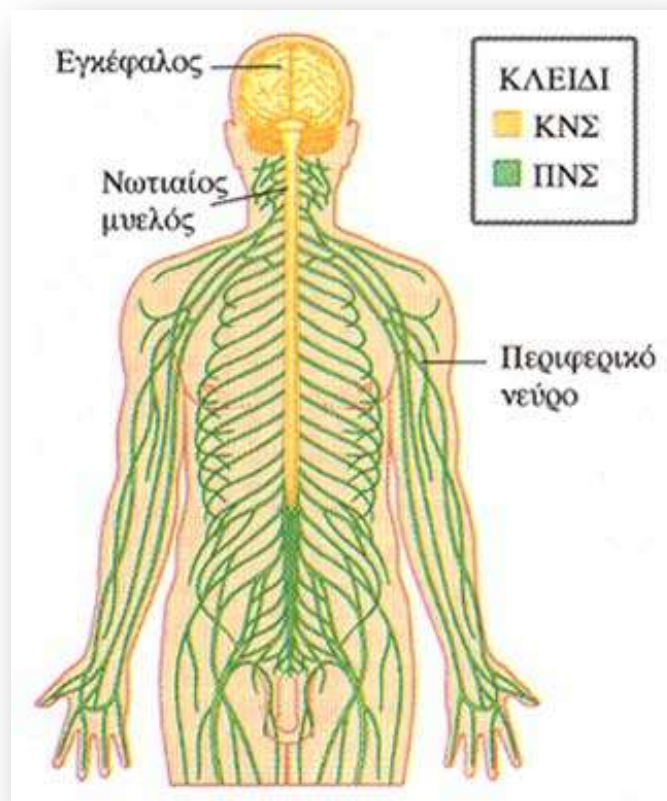
Εικόνα 1 Η δομή του ανθρώπινου εγκεφάλου

Η συνολική ανωτερότητα του εγκεφάλου, ως προς οποιαδήποτε υπολογιστική μηχανή που έχει κατασκευασθεί έως σήμερα είναι προφανής. Η έρευνα για την κατανόηση των μηχανισμών λειτουργίας του αποτελεί ένα τιτάνιο έργο και μέχρι σήμερα το ποσοστό της άγνοιας μας είναι συντριπτικά μεγαλύτερο από την ποσότητα των γνώσεων που αποκτήθηκαν εδώ και 150 χρόνια. Χωρίς υπερβολή, το πεδίο φαίνεται απέραντο και η πρόοδος των ανακαλύψεων της τελευταίας τριακονταετίας μας ωθεί συνεχώς σε νέες ανεξερεύνητες περιοχές .

Στην περίπτωση του νευρικού συστήματος, στο οποίο ο εγκέφαλος ανήκει, η ιατρική έρευνα από πολύ νωρίς συνδέθηκε με τη μελέτη των ηλεκτρικών φαινομένων που εμφανίζονται κατά τη λειτουργία των νευρικών κυττάρων. Το 1791 ο *Galvani* δημοσίευσε την ιδέα ότι τα ‘νεύρα’ περιέχουν μία εγγενή μορφή ηλεκτρισμού. Το 1848 ο *Du Bois-Raymond* ανακάλυψε ότι η δραστηριότητα των περιφερειακών νεύρων συνοδεύεται από μετρήσιμες μεταβολές του ηλεκτρικού δυναμικού. Αυτό έδωσε ώθηση στην επιστημονική κοινότητα να ερευνήσει για μεταβολές της ηλεκτρικής δραστηριότητας, οι οποίες θα οφείλονταν στο νευρικό σύστημα και θα ήταν ενδεικτικές της λειτουργίας του. Ήδη, το 1877 ο *R. Catton* είχε δείξει ότι υπάρχει σχέση μεταξύ εξωτερικών ερεθισμάτων και ηλεκτρικής δραστηριότητας στον εγκέφαλο κουνελιών και πιθήκων. Ανέφερε μάλιστα ότι ήταν δυνατή η καταγραφή ασθενών ρευμάτων από ηλεκτρόδια στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού τους. *Η πρώτη εμπειριστατωμένη αναφορά για τη μέτρηση διαφορών δυναμικού από την εξωτερική επιφάνεια του ανθρώπινου κεφαλιού προέρχεται από τον Hans Berger το 1929, γεγονός το οποίο οριοθετεί την έναρξη της μελέτης των λειτουργιών του εγκεφάλου μέσω του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ).*

1.2 Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ)

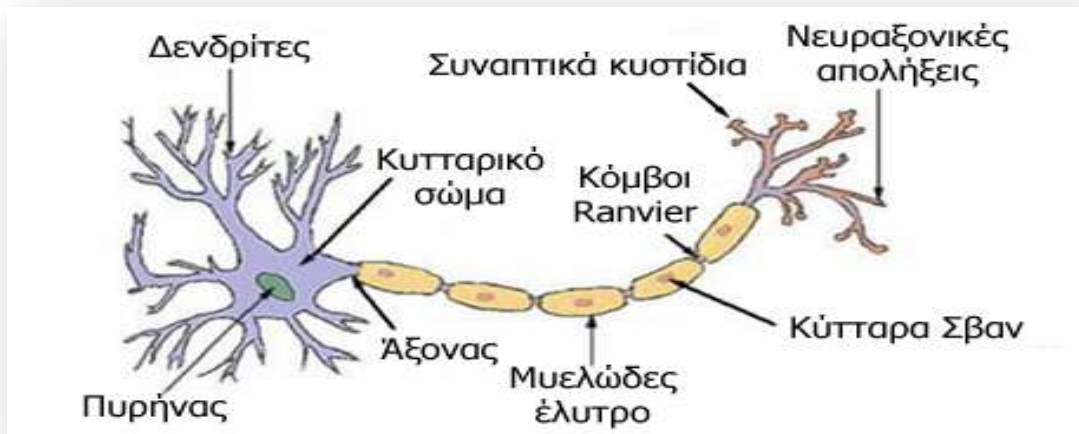
Το νευρικό σύστημα συντηρεί τις περισσότερες από τις λειτουργίες ελέγχου του οργανισμού. Γενικά, ελέγχει τις σωματικές δραστηριότητες που απαιτούν ταχύτητα, όπως είναι οι μυϊκές συστολές, οι γρήγορες μεταβολές σπλαγχνικών διεργασιών, ακόμα και η ταχύτητα της έκκρισης ορισμένων ορμονών. Τρία είναι τα κύρια επίπεδα του με ειδική λειτουργική σημασία, **το επίπεδο του νωτιαίου μυελού, το κατώτερο εγκεφαλικό επίπεδο και το ανώτερο εγκεφαλικό ή φλοιώδες επίπεδο.**



Εικόνα 2 Τα επίπεδα του νευρικού συστήματος

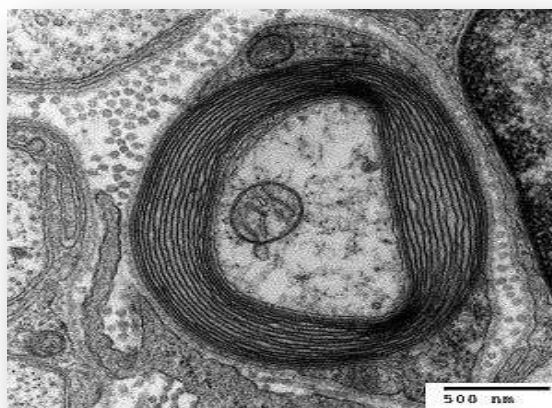
Το νευρικό σύστημα είναι **μοναδικό** για την τεράστια πολυπλοκότητα των ενεργειών ελέγχου που μπορεί να εκτελέσει. Δέχεται κυριολεκτικά χιλιάδες πληροφορίες από τα διάφορα αισθητήρια όργανα και τις ενσωματώνει για να καθορίσει την αντίδραση του οργανισμού. Οι πληροφορίες αυτές μεταβιβάζονται στο ΚΝΣ με τη μορφή νευρικών ώσεων μέσα από μια σειρά νευρώνων, περνώντας από τον έναν στον άλλο.

Η βασική, λοιπόν, μονάδα του νευρικού συστήματος είναι το **νευρικό κύτταρο ή νευρώνας**. Τα νευρικά κύτταρα παράγουν ηλεκτρικά σήματα που μεταδίδονται από το ένα μέρος του κυττάρου στο άλλο, ενώ ταυτόχρονα εκλύουν βιοχημικές ουσίες, προκειμένου να επικοινωνήσουν με άλλα κύτταρα. Ένας νευρώνας είναι αυτόνομος και αποτελείται από το κυρίως **νευρικό κύτταρο** (σώμα) και τις **αποφυάδες** του, που ονομάζονται **νευρίτες** και χωρίζονται σε δύο κατηγορίες.



Εικόνα 3 Τυπική δομή νευρώνα

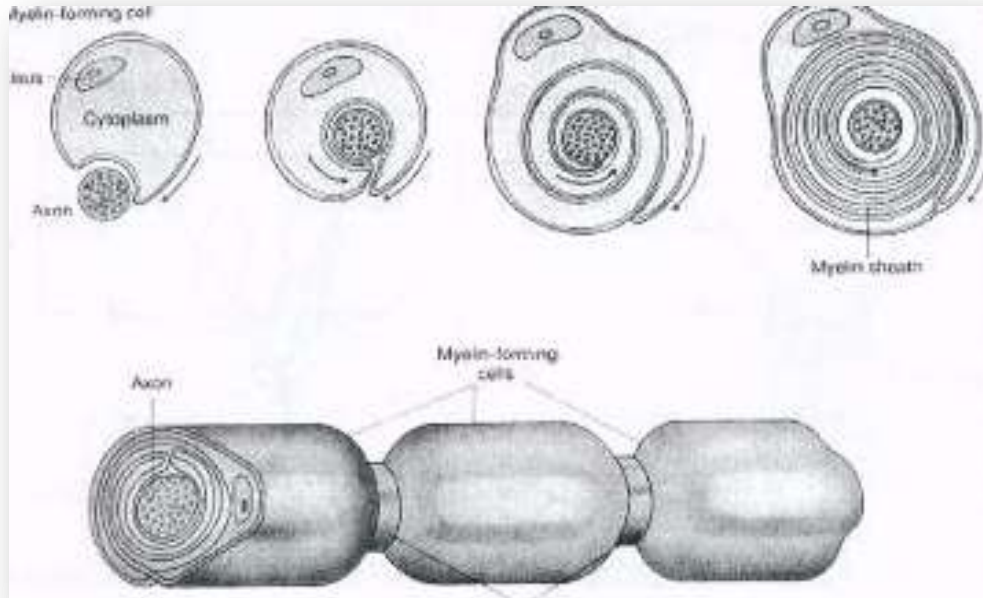
Στην πρώτη κατηγορία έχουμε τον μοναδικό νευράξονα (ή άξονα) κάθε νευρώνα. Αυτός είναι μια νηματοειδής προέκταση του κυρίως νευρικού κυττάρου. Οι νευρικές ώσεις του κυτταρικού σώματος οδεύουν κατά μήκος του άξονα κατευθυνόμενες προς την απόληξή του. Οι άξονες καταλήγουν στην προσυναπτική μεμβράνη που συμμετέχει στο σχηματισμό της σύναψης, της περιοχής δηλαδή όπου έρχεται ο νευρώνας σε ηλεκτροχημική επαφή με άλλους νευρώνες για να τους μεταδώσει σήματα.



Εικόνα 4 Μικρογράφημα ηλεκτρονίων μετάδοσης ενός νευρίτη

Οι άξονες μερικών νευρώνων καλύπτονται από **μυελίνη**, μια λιπώδη μεμβρανική θήκη που σχηματίζεται από κύτταρα στήριξης περιελισσόμενα γύρω από τον άξονα, η οποία επιταχύνει τη διέλευση των ηλεκτρικών σημάτων κατά μήκος του άξονα. Μεταξύ δυο θηκών μυελίνης

παρεμβάλλεται ένα τμήμα άξονα που παραμένει εκτεθειμένο στο εξωκυττάριο υγρό. Τα μέρη αυτά του άξονα, των οποίων η μεμβράνη είναι εκτεθειμένη στο εξωκυττάριο υγρό, ονομάζονται **κόμβοι του Ranvier (nodes of Ranvier)**.



Εικόνα 5 Θήκη μυελίνης και κόμβοι Ranvier

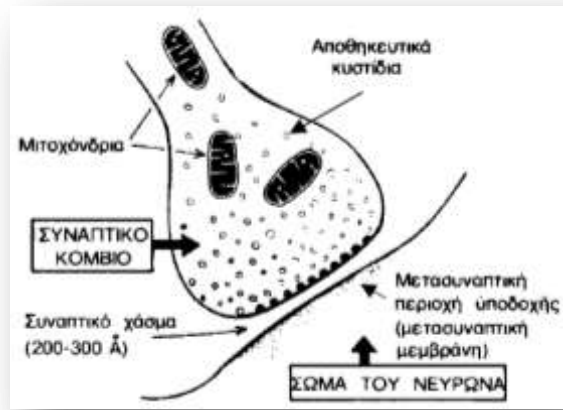
Κατά μήκος του άξονα, μετακινούνται διάφορα οργανίδια και ουσίες, από το κυρίως σώμα προς τις απολήξεις και αντιστρόφως (αξονική μεταφορά), και έτσι τα διάφορα χημικά σήματα έχουν τη δυνατότητα να επηρεάζουν τη μορφολογία και τη βιοχημεία του νευρώνα. Με αυτόν τον τρόπο κινούνται και οι τοξίνες (τετάνου, έρπητα και πολιομυελίτιδας) στο κεντρικό νευρικό σύστημα.

Στη δεύτερη κατηγορία έχουμε τους *δενδρίτες* που είναι διακλαδισμένες αποφύσεις των νευρώνων. Αυτοί βρίσκονται σε επαφή μέσω των συνάψεων με τις απολήξεις διαφόρων αξόνων, που προέρχονται από γειτονικούς ή απομακρυσμένους νευρώνες. Οι денδρίτες, μέσω των μετασυναπτικών μεμβρανών, συλλέγουν τα σήματα που εκπέμπονται από τις αξονικές απολήξεις και τα μεταδίδουν στο αντίστοιχο κυτταρικό σώμα του νευρώνα στον οποίο ανήκουν.



Εικόνα 6 Σύναψη νευρώνων

Η σύναψη (η εξειδικευμένη σύνδεση δηλαδή μεταξύ δυο νευρώνων, όπου ο ένας μεταβάλει τη λειτουργία του άλλου), όπου διαρθρώνεται η απόληξη του νευράξονα ενός νευρώνα με ένα δενδρίτη άλλου νευρώνα, παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον, διότι εκεί πραγματοποιείται η μεταβίβαση της δράσης από την προσυναπτική μεμβράνη στη μετασυναπτική, μέσω της πολύ λεπτής σχισμής που τα χωρίζει, η οποία ονομάζεται συναπτικό χάσμα. Υπάρχουν επίσης περιπτώσεις όπου η σύναψη βρίσκεται πολύ κοντά ή και πάνω στο σώμα ενός νευρώνα και περιπτώσεις όπου σε μια σύναψη συμμετέχουν τρεις νευρώνες ταυτόχρονα, οπότε απολήξεις δύο αξόνων οδεύουν στο ίδιο σημείο ενός δενδρίτη.



Εικόνα 7 Λειτουργία νευρωνικών συνάψεων

	Βδέλλα	Σκουλήκι	Μύγα	Αplysia	Κατσαρίδα	Μέλισσα	Άνθρωπος
# Συνάψεων	<10 ³	<10 ⁴	<10 ⁶	<10 ⁹	10 ⁹	<10 ¹⁰	10 ¹⁴
Συνάψεις/sec	>10 ⁴	>10 ⁵	10 ⁹	>10 ¹⁰	<10 ¹¹	>10 ¹¹	10 ¹⁶

Εικόνα 8 Πίνακας υπολογιστικής ικανότητας διαφόρων μικρών ζώων σε σχέση με τον άνθρωπο

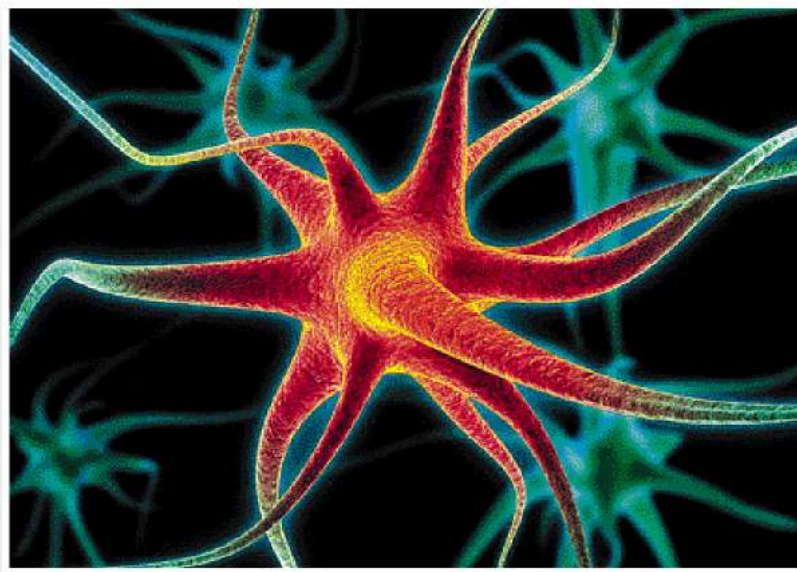
1.2.1 Κατηγορίες Νευρώνων

Οι νευρώνες ανάλογα με τη λειτουργία την οποία επιτελούν διακρίνονται σε *προσαγωγούς, απαγωγούς και διανευρώνες*. **Οι προσαγωγοί ή αισθητήριοι νευρώνες**, όπως αλλιώς ονομάζονται, συμμετέχουν στη λήψη ερεθισμάτων από το περιβάλλον και μεταφέρουν πληροφορία από τους ιστούς και τα όργανα του κυττάρου στο κεντρικό νευρικό σύστημα. **Οι απαγωγοί ή κινητικοί νευρώνες** μεταφέρουν ηλεκτρικά σήματα από το κεντρικό νευρικό σύστημα προς τους μύες ή τα κύτταρα αδένων ενώ **οι διανευρώνες** συνδέουν τους απαγωγούς και προσαγωγούς νευρώνες.

Οι προσαγωγοί νευρώνες δε διαθέτουν δενδρίτες αλλά μόνο άξονα (δηλαδή είναι μη τυπικοί). Στα σημεία του κυττάρου που βρίσκονται στη μεγαλύτερη απόσταση από το ΚΝΣ, οι προσαγωγοί νευρώνες διαθέτουν υποδοχές οι οποίες μπορεί να είναι είτε εξειδικευμένες απολήξεις του νευρώνα είτε ξεχωριστά κύτταρα που όμως συνδέονται στενά με αυτόν.

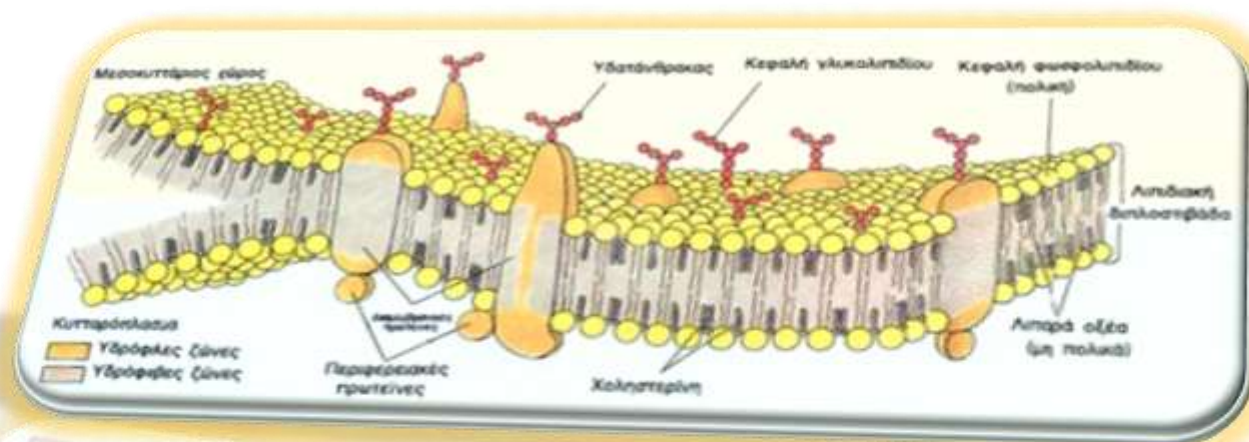
Το κυτταρικό σώμα και οι δενδρίτες των απαγωγών νευρώνων βρίσκονται μέσα στο ΚΝΣ, αλλά οι άξονες τους εκτείνονται στην περιφέρεια. Οι άξονες των προσαγωγών και απαγωγών νευρώνων σχηματίζουν τα νεύρα του περιφερικού νευρικού συστήματος. Τέλος, οι διανευρώνες βρίσκονται εξ ολοκλήρου στο κεντρικό νευρικό σύστημα αποτελώντας περίπου το 99% όλων των νευρώνων. Είναι χαρακτηριστικό ότι σε κάθε προσαγωγό νευρώνα που εισέρχεται στο κεντρικό νευρικό σύστημα αντιστοιχούν περίπου 10 απαγωγοί νευρώνες και 200.000 διανευρώνες.

Στις περισσότερες περιπτώσεις το σήμα διαδίδεται από τον ένα νευρώνα στον άλλο μέσω χημικών αγγελιοφόρων, **τους νευροδιαβιβαστές**. Οι συνάψεις δημιουργούνται μεταξύ των απολήξεων του άξονα ενός νευρώνα και του κυτταρικού σώματος ή δενδρίτη του δεύτερου, αλλά μπορούν να δημιουργηθούν μεταξύ των δενδριτών, μεταξύ δενδρίτη και κυτταρικού σώματος ή μεταξύ δύο απολήξεων αξόνων. Οι νευρώνες που άγουν σήματα προς μια σύναψη ονομάζονται προσυναπτικοί ενώ αυτοί που λαμβάνουν σήματα από μια σύναψη ονομάζονται μετασυναπτικοί. Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι οι νευρώνες αποτελούν μόλις το 10% των κυττάρων του ΚΝΣ ενώ τα υπόλοιπα κύτταρα ονομάζονται νευρογλοιακά και διακλαδίζονται σε πολύ μικρότερο βαθμό από τους νευρώνες.



Εικόνα 9 Εικόνα εγκεφαλικού νευρώνα ως αποτέλεσμα digital image processing

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2



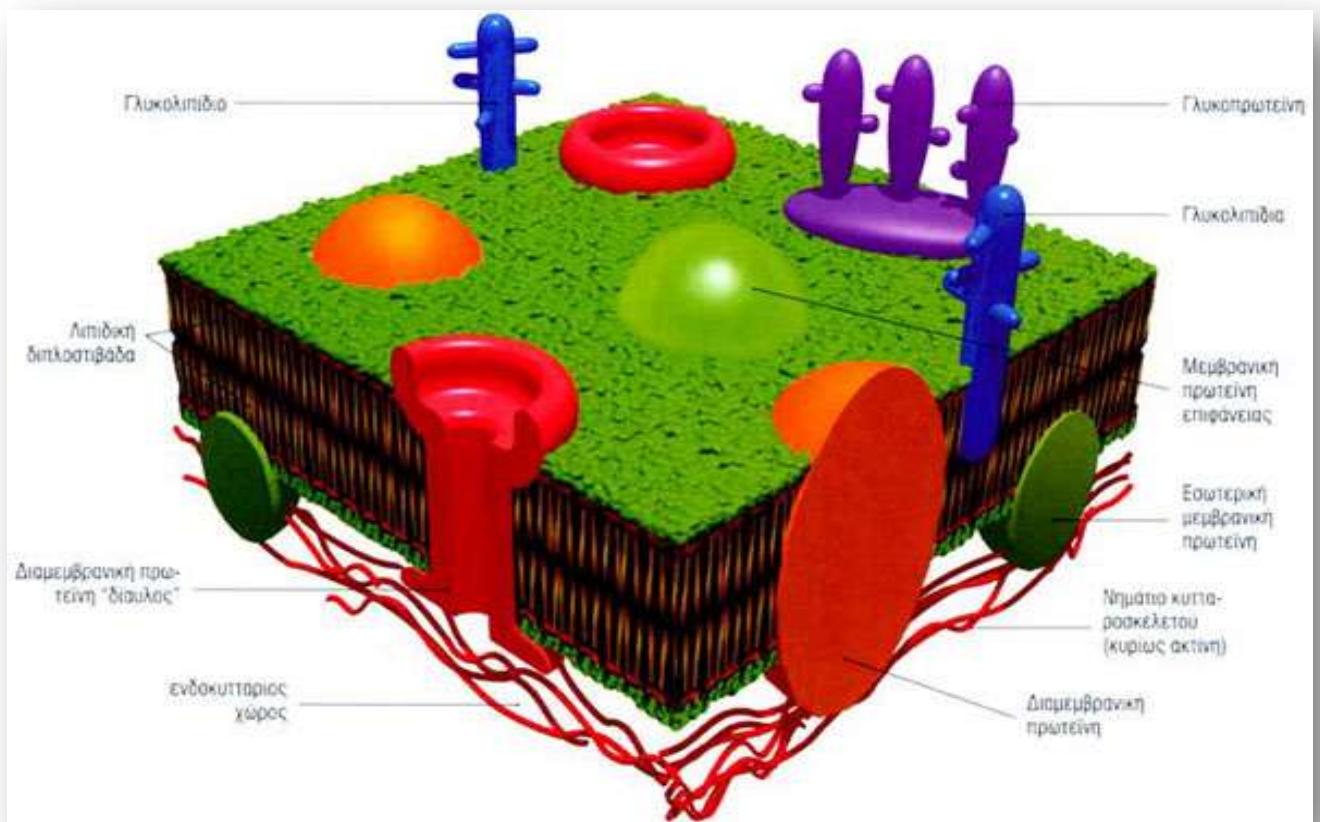
2. ΚΥΤΤΑΡΙΚΗ ΜΕΜΒΡΑΝΗ – ΔΥΝΑΜΙΚΑ ΜΕΜΒΡΑΝΩΝ

2.1 Κυτταρική Μembrάνη

Ολόκληρος ο νευρώνας μαζί με τον άξονα και τους δενδρίτες καλύπτεται από την **κυτταρική μεμβράνη**. Η μεμβράνη είναι ένα από τα σημαντικότερα δομικά στοιχεία του κυττάρου. Βέβαια, η μεμβράνη δε διαθέτει μόνο το κύτταρο ως σύνολο αλλά και τα επιμέρους οργανίδια του. Αν και κάθε οργανίδιο του κυττάρου έχει εξειδικευμένες λειτουργίες, υπάρχουν πέντε μεμβρανικές λειτουργίες οι οποίες είναι κοινές για όλες τις δομές. Αυτές είναι οι εξής:

- ❖ η διατήρηση βαθμίδων συγκεντρώσεων κατά μήκος της μεμβράνης
- ❖ η οργάνωση και οριοθέτηση των ενζυμικών συστημάτων
- ❖ ο έλεγχος της ενζυμικής ενεργότητας
- ❖ η συμπεριφορά της μεμβράνης ως υπόστρωμα
- ❖ ο διαχωρισμός του κυττάρου ή του οργανιδίου , το οποίο περιβάλλει, από το περιβάλλον του και κατά συνέπεια την επίτευξη της ακεραιότητας του

Η μεμβράνη έχει πάχος περίπου 8-10 nm. Η δομή όλων των κυτταρικών μεμβρανών βασίζεται σε μια **διπλοστιβάδα λιπιδίων**. Κάθε μόριό της έχει μια υδρόφιλη πολική κεφαλή και μια υδρόφοβη ουρά. Η κεφαλή αποτελείται κυρίως από γλυκερόλη, η οποία είναι συνδεδεμένη πολικά μέσω μιας γέφυρας φωσφορικών (αρνητικά φορτισμένη) με μια αζωτούχο ένωση (πχ χολίνη, αιθανολαμίνη ή σερίνη) (θετικά φορτισμένη). Η μη πολική ουρά των φωσφολιπιδίων σχηματίζεται από δυο μακρές αλυσίδες λιπαρών οξέων. Η μια είναι ευθεία αλυσίδα κορεσμένου λιπαρού οξέος και η άλλη αποτελείται από ακόρεστο λιπαρό οξύ και είναι κεκαμένη στο σημείο του ακόρεστου δεσμού.

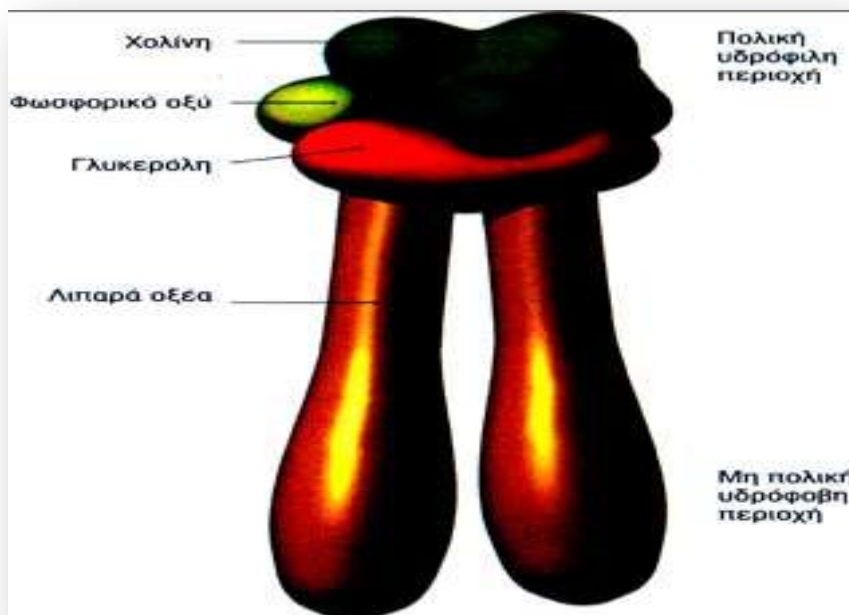


Εικόνα 10 Σχηματική παράσταση της κυτταρικής μεμβράνης

Η ρευστότητα και η ευκαμψία των μεμβρανών οφείλεται στα φωσφολιπίδια και αυξάνεται λόγω της παρουσίας των ακόρεστων λιπαρών οξέων, τα οποία παρεμποδίζουν τη στενή συνάθροιση υδρόφοβων άκρων. **Τα φωσφολιπίδια είναι αμφίφιλα μόρια.** Αποτελούνται από δυο υδρόφοβες υδρογονανθρακικές αλυσίδες (ουρά) και μια υδρόφιλη κεφαλή. Όταν τα φωσφολιπίδια, λοιπόν, βρεθούν σε ένα υδατικό μέσο και η συγκέντρωσή τους υπερβεί μια κρίσιμη συγκέντρωση, η οποία ονομάζεται κρίσιμη **μικκυλιακή συγκέντρωση**, οργανώνονται σε διπολικό στρώμα πολύ μικρών διαστάσεων έτσι ώστε οι υδροφοβικές ουρές να είναι όσο το δυνατόν μακρύτερα από το υδατικό μέσο ενώ οι υδρόφιλες κεφαλές τοποθετούνται μεταξύ του ύδατος και των υδρόφοβων ουρών. Οι σχηματισμοί αυτοί ονομάζονται **μικκύλια**. Ο λόγος που προτιμάται αυτός ο σχηματισμός είναι ότι ο όγκος των υδρογονανθρακικών αλυσίδων των λιπιδίων που συνθέτουν τις μεμβράνες είναι υπέρμετρα μεγάλος ώστε να χωρέσουν να χωρέσουν στο εσωτερικό ενός μικκυλίου.

Η σύνθεση της λιπιδικής διπλοστιβάδας σε φωσφολιπίδια δεν είναι η ίδια σε όλους τους τύπους των κυττάρων. Είναι λοιπόν δυνατόν να παρατηρούνται υψηλές συγκεντρώσεις φωσφολιπιδίων στην έσω στιβάδα σε κυτταρικούς τύπους που παρατηρείται ανάγκη παρουσίας έσω μεμβρανικών πρωτεϊνών. Οι δεσμοί μεταξύ των μορίων των φωσφολιπιδίων της διπλοστιβάδας είναι ασθενείς προκειμένου κάθε μεμονωμένο μόριο φωσφολιπίδιου να μετακινείται ελεύθερα μέσα στη διπλοστιβάδα και σε ορισμένες περιπτώσεις να μεταπηδά από στιβάδα σε στιβάδα.

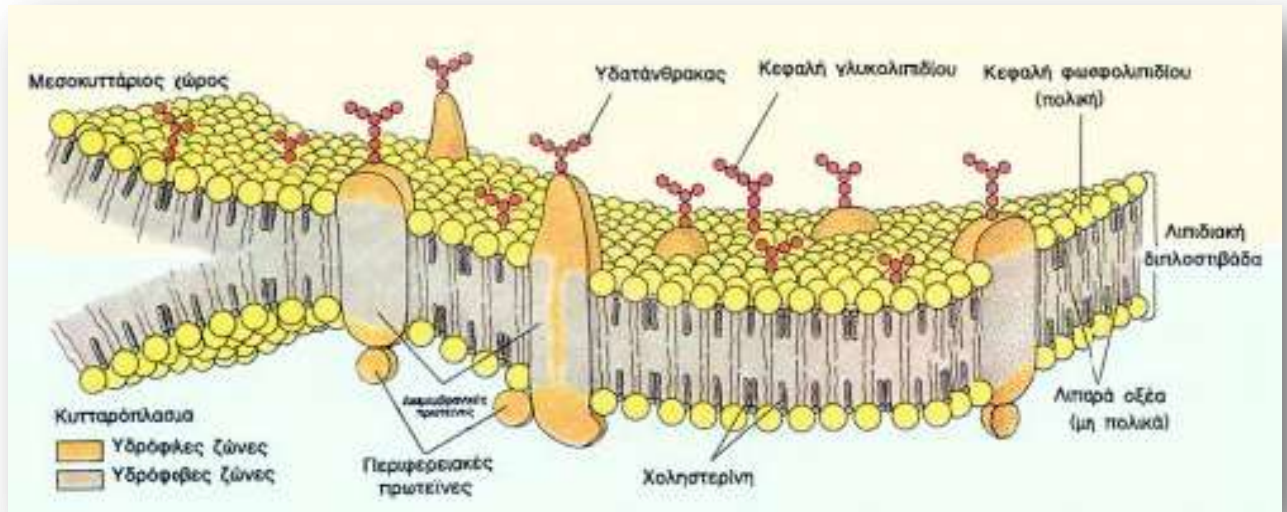
Η επικοινωνία μεταξύ των κυττάρων φαίνεται ότι εξυπηρετείται και από μια ειδική κατηγορία λιπιδίων που αναγνωρίζεται στις κυτταρικές μεμβράνες, **τα γλυκολιπίδια**. Αυτά τα μόρια βρίσκονται μόνο στην εξωτερική επιφάνεια των κυτταρικών μεμβρανών με εκτεθειμένο το συνδεδεμένο σ' αυτά μόριο σακχάρου στον εξωκυττάριο χώρο.



Εικόνα 11 Διαγραμματική απεικόνιση ενός μορίου φωσφολιπίδιου της μεμβράνης

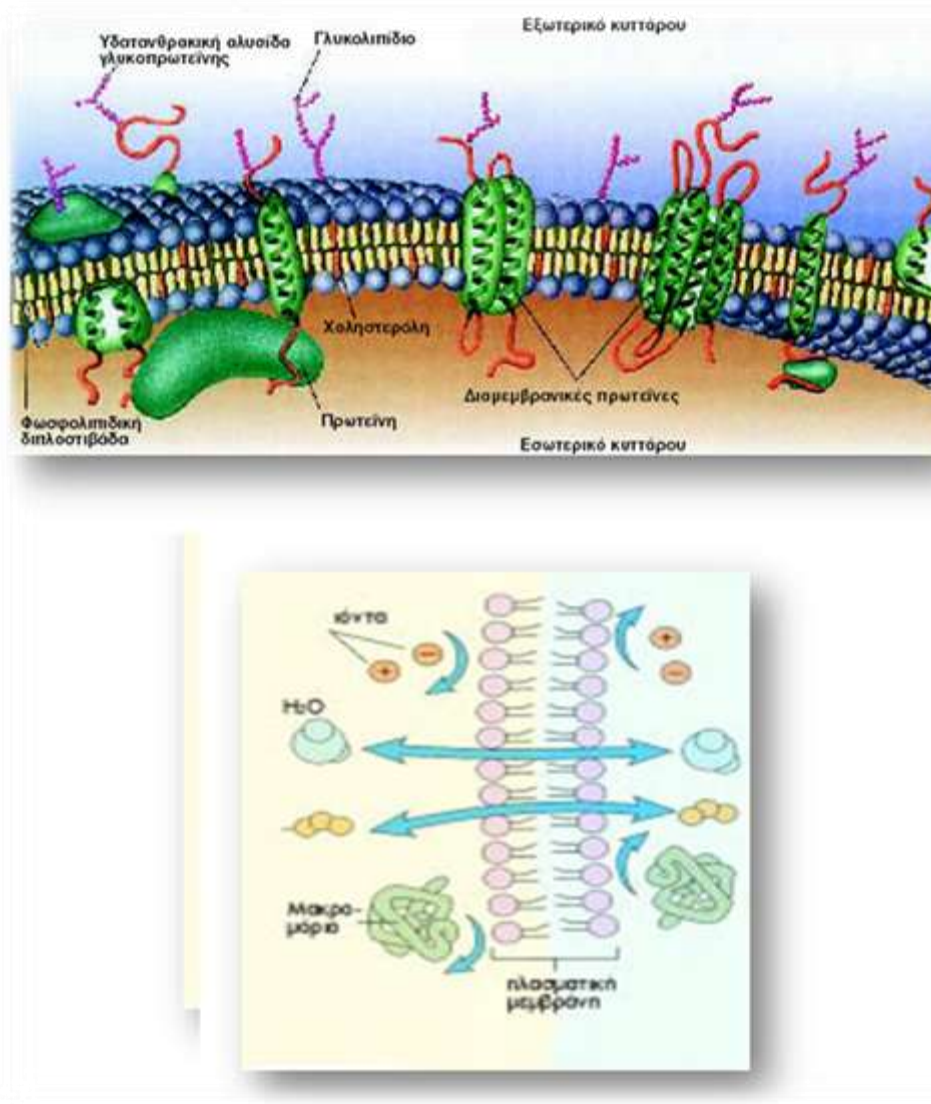
Το υγρό των κυττάρων του σώματος, το *ενδοκυττάριο υγρό*, είναι πολύ διαφορετικό από το εξωτερικό υγρό, το *εξωκυττάριο*. Το τελευταίο αποτελεί το υγρό συστατικό του αίματος (πλάσμα), καθώς και το υγρό των χώρων που υπάρχουν ανάμεσα στα οστικά κύτταρα (διάμεσο υγρό). Η παροχή θρεπτικών και άλλων ουσιών, απαραίτητων για την λειτουργία τους, στα κύτταρα, γίνεται από το εξωκυττάριο υγρό.

Στην παρακάτω εικόνα δίνεται η σύσταση της κυτταρικής μεμβράνης. Σημειώνεται ότι το εξωκυττάριο υγρό περιέχει μεγάλες ποσότητες νατρίου και μικρές μόνο ποσότητες καλίου, ενώ για το ενδοκυττάριο ισχύει ακριβώς το αντίθετο. Επίσης, το εξωκυττάριο υγρό περιέχει μεγάλες ποσότητες χλωριούχων, ενώ στο ενδοκυττάριο βρίσκονται περισσότερα φωσφορικά που όλα, πρακτικά, είναι οργανικά ενδιάμεσα προϊόντα του μεταβολισμού και πρωτεΐνες. Οι διαφορές αυτές στη σύσταση των δύο υγρών είναι εξαιρετικά σημαντικές για τη ζωή του κυττάρου.



Εικόνα 12 Η Κυτταρική μεμβράνη

Στο σημείο αυτό αξίζει να σημειωθεί ότι ένα τέτοιο λιπαρό διμοριακό στρώμα είναι ουσιαστικά αδιαπέραστο από τα περισσότερα βιολογικά μόρια, όπως αμινοξέα, σάκχαρα και ιόντα. Η κυτταρική μεμβράνη όμως είναι στην πραγματικότητα **ημιπερατή**. Αυτό συμβαίνει επειδή οι ενσωματωμένες στο διμοριακό λιπιδικό στρώμα πρωτεΐνες κάνουν τη μεμβράνη διαπερατή για πολλές ουσίες και είναι υπεύθυνες για τη λειτουργική δραστηριότητα της ζωντανής μεμβράνης.



Εικόνα 13 Εκλεκτική διαπερατότητα μεμβράνης (Μεγάλα μόρια και ιόντα δεν περνούν ελεύθερα ενώ το οξυγόνο, το διοξείδιο του άνθρακα και το νερό διαχέονται ελεύθερα αρκεί να υπάρχει διαφορά συγκέντρωσης από τη μια και την άλλη πλευρά της μεμβράνης.)

Η διάχυση μέσα από την κυτταρική μεμβράνη διαιρείται σε δύο ιδιαίτερους τύπους, στην απλή διάχυση και στη διευκολυνόμενη διάχυση. **Απλή διάχυση** είναι η μοριακή κινητική μετατόπιση μορίων ή ιόντων μέσα από άνοιγμα της μεμβράνης ή από μεσομοριακούς χώρους χωρίς ανάγκη σύνδεσης με πρωτεΐνη-φορέα της μεμβράνης. Η ταχύτητα της διάχυσης καθορίζεται από την ποσότητα της ουσίας, την ταχύτητα της κινητικής μετατόπισης και τον αριθμό των ανοιγμάτων της κυτταρικής μεμβράνης μέσα από τα οποία μπορούν να κινηθούν τα μόρια ή ιόντα. Για τη **διευκολυνόμενη διάχυση**, αντίθετα, απαιτείται η αλληλεπίδραση του μορίου ή ιόντος με μια πρωτεΐνη-φορέα που υποβοηθάει τη διέλευσή του μέσα από τη μεμβράνη, πιθανώς συνδεόμενη με αυτό και προωθώντας το με τη μορφή αυτή μέσα από τη μεμβράνη.

Το κυριότερο, ίσως, χαρακτηριστικό των διπλοστιβάδων των λιπιδίων είναι ότι είναι συνεργειακές δομές. Οι δομές αυτές διατηρούνται εξαιτίας πολλών αλληλοενισχυόμενων μη ομοιοπολικών αλληλεπιδράσεων. Αυτή η συνάθροιση δηλαδή των υδρόφοβων αλυσίδων των λιπιδίων ευνοείται από την άσκηση ελκτικών δυνάμεων τύπου **Van der Waals**. Η άσκηση των δυνάμεων αυτών έχει τις εξής βασικές βιολογικές προεκτάσεις:

- α) οι διπλοστιβάδες λιπιδίων έχουν την τάση να είναι εκτεταμένες και να ενώνουν τα άκρα τους ώστε καμία υδρόφοβη ομάδα να μη μείνει εκτεθειμένη σε υδατικό περιβάλλον
- β) οι στιβάδες αυτές κλείνουν γιατί κάθε οπή ή άνοιγμα δεν είναι ενεργειακά επιτρεπτό.

Το γεγονός ότι τα φωσφολιπίδια συνδέονται με δεσμούς van der Waals, σημαίνει ότι το κάθε μόριο είναι ελεύθερο να κινηθεί ανεξάρτητα. Άμεση συνέπεια αυτού είναι η δημιουργία τυχαίων κινήσεων παράλληλων προς την επιφάνεια της μεμβράνης. Οι αλυσίδες μπορούν να κάμπτονται και να επιστρέφουν στη θέση ισορροπίας. Για το λόγο αυτό η λιπιδική στιβάδα έχει τα χαρακτηριστικά υγρού και *μοιάζει με λεπτό στρώμα λαδιού στο νερό*. Αυτή η ρευστότητα κάνει τη μεμβράνη εύκαμπτη. Αυτή η ευκαμψία σε συνδυασμό με το γεγονός ότι τα κύτταρα περιέχουν νερό, επιτρέπουν στα κύτταρα να αλλάζουν σχήμα, χωρίς επιπτώσεις στην ακεραιότητά τους.

2.2 Δυναμικά Μεμβρανών

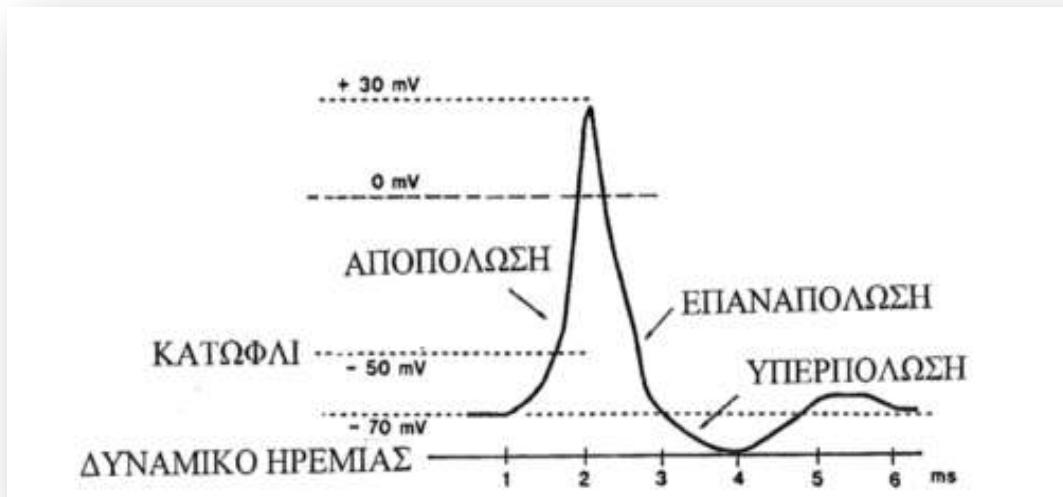
Στις μεμβράνες όλων ουσιαστικά των κυττάρων του σώματος υπάρχουν ηλεκτρικά δυναμικά, και μερικά κύτταρα, όπως τα νευρικά, είναι ‘διεγέρσιμα’, δηλαδή ικανά να παράγουν μόνα τους ηλεκτροχημικές ώσεις στις μεμβράνες τους και τις περισσότερες φορές να χρησιμοποιούν αυτές τις ώσεις για τη μεταβίβαση σημάτων κατά μήκος των μεμβρανών. **Η μεταβίβαση νευρικών ώσεων πραγματοποιείται με τα δυναμικά ενέργειας**, τα οποία είναι απότομες παλμικές μεταβολές του δυναμικού της μεμβράνης. Κάθε δυναμικό ενέργειας αρχίζει με μια αιφνίδια μετάπτωση, από το φυσιολογικό αρνητικό δυναμικό ηρεμίας σε θετικό δυναμικό μεμβράνης και τελειώνει με μια σχεδόν εξίσου γρήγορη επάνοδο στο αρνητικό δυναμικό. Για να μεταβιβάσει ένα νευρικό σήμα, το δυναμικό ενέργειας κινείται κατά μήκος της νευρικής ίνας ώσπου να φτάσει στην κατάληξή της.

Οι διαδοχικές **φάσεις του δυναμικού ενέργειας** είναι οι εξής:

Φάση ηρεμίας: Είναι το δυναμικό ηρεμίας της μεμβράνης πριν από το δυναμικό ενέργειας. Στη διάρκεια αυτής της φάσης η μεμβράνη ονομάζεται ‘πολωμένη’.

Φάση εκπόλωσης: Σε αυτήν τη φάση η μεμβράνη γίνεται ξαφνικά πολύ διαπερατή στα ιόντα νατρίου, επιτρέποντας την εισροή τεράστιων ποσοτήτων τους στο εσωτερικό του νευράξονα. Η φυσιολογική κατάσταση ‘πόλωσης’ των -90mV χάνεται και το δυναμικό αυξάνεται γρήγορα προς την κατεύθυνση του θετικού. Στις μεγάλες νευρικές ίνες, το δυναμικό της μεμβράνης κατά την εκπόλωση υπερβαίνει το μηδενικό επίπεδο και γίνεται κάπως θετικό, αλλά σε πολλούς νευρώνες του ΚΝΣ απλώς προσεγγίζει το μηδενικό επίπεδο χωρίς να το υπερβαίνει προς την κατάσταση θετικού δυναμικού.

Φάση επαναπόλωσης: Μέσα σε λίγα χιλιοστά του δευτερολέπτου μετά τη μεταβολή της μεμβράνης στην κατάσταση της μεγάλης διαπερατότητάς της για το νάτριο, οι δίαυλοι νατρίου αρχίζουν να κλείνουν και οι δίαυλοι καλίου ανοίγουν περισσότερο από όσο κανονικά. Κατά συνέπεια έχουμε γρήγορη διάχυση ιόντων καλίου προς τα έξω και κατ’ αυτόν τον τρόπο αποκατάσταση του φυσιολογικού αρνητικού δυναμικού ηρεμίας της μεμβράνης.



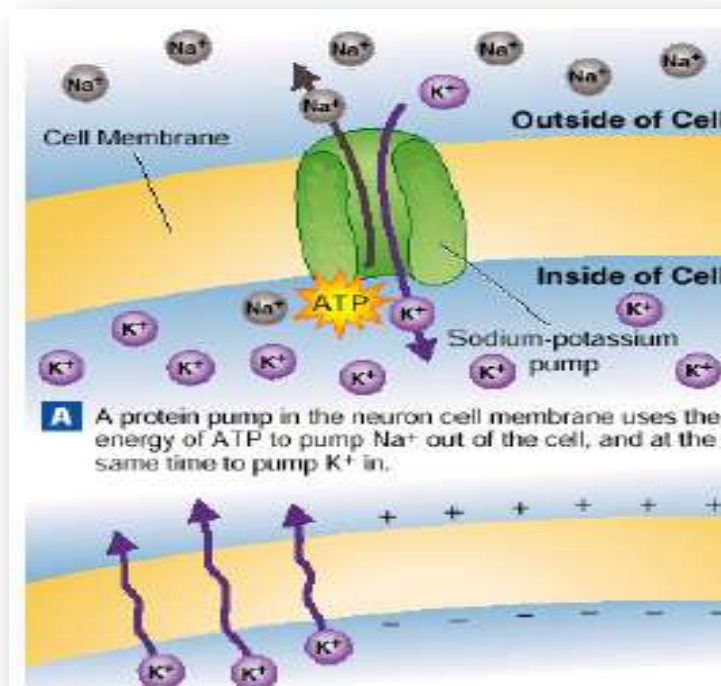
Εικόνα 14 Φάσεις δυναμικού ενέργειας

Στην κατάσταση ηρεμίας, κατά μήκος της μεμβράνης των κυττάρων διατηρείται μια διαφορά δυναμικού έτσι ώστε το εσωτερικό του κυττάρου να βρίσκεται σε αρνητικό δυναμικό ως προς τον εξωτερικό χώρο. Αυτό ονομάζεται **δυναμικό ηρεμίας**. Γενικώς, η τιμή του κυμαίνεται από -5 έως -100mV , ανάλογα με τον τύπο του κυττάρου (για τους νευρώνες κυμαίνεται από -40 έως -75mV) και έχει τη δυνατότητα να μεταβληθεί ταχύτατα από κάποια εξωτερική διέγερση, δυνατότητα η οποία είναι κρίσιμης σημασίας για τη λειτουργία τους. Στα νευρικά κύτταρα το δυναμικό ηρεμίας είναι της τάξης των -70mV και οφείλεται στην άνιση κατανομή ιόντων μεταξύ των δυο πλευρών της μεμβράνης. Κατά συνέπεια, στην κατάσταση ηρεμίας το εσωτερικό του νευρώνα είναι αρνητικά φορτισμένο σε σχέση με το εξωτερικό. Αυτό συμβαίνει επειδή στο εσωτερικό του κυττάρου στην κατάσταση ηρεμίας υπάρχει πλεόνασμα αρνητικών ιόντων σε αντίθεση με το εσωτερικό όπου έχουμε πλεόνασμα θετικών ιόντων. Η περίσσεια αρνητικών φορτίων στο εσωτερικό, έλκεται ηλεκτρικά από τα θετικά φορτία στο εξωτερικό και αντιστρόφως. Με τον τρόπο αυτό, περίσσεια φορτίων συλλέγεται σε ένα λεπτό φλοιό στην εσωτερική και εξωτερική επιφάνεια της μεμβράνης, ενώ ο ενδοκυττάριος και εξωκυττάριος χώρος παραμένουν ουδέτεροι.

Η τιμή του δυναμικού ηρεμίας της μεμβράνης προσδιορίζεται κυρίως από δύο παράγοντες:

1. τη διαφορά στη συγκέντρωση ιόντων μεταξύ ενδοκυττάριου και εξωκυττάριου χώρου
2. τη διαπερατότητα της μεμβράνης στα διάφορα ιόντα

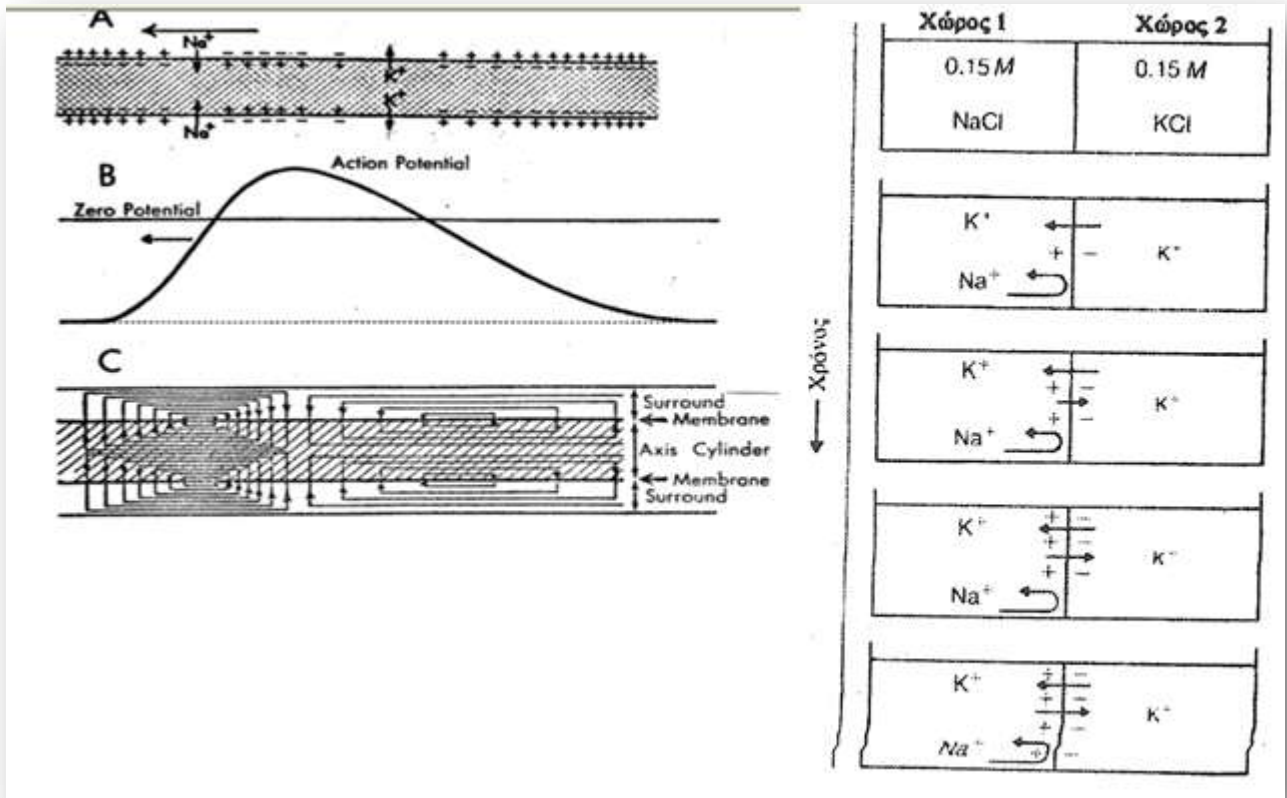
Στη συνέχεια, ακολουθεί η περιγραφή της διαδικασίας δημιουργίας του δυναμικού μεμβράνης ώστε να γίνει ακόμη πιο κατανοητή. Η συγκέντρωση ιόντων Na^+ και Cl^- είναι υψηλότερη στο εξωκυττάριο υγρό ενός νευρικού κυττάρου, σε αντίθεση με τη συγκέντρωση K^+ η οποία είναι υψηλότερη στο ενδοκυττάριο υγρό. Στο σχήμα 15 βλέπουμε τον ρόλο του K^+ στη δημιουργία του δυναμικού μεμβράνης. Επιπλέον, η μεμβράνη είναι πολύ διαβατή για τα ιόντα καλίου και καθόλου για τα άλλα ιόντα. Κατά συνέπεια, εξαιτίας της μεγάλης κλίσης συγκέντρωσης καλίου από μέσα προς τα έξω, τα ιόντα του καλίου έχουν μεγάλη τάση να διαχυθούν προς τα έξω. Καθώς βγαίνουν λοιπόν μεταφέρουν θετικά φορτία, δημιουργώντας, έτσι, κατάσταση ηλεκτροθετικότητας έξω από τη μεμβράνη και ηλεκτροαρνητικότητας μέσα από αυτήν, καθώς τα αρνητικά ιόντα μένουν πίσω χωρίς να διαχυθούν μαζί με τα ιόντα καλίου.



Εικόνα 15 Ο ρόλος του K^+ στη δημιουργία του δυναμικού μεμβράνης

Αυτή η νέα διαφορά δυναμικού απωθεί τα θετικά φορτισμένα ιόντα του καλίου προς την αντίθετη κατεύθυνση, δηλαδή από έξω προς τα μέσα. Μέσα σε ένα χιλιοστό του δευτερολέπτου περίπου, η μεταβολή του δυναμικού αυξάνεται αρκετά, ώστε να αναστείλει την περαιτέρω καθαρή διάχυση ιόντων καλίου προς τα έξω, παρά τη μεγάλη διαφορά (κλίση) συγκέντρωσης

ιόντων καλίου. Τα ιόντα είναι θετικά φορτισμένα και η μεμβράνη είναι διαπερατή για τα ιόντα νατρίου αλλά όχι για άλλα. Η διάχυση των ιόντων νατρίου προς το εσωτερικό του κυττάρου δημιουργεί μια διαφορά δυναμικού αντίθετης πολικότητας (ηλεκτροαρνητικότητα εξωτερικά της μεμβράνης και ηλεκτροθετικότητα εσωτερικά αυτής). Και πάλι το δυναμικό της μεμβράνης αυξάνεται μέσα σε χιλιοστά του δευτερολέπτου αρκετά, ώστε να αναστείλει την περαιτέρω καθαρή διάχυση των ιόντων νατρίου προς το εσωτερικό του κυττάρου.



Εικόνα 16 Ιοντικές ροές και ρευματική ροή κατά τη μετάδοση μιας νευρικής ώσης και οι διαφορές συγκέντρωσης ιόντων κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης

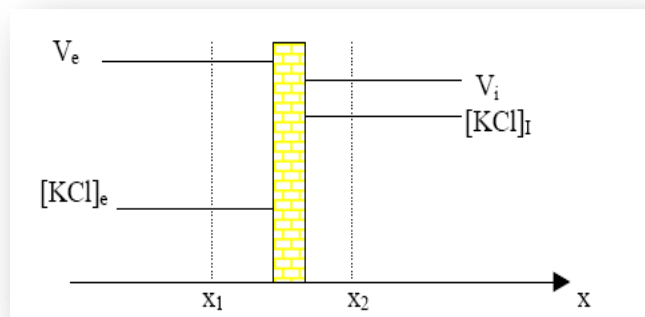
Παραπάνω φαίνονται συγκεντρωτικά οι διαφορές συγκέντρωσης ιόντων κατά μήκος μιας μεμβράνης που είναι διαπερατή από ιόντα καλίου αλλά όχι και από ιόντα νατρίου.

Όπως παρατηρούμε, αρχικά, δεν υπάρχει διαφορά δυναμικού κατά μήκος της μεμβράνης γιατί η συγκέντρωση των μονοσθενών ιόντων στα δυο μέρη είναι ίδια, (0,15M), ενώ ο αριθμός των θετικών Na⁺ και K⁺ εξουδετερώνονται από ίσο αριθμό ιόντων Cl⁻. Λόγω της οσμωτικής πίεσης και επειδή η μεμβράνης, όπως προαναφέρθηκε, έχει ανοιχτές διόδους ιόντων καλίου, τα ιόντα καλίου θα αρχίσουν να διαχέονται από τον χώρο 2 στο χώρο 1 . Στη συνέχεια ο χώρος 1 θα

έχει περίσσεια θετικού φορτίου και ο χώρος 2 θα έχει περίσσεια αρνητικού φορτίου, δηλαδή θα υπάρχει διαφορά δυναμικού κατά μήκος της μεμβράνης, όπως ακριβώς περιγράφηκε παραπάνω.

2.2.1 Δυναμικό Ισορροπίας

Για να μελετήσουμε το δυναμικό ισορροπίας μιας μεμβράνης, θα θεωρήσουμε για απλούστευση ότι η μεμβράνη αυτή είναι διαπερατή μόνο σε ένα ιόν π.χ. στο μονοσθενές ιόν του καλίου, χωρίζει δε ένα διάλυμα KCl με διαφορετικές συγκεντρώσεις στη μια και στην άλλη πλευρά.



Εικόνα 17 Μεμβράνη διαπερατή μόνο στο K^+ . Η διαφορά συγκέντρωσης από τη μια και από την άλλη πλευρά δημιουργεί μια διαφορά ηλεκτρικού δυναμικού

Σε ισορροπία, η συνολική ροή των ιόντων K^+ μέσω της μεμβράνης είναι μηδέν

$$J_{kd} + J_{ke} = 0$$

όπου J_{kd} και J_{ke} αντίστοιχα είναι οι πυκνότητες της ροής που οφείλεται στη διάχυση (θερμική κίνηση).

Σύμφωνα με τον **πρώτο νόμο του Fick** σε μια διάσταση η ποσότητα J_{kd} είναι:

$$J_{kd} = \frac{1}{S} \frac{dv_d}{dt} = -D_k \frac{d[K^+]}{d\chi}$$

Η διάχυση των ιόντων K^+ μέσω της μεμβράνης, εξαιτίας της αδυναμίας διάχυσης των ιόντων χλωρίου, δημιουργεί ένα διαμεμβρανικό δυναμικό V_{MK} .

Σύμφωνα με το νόμο:

$$J_{K^+} = \sigma_K E = -\sigma_K \frac{dV_{MK}}{d\chi}$$

όπου J_{K^+} είναι η πυκνότητα ρεύματος των ιόντων καλίου, σ_K η αγωγιμότητα της μεμβράνης για τα ιόντα καλίου, ενώ E είναι η ένταση του διαμεμβρανικού ηλεκτρικού πεδίου.

Επειδή η πυκνότητα ροής των ιόντων καλίου που μεταφέρεται από το ηλεκτρικό πεδίο είναι εξ ορισμού :

$$J_{ke} = \frac{dv_e}{Sdt} = \frac{1}{z_k |e| N_A} \cdot \frac{dq_E}{dt} = \frac{J_K}{z_K N_A |e|}$$

συνεπάγεται ότι

$$J_{ke} = -\frac{\sigma_K}{z_k |e| N_A} \cdot \frac{dV_{MK}}{d\chi}$$

και θεωρώντας τη σχέση $n = [K^+] N_A$

έχουμε:

$$\sigma_K = z_K |e| [K^+] \mu_K \cdot N_A$$

όπου Z_K το σθένος του ιόντος καλίου, $|e|$ το στοιχειώδες ηλεκτρικό φορτίο και μ_K η κινητικότητα των ιόντων καλίου. Λαμβάνοντας λοιπόν υπόψη την τελευταία σχέση έχουμε:

$$J_{ke} = -\mu_K [K^+] \cdot \frac{dV_{MK}}{dt}$$

Αντικαθιστώντας τις εκφράσεις για τις πυκνότητες ροής λόγω διάχυσης και λόγω ηλεκτρικού ρεύματος, J_{kd} και J_{ke} αντίστοιχα, παίρνουμε:

$$D_K \frac{d[K^+]}{d\gamma} = -\mu_K [K^+] \frac{dV_M}{d\gamma}$$

Όμως, γνωρίζουμε ότι ο συντελεστής διάχυση, D_K , ενός σωματιδίου ηλεκτρικά φορτισμένου είναι σύμφωνα με τη σχέση του Einstein:

$$D_K = \frac{kT}{z_K |e|} \mu_K$$

Οπότε η έκφραση για τη διαφορά δυναμικού στα άκρα της μεμβράνης γίνεται:

$$dV_{MK} = -\frac{kT}{|e|z_K} \cdot \frac{d[K^+]}{[K^+]}$$

Ολοκληρώνοντας την παραπάνω έκφραση μεταξύ των ορίων x_1 και x_2 και έχοντας υπόψη ότι $V_M(x_1) = V_e$ και $V_M(x_2) = V_i$ παίρνουμε τη σχέση:

$$V_{MK} = V_i - V_e = -\frac{kT}{|e|z_K} \ln \frac{[K^+]_i}{[K^+]_e}$$

Τέλος, αντικαθιστώντας $z_K = 1$, $k = R/N_A$, $|e| = F$ (όπου F ο αριθμός Faraday), καταλήγουμε στη σχέση:

$$V_{MK} = -\frac{RT}{F} \ln \frac{[K]_i}{[K]_e}$$

η οποία ονομάζεται **εξίσωση του Nernst**. Η εξίσωση αυτή ισχύει προφανώς και για τα ιόντα νατρίου, ενώ για τα ιόντα χλωρίου, των οποίων το σθένος είναι -1, το πρόσημό της είναι θετικό. Ένα μειονέκτημα των εξισώσεων του Nernst είναι ότι αναφέρονται σε ένα ιόν και αγνοούν τη σύζευξή του με τις βαθμίδες των ηλεκτροχημικών δυναμικών των άλλων ιόντων.

2.2.2 Βαθμωτά Δυναμικά και Δυναμικά Δράσης

Τα προαναφερθέντα ηλεκτρικά σήματα μπορούν να εμφανιστούν με δύο μορφές, τα *βαθμωτά δυναμικά* και τα *δυναμικά δράσης*. Τα βαθμωτά δυναμικά μεταφέρουν ερεθίσματα σε μικρές αποστάσεις. Πρόκειται για μικρές μεταβολές στο δυναμικό της μεμβράνης οι οποίες περιορίζονται σε μια μικρή περιοχή αυτής και εξασθενίζουν μετά από 1-2 mm από το σημείο διέγερσης. Τα δυναμικά αυτά παράγονται συνήθως από κάποιο ερέθισμα είτε προς την κατεύθυνση της αποπόλωσης είτε προς την κατεύθυνση της υπερπόλωσης. Ονομάζονται βαθμωτά γιατί το εύρος της αλλαγής του δυναμικού μεταβάλλεται και σχετίζεται με το μέγεθος του ερεθίσματος.

Στα **βαθμωτά δυναμικά** έχουμε ροή φορτίου από το σημείο διέγερσης προς γειτονικές περιοχές της μεμβράνης, οι οποίες βρίσκονται σε κατάσταση ηρεμίας. Δημιουργείται ρεύμα στον ενδοκυττάριο και εξωκυττάριο χώρο, ανάλογο με την τιμή του βαθμωτού δυναμικού. Από παραδοχή, η κατεύθυνση που κινούνται τα θετικά ιόντα ορίζεται ως η φορά του ρεύματος, ενώ τα αρνητικά φορτισμένα σωματίδια κινούνται ταυτόχρονα προς την αντίθετη κατεύθυνση.

Από την άλλη πλευρά, τα **δυναμικά δράσης** παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές σε σύγκριση με τα βαθμωτά δυναμικά. Είναι ταχείες μεταβολές του δυναμικού της μεμβράνης οι οποίες διαρκούν μόλις 1ms, όπου όμως το δυναμικό της μεμβράνης μπορεί να μεταβληθεί μέχρι και κατά 100mV. Επιπλέον, χρησιμοποιείται από το νευρικό σύστημα για επικοινωνία σε μεγάλες αποστάσεις.

Το δυναμικό δράσης προκαλείται όταν το διαμεμβρανικό δυναμικό στο σώμα του νευρώνα αλλάξει από την τιμή ηρεμίας και περάσει ένα ορισμένο κατώφλι, συνήθως τα 50mV. Τότε έχουμε ενεργοποίηση του νευρώνα, αποπόλωση της κυτταρικής μεμβράνης στη 'ρίζα' όπου ο άξονας ξεκινά από το σώμα, και εμφάνιση μιας αιχμής δυναμικού ως τα 30m, με επακόλουθη επιστροφή στην αρχική κατάσταση ηρεμίας αφού συμβεί επαναπόλωση και υπερπόλωση.

2.2.3 Διάδοση Ενεργού Δυναμικού

Αφότου δημιουργηθεί, ένα συγκεκριμένο ενεργό δυναμικό δεν διαδίδεται από μόνο του κατά μήκος της μεμβράνης. Αντιθέτως, κάθε ενεργό δυναμικό ενεργοποιεί, μέσω δημιουργίας ενός τοπικού ρεύματος, ένα άλλο σε γειτονική περιοχή της μεμβράνης. Η τοπική ροή ρεύματος είναι αρκετά μεγάλη, ώστε να αποπολώσει τη γειτονική περιοχή της μεμβράνης στο δυναμικό κατωφλίου και να επικρατήσει ο κύκλος θετικής ανάδρασης του νατρίου και να δημιουργηθεί ένα νέο ενεργό δυναμικό σε αυτή τη θέση. Το νέο ενεργό δυναμικό είναι θεωρητικά ταυτόσημο με αυτό που το προξένησε και παράγει τοπικά ρεύματα από μόνο του, τα οποία αποπολώνουν τη περιοχή γύρω από αυτό και δημιουργούν ένα ακόμα ενεργό δυναμικό στη γειτονική περιοχή. Επομένως, δεν υφίσταται παραμόρφωση καθώς αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται κατά μήκος της μεμβράνης και το ενεργό δυναμικό που φτάνει στο άκρο της μεμβράνης είναι ίδιο σε σχήμα με το αρχικό. Με άλλα λόγια, **τα ενεργά δυναμικά δεν εξασθενούν κατά τη διάδοση**, όπως τα βαθμωτά δυναμικά.

Λόγω των τοπικών ρευμάτων που υπάρχουν ανάμεσα σε περιοχές διαφορετικού ενεργού δυναμικού, ρέει επίσης φορτίο προς την αρχική θέση διέγερσης από τις νέες διεγερόμενες γειτονικές περιοχές. Όμως, οι περιοχές της μεμβράνης που έχουν μόλις δεχθεί ένα ενεργό δυναμικό είναι ανενεργές και δεν μπορούν να δεχθούν και άλλο. Επομένως, η μόνη διεύθυνση διάδοσης του ενεργού δυναμικού είναι μακριά από τη περιοχή της μεμβράνης, η οποία έχει πρόσφατα υποστεί ενεργό δυναμικό.

Οι διεγερόμενες μεμβράνες είναι ικανές να άγουν ενεργά δυναμικά προς κάθε κατεύθυνση, η δε κατεύθυνση διάδοσης καθορίζεται μάλλον από τη θέση του ερεθίσματος, παρά από κάποια εγγενή ανικανότητα της μεμβράνης να άγει, προς την αντίθετη κατεύθυνση. Για παράδειγμα, το ενεργό δυναμικό σε κύτταρα των σκελετικών μυών ξεκινούν κοντά στο μέσον αυτών των κυλινδρικών κυττάρων και διαδίδονται προς τα δύο άκρα, αλλά στα περισσότερα νευρικά κύτταρα, τα ενεργά δυναμικά ξεκινούν στο ένα άκρο του κυττάρου και διαδίδονται προς το άλλο άκρο.

Η ταχύτητα με την οποία διαδίδεται το ενεργό δυναμικό κατά μήκος μιας μεμβράνης εξαρτάται από τη διάμετρο της ίνας και από το εάν ή όχι η ίνα έχει θήκη μυελίνης. Όσο μεγαλύτερη η διάμετρος της ίνας, τόσο γρηγορότερη είναι η διάδοση του ενεργού δυναμικού καθώς η μεγαλύτερη ίνα χαρακτηρίζεται από μικρότερη αντίσταση σε τοπικά ρεύματα και γειτονικές περιοχές της μεμβράνης αποκτούν ταχύτερα την τιμή κατωφλίου.

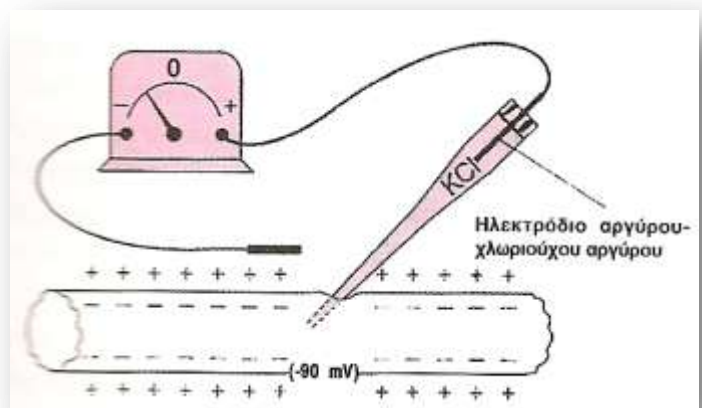
Η μυελίνη, η λιπώδης ουσία που περιβάλλει τους άξονες ορισμένων νευρώνων, είναι ένας μονωτής που καθιστά πιο δύσκολη τη ροή του φορτίου ανάμεσα στα τμήματα του ενδοκυτταρικού- και εξωκυτταρικού υγρού. Τα ενεργά δυναμικά δεν υφίστανται κατά μήκος των τμημάτων της μεμβράνης που προστατεύεται από μυελίνη.

Αντίθετα, υφίστανται μόνο όταν το περίβλημα της μυελίνης διακόπτεται στους κόμβους του Ranvier σε τακτά διαστήματα κατά μήκος του άξονα. Επομένως, το ενεργό δυναμικό αναπηδά από έναν κόμβο στον επόμενο καθώς διαδίδεται κατά μήκος μιας ίνας με περίβλημα μυελίνης και για το λόγο αυτό η συγκεκριμένη μέθοδος διάδοσης ονομάζεται **διάδοση με άλματα (Saltatory Conduction, Latin Saltate, To Leap)**. Η διάδοση μέσω αλάτων είναι ταχύτερη, σε σχέση με τη διάδοση σε ίνες που δεν έχουν περίβλημα μυελίνης για την ίδια διάμετρο άξονα, εξαιτίας του ότι λιγότερο φορτίο διαρρέει προς τα έξω, μέσω του τμήματος της μεμβράνης που έχει περίβλημα μυελίνης. Επομένως, περισσότερο φορτίο φτάνει σε μια δεδομένη χρονική στιγμή στον κόμβο, που είναι γειτονικός στον ενεργό κόμβο και ο κόμβος αποπολώνεται γρήγορα και υφίσταται ένα ενεργό δυναμικό συντομότερα, σε σύγκριση με την περίπτωση που δεν υπάρχει μυελίνη.

Οι ταχύτητες μεταφοράς κυμαίνονται από περίπου 0.5 m/s (1 mi/h) για μικρής διαμέτρου ίνες χωρίς περίβλημα μυελίνης, έως περίπου 175 m/s (400 mi/h) για μεγάλης διαμέτρου ίνες με περίβλημα μυελίνης. Για 0.5 m/s, ένα ενεργό δυναμικό θα ταξιδέψει από το κεφάλι έως τα δάκτυλα του ποδιού, για ένα άτομο μεσαίου μεγέθους, σε περίπου 4 s ενώ αν έχει ταχύτητα 175 m/s η διάρκεια θα είναι 0,01 s.

2.2.4 Μέτρηση του Δυναμικού Μεμβράνης

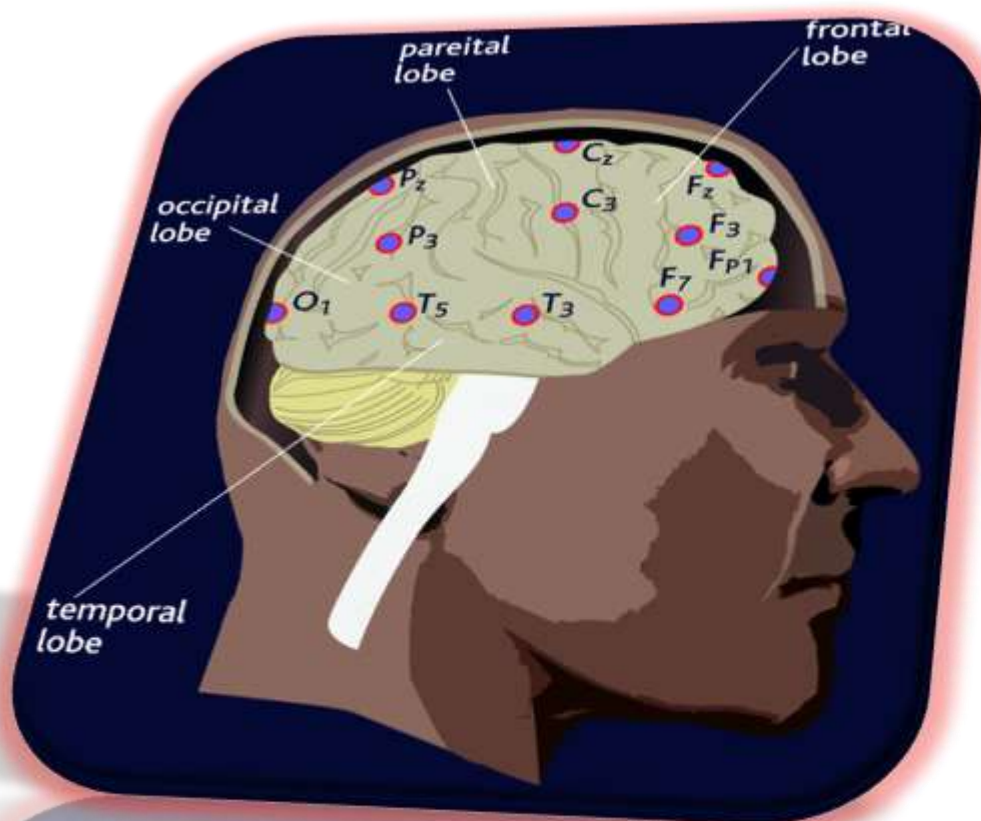
Στη θεωρία, η μέθοδος μέτρησης του δυναμικού μεμβράνης είναι απλή, αλλά στην πράξη πολλές φορές δύσκολη, λόγω του μεγέθους πολλών ινών. Στην παρακάτω εικόνα απεικονίζεται μικροσωλήνας στον οποίο τοποθετείται πολύ ισχυρό διάλυμα χλωριούχου καλίου που δρα ως ηλεκτρικός αγωγός. Η μεμβράνη της οποίας το δυναμικό πρόκειται να μετρηθεί, τρυπιέται με τον



Εικόνα 18 Μέτρηση του δυναμικού μεμβράνης νευρικής ίνας με μικροηλεκτρόδιο

μικροσωλήνα που συνδέεται ηλεκτρικά με κατάλληλο μετρητή, όπως φαίνεται στην εικόνα, οπότε το ηλεκτρολυτικό διάλυμα διαχέεται στο εσωτερικό της ίνας. Μετά, ένα άλλο ηλεκτρόδιο, το λεγόμενο 'αδιάφορο ηλεκτρόδιο', τοποθετείται στο διάμεσο υγρό, και με κατάλληλο βολτόμετρο μετριέται η διαφορά δυναμικού μεταξύ εσωτερικού της ίνας και εξωτερικού υγρού. Πρόκειται για πολύ προηγμένη ηλεκτρονική συσκευή, ικανή για μέτρηση πολύ μικρών δυναμικών, παρά την εξαιρετικά μεγάλη αντίσταση στη ροή του ηλεκτρικού ρεύματος μέσα από το ρύγχος του μικροσιφωνίου, το οποίο έχει διάμετρο συνήθως μικρότερη από 1μm και αντίσταση πολλές φορές ακόμη και ένα δισεκατομμύριο Ohms. Προκειμένου να καταγραφούν γρήγορες μεταβολές του δυναμικού της μεμβράνης στη διάρκεια της μεταβίβασης νευρικών ώσεων, το μικροηλεκτρόδιο συνδέεται με *παλμογράφο*.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3



τοpe
Γεωβοιει

3. ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα χρησιμοποιείται ως μέθοδος μέτρησης του ηλεκτρικού πεδίου του ανθρώπινου εγκεφάλου. Η ηλεκτρική δραστηριότητα ανιχνεύθηκε από τον Catton το 1875 σε εκτεθειμένους εγκεφάλους ζώων. Η πρώτη καταγραφή του ηλεκτρικού αυτού πεδίου έγινε από τον Γερμανό ψυχίατρο H.Berger το 1924, ο οποίος και της έδωσε την ονομασία **ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (HEΓ ή EEG)**. Ο H.Berger απέδειξε ότι με ηλεκτρόδια τοποθετημένα σε επαφή με το δέρμα παίρνουμε δυναμικά τα οποία, αν ενισχυθούν, μπορούν να καταγραφούν πάνω σε κινούμενη λωρίδα χαρτιού.

Η λειτουργία του ηλεκτροεγκεφαλογράφου στηρίζεται στην καταγραφή των διαφορών δυναμικού, οι οποίες παρουσιάζονται πάνω στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου κρανίου, ως αποτέλεσμα της λειτουργίας του εγκεφάλου. Όμως, επειδή τα μετρούμενα ηλεκτρικά σήματα είναι πολύ ασθενή (από 1μV έως 100μV περίπου) απαιτείται όσο γίνεται μεγαλύτερη ενίσχυση των υπό εξέταση σημάτων, και μόνο αυτών, καθώς και της πυκνότερης κάλυψης του κεφαλιού με επαγωγά ηλεκτρόδια ώστε να έχουμε μια ουσιαστική απεικόνιση της εγκεφαλικής δραστηριότητας που επιθυμούμε να μελετήσουμε.

Η μέτρηση των δυναμικών είναι δυνατή καθώς ο εγκεφαλικός ιστός, οι μήνιγγες, το κρανίο και το δέρμα *άγουν το ηλεκτρικό ρεύμα*. Τα κύματα του HEΓ χαρακτηρίζονται από τη συχνότητά τους, το δυναμικό, τη μορφή τους, την περιοχή επιφάνειας του κρανίου από όπου συλλέγονται και τις φυσιολογικές ή παθολογικές συνθήκες που τα συνοδεύουν.

Το πρώτο στάδιο εξαγωγής των σημάτων του HEΓ αποτελούν **τα ηλεκτρόδια**, οι αισθητήρες του συστήματος, που μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων μέσα στο ανθρώπινο σώμα σε ρεύμα ηλεκτρονίων μέσα στα καλώδια, τα οποία μετά οδηγούν αυτό το ρεύμα σε επόμενα στάδια επεξεργασίας. Τα ηλεκτρόδια είναι συχνά μικροί δίσκοι χλωριούχου αργύρου.



Εικόνα 19 Ηλεκτρόδιο Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

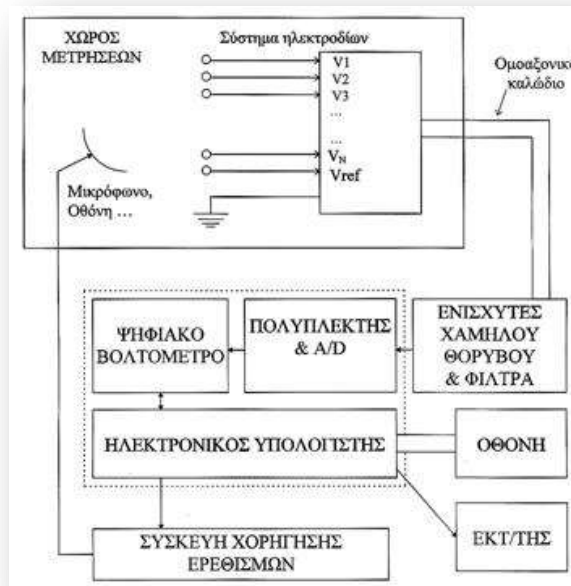
Μέχρι σήμερα έχουν προταθεί διάφορες παραλλαγές του συστήματος 10-20 ώστε να αυξηθεί ο αριθμός των παρεχόμενων καναλιών. Το σύστημα που έχει γίνει αποδεκτό και έχει τεκμηριωθεί από την Αμερικάνικη Ηλεκτροεγκεφαλογραφική Κοινότητα είναι το 10-10 που χρησιμοποιείται ευρέως σήμερα. Επιπλέον, σε πειραματικό ακόμη στάδιο βρίσκεται το σύστημα 10-5.

Στα σημεία όπου θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια, πρέπει το δέρμα να είναι καλά καθαρισμένο με οινόπνευμα, ώστε να επιτυγχάνεται χαμηλή αντίσταση επαφής, κάτω των 5kΩ. Το ηλεκτρόδιο, λοιπόν, έρχεται σε απευθείας επαφή με το υποκείμενο ηλεκτρολύτη που χρησιμοποιείται. Κατά συνέπεια είναι δυνατή η κίνηση ιόντων μέσω του 'συνόρου' ηλεκτροδίου-ηλεκτρολύτη μέχρι να επέλθει ισορροπία. Η ισορροπία αυτή είναι συνάρτηση της ιοντικής συγκέντρωση που υπάρχει στις δύο πλευρές του συνόρου. Δημιουργούνται τελικά δυο φορτισμένα στρώματα στις δυο πλευρές του συνόρου, ένα στη μεταλλική επιφάνεια και ένα πάνω στις υγρές ουσίες γύρω από το ηλεκτρόδιο, εμφανίζοντας έτσι μια διαφορά δυναμικού που εμποδίζει τη συνέχιση της κίνησης των ιόντων, αλλά ταυτόχρονα είναι ευαίσθητη στις μεταβολές των συγκεντρώσεων των ιόντων. Όταν μέσα στον εγκέφαλο υπάρξει σήμα, δηλαδή ροή ιόντων, αυτό θα προκαλέσει μεταβολή της ιοντικής συγκέντρωσης που έχει ως άμεση συνέπεια τη μεταβολή της διαφοράς δυναμικού των στρωμάτων, άρα και τη ροή ηλεκτρονίων από την πλευρά του αγωγίμου ηλεκτροδίου. Είναι επιθυμητό η τάση στο 'σύνоро' να επηρεάζεται μόνο από ιοντικά ρεύματα του ανθρώπινου κεφαλιού και όχι από θερμοκρασιακές μεταβολές ή μηχανικές μετακινήσεις των ηλεκτροδίων κάτι που επιτυγχάνεται όταν προσδίδουμε μεγαλύτερη ευχέρεια κινήσεων στα ιόντα της συνοριακής περιοχής. Την απαίτηση αυτήν ικανοποιούν ηλεκτρόδια αποτελούμενα από το συνδυασμό ενός μετάλλου με το αντίστοιχο άλας του. Ένα από τα συνηθέστερα ηλεκτρόδια είναι αυτό που κατασκευάζεται από άργυρο (Ag) και χλωριούχο άργυρο (AgCl) και χρησιμοποιείται με ηλεκτρολύτη που περιέχει κυρίως ανιόντα χλωρίου.

Ηλεκτρόδια τα οποία βρίσκονται 'πάνω' από εγκεφαλικές περιοχές αντιστοιχούν σε ενεργά σημεία. Αντίθετα, ηλεκτρόδια τοποθετημένα πάνω από περιοχές που δεν έχουν σχέση με εγκεφαλική λειτουργία, αντιστοιχούν σε ανενεργά σημεία όπως το αυτί, σημεία του λαιμού κ.α. Όταν το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά δυναμικού δυο ηλεκτροδίων ενεργών περιοχών, τότε έχουμε 'διπολική' μέτρηση. *Διπολικές μετρήσεις για 15 έως 30 ηλεκτρόδια είναι η κοινή μεθοδολογία σε κλινικές νευρολογικές εξετάσεις ΗΕΓ* καθώς έχει το σημαντικό πλεονέκτημα ότι απορρίπτει τυχόν παράσιτα που είναι κοινά στα δύο ηλεκτρόδια. Στην ψυχοφυσιολογική έρευνα το μετρούμενο σήμα προκύπτει συνήθως ως η διαφορά δυναμικού ενός ηλεκτροδίου ενεργής περιοχής και ενός ηλεκτροδίου ανενεργής περιοχής.

Οι διαφορές δυναμικού που επιθυμούμε να μετρήσουμε ενισχύονται ώστε να μπορούν να μετρηθούν με ευχέρεια και φιλτράρονται (οι πιο συνηθισμένοι συντελεστές ενίσχυσης είναι της τάξης το 10^5). Ο προενισχυτής (πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης) πρέπει να αποτελείται από ενισχυτές

χαμηλού θορύβου. Στη συνέχεια τα αναλογικά σήματα είτε οδηγούνται σε καταγραφική συσκευή και αποτυπώνονται σε χαρτί, σε συμβατικά συστήματα ΗΕΓ, είτε, όπως συνηθίζεται στα πιο εξελιγμένα συστήματα, μέσω συσκευής πολυπλεξίας οδηγούνται στον μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (Α/Δ), όπου ως ψηφιακά πλέον σήματα καταμετρώνται σε ηλεκτρονικό βολτόμετρο. Κατόπιν, ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής λαμβάνει τα ψηφιακά δεδομένα των μετρήσεων και έτσι υπάρχει η δυνατότητα για ψηφιακή επεξεργασία και απεικόνιση του σήματος είτε κατά τη διάρκεια των μετρήσεων (εντός γραμμής-on line), είτε μετέπειτα εφόσον αποθηκευτεί το σήμα σε δίσκο του υπολογιστή (εκτός γραμμής-off line).



Εικόνα 21 Σχηματικό διάγραμμα ψηφιακού ΗΕΓ

Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι για τη σωστή λειτουργία κάθε συσκευής μέτρησης βιοσημάτων, και ιδιαίτερα στην περίπτωση του ΗΕΓ όπου τα μετρούμενα σήματα είναι της τάξεως των μV , η γείωση όλων των τμημάτων του σήματος θα πρέπει να είναι κοινή. Έτσι αποφεύγεται η δημιουργία βρόχων, που εισάγουν σφάλματα, μεταξύ διαφορετικών γειώσεων.

3.1 Οι Ρυθμοί του Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος

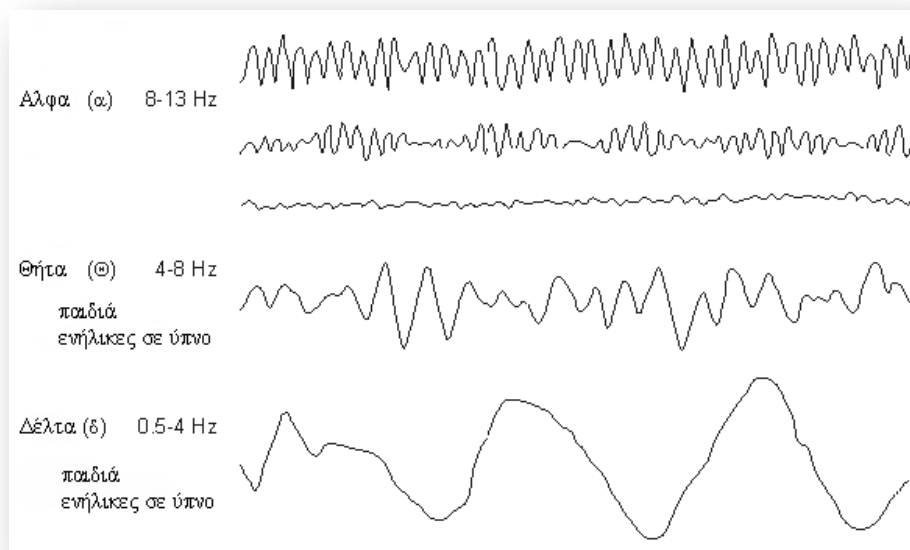
Η μελέτη του ΗΕΓ βασίζεται στη διάκριση των καταγραφών δυναμικού ως συνάρτηση του χρόνου, των λεγόμενων **ρυθμών**. Το κυριότερο χαρακτηριστικό των ρυθμών είναι οι συχνότητες των αρμονικών από τις οποίες αποτελούνται, δηλαδή το φασματικό τους περιεχόμενο. Βέβαια, η κατηγοριοποίηση με βάση τη συχνότητα είναι προσεγγιστική. Οι κυριότεροι ρυθμοί

είναι οι **άλφα**, **βήτα**, **θήτα** και **δέλτα**, οι συχνότητες και τα συνήθη πλάτη των οποίων δίνονται στον πίνακα που ακολουθεί:

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

Εικόνα 22 Πίνακας περιγραφής των ρυθμών του ΗΕΓ

Στο σημείο αυτό αξίζει να σημειωθεί ότι συνήθως καταγράφονται ΗΕΓ ενηλίκων. Πριν από την ηλικία των 13 χρόνων, τα ΗΕΓ δεν έχουν σαφή ρυθμό και συγχρονισμό (είναι δηλαδή ακανόνιστα) και κατά συνέπεια δεν έχουν σημαντική διαγνωστική αξία. Η πιο διακριτή συχνότητα του ΗΕΓ αυξάνει από 3-4 Hz κατά τη γέννηση, σε 8-12 Hz στον ενήλικα.

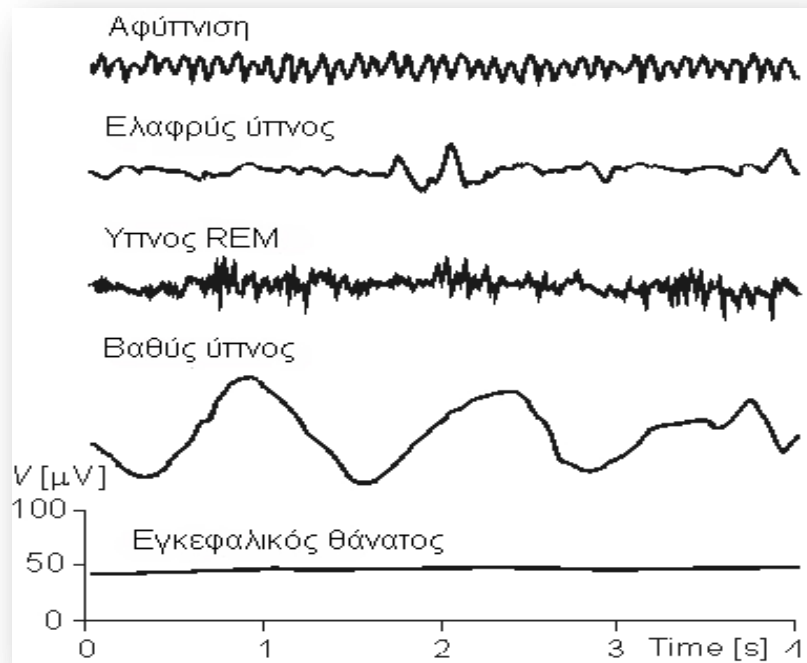


Εικόνα 23 Οι κυματομορφές των ρυθμών Άλφα, Βήτα, Θήτα και Δέλτα

Η εμφάνιση των ρυθμών έχει συνδυαστεί με διάφορα επίπεδα εγρήγορσης, χαλάρωσης, ύπνου κλπ. Εάν ο εξεταζόμενος αναπαύεται με κλειστά μάτια και με ηλεκτρόδια στο δεξί και αριστερό ινιακό (occipital) τμήμα του εγκεφάλου καταγράφεται δυναμικό συχνότητας 8-13 Hz. **Αυτό ονομάζεται ρυθμός α ή κύματα α.** Ο ρυθμός αυτός εμφανίζεται σε περίπου 75% των ενηλίκων. Πήρε το όνομα του επειδή ήταν ο πρώτος που μελετήθηκε ήδη από τον Berger. Αποτελέσματα από ποικίλες μελέτες αποδεικνύουν ότι, πρώτον, οι γυναίκες τείνουν να έχουν μεγαλύτερες μέσες συχνότητες των άλφα κυμάτων απ' ότι οι άντρες και δεύτερον, τα πλάτη των άλφα κυμάτων ποικίλουν με την προσοχή του υποκειμένου σε σχέση με τις πνευματικές διεργασίες, διεξαγόμενες με κλειστά μάτια. Μόλις οι εξεταζόμενοι ανοίξουν τα μάτια, ακόμη και σε σκοτεινό δωμάτιο, ο ρυθμός α διακόπτεται.

Ο ρυθμός β, ο δεύτερος ο οποίος μελετήθηκε, είναι ο κυρίαρχος ρυθμός που εμφανίζεται κατά τη φάση πλήρους εγρήγορσης ενός φυσιολογικού ατόμου που έχει την προσοχή του στραμμένη σε εξωτερικά ερεθίσματα ή καταβάλλει συγκεκριμένη πνευματική προσπάθεια. Παραδόξως, οι ρυθμοί βήτα συμβαίνουν επίσης κατά τη διάρκεια βαθύ ύπνου, το λεγόμενο **REM (Rapid Eye Movement)**, όταν τα μάτια 'παίζουν μπρός-πίσω'. Παρατηρείται ότι το πλάτος των ρυθμών βήτα τείνει να είναι χαμηλότερο από αυτό των ρυθμών άλφα. Αυτό όμως δε σημαίνει ότι υπάρχει λιγότερη ηλεκτρική δραστηριότητα, αλλά ότι 'θετικές' και 'αρνητικές' δραστηριότητες δημιουργού τέτοιο ισοζύγιο, έτσι ώστε η συνολική ηλεκτρική δραστηριότητα να είναι μικρότερη. Μπορεί επίσης ο ρυθμός βήτα να συσχετιστεί με τη μνήμη ή την επαναφορά αναμνήσεων.

Ο ρυθμός δέλτα συσχετίζεται με τον ύπνο στον φυσιολογικό άνθρωπο και είναι επίσης κύριος ρυθμός στα νεογέννητα έως το δεύτερο έτος της ηλικίας τους. **Ο ρυθμός θήτα** φαίνεται να συνδέεται με μηχανισμούς καταστολής, είτε στην είσοδο σε φάση χαλάρωσης. Είτε σε συνδυασμό με τον ρυθμό βήτα σε φάσεις αυξημένης προσοχής. Οι δέλτα και θήτα ρυθμοί είναι χαμηλών συχνοτήτων. Καθώς οι άνθρωποι μεταβαίνουν από ελαφρύτερες σε βαρύτερες καταστάσεις ύπνου (πριν τον REM ύπνο), η εμφάνιση των άλφα κυμάτων εξαλείφεται και σταδιακά αντικαθίσταται από χαμηλότερης συχνότητας θήτα και μετά δέλτα κύματα. Τέλος, τα δέλτα κύματα μπορεί να αυξηθούν κατά τη διάρκεια δύσκολων πνευματικών δραστηριοτήτων, οι οποίες απαιτούν συγκέντρωση.



Εικόνα 24 Κυματομορφές κατά την διάρκεια διάφορων επιπέδων εγρήγορσης

3.2 Η χρησιμότητα και τα προβλήματα του ΗΕΓ

Η χρήση του ΗΕΓ στη Νευρολογία είναι ευρύτατη, καθώς αποτελεί μια μέθοδο φθηνή, ανώδυνη και απλή στην εφαρμογή της. Από αυτή εξάγουμε συμπεράσματα για τη σωστή εξέλιξη του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος ενός ανθρώπου από τη γέννησή του έως την ενηλικίωση. Επίσης, το ΗΕΓ μπορεί να δώσει χρήσιμα στοιχεία στην περίπτωση εγκεφαλοπαθειών (π.χ. νόσο Jacobs-Kreutzfeldt, Alzheimer), τόσο για τη βαρύτητα της νόσου όσο και για την υποβοήθηση της διάγνωσης και της πρόγνωσης.

Μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζει η μελέτη του ΗΕΓ στην περίπτωση της **επιληψίας**, όπου εμφανίζονται ‘αιχμές’ και ‘βραχεία κύματα’ (spikes and short waves-SSW) υψηλής συχνότητας, με διάρκεια από 20-70 msec και 70-200 msec αντίστοιχα. Επίσης, το ΗΕΓ βοηθά στην **επιβεβαίωση όγκων**, καθώς η ηλεκτρική δραστηριότητα μειώνεται στην περιοχή του όγκου, στον νόμιμο ορισμό του θανάτου (εγκεφαλικός θάνατος) ώστε να επιτρέπεται η αφαίρεση οργάνων για μεταμόσχευση όταν ο φλοιός του εγκεφάλου δεν έχει ηλεκτρική δραστηριότητα, στη μελέτη κρανιοεγκεφαλικών κακώσεων, κόματος κ.α.

3.2.1 Τεχνικά Προβλήματα του ΗΕΓ

Οι διαφορές δυναμικού που καταγράφει το ΗΕΓ μετριοούνται σε μV . Επειδή τα σήματα είναι τόσο ασθενή, είναι πολύ ευάλωτα. Η κυματομορφή του ΗΕΓ παραμορφώνεται εύκολα λόγω παρεμβολής και προσθήκης ξένων (μη εγκεφαλικών) σημάτων που μπορεί να είναι ψηλότερα από εκείνα που θέλουμε να καταγράψουμε. Οι κύριες πηγές των παρασιτικών σημάτων είναι οι εξής:

α) Παράσιτα Ηλεκτροδίων: Αυτά είναι συνήθως τα ενοχλητικότερα από τα ανεπιθύμητα σήματα. Αν ο ασθενής κινηθεί ή αν κινηθούν τα καλώδια που συνδέουν τα ηλεκτρόδια του με το μηχάνημα διαταράσσεται η ηλεκτροχημική ισορροπία μεταξύ ηλεκτροδίων και δέρματος, εκεί δηλαδή που μετατρέπεται το ρεύμα ιόντων (στον ασθενή) σε ρεύμα ηλεκτρονίων (στα ηλεκτρόδια και τα σύρματα). Έτσι, μπορεί να παραχθούν αλλαγές δυναμικού που αποτελούν σήματα για το μηχάνημα. Αυτά ενισχύονται μαζί με τα ανεπιθύμητα σήματα και αλλάζουν το ΗΕΓ. Επίσης, αν ο ασθενής ιδρώνει, ο ιδρώτας θα επηρεάσει την ισορροπία κάτω από τα ηλεκτρόδια. Κατά συνέπεια θα εμφανιστούν μεγάλες, αλλά βραδείας μεταβολής, αλλαγές δυναμικού. Δηλαδή επηρεάζουν τη γραμμή βάσης του ΗΕΓ.

β) Δυναμικά από την καρδιά και τα μάτια: Η λειτουργία της καρδιάς παράγει δυναμικά στο δέρμα. Αυτό βέβαια ισχύει και για το δέρμα της κεφαλής. Ευτυχώς, η απόσταση μεταξύ καρδιάς και κεφαλής είναι μεγάλη. Έτσι το σήμα που παίρνουν τα ηλεκτρόδια είναι πολύ μικρό. Όταν είναι σημαντικό το καρδιακό σήμα δίνει στο ΗΕΓ οξείες αιχμές με την περιοδικότητα της καρδιάς (ανά 0,8 sec). Η παρεμβολή που προκαλείται στο ΗΕΓ όταν υπάρχει εμφυτευμένος βηματοδότης της καρδιάς είναι ισχυρότερη και δεν εξαλείφεται. Αντίστοιχα, η διαφορά μεταξύ του πρόσθιου και του οπίσθιου τμήματος του ματιού είναι αρκετά mV. Αυτό το δίπολο δίνει ρεύματα δια των ιστών και δυναμικά στο δέρμα της κεφαλής, που αλλάζουν, όταν κινούνται τα μάτια του εξεταζόμενου.

γ) Ηλεκτρική και Μαγνητική Παρεμβολή από γειτονικά ρεύματα: Έστω ότι ένα ηλεκτροφόρο καλώδιο (220V, 50Hz) περνά σε μικρή απόσταση από τον ασθενή. Τότε το μονωμένο σώμα του ασθενούς, επειδή βρίσκεται μέσα στο ηλεκτρικό πεδίο, θα αποκτήσει ένα δυναμικό το οποίο μπορεί να φτάνει σε υψηλότερες τιμές σε σχέση με τα δυναμικά του ΗΕΓ και να προκαλέσουν σήματα για το μηχάνημα που υπερτίθεται στο ΗΕΓ. Αν τώρα το παραπάνω καλώδιο διαρρέεται από ρεύμα έντασης, δημιουργεί στον γύρω χώρο του μαγνητικό πεδίο (νόμος Biot- Savart). Σε αντίθεση με τις ηλεκτρικές, οι μαγνητικές παρεμβολές προκαλούν ασθενή παράσιτα.

δ) Παρεμβολή από πεδία υψηλής (ραδιοφωνικής) συχνότητας: Κάθε σύρμα που διαρρέεται από υψίσυχο ρεύμα εκπέμπει ηλεκτρομαγνητικά κύματα, που διαδίδονται σε μεγάλες αποστάσεις. Η πηγή αυτών των κυμάτων μπορεί να είναι η κεραία ενός ραδιοφωνικού σταθμού ή

ο σπινθήρας που παράγεται κατά τη διακοπή κάποιου ηλεκτρικού ρεύματος. Τα πεδία ραδιοφωνικής συχνότητας που προέρχονται από ραδιοφωνικούς και τηλεοπτικούς πομπούς έχουν μικρή ένταση (λίγα mV ανά μέτρο μήκους στον αέρα). Έτσι τα παράσιτά τους εξαλείφονται εύκολα με βαθυπερατό φίλτρο. Αν όμως ο πομπός είναι κοντά ή αν στον ίδιο χώρο (ή σε γειτονικό) λειτουργεί μια φυσιοθεραπευτική ή χειρουργική διαθερμία, το ηλεκτροφυσιολογικό μας όργανο μπορεί να δεχθεί υψηλά υψίσυχνα σήματα.

3.2.2 Μείωση των Ανεπιθύμητων Παρεμβολών

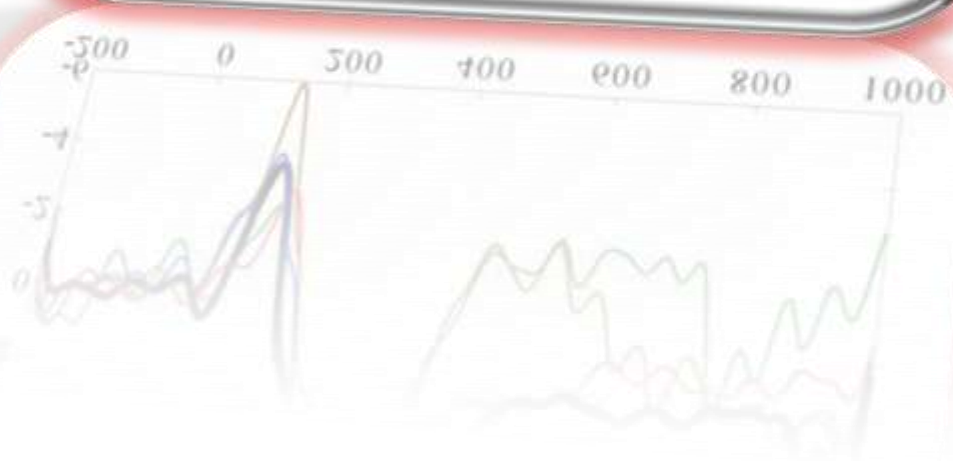
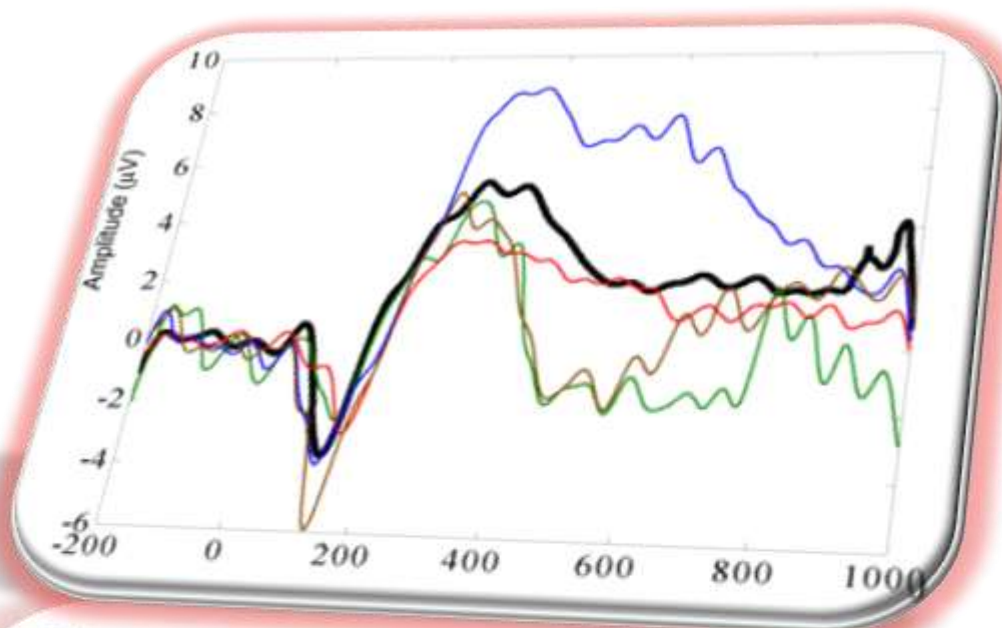
Η κατασκευή θωρακισμένου δωματίου (ελεύθερου ηλεκτρικών και υψίσυχων πεδίων - κλωβού Faraday) είναι η καλύτερη μέθοδος για τη μείωση των ανεπιθύμητων παρεμβολών. Όμως, η κατασκευή αυτή είναι δαπανηρή καθώς το θυρόφυλλο πρέπει να είναι χάλκινο και να έχει περιμετρικά καλές ηλεκτρικές επαφές με το επίσης αγωγίμο πλαίσιο του (την κάσα του). Επειδή τα παράθυρα δε θωρακίζονται αποτελεσματικά πρέπει να αποφεύγονται. Οι τοίχοι, το δάπεδο και η οροφή πρέπει να έχουν αγωγή και γειωμένα πλέγματα.

Ευτυχώς, στις περισσότερες περιπτώσεις δεν είναι αναγκαία η κατασκευή θωρακισμένου δωματίου. Η προσεκτική χρήση και σωστή κατασκευή των ηλεκτροφυσιολογικών οργάνων αρκούν για να ελαττώσουν ικανοποιητικά τις παρεμβολές. Μερικές πρακτικές συμβουλές είναι:

- Το μηχάνημα πρέπει να είναι πάντα γειωμένο
- Τα καλώδια των συνδέσεων ασθενούς-μηχανήματος και το καλώδιο τροφοδοσίας του μηχανήματος πρέπει να είναι προστατευμένα με μη αγωγίμο περίβλημα ώστε να αφαιρείται σχεδόν όλη η παρεμβολή ηλεκτρικών πεδίων.
- Οι λαμπτήρες φθορισμού προκαλούν σημαντική ηλεκτρική παρεμβολή μέχρι απόσταση 2m. Έτσι ο ασθενής δεν πρέπει να είναι κοντά σε λαμπτήρες φθορισμού.
- Τα ηλεκτροφόρα τροφοδοτικά καλώδια δεν πρέπει να γειτνιάζουν ούτε στον ασθενή ούτε στα καλώδια συνδέσεως ασθενούς-οργάνου καθώς το μαγνητικό τους πεδίο επάγει παρεμβολές.
- Ο μετρούμενος ασθενής πρέπει να είναι μακριά από οποιονδήποτε μετασχηματιστή δηλαδή πρέπει να βρίσκεται μακριά από το όργανο.

- Φθαρμένα καλώδια και κακοτοποθετημένα ηλεκτρόδια είναι οι συνηθέστερες πηγές παρεμβολής.
- Τα ηλεκτροφόρα καλώδια κατά την κατασκευή τους πρέπει να εγκατασταθούν μέσα ε μεταλλικούς γειωμένους και όχι σε πλαστικούς σωλήνες.
- Γενικά, η απόσταση είναι αποτελεσματική και φθηνή προστασία. Κάθε παρεμβολή μειώνεται αυξάνοντας την απόσταση της θέσης μέτρησης από την πηγή παρεμβολής.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4



4. ΤΑ ΒΙΩΜΑΤΙΚΑ ΔΥΝΑΜΙΚΑ

Η διαδικασία ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG) είναι μη επεμβατική και εξαιρετικά ανώδυνη. Γι' αυτό τον λόγο, στις μέρες μας χρησιμοποιείται ευρέως για την μελέτη των εγκεφαλικών γνωστικών διαδικασιών όπως η αντίληψη, η μνήμη, η προσοχή, η γλώσσα και η συγκίνηση. Η πιο χρήσιμη εφαρμογή της είναι η καταγραφή των **βιοματικών δυναμικών** του εγκεφάλου (**Event Related Potentials** ή **ERPs**), που συνήθως αναφερόμαστε σε αυτά με τον όρο **προκλητά δυναμικά**, αν και αυτό δεν είναι απολύτως ακριβές όπως θα δούμε στην συνέχεια.

Το EEG αναφέρεται στην αυθόρμητη ηλεκτρική ρυθμική ταλάντωση του εγκεφάλου όταν βρίσκεται σε ηρεμία και δεν δέχεται εξωτερικά ερεθίσματα. **Τα ERPs είναι μικρές διακυμάνσεις τάσης**, αποτέλεσμα της προκαλούμενης νευρικής δραστηριότητας από ερεθισμούς στους οποίους εκτίθεται ο οργανισμός. Κατά συνέπεια, πρόκειται για τις διαφορές δυναμικού οι οποίες προκαλούνται ως προετοιμασία ή ως απόκριση σε συγκεκριμένο γεγονός, το οποίο συμβαίνει είτε στον εξωτερικό φυσικό κόσμο, είτε λαμβάνει χώρα ως ψυχολογική διαδικασία. Λόγω της ιδιότητας που έχουν να παρατηρούνται στο επιφανειακό μέρος του κεφαλιού έχουν το πλεονέκτημα ότι αποτελούν ένα μη επεμβατικό τρόπο εκτίμησης της εγκεφαλικής λειτουργίας και δραστηριότητας. Η φύση τους είναι τέτοια ώστε να παρατηρούνται σε συγκεκριμένα και διακριτά χρονικά διαστήματα τα οποία είναι πολύ μικρής διάρκειας, της τάξης των χιλιοστοδευτερολέπτων (ms). Αυτή η ειδική 'απάντηση' του εγκεφάλου, το προκλητό δυναμικό, μπορεί να παραχθεί από δομές τόσο του κεντρικού όσο και του περιφερικού νευρικού συστήματος και σχετίζεται χρονικά με το ερέθισμα. *Γενικώς έχει επικρατήσει όταν κανείς αναφέρεται σε προκλητά δυναμικά να εννοεί εκείνα που παράγονται από νευρωνικούς σχηματισμούς του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ).*

Η ηλεκτρογένεση των ERPs προέρχεται από τοπικές μεταθέσεις σύγχρονων μετασυναπτικών δυναμικών των ανωτέρων στοιβάδων του φλοιού του εγκεφάλου, οι οποίες τροποποιούνται από μη ειδικές προσαγωγές ίνες. Δηλαδή, η συντεταγμένη μορφή του EEG και των ERPs μπορεί να θεωρηθεί ότι προέρχονται από την κυτταροαρχιτεκτονική του νεοφλοιού. Ουσιαστικά πρόκειται για κινήσεις ιόντων, οι οποίες δημιουργούν πεδία δυναμικών, ικανά να καταγραφούν από ηλεκτρόδια. Τα ιόντα αυτά προκαλούνται από την αναστροφή φάσεων μεταξύ του σώματος και των δενδριτών της πυραμιδικής κυτταρικής δομής του νεοφλοιού.

Οι ηλεκτρικές αλλαγές από τα προκλητά δυναμικά, εξάγονται από τις καταγραφές εγκεφαλικών λειτουργιών, από εξεταζόμενα άτομα, μέσω υπολογιστή. Η διαδικασία ονομάζεται **EEG Time-locked Activity Extraction by Averaging** (Ηλεκτροεγκεφαλογραφική Εξαγωγή

Δραστηριότητας Κλειδωμένου Χρόνου με Μεσοποίηση). Η έννοια του *Activity* περιλαμβάνει και καταγραφόμενο σήμα (καταγραφή δραστηριότητας σχετικής με κάποιο ερέθισμα) αλλά και καταγραφόμενο θόρυβο (καταγραφή δραστηριότητας που προέρχεται από το τονικό υπόβαθρο του εγκεφάλου, όπως ο βαθμός διέγερσης την στιγμή μέτρησης κ.α.). Η σηματοληψία σχετιζόμενη με το ερέθισμα μπορεί να εξαχθεί ακριβώς γιατί ‘κλειδώνεται’ χρονικά με τα επαναλαμβανόμενα ερεθίσματα και τις διάφορες λειτουργίες (γνωστικές ή μηχανικές) λειτουργίες του εγκεφάλου. Το *Averaging*, δηλαδή η μεσοποίηση αναφέρεται στην μέθοδο συσχέτισης της δραστηριότητας του εγκεφάλου με ένα επαναλαμβανόμενο εξωτερικό γεγονός. Συνήθως δείγματα EEG περίπου ενός δευτερολέπτου μετά από κάθε ερέθισμα συλλέγονται και υπολογίζεται ο μέσος όρος τους. Έτσι προκύπτει το Time-locked σήμα με σχεδόν μηδενισμένο το σήμα θορύβου, αφού ο θόρυβος θεωρείται λευκός.

Οι αυθόρμητες διακυμάνσεις του υποβάθρου του EEG είναι τυχαίες σχετικά με το πότε εμφανίστηκαν τα ερεθίσματα και υπολογίζονται κατά μέσο όρο, χωρίς να λαμβάνονται υπόψη οι event-related δυνατότητες εγκεφάλου. Αυτά τα ηλεκτρικά σήματα απεικονίζουν μόνο εκείνη την δραστηριότητα που συνδέεται με την επεξεργασία ερεθισμάτων μέσα σε ένα χρονικά περιορισμένο διάστημα. **Το ERP απεικονίζει έτσι, με υψηλή χρονική ανάλυση, τα σχέδια της νευρωνικής δραστηριότητας που προκαλούνται από ένα ερέθισμα.**

Γεγονότα που έχουν αποδειχθεί ότι συνδέονται με τη μετρήσιμη δραστηριότητα του εγκεφάλου κατηγοριοποιούνται όπως παρακάτω :

- τα εξωτερικά αισθητήρια γεγονότα (external sensory events),
- τα αυτορυθμιστικά κινητήρια γεγονότα (self-paced motor events)
- τα εσωτερικά διανοητικά γεγονότα (internal mental events)

Το μέγεθος των προκλητών δυναμικών συνήθως είναι μικρότερο του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος μέχρι και 100 φορές. Δηλαδή, τα ERPs τείνουν να κυμαίνονται από $1\mu V$ έως λίγα μV . Επομένως για την καταγραφή τους είναι απαραίτητο να εφαρμοσθούν μέθοδοι ενίσχυσης και καταγραφής, ώστε να μην επικαλύπτονται από το EEG. Αυτό θα μπορούσε να γίνει, είτε με υπέρθεση των κυματομορφών τους, είτε με εφαρμογή της μεθόδου της μεσοποίησης, η οποία πραγματοποιεί αλγεβρική άθροιση για τον υπολογισμό του μέσου όρου.

Τα προκλητά δυναμικά αποτελούν την βάση της ηλεκτροφυσιολογικής μεθόδου απεικόνισης του ΚΝΣ, γιατί πρόκειται ουσιαστικά για καταγραφή της επεξεργασίας ενός ερεθίσματος σε χρόνο της τάξης των ms ή έστω μερικών δευτερολέπτων. Αυτό είναι σημαντικότερο ιατρικά, απ’ ότι πιθανότατα ακούγεται, καθώς λαμβάνουμε γνώση για την νευρωνική δραστηριότητα του εγκεφάλου σε πραγματικό χρόνο (real-time clinical evaluation). Στη πράξη, η μέτρηση των ERPs, κυρίως χαμηλού εύρους και βραχείας διάρκειας, **κλινικά**

βοηθούν την διάγνωση νευρολογικών παθήσεων και την αξιολόγηση διαταραχών, όπως δυσλεξία ή ψυχιατρικές διαταραχές. Τα ERPs χρησιμοποιούνται επίσης για να ελέγξουν τους κωματώδεις ασθενείς και για να αξιολογήσουν τη λειτουργία των ζωτικής σημασίας κέντρων στον ισθμό εγκεφάλου.

Εντούτοις τα προκλητά δυναμικά παρέχουν λιγότερο εξακριβωμένες χωρικές πληροφορίες από την τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET) ή τη λειτουργική απεικόνιση μαγνητικής αντήχησης (fMRI), οι οποίες έχουν χαμηλή χρονική ανάλυση. Κατά συνέπεια, τα ERPs αντιπροσωπεύουν το φυσικό συμπλήρωμα των PET και fMRI στην μελέτη της γνωστικής λειτουργίας του εγκεφάλου του ανθρώπου. Εκτιμώντας ότι οι μέθοδοι PET και fMRI μπορούν να εντοπίσουν τις περιοχές της ενεργοποίησης κατά τη διάρκεια ενός δεδομένου διανοητικού στόχου, τα ERPs βοηθούν στον καθορισμό της χρονικής πορείας αυτών των ενεργοποιήσεων.

4.1 Διάκριση και σχολιασμός των ειδών των Βιοματικών Δυναμικών

Τα βιοματικά δυναμικά (ERPs) τα διακρίνουμε σε δύο κατηγορίες:

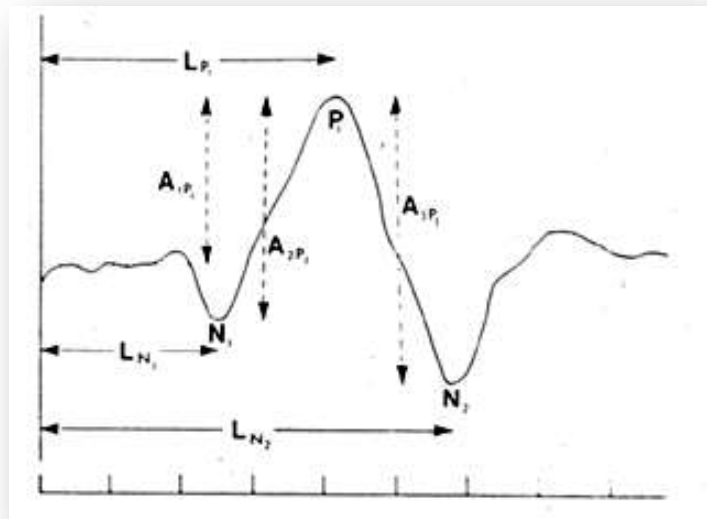
- **Προκλητά Δυναμικά (Evoked Potentials-EnPs)** ή αλλιώς **εξωγενή** ονομάζονται τα ERPs όπου το ερέθισμα προέρχεται από το εξωτερικό περιβάλλον του εξεταζόμενου.
- **Εκπεμπόμενα Δυναμικά (Emitted Potentials – EmPs)** ή **ενδογενή** ή **γνωσιακά** ονομάζονται τα ERPs όπου το ερέθισμα σχετίζεται με κάποια ψυχολογική διαδικασία του εξεταζόμενου.

Ο ενδοεξωγενής διαχωρισμός των προκλητών δυναμικών βασίζεται στην προσπάθεια ανάλυσης της προέλευσης του εκλυτικού ερεθίσματος . Όμως πέραν αυτής της διάκρισης, οι υπόλοιπες διακρίσεις των προκλητών δυναμικών δεν είναι απόλυτα σαφείς και μεταβάλλονται καθώς προχωρά η ιατρική έρευνα. Δηλαδή είναι σχετικά εύκολο να κατηγοριοποιήσουμε την ένταση και τη συχνότητα της αντίδρασης από ένα εξωτερικό ερέθισμα, αλλά όταν περάσουμε στην κατηγορία των ενδογενών δυναμικών, το εγχείρημα δυσκολεύει. Τα EmPs ,π.χ. εξαρτώνται ουσιαστικά από την ψυχολογία του ατόμου και τα ψυχολογικά γνωρίσματα του απλού ή σύνθετου ερεθίσματος. Αν το ερέθισμα είναι γνωστό, αν προκαλεί δυσφορία και αν είναι ενδιαφέρον ή όχι, μπορούμε να θεωρήσουμε ότι κατηγοριοποιούν το ερέθισμα ως προς την ψυχολογική διάθεση του

ατόμου. Αλλά το τι ακριβώς σημαίνει αυτό ως προς την αξιολόγησή τους πολλοί εκφράζουν προβληματισμό.

Για την περιγραφή των βιωματικών δυναμικών υπάρχουν ορισμένες παράμετροι :

- **ο λανθάνων χρόνος (latency):** ο χρόνος που μεσολαβεί από τη στιγμή που δίνεται το ερέθισμα μέχρι τη χρονική στιγμή που σημειώνεται η κορυφή του δυναμικού
- **το ύψος (amplitude):** η μέγιστη απόκλιση από την ισοηλεκτρική γραμμή
- **η πολικότητα (polarity):** το θετικό ή το αρνητικό αυτής της απόκλισης.



Εικόνα 25 Μέτρηση Λανθάνοντα Χρόνου (L) και Ύψους (A)

Τα βιωματικά δυναμικά διακρίνονται και σε άλλες τρεις κατηγορίες ανάλογα με την χρονική στιγμή της εμφάνισής τους:

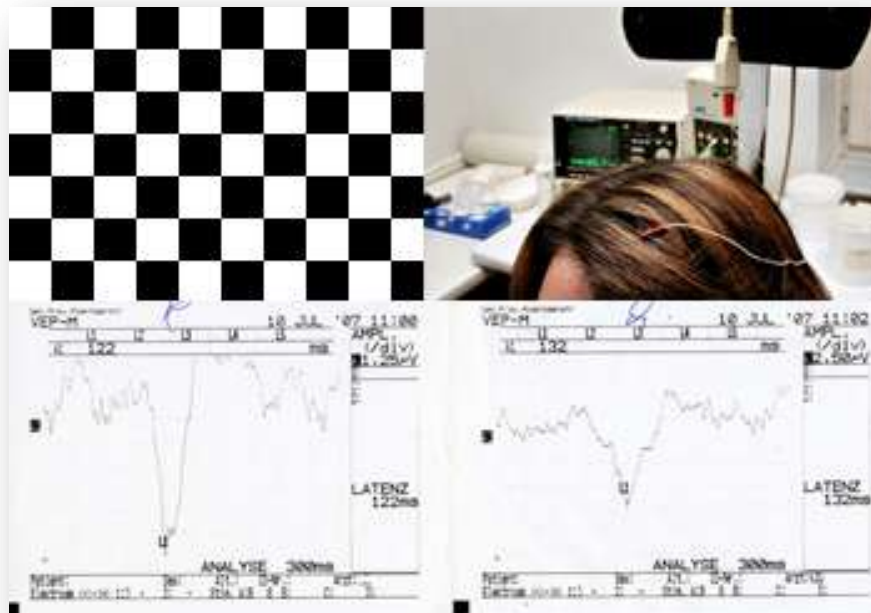
- **πρώιμα - early** (2-12 msec από τη στιγμή του ερεθίσματος)
- **μέσα - middle** (12-50 msec από τη στιγμή του ερεθίσματος)
- **αργά - late** (50-100 msec από τη στιγμή του ερεθίσματος)

4.1.1 Τα Εξωγενή Δυναμικά

Τα **EvPs** χωρίζονται σε τρεις επιπλέον κατηγορίες ανάλογα με το είδος του εξωτερικού ερεθίσματος που τα προκαλεί. Δηλαδή:

☞ **Οπτικά Προκλητά Δυναμικά (Visual Evoked Potentials ή VEP) :**

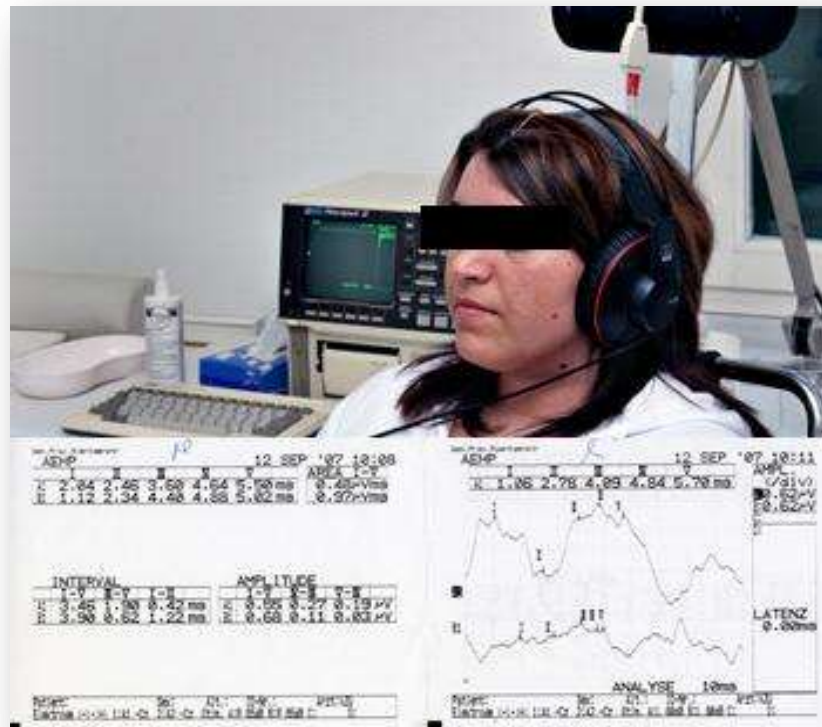
Όταν τα ερεθίσματα σχετίζονται με την όραση όπως η εμφάνιση εικόνων, λάμπεις, αλλαγές χρωμάτων κλπ. Πρόκειται για μέτρηση του οπτικού νεύρου μέχρι το οπτικό φλοιό του εγκεφάλου.



Εικόνα 26 Στιγμιότυπο μέτρησης των VEP

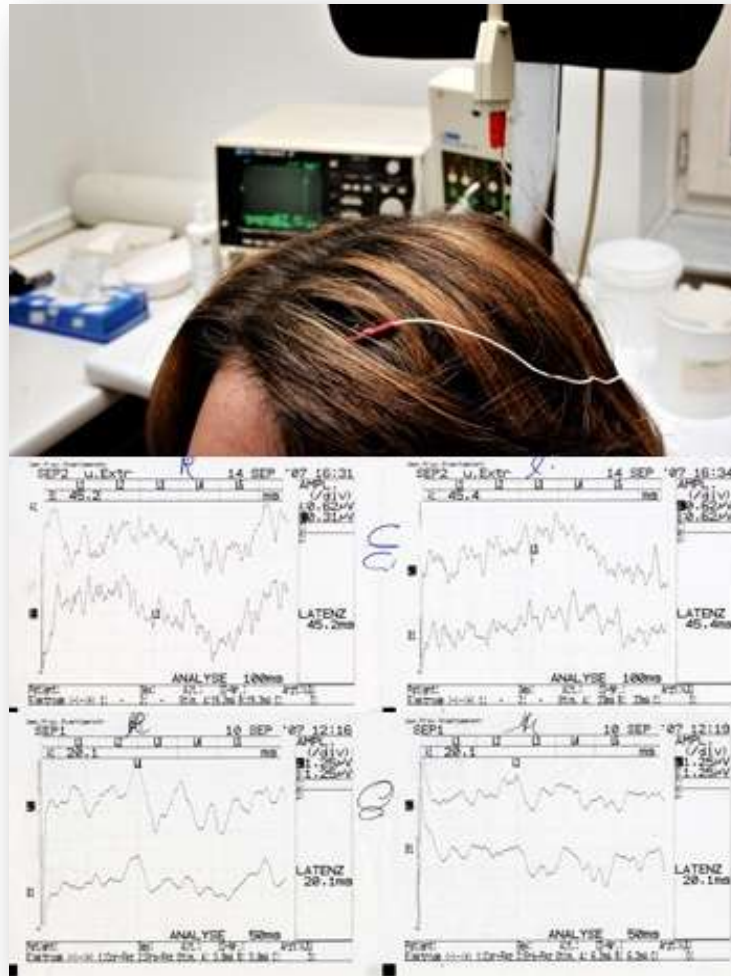
☞ **Ακουστικά Προκλητά Δυναμικά (Auditory Evoked Potentials ή**

AEP): Όταν τα ερεθίσματα σχετίζονται με την ακοή, όπως εκφώνηση λέξεων, κρότοι, εναλλαγή ήχων διαφορετικών συχνοτήτων, έντασης και διάρκειας. Αυτά καταγράφονται από τα ακουστικό σύστημα νεύρων του εγκεφάλου.



Εικόνα 27 Στιγμιότυπο μέτρησης των ΑΕΡ

☞ **Σωματοαισθητικά Προκλητά Δυναμικά (Somatosensory Evoked Potentials ή SEP)**: Τα εξωτερικά ερεθίσματα είναι μικρής διάρκειας και έντασης ηλεκτρικά ρεύματα που ερεθίζουν κάποια συγκεκριμένα νεύρα. Η καταγραφή τους γίνεται μέσω από το ευαίσθητο σύστημα νEURων των χειλιών μέσω σπειροειδούς καλωδίου επί του εγκεφάλου.



Εικόνα 28 Στιγμιότυπο μέτρησης των SEP

Τα προκλητά δυναμικά χαρακτηρίζονται από τα εξής στοιχεία:

- ❖ Έχουν βραχύ λανθάνοντα χρόνο
- ❖ Ο λανθάνων χρόνος και το ύψος τους εξαρτώνται από τις φυσικές ιδιότητες του ερεθίσματος.
- ❖ Είναι ανεξάρτητα από την ψυχολογική κατάσταση του εξεταζομένου.
- ❖ Έχουν σταθερότητα (ως προς το λανθάνοντα χρόνο και το ύψος κύματος) κατά την καταγραφή διαδοχικών μετρήσεων από το ίδιο άτομο

4.1.2 Τα Ενδογενή ή Γνωσιακά Δυναμικά

Τα EmPs σχετίζονται με γνωσιακές διαδικασίες ή ακόμα και με την έκφραση πνευματικών λειτουργιών, ως εκ τούτου ονομάζονται και **γνωσιακά (cognitive) δυναμικά**. Τα γνωστότερα γνωσιακά δυναμικά είναι τα **P50**, N100 (**N1**), P200 (**P2**), N200 (**N2**), P300 (**P3**), N400 (**N4**), P600 (**P6**) και **CNV**. Στην ίδια κατηγορία περιλαμβάνονται και τα *φλοιώδη προκινητικά (movement-related)* δυναμικά τα οποία σχετίζονται με τις εγκεφαλικές λειτουργίες οι οποίες προηγούνται της εκτέλεσης μιας κίνησης.

Τα ενδογενή ή γνωσιακά δυναμικά χαρακτηρίζονται από τα κατωτέρω στοιχεία:

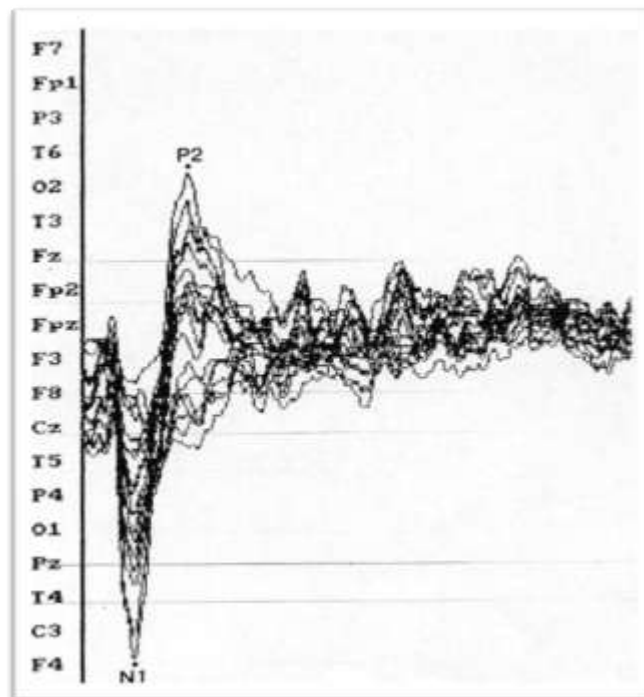
- Έχουν μεγάλο λανθάνοντα χρόνο (από 100 msec μέχρι λίγα sec).
- Ο λανθάνων χρόνος και το ύψος τους δεν εξαρτώνται από τις φυσικές ιδιότητες του ερεθίσματος,
- Παράγονται όταν ο εξεταζόμενος καλείται να διακρίνει ένα ερέθισμα (*στόχος*) ανάμεσα από ένα σύνολο άλλων ερεθισμάτων (*μη-στόχοι*)
- Η έκλυσή τους εξαρτάται από την εκλεκτική προσοχή του εξεταζόμενου προς το ερέθισμα
- Είναι ανεξάρτητα από το είδος του ερεθίσματος και μπορεί να καταγραφούν μετά από οπτικά, ακουστικά, σωματοαισθητικά ή ακόμη απουσία ερεθίσματος, αν αυτή συνιστά πληροφορία.

Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα γνωστότερα γνωσιακά δυναμικά, καθώς και εκτιμήσεις των χρονικών κορυφώσεών τους κατά την καταγραφή τους, όπως αυτά έχουν καθιερωθεί στην βιβλιογραφία:

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

ΤΟ ΓΝΩΣΙΑΚΟ ΔΥΝΑΜΙΚΟ 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 της επιλεκτικής προσοχής. Ο λανθάνων χρόνος αντικατοπτρίζει την ταχύτητα κινητοποίησης της προσοχής, ενώ το μέγιστο πλάτος αντικατοπτρίζει την ικανότητα ή χωρητικότητα της προσοχής. Η κορύφωση N100 θεωρείται ο δείκτης επιλεκτικής προσοχής και αντικατοπτρίζει την κατανομή των πληροφοριών στα κατάλληλα συνειρμικά πεδία. Γενικά το κύμα N100 έχει μικρό ύψος ή και παρατεταμένο λανθάνοντα χρόνο σε περίπτωση διάσπασης της προσοχής. Μεταβολές του κύματος N100 έχουν παρατηρηθεί σε άτομα που πάσχουν από κατάθλιψη, μεταβολές οι οποίες προφανώς σχετίζονται με κάποιο βαθμό διάσπασης της προσοχής την οποία εμφανίζουν οι καταθλιπτικοί ασθενείς. Μικρό ύψος του κύματος του N100 έχει παρατηρηθεί και σε άτομα τα οποία πάσχουν από το σύνδρομο Gilles de la Tourette.



Εικόνα 29 Τα δυναμικά N100 και P200 όπως καταγράφονται από τα 16 ηλεκτρόδια με υπέρθεση των κυματομορφών

ΤΟ ΓΝΩΣΙΑΚΟ ΔΥΝΑΜΙΚΟ 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 στις επεξεργαζόμενες πληροφορίες.

ΤΟ ΓΝΩΣΙΑΚΟ ΔΥΝΑΜΙΚΟ N200 : Περιγράφει την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 180 ως 300 msec μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τις νευρωνικές επιδόσεις που υπόκεινται στο φαινόμενο της αντίδρασης του προσανατολισμού σε επίπεδο ΚΝΣ. Καταγράφεται μετά από μεσοποίηση των ήχων στις ίδιες με το P300 περιοχές και από ορισμένους μελετάται σαν **σύμπλεγμα N200-P300**. Το N200 μερικές

φορές παρουσιάζει δικορυφία. Η πρώτη κορυφή, η **N200a**, της οποίας το μέγιστο ύψος καταγράφεται από τις βρεγματοϊνιακές περιοχές, θεωρείται εξωγενής. Αντίθετα η δεύτερη, η **N200b**, καταγράφεται χρονικά αργότερα με το ηλεκτρόδιο Cz και σχετίζεται με το βαθμό προσοχής και τη δυσκολία κατηγοριοποίησης του ερεθίσματος. Ένας παράγοντας που επιδρά στη δημιουργία του N200 είναι το χρονικό διάστημα μεταξύ δυο διαδοχικών ερεθισμάτων. Συγκεκριμένα όσο μεγαλύτερη είναι η χρονική απόσταση ανάμεσα σε δυο διαδοχικά ερεθίσματα, τόσο μικρότερο είναι το ύψος του N200 και πιο παρατεταμένος ο λανθάνων χρόνος του.

ΤΟ ΓΝΩΣΙΑΚΟ ΔΥΝΑΜΙΚΟ P300 : Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 220 ως 500 msec μετά το ερέθισμα. Επιδεικνύει τη νευρωνική δραστηριότητα, σχετιζόμενη με την διαδικασία του επιμερισμού της 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. Μέχρι σήμερα δεν έχει εξακριβωθεί το πώς το δυναμικό P300 παράγεται εντός του εγκεφάλου. Ορισμένοι θεωρούν υπεύθυνο τον κροταφικό λοβό και ειδικά τον ιππόκαμπο, άρα περιοχές του εγκεφάλου υπεύθυνες για λειτουργίες μνήμης. Η κροταφοβρεγματική σύνδεση θεωρείται πάντως πως συμμετέχει στη δημιουργία του P300.

Ορισμένες φορές το P300 είναι δικόρυφο, γι' αυτό και διατυπώνεται η άποψη ότι δεν είναι απλά μια κυματομορφή, αλλά ένα **σύμπλεγμα** περισσοτέρων επιμέρους κυματομορφών. Το P300 θεωρείται ότι συνίσταται από τρεις επιμέρους κυματομορφές, το κύμα **P3a**, το κύμα **P3b** και το **βραδύ κύμα (slow wave)**. Το πρώτο έχει βραχύτερο λανθάνοντα χρόνο και προσθιότερη τοπογραφική κατανομή, ενώ το δεύτερο μεγαλύτερο λανθάνοντα χρόνο και βρεγματική κατανομή. Το βραδύ κύμα ακολουθεί τα δυο πρώτα. Από τις κυματομορφές που αναφέρθηκαν το κύμα P3b είναι αυτό που ταυτίζεται συνήθως με το P300 γιατί σχετίζεται με τη συνειδητή επεξεργασία της πληροφορίας και απαιτεί την προσοχή του εξεταζόμενου.

Το P300 παράγεται όταν ένα γεγονός υποβάλλεται σε συνειδητό έλεγχο και σχετίζεται με την επεξεργασία της πληροφορίας κατά τις εγκεφαλικές λειτουργίες της αναγνώρισης, της σύγκρισης στη μνήμη και την επιλογή του ερεθίσματος, πριν από την λήψη της απόφασης. Ενδεχομένως σχετίζεται με την άμεση μνήμη η οποία υπεισέρχεται στις διαδικασίες αυτές. Ο λανθάνων χρόνος του είναι ευθέως ανάλογος του χρόνου που απαιτείται για την κατηγοριοποίηση του ερεθίσματος.

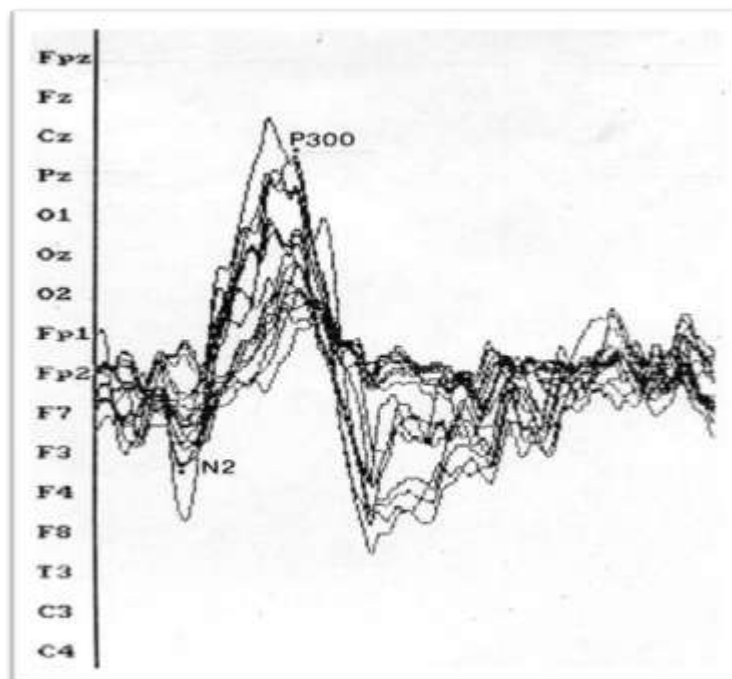
Η ηλικία πολλές φορές είναι ένας παράγοντας που παίζει ρόλο στην περιγραφή του, χωρίς να επηρεάζει την κατανομή του. Για παράδειγμα, έχει υπολογισθεί ότι το μέν ύψος του P300 μειώνεται με την ηλικία με ρυθμό 0.2 μV ετησίως, ο δε λανθάνων χρόνος αυξάνεται με ρυθμό 1.8 ms ετησίως μετά την ηλικία των 15 ετών.

Το φύλο, από την άλλη μεριά, δεν διαφοροποιεί τον λανθάνοντα χρόνο του P300, όμως παρατηρείται ότι στους ενήλικες οι γυναίκες εμφανίζουν σημαντικά μεγαλύτερο το ύψος του δυναμικού από τους άντρες.

Το ερέθισμα (στόχος) έχει παρατηρηθεί ότι διαφοροποιεί και τον λανθάνοντα χρόνο και το ύψος του P300. Όσο πιο δύσκολα προσδιορίζεται ο στόχος τόσο πιο παρατεταμένος είναι ο λανθάνων χρόνος και μικρότερο το ύψος του. Επίσης, όσο μικρότερη είναι η πιθανότητα των στόχων τόσο μεγαλύτερο είναι το ύψος του δυναμικού.

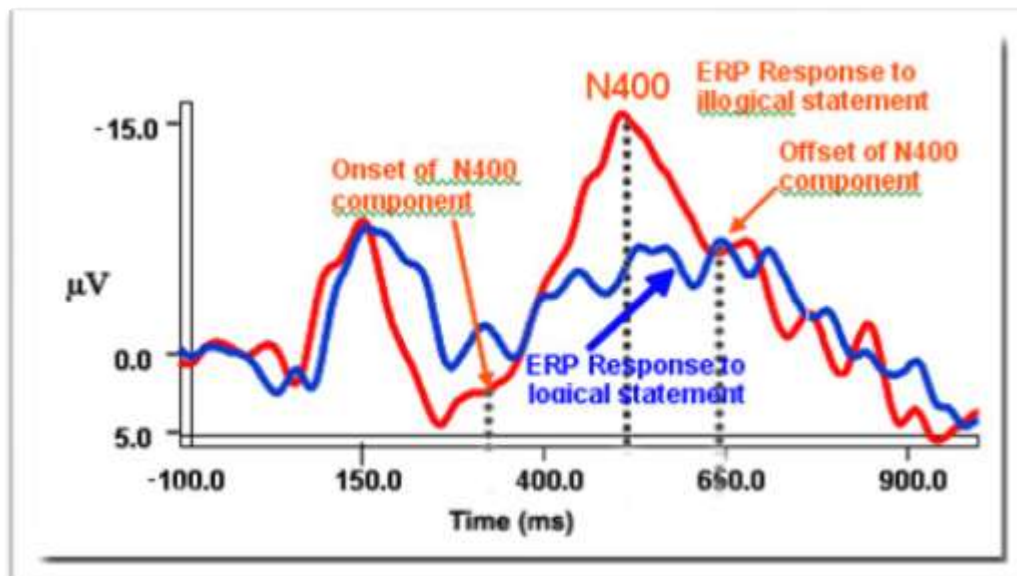
Γενικά το P300 είναι ένα από τα δημοφιλέστερα δυναμικά και χρησιμοποιείται ως νευροφυσιολογικός δείκτης των γνωσιακών διαδικασιών ενός εξεταζόμενου. Κλινικά, δηλαδή, μπορεί να αποτελέσει μια προσπάθεια εκτίμησης της ετοιμότητας των πνευματικών εγκεφαλικών λειτουργιών ενός ατόμου γιατί αποτελεί τον πλέον ευαίσθητο δείκτη διαταραχής των γνωσιακών διαδικασιών. Όμως πρέπει να γίνει κατανοητό το **P300 δεν είναι σε καμία περίπτωση δείκτης εγκεφαλικής πάθησης** διότι έχει παρατηρηθεί να διατηρεί μια ομοιομορφία, κατά την καταγραφή του από άτομα υγιή και άτομα με κάποια πάθηση.

Οι τιμές του P300 μπορούν, όμως, να χαρακτηριστούν παθολογικές αν έχουμε παράταση του λανθάνοντος χρόνου ή χαμηλό ύψος. Αυτά *δυναμικά* θα μπορούσαν να εκφράζουν βραδύτητα στη συνειδητή, ελεγχόμενη επεξεργασία της πληροφορίας και ενδεχομένως διαταραχή της άμεσης μνήμης. **Φυσιολογικές τιμές του P300 δεν αποκλείουν ελαφρά διαταραχή των γνωσιακών διαδικασιών, όμως παθολογικό P300 εκφράζει γνωσιακή διαταραχή.**



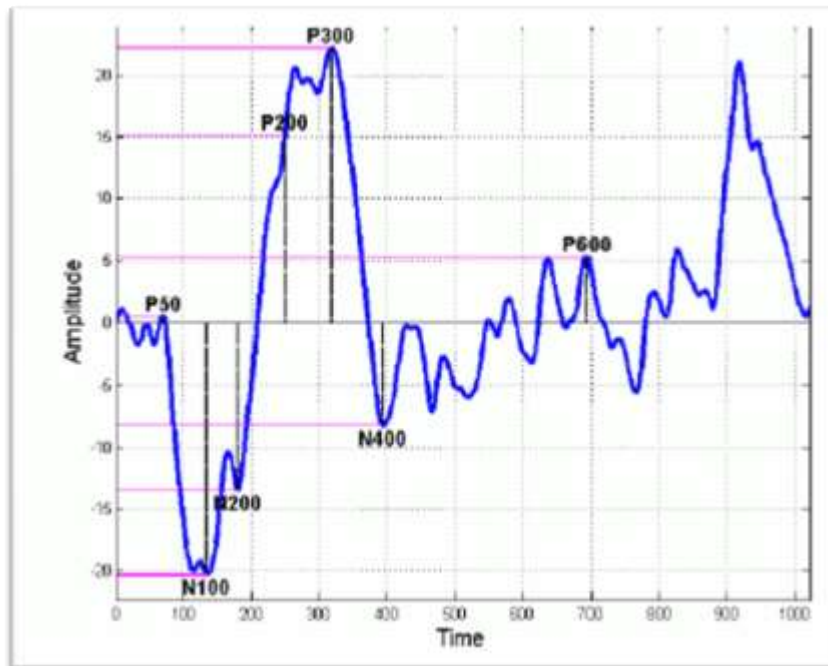
Εικόνα 30 Τα δυναμικά N200 και P300 όπως καταγράφονται από 16 ενεργά ηλεκτρόδια (με υπέρθεση των κυματομορφών)

ΤΟ ΓΝΩΣΙΑΚΟ ΔΥΝΑΜΙΚΟ 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 διεργασιών που συνδέονται με την ‘συντακτική’ διάσταση της εκάστοτε απάντησης του ΚΝΣ. Συμβάλλει στην εξέταση μηχανισμών που σχετίζονται με τη γλώσσα, το εννοιολογικό και συντακτικό της περιεχόμενο. Αναγνωρίζεται δηλαδή ως ο δείκτης σημαντικότητας των πληροφοριών. Στον τυπικό πειραματικό σχεδιασμό το N400 παράγεται μετά την εμφάνιση σε οθόνη μιας πρότασης η οποία καταλήγει σε λέξη νοηματικά ασύμβατη με το συνολικό πληροφοριακό υλικό. Το N400 χρησιμοποιείται ευρύτατα από τους ψυχολόγους, ενώ πρόσφατα άρχισε να χρησιμοποιείται και σε μελέτες νευρολογικών ασθενών.



Εικόνα 31 Η συγκριτική καταγραφή του N400 γνωσιακού δυναμικού σε λογικό και μη λογικό ερέθισμα

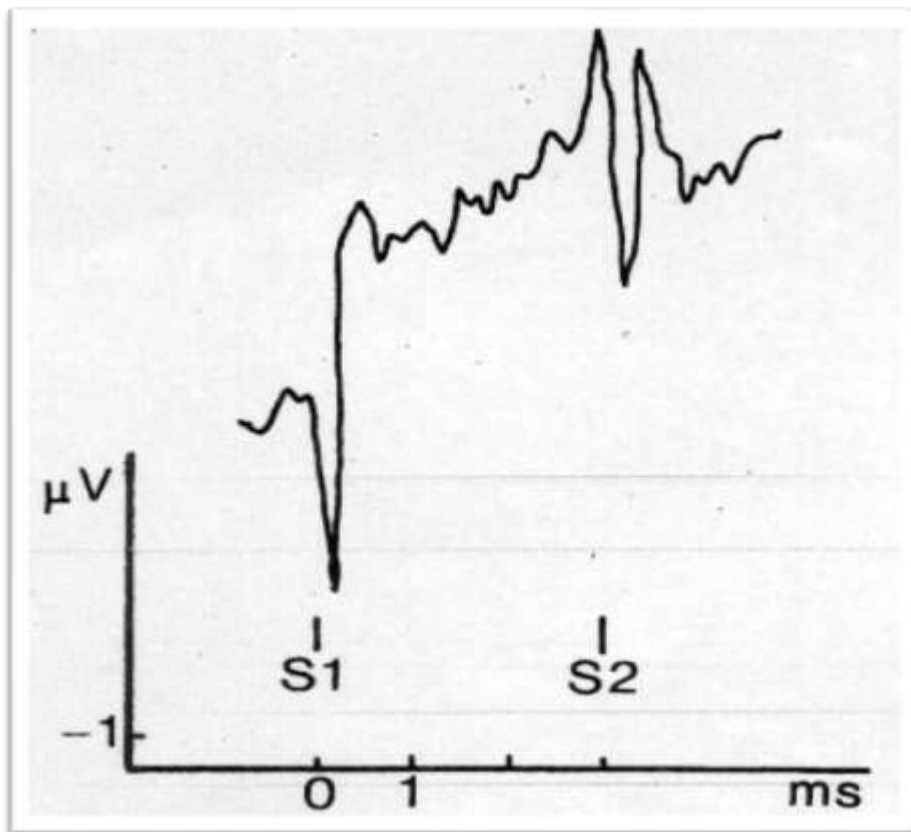
ΤΟ ΓΝΩΣΙΑΚΟ ΔΥΝΑΜΙΚΟ P600 : Περιγράφει την θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού και εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 500 ως 800 msec μετά το ερέθισμα. Έχει καθιερωθεί ως δείκτης συγχρονισμού σημαντικών και συντακτικών διαστάσεων της απάντησης. Αντιστοιχεί στη χρονική περίοδο τελικής οργάνωσης, ελέγχου και εκτέλεσης της απόφασης που διαλέγει ο εξεταζόμενος αφού εκτεθεί σε ένα σύνολο ερεθισμάτων που έχουν ψυχολογική σπουδαιότητα.



Εικόνα 32 Κυματομορφή γνωσιακού δυναμικού με εμφανή του τρόπου καταγραφής των P50, N100, N200, P200, P300, N400 και P600 (P: positive κορύφωση και N: negative κορύφωση)

ΤΟ ΓΝΩΣΙΑΚΟ ΔΥΝΑΜΙΚΟ ΒΡΑΔΕΙΑΣ ΑΠΟΚΛΙΣΗΣ (CONTINGENT NEGATIVE VARIATION - CNV): Η βραδεία αρνητική απόκλιση (CNV) καταγράφηκε για πρώτη φορά από τον Walter και τους συνεργάτες του το 1964. Πρόκειται για ένα βραδύ δυναμικό, το οποίο μεσολαβεί ενός προειδοποιητικού ερεθίσματος (S1) και ενός δεύτερου ερεθίσματος (S2). Το S1 σηματοδοτεί την έναρξη της ετοιμότητας του ατόμου για μια κινητική ή νοητική απάντηση, μέχρι τη στιγμή που εμφανίζεται το S2 το οποίο σηματοδοτεί την έναρξη αυτής της απάντησης.

Το CNV είναι ένα δυναμικό που διαφέρει συχνά διότι επηρεάζεται από την ψυχολογική κατάσταση του ατόμου και διαφοροποιείται και κατά τις διάφορες καταγραφές του ίδιου ατόμου αλλά και από άτομο σε άτομο. Ενδείκνυται για τη μελέτη του ψυχιατρικού κυρίως πληθυσμού, όπου έχουν παρατηρηθεί μεταβολές του δυναμικού σε διάφορους τύπους νευρώσεων αλλά και ψυχώσεων.



Εικόνα 33 Το CNV φυσιολογικού ατόμου όπως καταγράφηκε από το ηλεκτρόδιο Cz

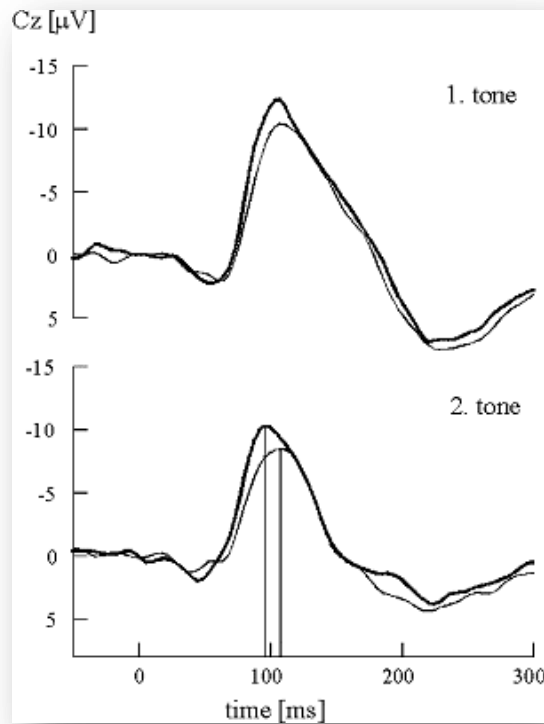
4.2 Καταγραφή και Αξιολόγηση των Βιοματικών Δυναμικών

Η μελέτη των διαφόρων προκλητών δυναμικών είναι πολύ σημαντική για δύο κυρίως λόγους. **Πρώτον**, είναι ακίνδυνη αφού γίνεται απλά μέτρηση με ηλεκτρόδια επιφανειακά στο δέρμα, χωρίς έκθεση σε οποιοδήποτε είδους πεδίο. Αυτό είναι σημαντικό γιατί έτσι μελετούνται βρέφη, που έχουν υψηλή ευαισθησία, *μη επεμβατικά*. **Δεύτερον**, με την χρήση πολλών ηλεκτροδίων επί του κρανίου έχουμε πολύ καθαρή κατανομή της εγκεφαλικής δραστηριότητας, με αποτέλεσμα να μπορούμε να εντοπίσουμε ποιο μέρος του εγκεφάλου είναι υπεύθυνο κάθε φορά για κάποια διαδικασία. Ας μην ξεχνάμε, ότι η εγγύτερη, διεξοδικότερη και λεπτομερής έρευνα της λειτουργίας του εγκεφάλου είναι και θα παραμείνει στο προσκήνιο της παγκόσμιας επιστημονικής κοινότητας.

Η καταγραφή των δυναμικών, παρουσιάζει κάποιους περιορισμούς οι οποίοι οφείλονται κυρίως στην κατάσταση του εξεταζόμενου. Πιο συγκεκριμένα, ο εξεταζόμενος προσαρμόζεται ή εξοικειώνεται με τα ερεθίσματα όποτε η καταγραφή τους χάνει σε ακρίβεια. Επίσης μετά από κάποιο χρόνο ο εξεταζόμενος κουράζεται ή στρέφει αλλού την προσοχή του επηρεάζοντας τις καταγραφές στην ένταση και στο χρόνο. Η μόνη λύση σε αυτά τα προβλήματα είναι οι **επαναλήψεις**. Χρειάζεται, δηλαδή, να υπάρχει κάποιος μέγιστος αριθμός επαναλήψεων πέραν των οποίων γίνεται η παραδοχή ότι οι μετρήσεις είναι αξιόπιστες. **Ο τακτικός έλεγχος** της κατάστασης του εξεταζόμενου κατά την διάρκεια της διαδικασίας καταγραφής είναι απαραίτητος γι' αυτό τον λόγο. Τέλος, για την αποφυγή της εξοικείωσης του εξεταζόμενου με τα ερεθίσματα-στόχους απαιτείται **απεριοδικός χρονισμός** αλληπάληλων πειραμάτων.

Ένα στοιχείο που μας απασχολεί για την αξιολόγηση των προκλητών δυναμικών είναι **το εύρος ζώνης** και **το πλάτος** των κυματομορφών τους. *Το εύρος μειώνεται καθώς αυξάνει ο λανθάνων χρόνος ενώ το πλάτος το αντίθετο. Οι διαφοροποιήσεις αυτές οφείλονται στο σημείο έκλυσης των δυναμικών μέσα στον ανθρώπινο εγκέφαλο. Στα πρώιμα δυναμικά* έχουμε πλάτη και συχνότητα που κυμαίνονται κατά προσέγγιση από 0,1 έως 0,5μV και 100 έως 1000Hz. Αντίθετα **στα ύστερα δυναμικά** παρατηρούνται συχνότητες 0,1Hz έως 5Hz και πλάτη από 1 έως 20 μV. Τα χαρακτηριστικά αυτά οφείλονται σε μεγάλο βαθμό στον τόπο έκλυσης των αντίστοιχων δυναμικών. Π.χ. τα πρώιμα σχετίζονται με την καταγραφή των AEP και τα VEP. Αντίθετα τα αργά δυναμικά αντανακλούν την εγκεφαλική δραστηριότητα στην άφιξη της εξωτερικής πληροφορίας και σχετίζονται με την καταγραφή των SEP. Τα εξωγενή παρατηρούνται σε χρόνο μικρότερο των 100msec από την παραγωγή του ερεθίσματος, ενώ τα ενδογενή άνω των 70msec.

Ο απλούστερος αλλά και ο πιο διαδεδομένος πειραματικός σχεδιασμός για την έκλυση και καταγραφή όχι μόνο του P300 αλλά και των υπολοίπων γνωσιακών προκλητών δυναμικών (N100,P200,N200) είναι το λεγόμενο **'oddball paradigm'**. Σύμφωνα με το σχεδιασμό αυτόν, ο εξεταζόμενος καλείται να διακρίνει και να μετρήσει (νοερά) μια σειρά από ηχητικά ερεθίσματα συχνότητας συνήθως 2000 Hz. Αυτά αποτελούν τους 'στόχους' και παρεμβάλλονται τυχαία ανάμεσα σε μια διαδοχή ηχητικών ερεθισμάτων, συχνότητας συνήθως 1000 Hz, τα οποία οφείλει να αγνοήσει. Μετά από κάθε ερέθισμα πραγματοποιείται η μεσοποίηση του EEG για καθορισμένο χρονικό διάστημα χωριστά τόσο για τους 'στόχους' όσο και για αυτά που αγνόησε. Μετά το τέλος της διαδικασίας προσδιορίζονται οι μεν N200 και P300 κυματομορφές από το μεσοποιημένο EEG των ήχων-στόχων, οι δε N100 και P200 από το μεσοποιημένο EEG των μη-στόχων. Έτσι, εξορισμού, στην εικόνα του μεσοποιημένου EEG για τους ήχους-στόχους, η μεγαλύτερη θετική κυματομορφή, μετά το σύμπλεγμα N100-P200-N200, στο χρονικό διάστημα από 250 μέχρι 600 msec ονομάζεται **P300** (P από το positive, 300 από το μέσο λανθάνοντα χρόνο της).



Εικόνα 34 Το oddball paradigm

Κατά τη μελέτη των δυναμικών χωρίζουμε τις καταγραφές στα λεγόμενα **συστατικά (components)**. Η μελέτη αυτή βάση των συστατικών, δηλαδή μερικών κυματομορφών του συνολικού σήματος, γίνεται πιο συστηματοποιημένη αν αξιολογηθούν σωστά πληροφορίες που μπορούν να εξαχθούν επιμεριστικά. Τα συστατικά του δυναμικού καθορίζονται βάσει:

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

Το πλάτος του συστατικού συνήθως μετράται με αναφορά την ισοηλεκτρική γραμμή, δηλαδή εκεί που τα Volts μηδενίζονται. Διαφορετικά χρησιμοποιείται το επίπεδο δυναμικού στην έναρξη της διαδικασίας μέτρησης ή κάποια άλλη προγενέστερη κορύφωση. Οι χρόνοι, ως συνήθως, εκφράζονται με απαρχή τη χρονική στιγμή που λαμβάνει χώρα το εκλυτικό ερέθισμα. Ενδιαφέρον ακόμα παρουσιάζει το εμβαδόν που περικλείεται από τη γραμμή αναφοράς του δυναμικού και τη μερική κυματομορφή δυναμικού του συστατικού.

Μέσω της μελέτης των EmPs η ιατρική έρευνα αποκτά νέες γνώσεις σε σχέση με τις εξαιρετικά πολύπλοκες γνωσιακές διαδικασίες του ανθρώπινου εγκεφάλου. Η εξαγωγή χρήσιμων

πληροφοριών από αυτά, όμως, είναι εξαιρετικά δύσκολη διότι η διαδικασία επιμερισμού σε συστατικά είναι επίπονη και χρειάζεται συγκεκριμένες συνθήκες, μέσω μιας καλά ελεγχόμενης επαναλαμβανόμενης πειραματικής διαδικασίας χορήγησης των ερεθισμάτων.

Εφόσον καθοριστεί η ύπαρξη ενός συστατικού ακολουθεί η χρήση πειραματικών διαδικασιών για τον καθορισμό της σημασίας του συστατικού. Υπάρχουν παράγοντες που επηρεάζουν τα στοιχεία ενός συστατικού. Οπότε είναι απαραίτητη η συλλογή πληροφοριών για το τι μπορεί να διαμορφώσει το πλάτος, το χρόνο εμφάνισης, το συνολικό χρονικό εύρος του συστατικού κ.λπ. Αυτοί οι παράγοντες είναι συνήθως χαρακτηριστικά του ερεθίσματος που χορηγείται στον εξεταζόμενο. Για παράδειγμα, τα ενδογενή συστατικά αφορούν κατά κύριο λόγο ψυχολογικά γνωρίσματα του ερεθίσματος (σπανιότητα, σημαντικότητα, νοηματική πολυπλοκότητα, σχέση με προκαθορισμένες εργασίες και στόχους). Καθώς οι πληροφορίες αυτού του είδους αυξάνονται, μπορεί να προχωρήσει ο ερευνητής στη διαμόρφωση μιας θεωρίας για την εξήγηση των νοητικών λειτουργιών, τις οποίες το συστατικό του δυναμικού αντικατοπτρίζει.

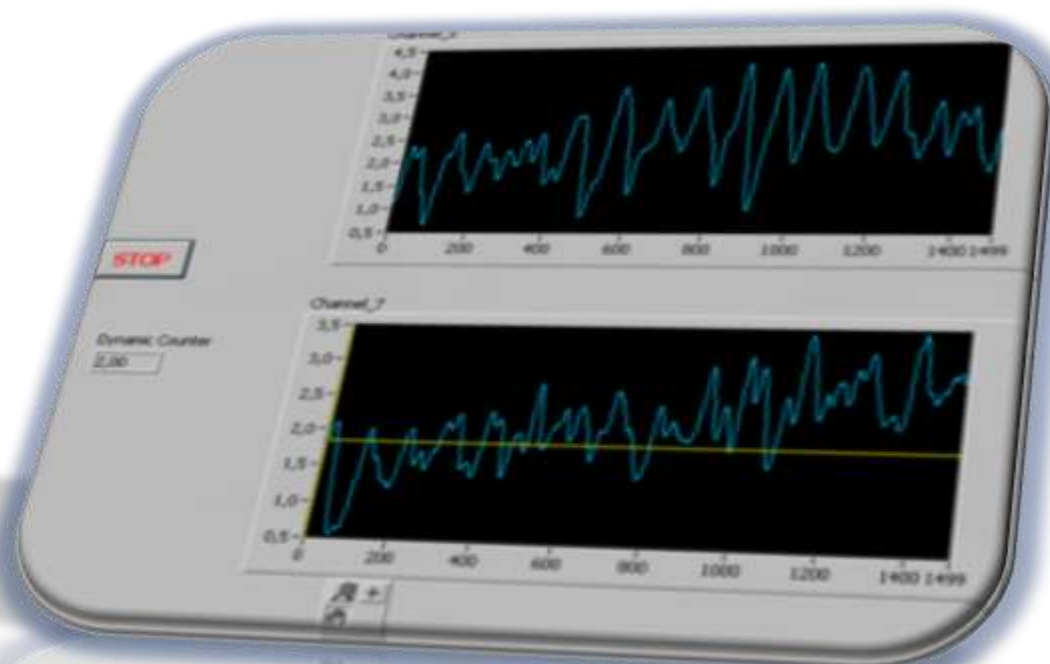
Η διατυπωμένη θεώρηση πρέπει να ελεχθεί στη συνέχεια ως προς τη συνέπειά της σε σχέση με νέες πειραματικές διαδικασίες, που καλούνται να επιβεβαιώσουν ή να απορρίψουν τις προβλέψεις, οι οποίες στηρίζονται στη θεωρία για τα χαρακτηριστικά του συστατικού. Αυτή είναι η διαδικασία που ακολουθείται για την τεκμηρίωση της δυνατότητας χρήσης των διαφόρων συστατικών του εκάστοτε δυναμικού ως δείκτες συγκεκριμένων ψυχικών λειτουργιών. Από τα παραπάνω είναι εμφανές ότι η τεκμηρίωση αυτή αποτελεί μια επίπονη, βραδεία και, σε αρκετά σκέλη της, αβέβαιη επιστημονικά ερευνητική διαδικασία.

Ο κυριότερος λόγος ενασχόλησης με τα δυναμικά του εγκεφάλου, είναι η πεποίθηση που επικρατεί παγκοσμίως ότι τα ERPs μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην διάγνωση ασθενειών. Για παράδειγμα τα ERPs έχουν εφαρμοστεί με επιτυχία στον τομέα της **επιληψίας**, κυρίως στην μελέτη της φυσιοπαθολογίας της. Αυτό γίνεται με την προσπάθεια συσχέτισης των μεταβολών μεταξύ καταγραφόμενων δυναμικών και κλινικών συμπερασμάτων. Επίσης χρησιμοποιούνται για την αναγνώριση ασθενών που πάσχουν από **Alzheimer** και την διάκρισή τους από άλλες ασθένειες καθώς και την μελέτη της επίδρασης φαρμάκων που χορηγούνται για την νόσο αυτή. Άλλες εφαρμογές τους είναι ο εντοπισμός ψυχιατρικών ασθενειών όπως η **σχιζοφρένεια** και η **παράνοια**. Τα εργαλεία που χρησιμοποιούνται για τον σκοπό αυτό είναι συνήθως η στατιστική μελέτη των κορυφώσεων των κυματομορφών (P300, P600 κ.α.). Τη στατιστική μελέτη ακολουθεί γραφική αναπαράσταση των κυματομορφών που αποτελούν το συνολικό μέσο όρο κάθε απαγωγής για όλους τους εξεταζόμενους κάθε κατηγορίας ασθενών ή υγιών μαρτύρων. Τα ERPs αξιοποιούνται και στην **εξέταση του βαθμού αναισθησίας** που επιτυγχάνεται, η οποία μέχρι στιγμής εφαρμόζεται σε πειραματικό στάδιο σε ζώα.

Οι περισσότερες τυπικές τεχνικές απεικόνισης απαιτούν την διατήρηση της δραστηριότητας του εγκεφάλου για κάποια δευτερόλεπτα και έτσι αδυνατούν να συλλάβουν τις διαδικασίες αυτές.

Οι καταγραφές με ERPS, όμως, παρέχουν ακριβές απεικονίσεις (της τάξης των msec) άρα αποτελούν ιδανική μεθοδολογία για τη μελέτη των πτυχών συγχρονισμού τόσο των φυσιολογικών όσο και των παθολογικών γνωστικών διεργασιών του εγκεφάλου. Για την παρατήρηση τους κατασκευάζονται χάρτες με την κατανομή δυναμικού στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού, που στην απλούστερη περίπτωση μπορεί να λάβει τη μορφή ισοδυναμικών επιφανειών. Αυτό λέγεται **τοπογραφική αναπαράσταση των ERPS**, η οποία χρησιμοποιείται στην εποπτεία των εξελισσόμενων γεγονότων στην επιφάνεια του κεφαλιού.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5



5. Η ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

Το πείραμα της εργασίας πραγματοποιήθηκε σε εργαστήριο που στεγάστηκε στο **Ερευνητικό Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής (Ε.Π.Ψ.Υ.)** του Αιγινήτειου Νοσοκομείου. Το όλο εγχείρημα, που βρίσκεται επίσης υπό την αιγίδα του Αιγινήτειου Νοσοκομείου και της πανεπιστημιακής Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών (**Σ.Η.Μ.Μ.Υ.**) του Εθνικού Μετσοβείου Πολυτεχνείου (**Ε.Μ.Π.**), άρχισε το 1988. Το αποτέλεσμα των προσπαθειών αυτών είναι η δημιουργία του Εργαστηρίου Ψυχοφυσιολογίας εντός του Ε.Π.Ψ.Υ. Στόχος αυτής της προσπάθειας ήταν η μελέτη ψυχοφυσιολογικών φαινομένων και η υποστήριξή της με τεχνογνωσία προερχόμενη από τον ελληνικό χώρο σε ένα περιβάλλον φιλικό και για τον εξεταζόμενο αλλά και για το επιστημονικό προσωπικό.

5.1 Το Εργαστήριο και η Πειραματική Διάταξη



Εικόνα 35 Ο κλωβός Faraday του εργαστηρίου Ψυχοφυσιολογίας του Ε.Π.Ψ.Υ.

Το εργαστήριο μπορούμε να πούμε συνοπτικά ότι αποτελείται από έναν ανηχοϊκό θάλαμο, από μία διάταξη δύο ηλεκτρονικών υπολογιστών συνδεδεμένων με μια πλατφόρμα λήψης και επεξεργασίας σημάτων και από ιατρικό υλικό για την διαδικασία του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (EEG). Πιο συγκεκριμένα:

Ένα βασικό μέρος του εργαστηρίου, που συντελεί στην διεξαγωγή επιστημονικά ορθών μετρήσεων είναι ο κλωβός Faraday, δηλαδή ο θάλαμος. Η χρήση του κατά την διάρκεια του πειράματος προσφέρει την πλήρη απομόνωση του εξεταζόμενου ατόμου. Οι κλωβοί Faraday, γενικά, προστατεύουν το εσωτερικό από την εξωτερική ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, εάν η περιφέρεια τους είναι αρκετά πυκνή και εάν οποιεσδήποτε τρύπες στο υλικό κατασκευής της είναι σημαντικά μικρότερες από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που προσπαθεί να απομονώσει. Η λειτουργία ενός κλωβού μπορεί να προσεγγιστεί

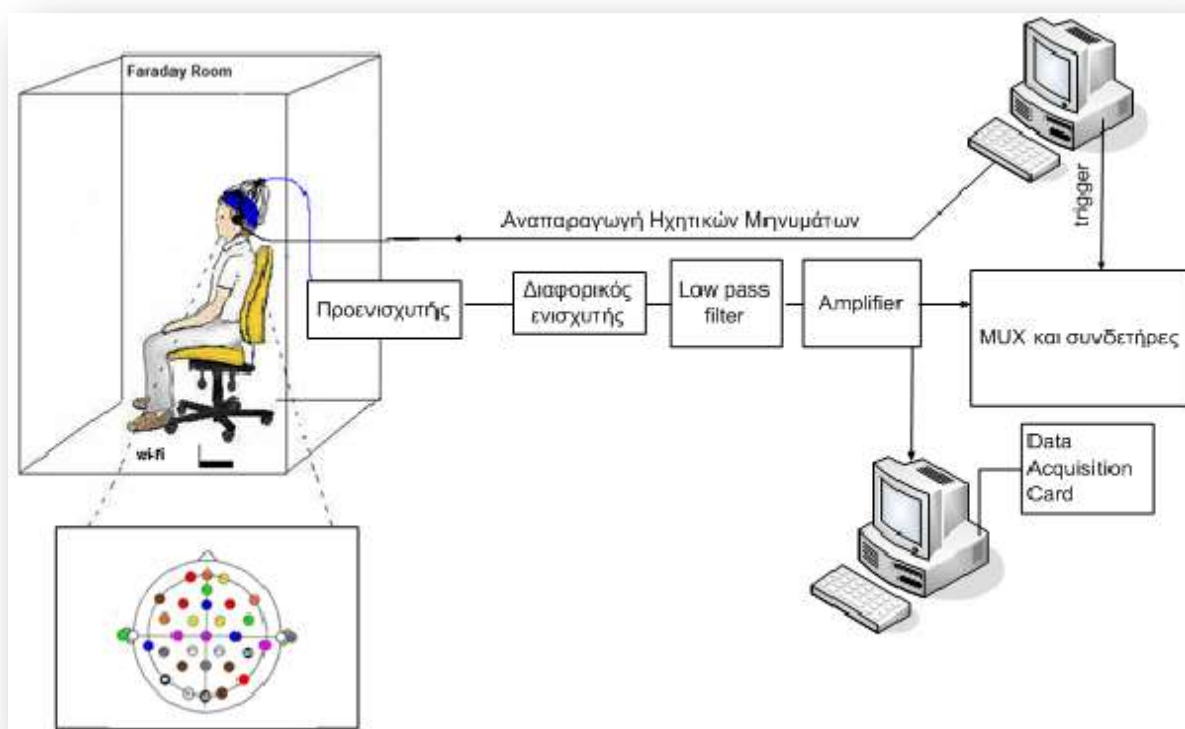
με την έννοια του *ιδανικού κενού αγωγού*, ο οποίος υπό την επίδραση εξωτερικού πεδίου αναδιοργανώνει τα φορτία στην επιφάνειά του, ακυρώνοντας το πεδίο στο εσωτερικό του. Η μόνωση από αλουμίνιο που διαθέτει ο κλωβός Faraday του εργαστηρίου στο Ε.ΠΙ.Ψ.Υ. μας επιτρέπει να θεωρήσουμε ότι εξασφαλίζεται η αντικειμενικότητα των μετρήσεων των ERPs από παρεμβολές εξωτερικών ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Οι παρεμβολές αυτές ποικίλλουν ως προς την προέλευσή τους, δηλαδή μπορεί να προέρχονται από την τροφοδοσία της διάταξης του πειράματος, ή ακόμα και από συσκευές του επιστημονικού προσωπικού (π.χ. κινητά τηλέφωνα).

Στην εικόνα 37 απεικονίζεται η **πειραματική διάταξη** και τα όργανα που χρησιμοποιήθηκαν. Το άτομο στο οποίο γίνονται οι μετρήσεις βρίσκεται στον θάλαμο και συνδέεται με τριάντα δύο (32) ηλεκτρόδια τα οποία τοποθετούνται στην περιοχή του κρανίου και του προσώπου. Τα ηλεκτρόδια οδηγούνται στον *πολυπλέκτη και ενισχυτή* της εταιρείας BRAINTRONICS, αφού περάσουν από μια διαδικασία προενίσχυσης. Τα 32 σήματα οδηγούνται στο *διαφορικό ενισχυτή* όπου και υποβάλλονται σε ενίσχυση. Το κέρδος του ενισχυτή έχει επιλεγεί στις 50000. Μετά την ενίσχυση το σήμα εισέρχεται σε ένα *βαθυπερατό (low pass) φίλτρο*. Το φίλτρο 'κόβει' συχνότητες άνω των 35Hz, ώστε να αποφευχθεί παρεμβολή από το δίκτυο παροχής ρεύματος που λειτουργεί στα 50 Hz.

Η έξοδος του ενισχυτή οδηγεί σε ένα *μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D converter)* ο οποίος καταλήγει στον έναν από τους δύο ηλεκτρονικούς υπολογιστές. Ο πρώτος είναι εφοδιασμένος με κάρτα ανάκτησης δεδομένων DAQ 6035I της NI. Μέσω της κάρτας λαμβάνονται τα 32 εγκεφαλικά σήματα τα οποία αποθηκεύονται στη μνήμη του υπολογιστή και οι κυματομορφές τους παρουσιάζονται στην οθόνη του. Η συχνότητα δειγματοληψίας έχει τεθεί στο 1kHz. Οι μετρήσεις των κυματομορφών των προκλητών δυναμικών παρουσιάζονται στην οθόνη με τη βοήθεια του προγράμματος **LabVIEW**.



Εικόνα 36 Ο πολυπλέκτης της Braintronics



Εικόνα 37 Η πειραματική διάταξη



Εικόνα 38 Το σύστημα των δύο Η/Υ στο εργαστήριο Ψυχοφisiολογίας

Ο δεύτερος υπολογιστής παράγει το trigger και παράλληλα δίνει το ηχητικό σήμα και άρα το ακουστικό ερέθισμα στον εξεταζόμενο μέσω των ακουστικών, τα οποία φοράει. Έχει την δυνατότητα να παρέχει πλήθος ηχητικών σημάτων που προσφέρονται για ψυχιατρική ανάλυση. Όλα τα παραπάνω αποτελούν τη διάταξη για τη λήψη μετρήσεων χωρίς ακτινοβολία.

Τέλος, σημαντικό μέρος του εργαστηρίου είναι τα υλικά ιατρικής φύσης που χρησιμοποιούμε. Το 'σκουφάκι' του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, που έχει ενσωματωμένα τριάντα δύο (32) ηλεκτρόδια είναι το πλέον σημαντικό. Οι θέσεις των ηλεκτροδίων είναι φανερές στην εξωτερική επιφάνεια του 'σκουφιού' σαν άσπρες υποδοχές και πρόκειται για τυποποιημένη κατανομή απαγωγών στην επιφάνεια του εγκεφάλου βάσει του Διεθνούς

Συστήματος Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας, η οποία κωδικοποιημένα χαρακτηρίζεται στο σύστημα 10-20 όπως αυτό παρουσιάστηκε στο τρίτο κεφάλαιο.

Για την σωστή διεπαφή των ηλεκτροδίων αυτών χρησιμοποιούμε ειδικά διηλεκτρικά υλικά, ουδέτερα όσων αφορά στην επαφή τους με το κρανίο, τα μαλλιά και το δέρμα του εξεταζόμενου. Η σωστή λειτουργία και σύνδεση των ηλεκτροδίων αυτών μας εξασφαλίζει μετρήσεις πολλαπλές που στην πορεία χρήζουν συλλογικής αξιολόγησης. Ο κύριος λόγος, όμως, της χρήσης αυτών των υλικών είναι η χαμηλή ηλεκτρική αντίσταση που παρουσιάζουν. Το γεγονός αυτό μας εξασφαλίζει σηματοληψία με περιορισμένο θόρυβο και

την μικρότερη δυνατή εξασθένιση των μετρούμενων εγκεφαλικών δυναμικών. Τα διηλεκτρικά αυτά είναι δύο ειδών. Το ένα έχει μορφή gel, το οποίο αραιώνεται με νερό και με τη βοήθεια σύριγγας ροής εισάγεται σε κάθε απαγωγή η ποσότητα, που είναι απαραίτητη για την επίτευξη διεπαφής. Αυτή η ποσότητα δεν είναι ορισμένη επακριβώς αλλά εμπειρικά. Η παρουσία στο εργαστήριο και οι δοκιμές που έγιναν έδειξαν ότι κάθε απαγωγή μπορεί να απαιτεί διαφορετική ποσότητα αυτού του gel. Το δεύτερο διηλεκτρικό είναι σε μορφή πάστας και χρησιμοποιείται για τέσσερα (4) εκ των τριάντα δύο (32) ηλεκτροδίων τα οποία είναι εξωτερικά γιατί δεν απάγονται επί του κρανίου. Συγκεκριμένα υπάρχουν δύο ηλεκτρόδια για την καταγραφή των



Εικόνα 40 Σκουφάκι Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος με ενσωματωμένα τα ηλεκτρόδια γάζα



Εικόνα 39 Τα δύο είδη διηλεκτρικών υλικών που χρησιμοποιήθηκαν και η αυτοκόλλητη γάζα.

αντιδράσεων των νεύρων των ματιών και δύο που καταγράφουν τα νεύρα των αυτιών. Τα πρώτα έχουν απολήξεις που επικαλύπτονται με την πάστα αυτή και επικολλούνται στην περιοχή γύρω από τα μάτια με ιατρική αυτοκόλλητη γάζα (το ένα τοποθετείται πλάι από τον αριστερό οφθαλμό και το δεύτερο κάτω από τον δεξιό οφθαλμό). Τα δεύτερα τοποθετούνται σαν ‘σκουλαρίκια’ στους λοβούς των αυτιών του κάθε εξεταζόμενου, πάλι αφού επικαλυφθούν τα ‘κλιψάκια’ τους με την πάστα.

5.2 Το Πειραματικό Δείγμα

Για την πραγματοποίηση των μετρήσεων, χρειάστηκε ένα ικανοποιητικό **δείγμα** ατόμων ώστε τα αποτελέσματα να είναι όσο το δυνατό πιο αξιόπιστα. Το δείγμα που χρησιμοποιήθηκε τελικά στο πείραμα αποτελείται από δώδεκα (12) άτομα, εκ των οποίων επτά (6) άνδρες και έξι (6) γυναίκες, ώστε να έχουμε αναλογία των αποτελεσμάτων από τη παράμετρο του φύλου. Τα άτομα έχουν όλα περίπου την ίδια ηλικία (23-26 ετών). Κάθε άτομο επισκέφθηκε το Ε.Π.Ψ.Υ του Αιγινήτειου Νοσοκομείου δύο φορές (με χρονική διαφορά τουλάχιστον δύο εβδομάδων), πραγματοποιώντας το πείραμα με και χωρίς την επίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, χωρίς όμως να λάβει γνώση σε καμία από τις δύο περιπτώσεις την ύπαρξή της ή μη. Αυτό έγινε με σκοπό την επίτευξη όσο δυνατόν ομοιόμορφης συμπεριφοράς κατά την διεξαγωγή των πειραμάτων του ίδιου ατόμου, την αποφυγή **φαινομένων αυθυποβολής** (single blind experiment) και την μέγιστη δυνατή μείωση εκδήλωσης συναισθηματικών ανθρώπινων συμπεριφορών, όπως φόβος, άγχος και ανησυχία, που θα επηρέαζαν την συγκριτική αξιολόγησή τους. Στα άτομα μετρήθηκε η διάμετρος της μετωπικής χώρας του κεφαλιού και έγινε διαχωρισμός τους σε αριστερόχειρες και δεξιόχειρες (με τους δεξιόχειρες να πλειοψηφούν). Τέλος, το πειραματικό δείγμα απάντησε σε ερωτήσεις που είχαν να κάνουν με τη διάρκεια χρήσης του κινητού τηλεφώνου και διαφόρων βοηθημάτων του (Hands-Free ή Bluetooth).

5.3 Ανάλυση των σημάτων σε περιβάλλον του LabVIEW

Η αναπαράσταση και η αποθήκευση των σημάτων γίνεται σε περιβάλλον σχεδιασμένο με το λογισμικό **LabVIEW** (**L**aboratory **V**irtual **I**nstrumentation **E**ngineering **W**orkbench) έκδοσης 7.1. Το LabVIEW είναι ένα περιβάλλον γραφικού προγραμματισμού που χρησιμοποιείται για λήψη δεδομένων και έλεγχο οργάνων. Ο ένας υπολογιστής είναι εξοπλισμένος με ειδική κάρτα (PCI 6251) η οποία ελέγχεται μέσω interface προγραμματισμένο σε LabVIEW. Έτσι όταν τα ηχητικά μηνύματα αναπαράγονται από την κάρτα ήχου, τότε στέλνει σήμα σκανδαλισμού στον άλλο υπολογιστή, ώστε να λάβει τα 32 σήματα των ηλεκτροδίων τα οποία αποθηκεύονται και αναπαριστώνται στην οθόνη. Η κάρτα αυτή διαβάζει και δίνει ως είσοδο αρχεία ήχου τύπου *wav* στην κάρτα ήχου ενώ ταυτόχρονα με την έναρξη αναπαραγωγής τους συγχρονίζει το σκανδαλισμό του άλλου υπολογιστή. Αυτό επιτυγχάνεται όπως περιγράφεται εδώ. Όταν η κάρτα διαβάσει ένα συγκεκριμένο αρχείο ήχου που περιέχει έναν παλμό πλάτους 5V στέλνει ένα **ψηφιακό trigger** σε ένα συνδετήρα (CB68LP- πλακέτα για σύνδεση σημάτων με κάρτες DAQ). Το trigger αυτό, μεταφέρεται αναλογικά σε άλλο συνδετήρα απ' όπου το λαμβάνει ο πολυπλέκτης και τελικά η κάρτα λήψης δεδομένων του άλλου υπολογιστή καταγράφει τα δεδομένα. **Το σήμα σκανδαλισμού αποτελεί ένας παλμός πλάτους 5V.**

Λόγω της φύσης της πειραματικής διαδικασίας ένα κρίσιμο θέμα είναι η ταυτόχρονη έναρξη του ακουστικού ερεθίσματος και της λήψης δεδομένων γιατί μόνο τότε τα σήματα που λαμβάνουμε μπορούν να αποδοθούν πράγματι στο ακουστικό ερέθισμα και να βαθμονομηθούν κατάλληλα. Ο κώδικας που υλοποιήθηκε δίνει τη δυνατότητα στο χρήστη να επιλέξει μέσα από αποθηκευμένα αρχεία ήχου αυτά που επιθυμεί, να σταματήσει και να ξεκινήσει την αναπαραγωγή τους εύκολα με χρήση πλήκτρων **STOP** και **START** που έχουν δημιουργηθεί γι' αυτό το σκοπό. Τα δεδομένα αποθηκεύονται αυτόματα σε *txt* αρχεία. Κάθε λήψη δεδομένων προσαρτάται στο αρχείο της ώστε στο τέλος του πειράματος κάθε άτομου ένα αρχείο περιέχει όλες τις μετρήσεις.

Το LabVIEW είναι μια πλατφόρμα και ένα περιβάλλον ανάπτυξης για οπτικογλωσσικό προγραμματισμό από την εταιρεία National Instruments. Αρχικά εκδόθηκε από την APPLE MACINTOSH το 1986. Το LabVIEW χρησιμοποιείται συνήθως για data acquisition, instrument control και βιομηχανική αυτοματοποίηση σε ποικίλες πλατφόρμες συμπεριλαμβανομένου των Microsoft Windows , διαφόρων εκδόσεων Unix, Linux, και του MAC OS. Η πιο πρόσφατη έκδοση του LabVIEW είναι έκδοση η 8.5.1, που κυκλοφόρησε τον Απρίλιο του 2008.

Η γλώσσα προγραμματισμού που χρησιμοποιεί το LabVIEW, λέγεται ‘G’ και είναι γλώσσα προγραμματισμού ροής πληροφοριών (**Dataflow Programming**). Η εκτέλεση καθορίζεται από τη δομή ενός block diagram (the LV-source code) στο οποίο ο προγραμματιστής συνδέει τους κόμβους διαφορετικής λειτουργίας με το σχεδιασμό των καλωδίων. Αυτά τα καλώδια διαδίδουν τις μεταβλητές και κάθε κόμβος μπορεί να εκτελεστεί μόλις όλα τα δεδομένα εισόδου γίνουν διαθέσιμα. Δεδομένου ότι αυτό μπορεί να συμβεί για πολλούς κόμβους ταυτόχρονα, η ‘G’ είναι εγγενώς ικανή γλώσσα για παράλληλη εκτέλεση. Οι προγραμματιστές με ένα υπόβαθρο στο συμβατικό προγραμματισμό παρουσιάζουν συχνά απροθυμία να υιοθετήσουν το σχέδιο ροής πληροφοριών του LabVIEW, υποστηρίζοντας ότι το LabVIEW είναι επιρρεπές σε Race Conditions. Στην πραγματικότητα, αυτό προέρχεται από μια παρανόηση του παραδείγματος της ροής πληροφοριών. Η προαναφερθείσα ροή πληροφοριών (που μπορεί να προκληθεί χαρακτηριστικά με τη σύνδεση των inputs και των outputs των κόμβων) καθορίζει εντελώς την ακολουθία εκτέλεσης και μπορεί να ελεγχθεί πλήρως από τον προγραμματιστή. Κατά συνέπεια, η execution sequence του LabVIEW είναι τόσο καθορισμένη με σαφήνεια όσο σε οποιαδήποτε κειμενικά κωδικοποιημένη γλώσσα όπως είναι η C, η Visual Basic και η Python. Επιπλέον, το LabVIEW δεν απαιτεί τον καθορισμό του τύπου των μεταβλητών, ο τύπος καλωδίων καθορίζεται από τον data-supplying κόμβο και υποστηρίζει και την πολυμορφικότητα στα καλώδια τα οποία προσαρμόζονται αυτόματα στους διάφορους τύπους δεδομένων.

Το LabVIEW συνδέει τη δημιουργία των user interfaces (κεντρικοί πίνακες επιλογών) με τον κύκλο ανάπτυξης. Τα προγράμματα / υπορουτίνες του LabVIEW καλούνται εικονικά όργανα (**Virtual Instruments** ή **VI**s). Κάθε VI έχει τρία συστατικά: ένα block diagram, ένα κεντρικό πίνακα επιλογών (front panel) και ένα connector pane (συνδετήρας). Το τελευταίο χρησιμοποιείται για να αντιπροσωπεύσει το VI στα block diagrams άλλων καλούμενων VIs. Οι έλεγχοι και οι δείκτες στον κεντρικό πίνακα επιλογών επιτρέπουν σε έναν χειριστή να εισάγει δεδομένα εισόδου ή να αποσπά δεδομένα από ένα τρέχον VI. Εντούτοις, ο κεντρικός πίνακας επιλογών μπορεί να χρησιμεύσει ως μια προγραμματική διεπαφή. Κατά συνέπεια ένα VI μπορεί είτε να τρέξει ως πρόγραμμα, με τον κεντρικό πίνακα επιλογών να χρησιμεύει σαν user interface, είτε να καθορίζει τα inputs και outputs για τον δεδομένο κόμβο μέσω του connector pane. Αυτό σημαίνει ότι κάθε VI μπορεί να εξεταστεί εύκολα πριν ενσωματωθεί ως υπορουτίνα σε ένα μεγαλύτερο πρόγραμμα.

Η γραφική προσέγγιση (**Graphical Programming**) επιτρέπει επίσης στους μη-προγραμματιστές να χτίσουν τα προγράμματα απλά με διαδικασίες drag 'n drop σε εικονικές αντιπροσωπεύσεις του εξοπλισμού των εργαστηρίων με τον οποίο είναι ήδη εξοικειωμένοι. Το περιβάλλον προγραμματισμού LabVIEW, με τα συμπεριλαμβανόμενα παραδείγματα και το documentation, καθιστά τη δημιουργία μικρών εφαρμογών απλή. Αυτό από την μία είναι ένα

όφελος, αλλά υπάρχει κίνδυνος υποβάθμισης της πείρας που απαιτείται για την καλή ποιότητα προγραμματισμού ‘G’.

Για σύνθετους αλγορίθμους ή για μεγάλης κλίμακας κώδικα, είναι σημαντικό ότι ο προγραμματιστής κατέχει μια εκτενή γνώση της ειδικής σύνταξης LabVIEW και την τοπολογία για την διαχείριση της μνήμης του. Τα πιο προηγμένα συστήματα ανάπτυξης LabVIEW προσφέρουν τη δυνατότητα και για αυτόνομες εφαρμογές. Επιπλέον, είναι δυνατό να δημιουργηθούν διανεμημένες εφαρμογές, που επικοινωνούν με ένα σχέδιο client/server και επομένως είναι ευκολότερης υλοποίησης λόγω της εγγενώς παράλληλης φύσης του G-κώδικα.

Για να διατηρηθούν καθαρά και ευανάγνωστα VI user interfaces ο χρήστης του LabVIEW πρέπει να λάβει υπόψη τα παρακάτω:

- να κρατά τα panels απλά
- να διατηρεί ένα συνεπές ύφος
- να καθαρίζει τα καλώδια όποτε αυτό είναι δυνατόν
- να χρησιμοποιεί την κατάλληλη ορολογία κατά το μαρκάρισμα των ελέγχων και των δεικτών

Αρχεία χαρακτηριζόμενα από κόμμα μπορούν να σωθούν από το LabVIEW και να διαβαστούν από Excel. Πρέπει να σωθούν με την επέκταση “.csv” κατά τη λειτουργία στο περιβάλλον Windows. Μια καλύτερη λύση είναι να χρησιμοποιηθεί το Excel για να καλέσει το LabVIEW VI χρησιμοποιώντας τον κώδικα VBA και να περάσει τα δεδομένα μεταξύ LabVIEW και Excel.

Παρακάτω παρουσιάζονται συγκεντρωμένα τα πλεονεκτήματα χρήσης της πλατφόρμας του LabVIEW σε σχέση με άλλα περιβάλλοντα ανάπτυξης υπολογιστικών και μαθηματικών εφαρμογών:

- Εκτενής υποστήριξη για πρόσβαση instrumentation hardware
- Μείωση χρόνου ανάπτυξης προγράμματος
- Χρήστες με την περιορισμένη εμπειρία κωδικοποίησης μπορούν να γράψουν προγράμματα και να επεκτείνουν τις λύσεις δοκιμής σε ένα μειωμένο χρονικό πλαίσιο
 - Από άποψη απόδοσης το LabVIEW περιλαμβάνει έναν compiler που παράγει κώδικα για το CPU
 - Ο πλήρως αντικειμενοστραφής χαρακτήρας του κώδικα LabVIEW επιτρέπει την επαναχρησιμοποίηση κώδικα χωρίς τροποποιήσεις

- Στο περιβάλλον του LabVIEW ο κώδικας G είναι ανεξάρτητος και φορητός μεταξύ των διαφορετικών συστημάτων LabVIEW για τα διαφορετικά λειτουργικά συστήματα (Windows, MAC OS X και Linux)
- Υπάρχει μια έκδοση χαμηλότερου κόστους του LabVIEW που στοχεύει στην εκμάθηση στα εκπαιδευτικά ιδρύματα. Υπάρχει επίσης μια ενεργός κοινότητα των χρηστών LabVIEW που επικοινωνούν μέσω διάφορων ομάδων ηλεκτρονικού ταχυδρομείου και φόρουμ Διαδικτύου

5.4 Διεξαγωγή του Πειράματος



Εικόνα 41 Ειδική αναπαυτική πολυθρόνα του ανηχοϊκού θαλάμου

Η διαδικασία διεξαγωγής του πειράματος ξεκινά με την είσοδο του εξεταζόμενου στον ανηχοϊκό θάλαμο, όπου κάθεται σε ειδική αναπαυτική πολυθρόνα. Εκεί θα παραμείνει καθισμένος καθ' όλη τη διάρκεια του πειράματος με τοποθετημένα όλα τα ηλεκτρόδια (όπως αναφέρονται πιο πάνω). Αφού τελειώσει αυτή η διαδικασία, ο εξεταζόμενος φοράει τα ειδικά ακουστικά και σε σύνδεση με τον υπολογιστή θα λαμβάνει τα ηχητικά μηνύματα. Ταυτόχρονα, στον άλλο υπολογιστή δημιουργείται ένας φάκελος με τα προσωπικά στοιχεία του εκάστοτε ατόμου. Στη συνέχεια τίθεται σε λειτουργία το πρόγραμμα LABVIEW όπου ρυθμίζονται κατάλληλα οι παράμετροί του ατόμου ανάλογα με το είδος της μέτρησης.

Τα ηλεκτρόδια καταλήγουν στον προενισχυτή, που βρίσκεται δεξιά του εξεταζόμενου. Αυτός διαθέτει led ενδεικτικά για κάθε ηλεκτρόδιο ώστε η αντίσταση μεταξύ του κάθε ηλεκτροδίου και της γείωσης να ελέγχεται αν βρίσκεται κάτω από μία τιμή. Την τιμή αυτή την επιλέγει ο χρήστης από τις έξι διαθέσιμες (1, 2, 5, 10, 20 και 50kΩ). Στην παρούσα διάταξη έχει επιλεγεί η τιμή των 50 kΩ.

Επί του πατώματος του θαλάμου, και πάλι δεξιά του εξεταζόμενου, τοποθετείται ασύρματο router. Η κεραία του εκπέμπει στα 2.4GHz. Είναι μια ομοιοκατευθυντική κεραία (Omnidirectional, Omni). Χαρακτηριστικό αυτών των κεραιών είναι ότι εκπέμπουν κατά 360° στο οριζόντιο επίπεδο και για αρκετές μοίρες στο κάθετο. Το εύρος δέσμης εκπομπής στο κάθετο επίπεδο καθορίζει και την κατευθυντικότητα της. Το Wi-Fi Access Point υποστηρίζει τα πρωτόκολλα IEEE 802.11b, IEEE 802.11g. Ο έλεγχος της ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας για σήματα Wi-Fi έχει γίνει και δεν έχουν παρατηρηθεί αξιόλογες μεταβολές. Η κατάσταση λειτουργίας του router (αν είναι στο ON ή στο OFF) δεν είναι φανερή στον χρήστη. Την μία εκ των δύο φορών παρουσίας του ίδιου εξεταζόμενου θα ακτινοβολούσε, αγνοώντας, όμως, ποια θα ήταν αυτή.

Αφού ολοκληρωθεί η προπαρασκευαστική διαδικασία, ο γιατρός αναλαμβάνει να δώσει τις απαραίτητες οδηγίες στον εξεταζόμενο. Δηλαδή τον προτρέπει να είναι **χαλαρός, χωρίς ένταση, να μην αγχώνεται** μήπως κάνει κάτι λάθος, να παραμένει όσο το δυνατόν **ακίνητος** και να διατηρεί **κλειστά τα μάτια** κατά την διάρκεια των ηχητικών μηνυμάτων.



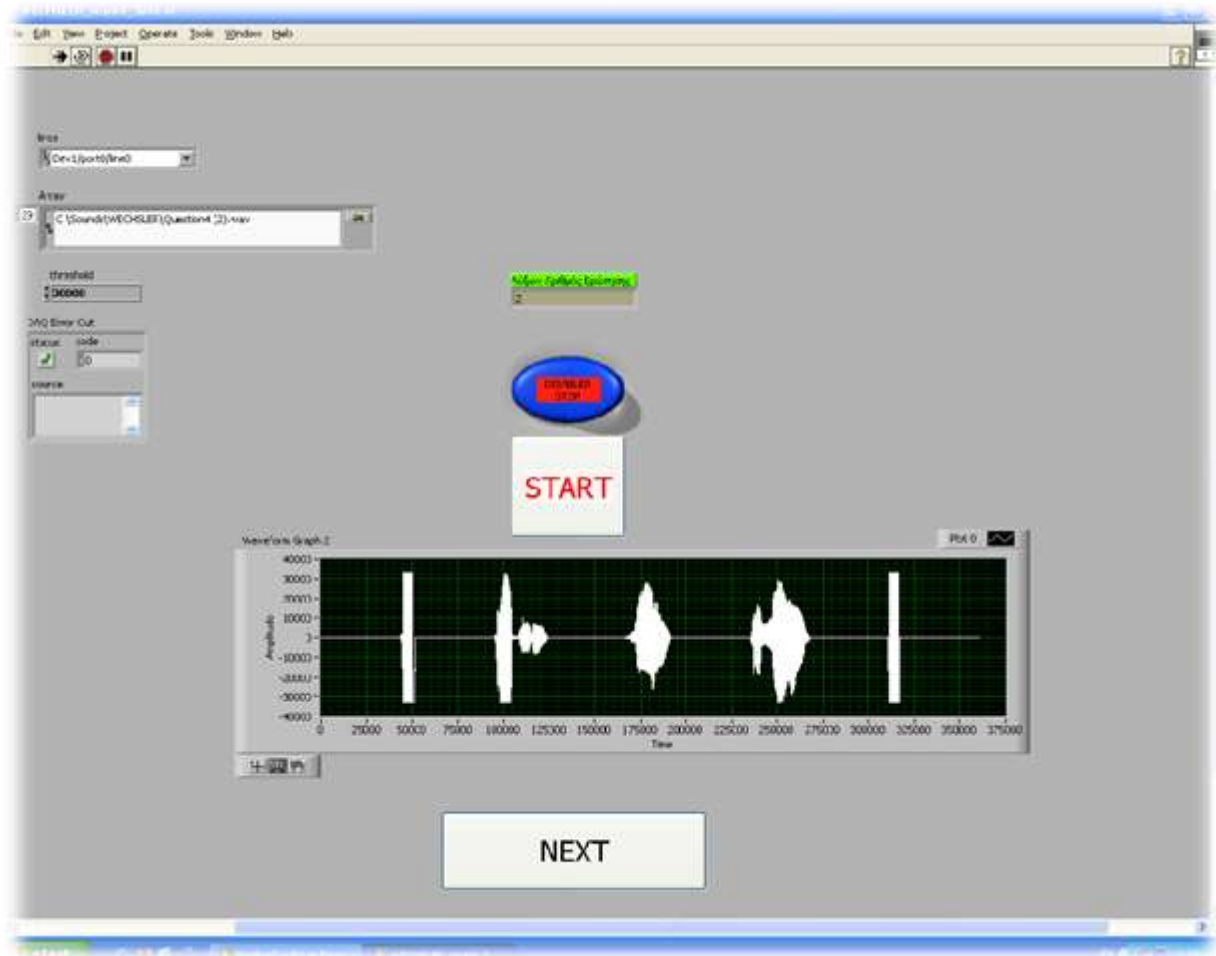
Εικόνα 42 Ο προενισχυτής δεξιά του εξεταζόμενου



Εικόνα 43 Στιγμιότυπο από την προετοιμασία ενός εξεταζόμενου ατόμου. Έχουν τοποθετηθεί τα ηλεκτρόδια και τα ακουστικά είναι στο δεξί χέρι του εξεταζόμενου έτοιμα να χρησιμοποιηθούν για το πείραμα.

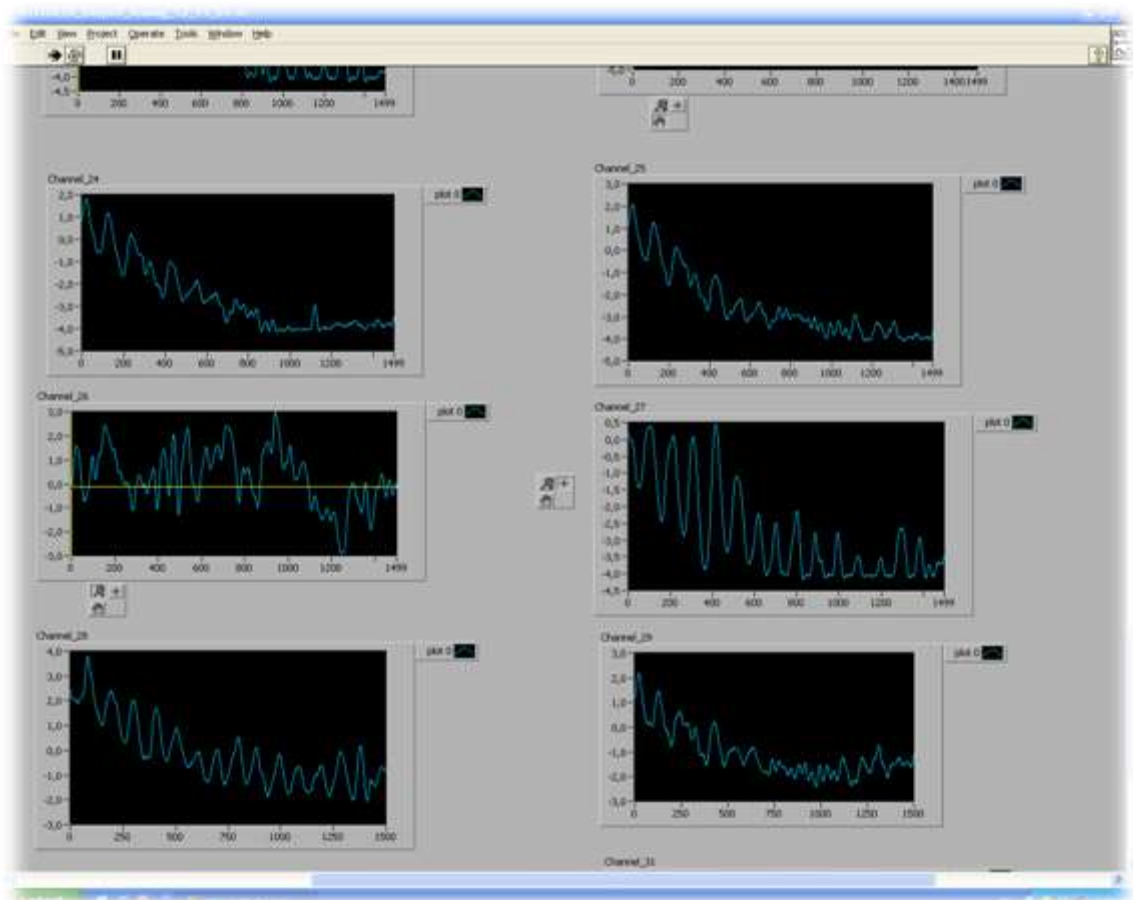
Στην συνέχεια γίνεται μία δοκιμαστική μετάδοση δύο ηχητικών μηνυμάτων, για να ενημερωθεί ο εξεταζόμενος για το τι θα ακούσει και πώς πρέπει να αντιδράσει. Αφού ελεγχθεί και η ετοιμότητα του εξεταζόμενου, η πόρτα του θαλάμου κλείνει και ξεκινά η διαδικασία του πειράματος. Εδώ σημειώνεται ότι ο εξεταζόμενος θα παρακολουθείται καθ' όλη τη διάρκεια της εξέτασης και θα διακόπτεται η διαδικασία όποτε χρειαστεί για να χαλαρώσει ή να μετακινηθεί ή έστω και να εκφράσει κάποιο παράπονο. Ο θάλαμος διαθέτει και τηλέφωνο έκτακτης ανάγκης εντός και εκτός του κλωβού για επικοινωνία του εξεταζόμενου με την επιστημονική ομάδα, αν παραστεί αναγκαίο.

Η πρώτη φάση του πειράματος είναι το **test Wechsler**. Ο υπεύθυνος χειριστής του προγράμματος ξεκινά την αναπαραγωγή ηχητικών μηνυμάτων το οποίο αντιπροσωπεύει κάθε φορά μία συγκεκριμένη σειρά ψηφίων, πατώντας το πλήκτρο NEXT στον υπολογιστή.



Εικόνα 44 Screenshot από τον έναν Η/Υ κατά την διάρκεια του test Wechsler. Ο χειριστής πατώντας NEXT μεταφέρει στα ακουστικά του εξεταζόμενου που βρίσκεται μέσα στον κλωβό την επόμενη ηχητική ακολουθία αριθμών.

Κατά την μετάδοση ενός ηχητικού μηνύματος του test Wechsler, ο εξεταζόμενος ακούει δύο ήδη τόνων, έναν υψίσυχο και ένα χαμηλόσυχο. Σε κάθε τέτοια σειρά ψηφίων προηγείται η μετάδοση ενός εκ των δύο τόνων, ένα δευτερόλεπτο πριν από το πρώτο ψηφίο, και ακολουθεί ο ίδιος τόνος, επίσης ένα δευτερόλεπτο μετά τον τελευταίο αριθμό, δηλώνοντας έτσι το τέλος της συγκεκριμένης ερώτησης. Με τη μετάδοση του αρχικού τόνου δίνεται και ένας παλμός trigger που σηματοδοτεί το ξεκίνημα της μέτρησης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Αυτή γίνεται κατά το διάστημα του ενός δευτερολέπτου που μεσολαβεί μέχρι τη μετάδοση του πρώτου ψηφίου της εκάστοτε σειράς. Ο εξεταζόμενος καλείται, μετά από την επανάληψη του δεύτερου τόνου του ηχητικού μηνύματος, να προσπαθήσει να επαναλάβει τους αριθμούς είτε με τη σειρά που τους άκουσε (αν ο τόνος ήταν χαμηλόσυχος) είτε με την αντίστροφη σειρά (αν ήταν υψίσυχος). Το test πραγματοποιείται δύο φορές διαδοχικά αποτελούμενο τελικά από 52 ερωτήσεις. Φυσικά, κάθε μία από τις 26 ερωτήσεις είναι διαφορετική από την άλλη, με σταδιακή αύξηση μάλιστα των μεταδιδόμενων ψηφίων από δύο σε εννέα.



Εικόνα 45 Screenshot από τον άλλο Η/Υ κατά το test Wechsler. Γίνεται η παράλληλη καταγραφή των σημάτων που δίνουν τα ηλεκτρόδια (εδώ φαίνονται μόνο 6 από τα 32) και ο χειριστής ελέγχει την παρουσία θορύβου που μπορεί να προέρχεται από την κίνηση του εξεταζόμενου ή από μία κακή σύνδεση ενός ηλεκτροδίου.

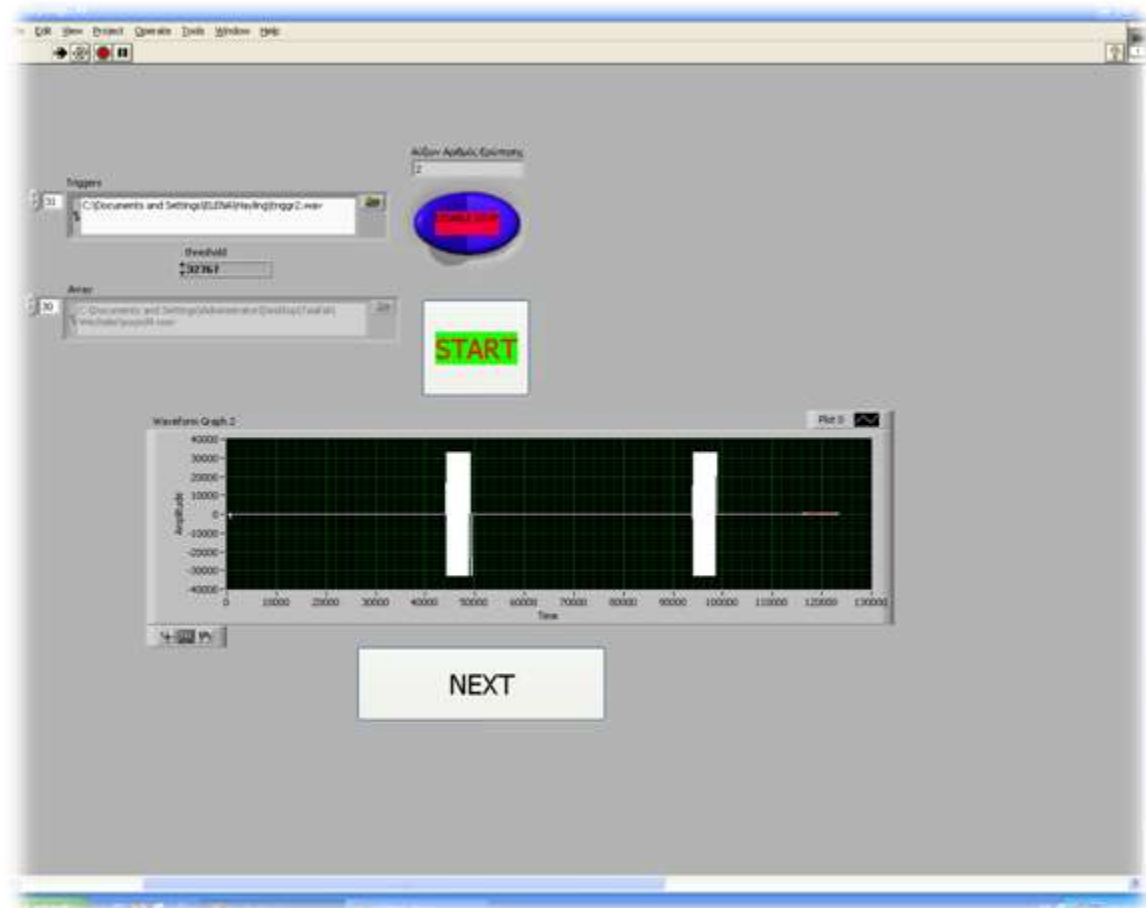
Κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης του πειράματος, το πρόγραμμα το χειρίζεται είτε ο υπεύθυνος ιατρός ή κάποιος εκ της επιστημονικής ομάδας πού είναι εξειδικευμένος στην πλατφόρμα του LABVIEW, ενώ βασική προτεραιότητα αποτελεί ή τήρηση **των αρχών της Διακήρυξης ανθρωπίνων δικαιωμάτων του Helsinki**. Κατά την διάρκεια που ο εξεταζόμενος απαντά , κάποιος είναι επιφορτισμένος να τον ακούει και να τον καταγράφει, ώστε να μπορεί να γίνει η απαραίτητη σύγκριση με τις σωστές απαντήσεις. Για κάθε ερώτηση, λαμβάνουμε μέσω του **LABVIEW** 32 διαφορετικές γραφικές παραστάσεις, όσες και τα ηλεκτρόδια. Οι κυματομορφές αυτές έχουν διάρκεια 1500 msec, όσο δηλαδή διαρκεί η μέτρηση του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

Αφού ολοκληρωθεί η πρώτη φάση, γίνεται διάλειμμα για να ηρεμήσει και να ‘ξεπιαστεί’ ο εξεταζόμενος και παράλληλα η ερευνητική ομάδα ετοιμάζει το software των Η/Υ για την **δεύτερη φάση** που περιλαμβάνει το **test Hayling**. Πρόκειται για ένα test συμπλήρωσης προτάσεων το οποίο αρχικά είχε δύο μέρη, αλλά τελικά για της ανάγκες των πειραμάτων στο εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας προστέθηκε και ένα τρίτο. Ο εξεταζόμενος, δηλαδή, υποβάλλεται σε αυτήν την τριπλή διαδικασία:

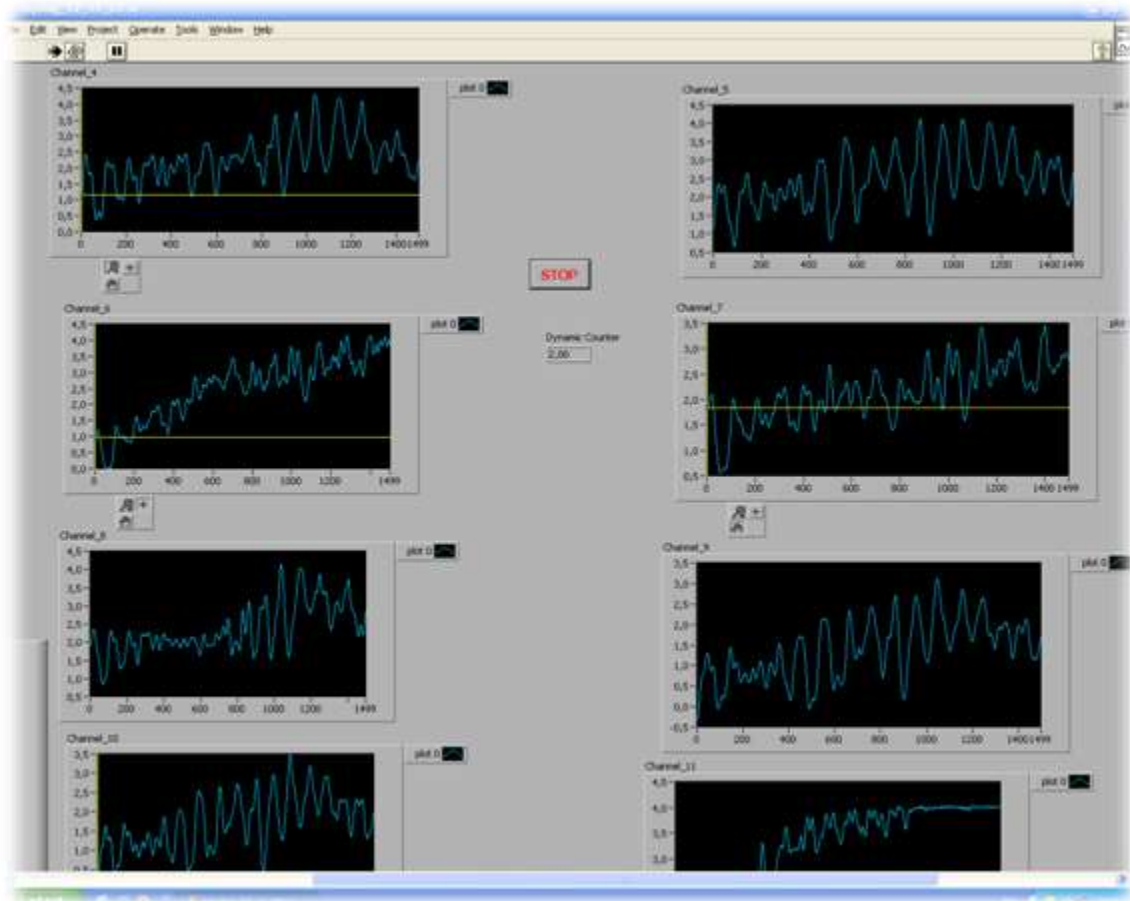
- **Α’ ΜΕΡΟΣ** : Ο εξεταζόμενος ακούει μια σειρά προτάσεων στις οποίες λείπει η τελευταία λέξη και προσπαθεί να την συμπληρώσει με κάτι που να βγάζει λογικό νόημα. Η πρόταση είναι απλή, ευκολονόητη και η λέξη που λείπει συνδέεται άμεσα με το νόημα της. Π.χ. *Τελικά η ώρα της δράσης είχε...* με πιθανές απαντήσεις *Φτάσει/Ερθει* κτλ.
- **Β’ ΜΕΡΟΣ** : Ο εξεταζόμενος ακούει πάλι μια σειρά προτάσεων όμοια με πριν και προσπαθεί να την συμπληρώσει με κάτι που να μην βγάζει λογικό νόημα. Π.χ. *Ο Θανάσης έπεσε και γρατζούνισε το ...* με πιθανές απαντήσεις *μολύβι του, αμάξι του* κτλ.
- **Γ’ ΜΕΡΟΣ** : Ο εξεταζόμενος ακούει μια σειρά προτάσεων και καλείται να επαναλάβει την τελευταία λέξη. Π.χ. *Χτύπησε το καρφί στο ξύλο με απάντηση ξύλο* κτλ.

Κάθε μέρος αποτελείται από τριάντα (30) προτάσεις και πραγματοποιείται αυτούσιο το καθένα, με διαλλείματα ενδιάμεσα τους. Η διαφοροποίηση σε αυτό το μέρος είναι ότι ο τόνος πριν την απάντηση από τον εξεταζόμενο είναι διπλός. Σε αντίθεση με το test Wechsler, στο test Hayling η ερευνητική ομάδα δεν καταγράφει τις απαντήσεις του εξεταζόμενου αλλά φυσικά γίνεται η ίδια διαδικασία όσων αφορά στην καταγραφή των σημάτων.

Τελειώνοντας αυτή τη διαδικασία το πείραμα φθάνει στην λήξη του και ο εξεταζόμενος με τη βοήθεια της επιστημονικής ομάδας αποσυνδέεται και αποχωρεί από τον ανηχοϊκό θάλαμο. Η διάρκεια του όλου πειράματος αγγίζει περίπου τα 45 λεπτά.



Εικόνα 46 Screenshot από τον έναν Η/Υ κατά την διάρκεια του test Hayling. Ο χειριστής πατώντας NEXT μεταφέρει στα ακουστικά του εξεταζόμενου που βρίσκεται μέσα στον κλωβό την επόμενη ηχητική ακολουθία προτάσεων.



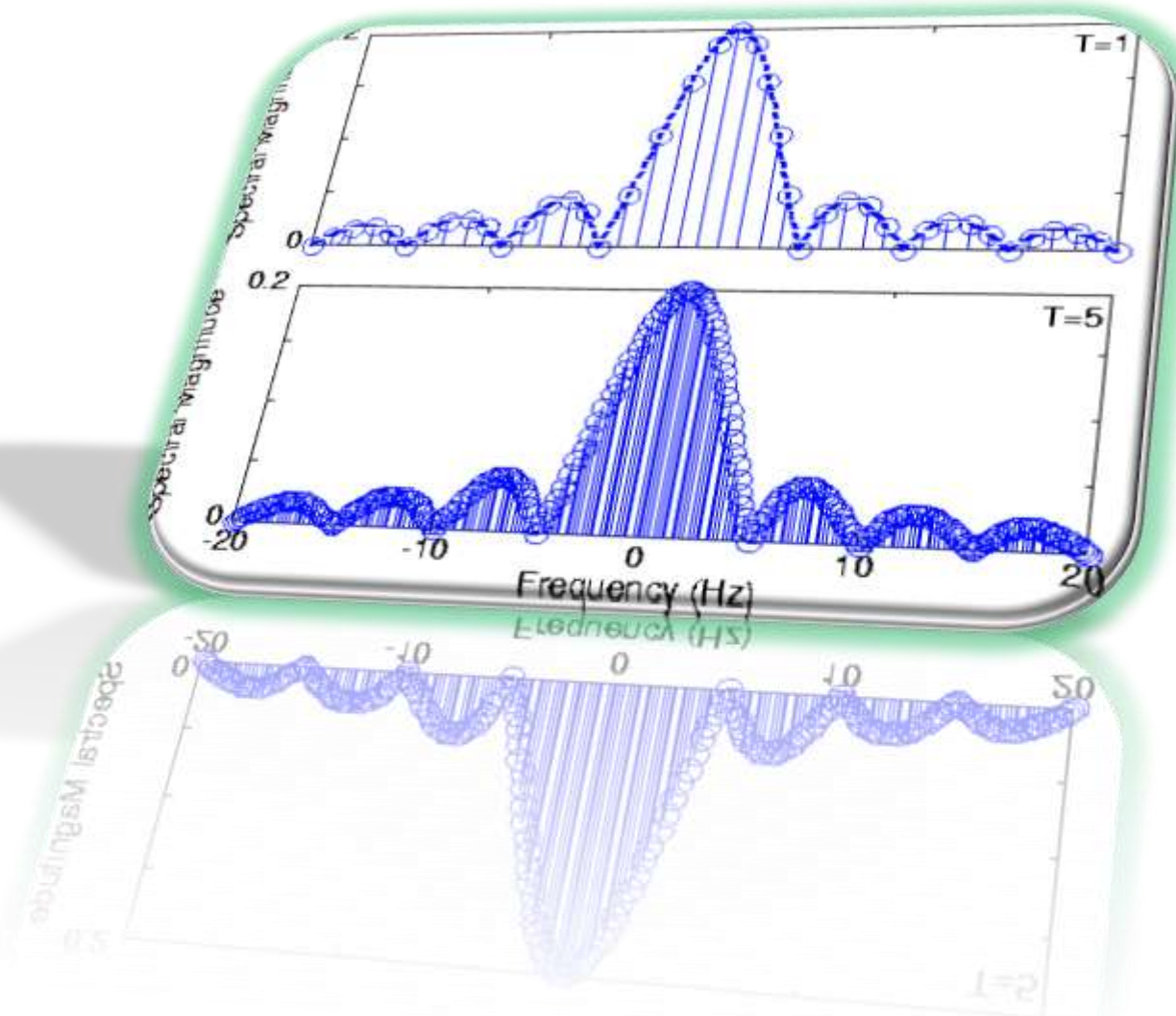
Εικόνα 47 Screenshot από τον άλλο Η/Υ κατά το test Hayling. Γίνεται η παράλληλη καταγραφή των σημάτων (εδώ φαίνονται μόνο 6 από τα 32) που δίνουν τα ηλεκτρόδια και ο χειριστής ελέγχει την παρουσία θορύβου που μπορεί να προέρχεται από την κίνηση του εξεταζόμενου ή από μία κακή σύνδεση ενός ηλεκτροδίου.

Τα βασικά συμπεράσματα που εξάγονται από τη μελέτη των αποτελεσμάτων, αφορούν στο βαθμό ανταπόκρισης στο αρχικό ερέθισμα και στις διεργασίες εγρήγορσης, αναγνώρισης, σύγκρισης και επεξεργασίας που αφορούν τα λαμβανόμενα ερεθίσματα, ενώ δεν ενδιαφέρει καθόλου το **‘σκορ’ που θα πετύχει ο κάθε εξεταζόμενος**. Δηλαδή, σκοπός μας **δεν είναι η αξιολόγηση της μνήμης** κάθε ατόμου και ο έλεγχος του αν εκφώνησε σωστά τους αριθμούς που άκουσε. Οι κυματομορφές που λαμβάνουμε και στις οποίες βασίζεται η έρευνα αυτή, άλλωστε, δεν αναφέρονται στη στιγμή της απάντησης, αλλά στη στιγμή που το άτομο δέχεται το ερέθισμα. Συγκεκριμένα, καταγράφουμε το διάστημα μεταξύ του πρώτου τόνου και του πρώτου αριθμού γιατί στην συγκεκριμένη στιγμή ο εγκέφαλος αναγνωρίζει ότι πρέπει να πει τους αριθμούς με την ανάποδη σειρά (Wechsler test), ή να πει κάτι που δεν βγάζει νόημα (Hayling test).

Πριν τελειώσουμε την αναφορά μας στην πειραματική διαδικασία, αναφέρουμε μερικά πράγματα που παίζουν ρόλο στην όλη διαδικασία ή που μπορούν να γίνουν για την καλύτερη διεξαγωγή της:

- ❖ Ο χώρος του εργαστηρίου πρέπει να περιέχει το μικρότερο δυνατό αριθμό ηλεκτρικών συσκευών ή διατάξεων.
- ❖ Κάθε ηλεκτρική συσκευή που υπάρχει στο δημιουργεί **artifacts** π.χ. λαμπτήρες, λυχνίες νέον, οθόνες τηλεόρασης, monitors κλπ. Τα artifacts των συσκευών αυτών εισάγονται στο σύστημα και ενισχυόμενα παρεισφρέουν στα μετρούμενα σήματα δίνοντας παράσιτο των 50/60 HZ AC ή τα πολλαπλάσιά του (μέχρι και 2 KHz).
- ❖ Και στα δύο πειράματα χρησιμοποιήθηκε **μονοχρωματική ακτινοβολία** με σκοπό την αποφυγή προβλημάτων παρεμβολών σε διαμορφωμένο σήμα.
- ❖ Πρέπει να εξασφαλίζεται **ικανή απόσταση** του καλωδίου που συνδέει το head box με το σύστημα από άλλα καλώδια που ευρίσκονται στο έδαφος ή από τις γραμμές του δικτύου.
- ❖ Ο ασθενής πρέπει να ευρίσκεται σε **ξεκούραστη θέση**. Στην περίπτωση καταγραφής με τα μάτια κλειστά, η τοποθέτηση βρεγμένων κομματιών γάζας στα βλέφαρα βοηθά σημαντικά στην **αποφυγή ανοιγοκλεισίματός** τους το οποίο αποτελεί ένα ενοχλητικό παράσιτο, ειδικά όταν τα εξεταζόμενα άτομα παρουσιάζουν συμπτώματα άγχους. Στην καταγραφή με τα μάτια ανοιχτά, ο εξεταζόμενος θα βοηθούσε **να προσηλώνει το βλέμμα** του σε κάποιο προκαθορισμένο σημείο τοποθετημένο χαμηλά στο ύψος των γονάτων του.
- ❖ Για την αποφυγή των μυϊκών παρασίτων από συσπάσεις του στόματος και του σαγονιού ο εξεταζόμενος θα πρέπει να έχει το **στόμα μισάνοιχτο**.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6



6. ΣΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER

Τα σήματα που λαμβάνουμε από την πειραματική διαδικασία, μέσω της πλατφόρμας του LabVIEW, δεν μπορούν να αξιοποιηθούν άμεσα για αξιολόγηση. Είναι απαραίτητο να υποστούν επεξεργασία μέσω MATLAB. Η επεξεργασία τους μπορεί να ποικίλλει αλλά γενικά έχει βάσει στην θεωρία Fourier για τα σήματα. Γι' αυτό το λόγο σε αυτό το κεφάλαιο αναλύουμε τις βασικές αρχές της θεωρίας αυτής και τις μεθοδολογίες που χρησιμοποιούνται για ανάλυση των πειραματικών αποτελεσμάτων.

6.1 Ταξινόμηση των Σημάτων

Η ανάλυση ενός συστήματος αφορά τον προσδιορισμό της απόκρισης του όταν δίνεται η διέγερσή του. Στις τηλεπικοινωνίες η διέγερση και η απόκριση ενός συστήματος είναι συναρτήσεις του χρόνου. Τα σήματα διακρίνονται γενικά σε **ντετερμινιστικά** και σε **τυχαία**.

Ντετερμινιστικό σήμα είναι αυτό, για το οποίο δεν υπάρχει καμιά αβεβαιότητα, όσον αφορά την τιμή του σε κάθε χρονική στιγμή, η οποία μπορεί να υπολογιστεί από μία μαθηματική συνάρτηση, πίνακα ή κανόνα. Κάθε ντετερμινιστικό σήμα μπορεί να αναπαρασταθεί σαν *πλήρως καθορισμένη συνάρτηση του χρόνου*, όπου κάθε μελλοντική τιμή του μπορεί να υπολογιστεί με βεβαιότητα από τις προηγούμενες τιμές του.

Τυχαίο σήμα είναι εκείνο για το οποίο υπάρχει κάποιος βαθμός αβεβαιότητας για τη συμπεριφορά του, προτού καν εμφανιστεί. Ένα τυχαίο σήμα μπορεί να θεωρηθεί ότι ανήκει σε μια συλλογή ή σύνολο σημάτων, όπου κάθε σήμα του συνόλου είναι διαφορετικό. Οι μελλοντικές τιμές ενός ντετερμινιστικού σήματος δεν μπορούν να προβλεφθούν με ακρίβεια, και μπορούμε μόνο να τις μαντέψουμε κατά προσέγγιση, βασιζόμενοι στους μέσους όρους του συνόλου των σημάτων.

Παρακάτω παρουσιάζεται μια συνοπτική ταξινόμηση των σημάτων:

- *Περιοδικά και Απεριοδικά Σήματα*
- *Σήματα Ενέργειας και Ισχύος*
- *Αιτιατά και Μη αιτιατά σήματα*
- *Άρτια και Περιττά Σήματα*

Τα **περιοδικά** σήματα ορίζονται ως τα σήματα που επαναλαμβάνονται μετά από σταθερό χρονικό διάστημα, που ορίζεται ως περίοδος T_0 . Δηλαδή είναι της μορφής:

$$x(t + kT_0) = x(t)$$

Για τα **σήματα ενέργειας** συνεχούς χρόνου ισχύει :

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

ενώ για διακριτού χρόνου :

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

όπου $E_x < \infty$

Για τα **σήματα ισχύος** συνεχούς χρόνου ισχύει:

$$P_x = \lim_{T \rightarrow \infty} 1/T \int_{-T/2}^{T/2} |x(t)|^2 dt$$

ενώ για διακριτού χρόνου :

$$P_x = \lim_{N \rightarrow \infty} 1/(2N + 1) \sum_{-N}^N |x(n)|^2$$

όπου $P_x < \infty$

Τα αιτιατά διακρίνονται από τα μη αιτιατά, ανάλογα σε ποιο σημείο τους μηδενίζονται. Δηλαδή για τα **αιτιατά** ισχύει $x(t) = 0, t < 0$, ενώ για τα **μη αιτιατά** $x(t) = 0, t > 0$. Τέλος αν $x(-t) = x(t)$ το σήμα είναι **άρτιο**, ενώ αν $x(-t) = -x(t)$ το σήμα είναι **περιττό**.

6.2 Ανάδειξη Σήματος από Θόρυβο

Πολλές φορές κάποιο σήμα, που θέλουμε να καταγράψουμε, περιβάλλεται από θόρυβο. Αυτός μπορεί να είναι είτε εγγενή της ανιχνευτικής διάταξης που έχουμε κατασκευάσει προκειμένου να καταγράψουμε το σήμα, είτε εξαιτίας του περιβάλλοντος το οποίο βρίθεται από παρόμοια σήματα με αυτά που θα θέλαμε να μετρήσουμε αλλά δεν προέρχονται από την πηγή η οποία μας ενδιαφέρει. Το ερώτημα είναι αν υπάρχει τρόπος να ‘καθαρίσουμε’ το ενδιαφέρον σήμα από το θόρυβο, δηλαδή να το **αποθορυβοποιήσουμε**. Η σχετική θεωρητική έρευνα ξεκίνησε παράλληλα με την ανάπτυξη των ραντάρ, όταν ο ασθενικός παλμός, ο οποίος λόγω ανάκλασης επέστρεφε στην πηγή, έπρεπε να αναγνωριστεί μέσα στον ηλεκτρομαγνητικό θόρυβο του περιβάλλοντος, ή τον ηλεκτρονικό θόρυβο της συσκευής.

Ας σκεφθούμε τι χαρακτηριστικά έχει αυτό που ονομάζουμε θόρυβο. Κατ’ αρχήν θα έλεγε κανείς ότι ο **θόρυβος δεν είναι τίποτε άλλο παρά διακυμάνσεις με μέση τιμή μηδέν** που εμφανίζονται στην έξοδο της ανιχνευτικής διάταξης όταν δεν υπάρχει σήμα. Αν όμως καταγράψουμε ένα ημιτονικό σήμα σε χρονικές διαστήματα μεγάλα σε σχέση με την περίοδο του σήματος, οι μετρήσεις μας θα μοιάζουν εντελώς τυχαίες, με μέση τιμή μηδέν, ενώ στην πραγματικότητα θα αφορούν τις τιμές μιας καλά καθορισμένης συνάρτησης του χρόνου.

Μια βασική ιδιότητα του θορύβου είναι ότι η μέση τιμή του γινομένου μιας οποιασδήποτε περιοδικής συνάρτησης με το θόρυβο είναι μηδενική. Έτσι, ο αποκαλούμενος *συσχετισμός* (*correlation*) του θορύβου με το ίδιο το σήμα θα είναι μηδενικός.

$$\int_{-\infty}^{+\infty} n(t)s(t+\tau)dt = 0,$$

όπου $n(t)$ η χρονική εξέλιξη του θορύβου και $s(t)$ η χρονική εξέλιξη του σήματος. Ο λόγος που καταφύγαμε στη χρήση του συσχετισμού των δύο αυτών συναρτήσεων είναι ότι ο μετασχηματισμός Fourier του συσχετισμού δύο συναρτήσεων παίρνει μια πολύ απλή μορφή.

Αν δηλαδή:

$$K(t) \equiv \int_{-\infty}^{+\infty} G(\tau)H(\tau+t)d\tau$$

Τότε:

$$\tilde{K}(f) = \tilde{G}^*(f)\tilde{H}(f)$$

Έτσι αν συσχετίσουμε την έξοδο ενός ανιχνευτή $o(t) = s(t) + n(t)$ με το ίδιο το σήμα $s(t)$ που περιμένουμε να ανιχνεύσουμε, ο θόρυβος δεν θα συμβάλει καθόλου στη συσχέτιση και ο μετασχηματισμός Fourier της συσχέτισης θα μας δώσει το φάσμα ισχύος του σήματος. Αυτό ακριβώς είναι το ζητούμενο. Μάλιστα ακόμη και αν το σήμα που υποθέτουμε ότι υπάρχει στην έξοδο του ανιχνευτή δεν είναι ακριβώς το σωστό, η ζημιά είναι σχετικά μικρή αρκεί το φάσμα και των δύο (του πραγματικού σήματος και του υποτιθέμενου) να είναι επικεντρωμένα γύρω από την ίδια περίπου συχνότητα.

Η επεξεργασία σήματος με θόρυβο, όπως είδαμε παραπάνω σχετίζεται άμεσα με τον μετασχηματισμό Fourier, γι' αυτό προχωράμε σε μια παρουσίαση της θεωρίας του. Σήμερα έχει πάρα πολλές εφαρμογές και στην τεχνολογία και στα πολυσύνθετα πειράματα που στήνονται με σκοπό την ανίχνευση κάποιου φαινομένου που προβλέπει η θεωρία. Κορυφαίο ίσως όλων παράδειγμα αποτελεί σήμερα η διεθνής προσπάθεια ανίχνευσης βαρυτικών κυμάτων από κοσμικές πηγές του Σύμπαντος. Πρόκειται για ένα είδος ακτινοβολίας που αν και έχει προβλεφθεί εδώ και έναν περίπου αιώνα, η ένταση των κυμάτων είναι τόσο ασθενική όταν αυτά καταφθάνουν στη Γη ώστε είναι σχεδόν αδύνατο να παρατηρηθούν. Μόνο με τη σύγχρονη τεχνολογία και την καλά θεμελιωμένη σήμερα θεωρία επεξεργασίας σήματος μπορεί να καταστεί δυνατή η ανίχνευση των κυμάτων αυτών.

6.3 Ανάλυση και Θεωρία Fourier

Η ανάλυση Fourier είναι ένα ισχυρότατο εργαλείο για την επίλυση προβλημάτων σε πολλούς επιστημονικούς τομείς. Οι σειρές Fourier και ο μετασχηματισμός Fourier χρησιμοποιούνται ευρέως στην ανάλυση γραμμικών συστημάτων, οπτική, μοντελοποίηση τυχαίων διεργασιών, κβαντική φυσική κ.ά., με αποτέλεσμα πολλοί επιστήμονες να αντιλαμβάνονται τη θεωρία Fourier ως ένα φυσικό φαινόμενο και όχι απλά ως ένα μαθηματικό εργαλείο.

Μία συνάρτηση $f(x)$ είναι **περιοδική** με **περίοδο** T όταν ισχύει $f(x+T)=f(x)$. Η ελάχιστη δυνατή περίοδος λέγεται και θεμελιώδης περίοδος. Εμείς όταν λέμε περίοδο θα αναφερόμαστε σε

αυτήν. Μία συνηθισμένη περιοδική συνάρτηση είναι η $y=A \sin(\omega x)$ όπου το ω ονομάζεται (γωνιακή ή κυκλική) **συχνότητα** και το A είναι το **πλάτος**.

Ο Jean-Baptiste Joseph Fourier (1768-1830) ήταν Γάλλος μαθηματικός που ασχολήθηκε με τη μεταφορά θερμότητας μεταξύ στερεών. Στην εργασία του ‘Memoire sur la Chaleur’ εκθέτει τη βασική ιδέα ότι οποιαδήποτε συνάρτηση μπορεί να εκφρασθεί ως ένας γραμμικός συνδυασμός από απλούστερες συναρτήσεις που απαρτίζουν ένα πλήρες σύνολο συναρτήσεων. Το 1822 απέδειξε πως οποιαδήποτε περιοδική συνάρτηση μπορεί να εκφραστεί ως ένα άπειρο άθροισμα εκθετικών, μιγαδικών, περιοδικών συναρτήσεων. Αρκετά χρόνια μετά την ανακάλυψη αυτή, οι ιδέες του γενικεύτηκαν και για μη περιοδικές συναρτήσεις, όπως και για περιοδικά ή μη περιοδικά διακριτά σήματα.

6.3.1 Τριγωνομετρικές Μορφές Μετασχηματισμού Fourier

Βάσει της θεωρίας του Fourier κάθε περιοδική $y = f(x)$ συνάρτηση μπορεί να γραφεί ως ένα άπειρο άθροισμα ημιτονοειδών συναρτήσεων της μορφής:

$$\begin{aligned} f(x) &= A_0 + A_1 \sin(\omega x + \phi_1) + A_2 \sin(2\omega x + \phi_2) + \dots + A_n \sin(n\omega x + \phi_n) + \dots \\ &= A_0 + \sum_{n=1}^{\infty} A_n \sin(n\omega x + \phi_n) \end{aligned}$$

Και τελικά προσεγγιστικά στη μορφή:

$$f(x) \approx A_0 + A_1 \sin(\omega x + \phi_1) + A_2 \sin(2\omega x + \phi_2) + \dots + A_n \sin(n\omega x + \phi_n)$$

Τέτοια αναπτύγματα συναρτήσεων σε τριγωνομετρικά αθροίσματα βρίσκουν πολλές εφαρμογές. Για παράδειγμα, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για το φιλτράρισμα θορύβου στην ανάλυση σημάτων. Επίσης στις τηλεπικοινωνίες βρίσκουν εφαρμογή στη μεταφορά του συνεχούς σήματος της φωνής μέσω δορυφόρου από ένα σημείο του πλανήτη σε ένα άλλο. Η μεταφορά του συνεχούς σήματος της φωνής, αφού ψηφιοποιηθεί, και η αποστολή του bit προς bit απαιτεί την επεξεργασία και μεταφορά μεγάλου όγκου δεδομένων. Εάν το σήμα αναπτυχθεί σε ένα τριγωνομετρικό άθροισμα, αρκεί να μεταφερθούν μόνο οι συντελεστές (φάσεις, συχνότητες και πλάτη) και στον προορισμό να εφαρμοστεί ο κατάλληλος τύπος ώστε να αναπαραχθεί το σήμα. Μία τέτοια διαδικασία είναι πολύ πιο οικονομική.

Από τη σχέση που περιγράφει μια συνάρτηση σαν άθροισμα ημιτονοειδών συναρτήσεων (αρμονικών) (θα μπορούσαμε να είχαμε ομοίως και συνημιτονοειδών συναρτήσεων) :

$$f(x) = A_0 + \sum_{n=1}^{\infty} A_n \sin(n\omega x + \phi_n)$$

χρησιμοποιώντας την τριγωνομετρική ταυτότητα:

$$\sin(n\omega x + \phi_n) = \sin(\phi_n) \cos(n\omega x) + \cos(\phi_n) \sin(n\omega x)$$

καταλήγουμε:

$$f(x) = A_0 + \sum_{n=1}^{\infty} A_n [\sin(\phi_n) \cos(n\omega x) + \cos(\phi_n) \sin(n\omega x)]$$

Αν θέσουμε :

$$a_0 = A_0$$

και

$$a_n = A_n \sin(\phi_n), b_n = A_n \cos(\phi_n)$$

και

$$\omega = 2\pi / T$$

φθάνουμε στον τύπο:

$$f(x) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(\frac{2\pi nx}{T}) + b_n \sin(\frac{2\pi nx}{T})]$$

ή

$$f(x) = \sum_{n=0}^{\infty} [a_n \cos(\frac{2\pi nx}{T}) + b_n \sin(\frac{2\pi nx}{T})] \text{ όπου } b_0 = 0.$$

Αυτή ορίζεται και σαν πρώτη τριγωνομετρική μορφή του Μετασχηματισμού Fourier.

Αποδεικνύεται :

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_{x_0}^{x_0+T} f(x) dx$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_{x_0}^{x_0+T} f(x) \cos\left(\frac{2\pi nx}{T}\right) dx$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_{x_0}^{x_0+T} f(x) \sin\left(\frac{2\pi nx}{T}\right) dx$$

Και οι συντελεστές συνδέονται με τις σχέσεις:

$$A_n = \sqrt{a_n^2 + b_n^2}, \quad \phi_n = \arctan\left(\frac{a_n}{b_n}\right).$$

Πολλές φορές αναφερόμαστε στον όρο A_0 ως **dc συνιστώσα** του σήματος.

Βάσει αυτής της ανάλυσης μπορούμε να εκθέσουμε και την *δεύτερη τριγωνομετρική μορφή* συνοπτικά.

$$f(x) = C_0 + \sum_{n=1}^{\infty} C_n \cos(n\omega_0 t - \varphi_n) = C_0 + \sum_{n=1}^{\infty} C_n \cos\left(\frac{2\pi n t}{T_0} - \varphi_n\right)$$

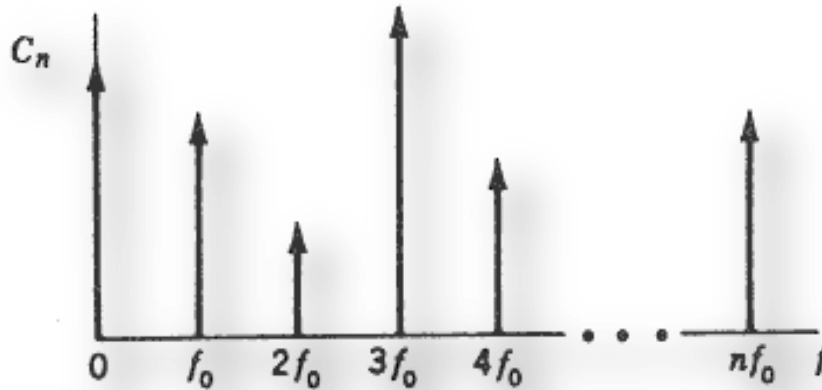
$$= C_0 + \sum_{n=1}^{\infty} C_n \cos(2\pi n f_0 t - \varphi_n), \text{ όπου}$$

$$C_0 = A_0 = \frac{1}{T_0} \int_{-T_0/2}^{T_0/2} f(t) dt$$

$$C_n = \sqrt{A_n^2 + B_n^2}$$

$$\varphi_n = \tan^{-1} \frac{B_n}{A_n}$$

Εδώ οι όροι C_n είναι τα φασματικά πλάτη των φασματικών συνιστωσών $C_n \cos(2\pi n f_0 t - \varphi_n)$ στη συχνότητα $n f_0$. Σε κάθε αρμονική συχνότητα, σχεδιάζεται μια κατακόρυφη γραμμή, με μήκος ανάλογο με το φασματικό πλάτος της αρμονικής.



Εικόνα 48 Φασματικά Πλάτη

6.3.2 Μιγαδική Εκθετική Μορφή Ημιτονικών Σημάτων

Κάθε σήμα μπορεί να περιγραφεί όπως είπαμε με την μορφή:

$$x(t) = A_1 \cos(\omega_1 t + \varphi_1) + A_2 \cos(\omega_2 t + \varphi_2) + \dots + A_N \cos(\omega_N t + \varphi_N)$$

όπου

$$-\infty \leq t \leq \infty$$

Αν θεωρήσουμε το σήμα:

$$A_k e^{j(\omega_k t + \varphi_k)} = A_k \cos(\omega_k t + \varphi_k) + j A_k \sin(\omega_k t + \varphi_k)$$

καταλήγουμε ότι :

$$A_k \cos(\omega_k t + \varphi_k) = \text{Re} [A_k e^{j(\omega_k t + \varphi_k)}]$$

Το σήμα:

$$x(t) = A_1 \cos(\omega_1 t + \varphi_1) + A_2 \cos(\omega_2 t + \varphi_2) + \dots + A_N \cos(\omega_N t + \varphi_N)$$

$$-\infty \leq t \leq \infty$$

γράφεται σαν άθροισμα πραγματικών μερών μιγαδικών εκθετικών σημάτων :

$$x(t) = \sum_{k=1}^N \operatorname{Re} \left[A_k e^{j(\omega_k t + \varphi_k)} \right]$$

Λαμβάνοντας υπόψη τα συζυγή :

$$A_k e^{-j(\omega_k t + \varphi_k)}$$

$$A_k e^{j(\omega_k t + \varphi_k)}$$

καταλήγουμε στη μιγαδική εκθετική μορφή του σήματος είναι:

$$x(t) = \sum_{\substack{k=-N \\ k \neq 0}}^N c_k e^{j\omega_k t}$$

με συντελεστές

$$c_k = \frac{A_k}{2} e^{j\varphi_k} = \frac{A_k}{2} [\cos \varphi_k + j \sin \varphi_k], \quad k = 1, 2, \dots, N$$

$$c_{-k} = \frac{A_k}{2} e^{-j\varphi_k} = \frac{A_k}{2} [\cos \varphi_k - j \sin \varphi_k], \quad k = 1, 2, \dots, N$$

που είναι γενικώς αριθμοί μιγαδικοί.

6.3.3 Θεωρήματα στην Ανάλυση Fourier

Η σύγκλιση της σειράς Fourier επιτυγχάνεται στα σημεία που είναι συνεχής μία περιοδική συνάρτηση $f(x)$ εάν ισχύουν οι συνθήκες Dirichlet:

1. Η $f(x)$ είναι απόλυτα ολοκληρώσιμη σε μία περίοδο, δηλαδή ισχύει :

$$\int_{-\infty}^{\infty} |f(x)| dx < \infty$$

2. Ο αριθμός των μεγίστων και ελαχίστων του $f(x)$ είναι πεπερασμένος στο διάστημα της περιόδου.

3. Η $f(x)$ είναι τμηματικά συνεχής με πεπερασμένο αριθμό ασυνέχειας στο διάστημα της περιόδου.

Τέλος, στα σημεία ασυνέχειας η σειρά Fourier συγκλίνει στο ημίαθροισμα των πλευρικών ορίων, δηλαδή στο :

$$\frac{f(x+) + f(x-)}{2}$$

Το ολοκληρωτικό θεώρημα του Fourier διατυπώνει πως αν οι συναρτήσεις $f(t)$ και $f'(t)$ είναι τμηματικά συνεχείς σε κάθε πεπερασμένο διάστημα $-L < t < L$, το ολοκλήρωμα

$$\int_{-\infty}^{\infty} |f(t)| dt$$

συγκλίνει και η $f(t)$ ισούται με $\frac{1}{2} * \{f(t + 0) + f(t - 0)\}$ σε κάθε σημείο ασυνέχειας, τότε:

$$f(t) = \int_0^{\infty} [A(\omega) \cos \omega t + B(\omega) \sin \omega t] d\omega$$

Όπου

$$\begin{cases} A(\omega) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} f(u) \cos \omega u \, du \\ B(\omega) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} f(u) \sin \omega u \, du \end{cases}$$

Δύο άλλες μορφές του θεωρήματος του Fourier είναι η:

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{\omega=-\infty}^{\infty} \int_{u=-\infty}^{\infty} f(u) \cos \omega(u-t) \, du \, d\omega$$

και η

$$\begin{aligned} f(t) &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-i\omega t} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(u) e^{i\omega u} \, du \right] d\omega \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(u) e^{i\omega(u-t)} \, du \, d\omega \end{aligned}$$

Μια σημαντική σχέση στην ανάλυση Fourier είναι η **ταυτότητα του Parseval** που παρουσιάζεται συνοπτικά στην συνέχεια :

Ταυτότητα του Parseval

Αν $F(\omega) = \mathcal{F}\{f(t)\}$ και $G(\omega) = \mathcal{F}\{g(t)\}$, τότε

$$\int_{-\infty}^{\infty} f(t) g^*(t) \, dt = \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) G^*(\omega) \, d\omega$$

όπου αστερίσκος σαν πάνω δείκτης σημαίνει το συζυγή μιγαδικό. Ειδικότερα

$$\int_{-\infty}^{\infty} |f(t)|^2 \, dt = \int_{-\infty}^{\infty} |F(\omega)|^2 \, d\omega$$

6.3.4 Ο Μετασχηματισμός Fourier

Ο μετασχηματισμός Fourier αποτελεί την επέκταση των σειρών Fourier στη γενική κατηγορία των συναρτήσεων (περιοδικών και μη). Όπως και στις σειρές οι συναρτήσεις θα εκφράζονται με τη βοήθεια μιγαδικών εκθετικών διαφορών συχνότητας. Ωστόσο, οι συχνότητες αυτές δεν είναι διακριτές αλλά συνεχείς. Έτσι η συνάρτηση έχει ένα συνεχές φάσμα.

Συμβολίζουμε:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-i\omega x} dx$$

και με αυτό το ολοκλήρωμα μετασχηματίζουμε τη συνάρτηση $f(x)$ σε μία συνάρτηση με μεταβλητή τη κυκλική συχνότητα ω . Πολλές φορές στη βιβλιογραφία η μεταβλητή του ολοκληρώματος είναι t .

Ο μετασχηματισμός αυτός ονομάζεται **μετασχηματισμός Fourier** και συμβολίζεται:

$$\mathbb{F}\{f(x)\} = F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-i\omega x} dx$$

Την αντίστροφη διαδικασία κάνει ο **αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier**:

$$f(x) = \mathbb{F}^{-1}\{F(\omega)\} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{i\omega x} d\omega$$

Με το μετασχηματισμό Fourier μας δίνεται η δυνατότητα να περιγράψουμε μη περιοδικές συναρτήσεις με τη χρήση συναρτήσεων με συχνότητα. Δηλαδή μπορούμε να μετασχηματίσουμε συναρτήσεις στο πεδίο του χρόνου σε συναρτήσεις στο πεδίο συχνότητας. Το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού είναι μιγαδική ποσότητα.

Επίσης έχουμε ότι:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{-i\omega x} dx = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)(\cos \omega x - i \sin \omega x) dx =$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} f(x) \cos \omega x dx - i \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \sin \omega x dx$$

Συμβολίζουμε:

$$A(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \cos \omega x dx, B(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \sin \omega x dx$$

άρα

$$F(\omega) = A(\omega) - iB(\omega)$$

με μέτρο

$$|F(\omega)| = \sqrt{A^2(\omega) + B^2(\omega)}$$

και φάση

$$\varphi(\omega) = \arctan \frac{B(\omega)}{A(\omega)}$$

Χαρακτηριστικοί μετασχηματισμοί Fourier:	
$f(x)$	$\mathbb{F}\{f(x)\}$
$\delta(x)$	1
A	$2\pi A\delta(\omega)$
$u(x)$	$\pi\delta(\omega) + 1/(i\omega)$
$\text{sgn}(x) = u(x) - u(-x)$	$2/(i\omega)$
Παλμός $u(x+\tau/2) - u(x-\tau/2)$	$\tau \sin(\omega\tau/2)/(\omega\tau/2)$
$u(x)$	$1/(a+i\omega)$
$e^{-ax}u(-x)$	$1/(a-i\omega)$
$e^{i\varphi x}$	$2\pi\delta(\omega-\varphi)$
$\cos(\varphi x)$	$\pi[\delta(\omega+\varphi) + \delta(\omega-\varphi)]$
$\sin(\varphi x)$	$i\pi[\delta(\omega+\varphi) - \delta(\omega-\varphi)]$

Εικόνα 49 Πίνακας χαρακτηριστικών μετασχηματισμών Fourier

6.4 Φασματική Ανάλυση Σημάτων

Η φασματική ανάλυση των σημάτων διακριτού χρόνου συνήθως εκτελείται σε έναν ψηφιακό επεξεργαστή σήματος (Digital Signal Processor - DSP) ή με τη βοήθεια λογισμικού σε κάποιον υπολογιστή. Όμως το φάσμα ενός μη περιοδικού σήματος διακριτού-χρόνου $x(n)$, $X(f)$ ή $X(\omega)$, είναι συνεχής συνάρτηση της μεταβλητής f ή ω αντίστοιχα, και συνεπώς δεν είναι εφικτή η εύρεσή του με τη βοήθεια ενός Η/Υ. Για το σκοπό αυτό, θα πρέπει να καταφύγουμε στην εύρεση δειγμάτων του $X(f)$ ή $X(\omega)$, λαμβανομένων αρκούντως πυκνά ώστε να επιτύχουμε καλή προσέγγιση του φάσματος του σήματος. Η διαδικασία αυτή οδηγεί στον **Διακριτό Μετασχηματισμό Fourier (Discrete Fourier Transform - DFT)**.

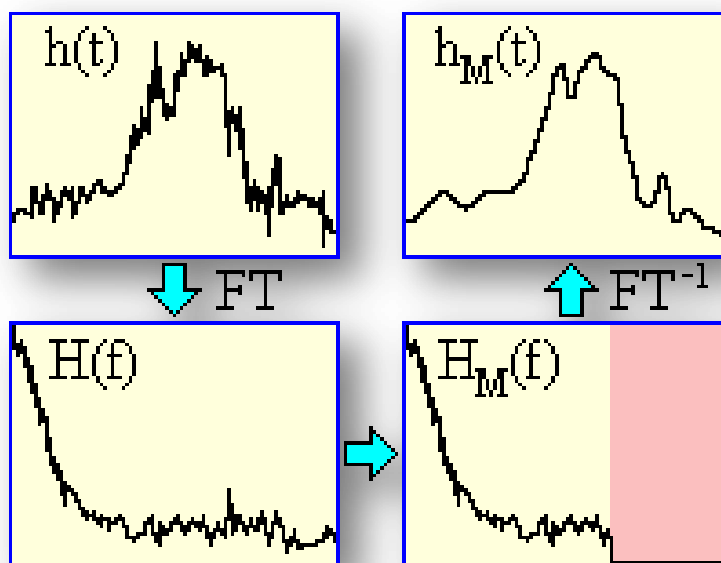
Ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier (DFT) είναι ένας μετασχηματισμός ακολουθιών πεπερασμένου μήκους, και χρησιμοποιείται για την μελέτη των φασματικών χαρακτηριστικών ενός σήματος. Ο DFT παίζει έναν σημαντικό ρόλο στην ψηφιακή επεξεργασία σήματος διότι είναι διακριτός και κατά συνέπεια είναι εύκολος ο υπολογισμός του με ηλεκτρονικό υπολογιστή. **Ο Ταχύς Μετασχηματισμός Fourier**, γνωστός ως **FFT**, είναι ένας αλγόριθμος γρήγορου υπολογισμού του DFT.

Τα μη-ημιτονικά περιοδικά σήματα αποτελούνται από πολλά διακριτά ημιτονικά σήματα ή ημιτονικές συνιστώσες. Η διαδικασία λήψης του φάσματος συχνοτήτων $H(f)$ που απαρτίζουν κάθε χρονικά μεταβαλλόμενο σήματος $h(t)$ που γίνεται με την ανάλυση Fourier και πραγματοποιείται με τον Μετασχηματισμό Fourier (Fourier Transform, FT).

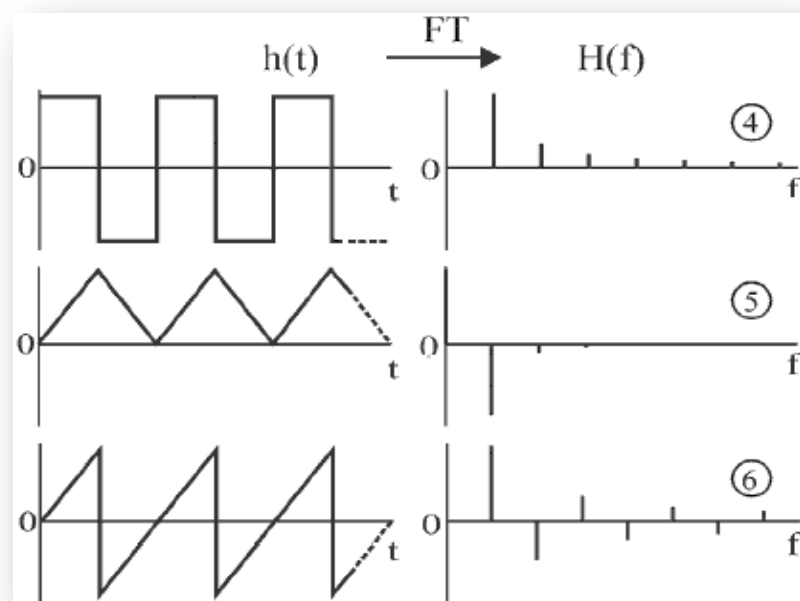
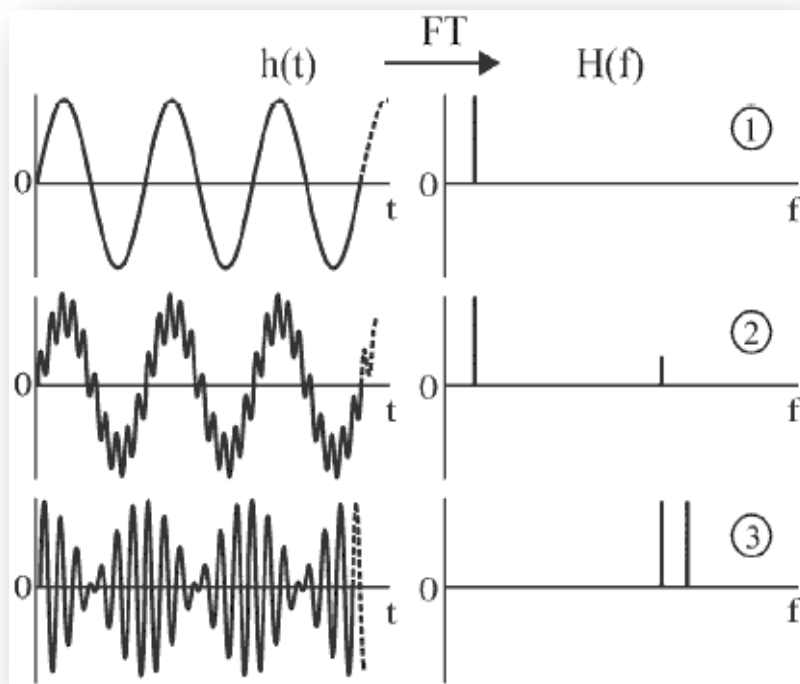
Ωστόσο, τα περισσότερα ηλεκτρονικά σήματα δεν είναι περιοδικά και επίσης έχουν πεπερασμένη διάρκεια. Ένας απλός τετραγωνικός παλμός ή ένα εκθετικά αποσβεννύμενο ημιτονικό σήμα αποτελούν τυπικά μη-περιοδικά σήματα πεπερασμένης διάρκειας. Ακόμη και αυτά τα σήματα αποτελούνται από ημιτονικές συνιστώσες, όχι όμως διακριτές όπως στην προηγούμενη περίπτωση. Οι συναρτήσεις $H(f)$ αυτών των σημάτων είναι συνεχείς και όχι σειρές διακριτών ημιτονικών συνιστωσών, όπως φαίνεται στο επόμενο σχήμα.

Ο μετασχηματισμός Fourier μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εξομάλυνση των σημάτων όπως φαίνεται στα παρακάτω σχήματα. Επιλεγμένα τμήματα του φάσματος συχνοτήτων $H(f)$ μπορούν εύκολα να υποστούν (κατά τμήματα) μαθηματικούς χειρισμούς (εξασθένιση ή πλήρης απομάκρυνση). Οι χειρισμοί αυτοί οδηγούν στο τροποποιημένο ή ‘φιλτραρισμένο’ φάσμα $H_M(f)$. Εφαρμόζοντας τον αντίστροφο μετασχηματισμό Fourier (FT^{-1}) στο $H_M(f)$ προκύπτει το αντίστοιχο τροποποιημένο ή ‘φιλτραρισμένο’ σήμα $h_M(t)$.

Έτσι, ένα σήμα μπορεί να υποστεί εξομάλυνση με πλήρη αποκοπή των συχνοτήτων από μια συχνότητα και πέρα και διατήρηση των χρήσιμων (χαμηλών) συχνοτήτων στις οποίες εμπεριέχεται η επιθυμητή πληροφορία. Η διαδικασία αυτή περιγράφεται σχηματικά με το επόμενο σχήμα (η κοκκινωπή περιοχή αντιπροσωπεύει την περιοχή των συχνοτήτων που έχουν αποκοπεί).



Εικόνα 50 Η διαδικασία εξομάλυνσης του σήματος



Εικόνα 51 Διάφορες κυματομορφές

①: καθαρό ημιτονικό σήμα.

② & ③: σύνθεση δύο ημιτονικών σημάτων με απέχουσες και παραπλήσιες συχνότητες.

④, ⑤ & ⑥: μη ημιτονικά περιοδικά σήματα.

6.4.1 Φασματική Ισχύς

Ας υποθέσουμε ότι μια μετρητική συσκευή καταμετρά την εξέλιξη με το χρόνο κάποιου φαινομένου. Η περιοδικότητα που μπορεί να υποκρύπτεται σε μια τέτοια χρονοσειρά είναι πολλές φορές σημαντικό να αναδυθεί, γιατί μέσω αυτής μπορεί να αποκαλυφθεί η δυναμική που δημιουργεί την εξέλιξη του εν λόγω φαινομένου. Άλλες φορές η περιοδικότητα αυτή μπορεί να είναι γνωστή αλλά λόγω πολυπλοκότητας ή ακόμη και θορύβου που είναι εμπλεγμένος στις μετρήσεις μας δεν είναι αυτή άμεσα ορατή στη χρονοσειρά των μετρήσεών μας. Ο καλύτερος τρόπος να αναδειχθεί οποιαδήποτε περιοδικότητα είναι πιθανώς κρυμμένη μέσα στο σήμα είναι να υπολογίσουμε το φάσμα του σήματός μας, δηλαδή τον μετασχηματισμό Fourier αυτού. Το φάσμα ενός χρονικά εξαρτώμενου σήματος μας πληροφορεί για το πόσο έντονο είναι το σήμα σε μία δεδομένη συχνότητα.

Έστω μια συνάρτηση μιας μεταβλητής $x(t)$, τότε από το θεώρημα Fourier μπορούμε να αναλύσουμε τη συνάρτηση στο χώρο των συχνοτήτων f :

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \tilde{x}(f) e^{-i2\pi ft} df$$

όπου το πλάτος του μετασχηματισμού Fourier $\tilde{x}(f)$ της $x(t)$ δίνεται από:

$$\tilde{x}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{i2\pi ft} dt$$

Εάν είχαμε στη διάθεση μας τη συνάρτηση, $x(t)$, δηλαδή τις τιμές της συνάρτησης στο άπειρο διάστημα $(-\infty, \infty)$ τότε θα μπορούσαμε να αναλύσουμε την $x(t)$ κατά Fourier και να υπολογίσουμε την ισχύ του φάσματος του σήματος σε κάθε συχνότητα (Power Spectrum):

$P(f) \propto |\tilde{x}(f)|^2$, αυτό δηλαδή που μας ενδιαφέρει για το σήμα.

Συνήθως, όμως, έχουμε μόνο ένα μικρό δείγμα της $x(t)$, ένα πεπερασμένο αριθμό τιμών (μετρήσεις) από ένα πεπερασμένο χρονικό διάστημα (διάρκεια της μέτρησης). Εάν αναλύσουμε αυτό το δείγμα της $x(t)$ κατά Fourier και υπολογίσουμε τη φασματική ισχύ του διακριτού

σήματος $\hat{P}(f)$ προκύπτει το ερώτημα ποια είναι η σχέση του ιδανικού $P(f)$ (αυτού που θα παίρναμε από τον μετασχηματισμό Fourier της $x(t)$ για όλους τους χρόνους) με το $\hat{P}(f)$.

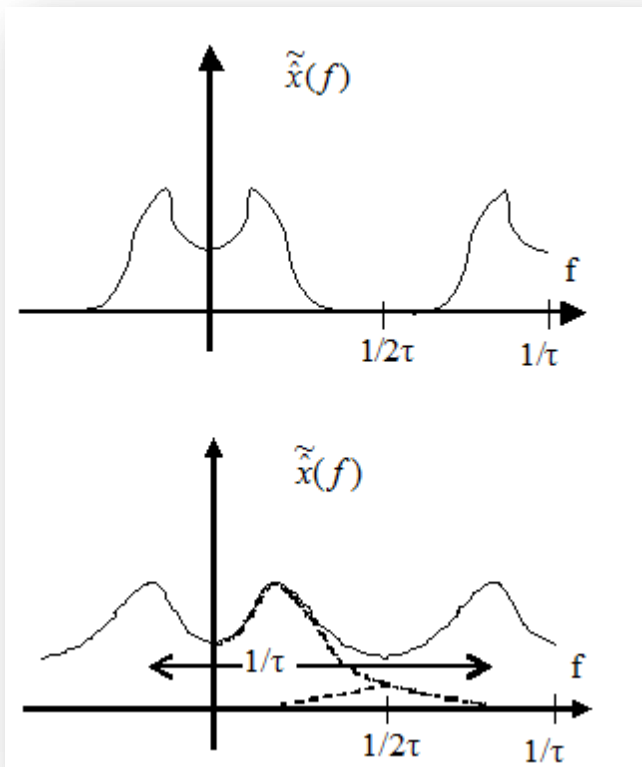
Ορίζουμε το μετασχηματισμό Fourier της \hat{x} , $\tilde{x}(f)$, ακολουθώντας την ακόλουθη συνταγή ως προσέγγιση του συνεχούς μετασχηματισμού Fourier:

$$\tilde{x}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{i2\pi ft} dt \rightarrow \tilde{x}(f) = \tau \sum_n x_n e^{i2\pi fn\tau}$$

Θα μπορούσε κανείς να χρησιμοποιήσει τη «χτένα του Dirac» :

$$D(t) = \tau \sum_n \delta(t - n\tau)$$

(ο πολλαπλασιαστικός παράγοντας τ έχει εισαχθεί προκειμένου η παραπάνω συνάρτηση να γίνει αδιάστατη για να επιλέξει τις διακριτές μετρήσεις), οπότε ο μετασχηματισμός Fourier $\tilde{x}(f)$ που κατασκευάσαμε παραπάνω κατ' αναλογία του αντίστοιχου ολοκληρώματος θα προέκυπτε αυτόματα και όχι ως προσέγγιση.



Εικόνα 52 Φάσματα Ισχύος

Είναι εύκολο να διαπιστώσει κανείς ότι ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier $\tilde{x}(f)$ είναι περιοδικός με περίοδο $1/\tau$

$$\text{Έτσι } \tilde{x}(f) = \tilde{x}(f + \frac{n}{\tau})$$

Με άλλα λόγια το φάσμα της \hat{x} επαναλαμβάνεται σε κάθε διάστημα συχνοτήτων εύρους $1/\tau$. Το φαινόμενο αυτό μπορεί να οδηγήσει σε δύο ποιοτικά διαφορετικά είδη φάσματος.

(α) Αν το φάσμα του πραγματικού σήματος $x(t)$ έχει μικρό εύρος και συγκεκριμένα αν περιορίζεται στην περιοχή:

$$-1/2\tau \leq f \leq 1/2\tau,$$

τότε το φάσμα ισχύος αυτού, στην περίπτωση διακριτών μετρήσεων απλώς θα επαναλαμβάνεται περιοδικά (βλ. διάγραμμα).

(β) Αν το εύρος του φάσματος ισχύος του $x(t)$ εξαπλώνεται εκτός της προαναφερθείσας περιοχής (εστιγμένη καμπύλη), η περιοδικότητα του φάσματος των διακριτών μετρήσεων (συνεχής καμπύλη) θα επιφέρει αλλοίωση αυτού. Το κομμάτι του φάσματος εκτός της απόστασης συχνότητας $1/2\tau$ θα ανακλαστεί στην περιοχή εντός της $f=1/2\tau$ και θα «μολύνει» κατάλληλα το φάσμα ώστε αυτό να αποκτήσει την αναμενόμενη περιοδικότητα. Στο πλάτος του φάσματος στην περιοχή των συχνοτήτων $[-1/2\tau, 1/2\tau]$ συντελούν αθροιστικά και το πλάτος του ιδανικού

σήματος στις αριθμήσιμα άπειρες συχνότητες $f + \frac{n}{\tau}$. Το αποτέλεσμα δηλαδή της χρονικά διακριτής δειγματοληψίας του σήματος είναι η αλλοίωση του φάσματος του πραγματικού σήματος. Το φαινόμενο αυτό λέγεται *ετρισμός* (μετάφραση του aliasing).

Έστω ότι παρατηρούμε ανά χρονικά διαστήματα τ ένα φυσικό φαινόμενο του οποίου η συχνότητα είναι f_0 , δηλαδή οι τιμές που μετράμε είναι οι $\sin(2\pi f_0 n \tau)$. Με λίγο σκέψη μπορείτε να δείτε ότι τις ίδιες τιμές θα έδινε και μία ταλάντωση συχνότητας

$$f_0 + \frac{k}{\tau}$$

όπου k κάποιος θετικός ή αρνητικός ακέραιος, οπότε το φάσμα των χρονικά διακριτών μετρήσεων θα είναι συναρτήσεις δέλτα επικεντρωμένες στα σημεία

$$f_0 + \frac{k}{\tau}, k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$$

Παρατηρούμε ότι η μεγαλύτερη συχνότητα που δεν μπορεί να ‘μολυνθεί’ από μικρότερες συχνότητες είναι η $\frac{1}{2\tau}$. Συνεπώς αν επιλέξουμε αρκετά μικρό διάστημα τ (αρκετά πυκνή δειγματοληψία) ώστε το φυσικό φαινόμενο να μην έχει φασματική ισχύ για συχνότητες με

απόλυτη τιμή μεγαλύτερη από τη συχνότητα $\frac{1}{2\tau}$, τότε ο υπολογισμός του φάσματος στο

διάστημα $\left[-\frac{1}{2\tau}, \frac{1}{2\tau}\right]$ είναι απόλυτα ακριβής.

Η πρόταση αυτή έχει γενική ισχύ και ονομάζεται **θεώρημα δειγματοληψίας των Shannon -Whittaker**. Το θεώρημα Shannon-Whittaker αποδεικνύει ότι ικανή και αναγκαία συνθήκη για να ανακατασκευαστεί πλήρως ένα σήμα $x(t)$ από διακριτές μετρήσεις αυτού ανά διαστήματα τ είναι:

$$|\tilde{x}(f)| = 0 \text{ για } |f| \geq \frac{1}{2\tau}.$$

Το θεώρημα μάλιστα δίνει και τον αναλυτικό τύπο για τον υπολογισμό της $x(t)$ από τις διακριτές τιμές $\hat{x}(n\tau)$:

$$x(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} \hat{x}(n\tau) \frac{\sin\left[\frac{2\pi}{2\tau}(t - n\tau)\right]}{\frac{2\pi}{2\tau}(t - n\tau)}$$

Το θεώρημα Shannon-Whittaker είναι καταπληκτικό διότι παρέχει τις προϋποθέσεις ώστε μία συνάρτηση η οποία λαμβάνει μη αριθμήσιμο (συνεχές) πλήθος τιμών να μπορεί να ανακατασκευασθεί πλήρως από ένα αριθμήσιμο πλήθος παρατηρήσεων!

Πρακτικά λοιπόν συμπεραίνουμε ότι για να έχουμε πιστό καθορισμό του φάσματος θα πρέπει να επιλέξουμε ικανά μικρό τ , τέτοιο μάλιστα ώστε να μην υπάρχει σημαντική ισχύς του

σήματος για συχνότητες μεγαλύτερες του $\frac{1}{2\tau}$. Η συχνότητα $\frac{1}{2\tau}$ λέγεται **συχνότητα Nyquist**.

Όταν μάλιστα υπολογίζουμε την ισχύ του φάσματος ενός φαινομένου μόνο το

διάστημα συχνοτήτων $\left[-\frac{1}{2\tau}, \frac{1}{2\tau}\right]$ αρκεί να υπολογίζεται, διότι το φάσμα όπως είδαμε είναι

περιοδικό με περίοδο $\frac{1}{\tau}$. Αλλά και αντιστρόφως, εάν θέλουμε να αναπαράγουμε ένα φαινόμενο

συχνότητας f_0 θα πρέπει να κάνουμε παρατηρήσεις ανά χρονικά διαστήματα μικρότερα του $\frac{1}{2f_0}$ ώστε να πάρουμε τουλάχιστον δύο δείγματα ανά κύκλο του φαινομένου (συνήθως για ασφάλεια λαμβάνονται τουλάχιστον 4 δείγματα ανά κύκλο).

6.5 Διακριτός Μετασχηματισμός Fourier (DFT)

Έστω $x[n]$ μία πεπερασμένη μιγαδική ακολουθία που είναι μη μηδενική για τιμές του n μεταξύ 0 και $N-1$. Ο **DFT** ή **DTFT** αυτής της ακολουθίας, που συμβολίζεται με $X[k]$, είναι μια ακολουθία N σημείων που ορίζεται από το άθροισμα

$$x[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] W_N^{nk}, \text{ όπου } k = 0, 1, 2, \dots, N-1, \quad W_N = e^{-j\left(\frac{2\pi}{N}\right)}$$

Ο αντίστροφος μετασχηματισμός **IDFT** υπολογίζεται από την σχέση

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x[k] W_N^{-nk}, \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1.$$

Μπορούμε να θεωρήσουμε τον DFT σαν ένα γραμμικό μετασχηματισμό από το πεδίο του χρόνου όπου ένα σήμα θεωρείται ότι αποτελείται από μια ακολουθία καθυστερημένων ώσεων, στο πεδίο της συχνότητας όπου το σήμα θεωρείται ότι αποτελείται από μια υπέρθεση μιγαδικών ημιτόνων. Ένας δεύτερος τρόπος είναι να θεωρήσουμε τον DFT ως δείγματα του

μετασχηματισμού Fourier του διακριτού σήματος ή του μετασχηματισμού z . Η σύγκριση της DFT με την σχέση υπολογισμού του αθροίσματος και του z μετασχηματισμού δείχνει ότι:

$$X[k] = X(e^{j\omega}) \Big|_{\omega=(2\pi k/N)} = X(z) \Big|_{z=e^{j(2\pi k)/N}}$$

Η τρίτη παρουσίαση του DFT τον θεωρεί ως την αντιπροσώπευση με σειρά Fourier της περιοδικής επέκτασης της $x[n]$ με περίοδο N . Η περιοδική επέκταση της $x[n]$ σχηματίζεται με την επανάληψη της $x[n]$ κάθε N δείγματα και προς την θετική και προς την αρνητική κατεύθυνση. Αυτή η παρουσίαση είναι η καταλληλότερη για την κατανόηση των ιδιοτήτων του DFT.

Ιδιότητα	Ακολουθία	DTFT
Γραμμικότητα	$ax(n) + by(n)$	$aX(e^{j\omega}) + bY(e^{j\omega})$
Μετατόπιση στο Χρόνο	$x(n - n_0)$	$e^{-jn_0\omega} X(e^{j\omega})$
Αντιστροφή στο Χρόνο	$x(-n)$	$X(e^{-j\omega})$
Μετατόπιση συχνότητας	$e^{jn\omega_0} x(n)$	$X(e^{-j(\omega - \omega_0)})$
Συνέλιξη στο Χρόνο	$x(n) * y(n)$	$X(e^{j\omega})Y(e^{j\omega})$

Εικόνα 53 Πίνακας ιδιοτήτων DTFT

Έστω λοιπόν ένα μη περιοδικό σήμα τύπου ενέργειας $x(n)$ με φάσμα $X(f)$, το οποίο είναι περιοδική συνάρτηση της μεταβλητής f . Για διευκόλυνση θα θεωρήσουμε το διάστημα συχνοτήτων $[0,1)$, το οποίο και διαμοιράζουμε σε N διαστήματα εύρους

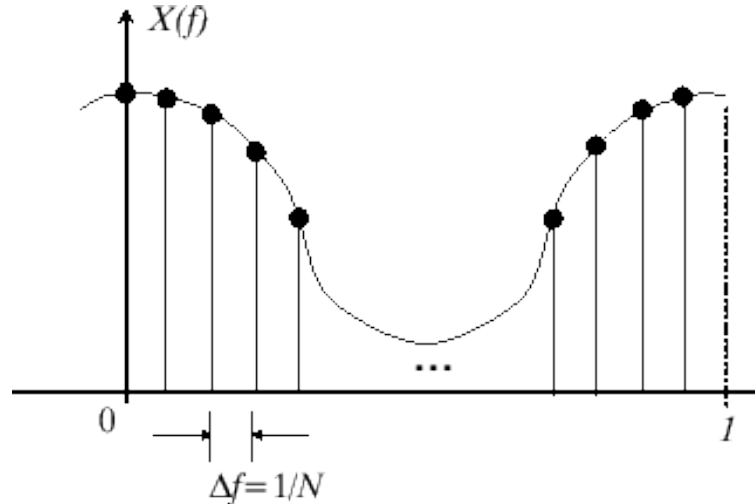
$$\delta f = 1/N$$

Στη συνέχεια υπολογίζουμε το φάσμα $X(f)$ στις συχνότητες

$$f_k = k/N \quad k = 0, 1, \dots, N - 1$$

Δηλαδή:

$$X(f)|_{f=k/N} = X(f_k) = X\left(\frac{k}{N}\right) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)e^{-j2\pi\frac{k}{N}n}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1$$



Εικόνα 54 Δειγματοληψία στο πεδίο συχνοτήτων του $X(f)$

Το δειγματοληπτημένο φάσμα $X(k/N)$ είναι διακριτό και επομένως θα πρέπει να αντιστοιχεί σε περιοδικό σήμα. Για να προσδιορίσουμε το σήμα αυτό ομαδοποιούμε τις αθροίσεις ανά N , δηλαδή:

$$\begin{aligned} X\left(\frac{k}{N}\right) &= \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(n - mN)e^{-j2\pi\frac{k}{N}(n - mN)} \\ &= \sum_{n=0}^{N-1} \left[\sum_{m=-\infty}^{\infty} x(n - mN) \right] e^{-j2\pi\frac{k}{N}n}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \end{aligned}$$

Το σήμα που εμφανίζεται στις τετραγωνικές αγκύλες, δηλαδή

$$x_p(n) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(n - mN)$$

προκύπτει από την επανάληψη $x(n)$ ανά N δείγματα και επομένως είναι περιοδικό με περίοδο N .

Επομένως μπορεί να αναπτυχθεί σε σειρά Fourier :

$$x_p(n) = \sum_{k=0}^{N-1} c_k e^{j2\pi \frac{k}{N}n}, \quad n = 0, 1, \dots, N-1$$

με συντελεστές c_k που δίδονται από την

$$c_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_p(n) e^{-j2\pi \frac{k}{N}n}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1$$

Άρα συμπεραίνουμε ότι

$$c_k = \frac{1}{N} X\left(\frac{k}{N}\right)$$

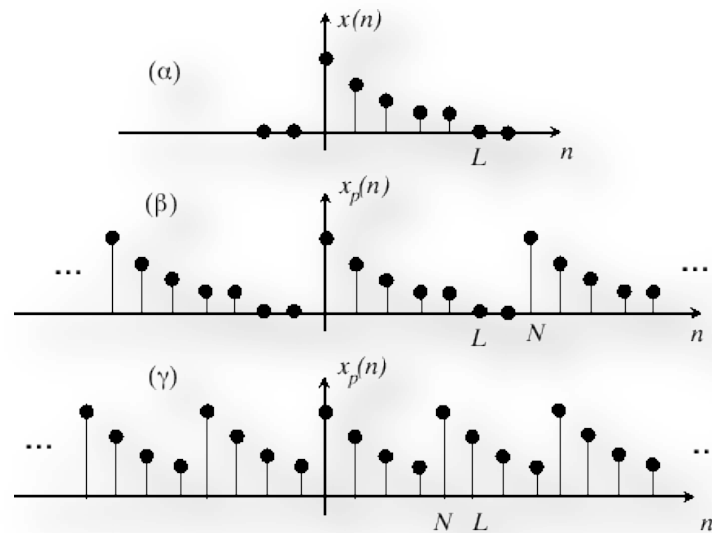
και επομένως

$$x_p(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X\left(\frac{k}{N}\right) e^{j2\pi \frac{k}{N}n}$$

Δηλαδή λαμβάνουμε το περιοδικό σήμα $x_p(n)$ από τα δείγματα του φάσματος $X(f)$. Όμως αυτό δεν σημαίνει απαραίτητα ότι μπορούμε να ανακατασκευάσουμε και το αρχικό σήμα. Για να είναι αυτό εφικτό θα πρέπει η τιμή της παραμέτρου N να είναι μεγαλύτερη από τη διάρκεια του σήματος $x(n)$ ώστε να μην υπάρχει επικάλυψη των σημάτων κατά τη δημιουργία του $x_p(n)$.

Σε αυτή μόνο την περίπτωση

$$x(n) = \begin{cases} x_p(n) & n = 0, 1, \dots, N-1 \\ 0 & \text{αλλιώς} \end{cases}$$



Εικόνα 55 Διακριτά σήματα : (α) Μη περιοδικό σήμα $x(n)$ διάρκειας L . (β) Περιοδική επέκταση $N \geq L$. (γ) Περιοδική επέκταση $N < L$ (ψεύδιση)

6.5.1 Εύρεση Φάσματος με χρήση Διακριτού Μετασχηματισμού Fourier

Στην ενότητα αυτή περιγράφουμε πώς μπορεί να χρησιμοποιηθεί ο DFT για την εύρεση του φάσματος ενός αναλογικού σήματος. Δηλαδή πώς ένας Η/Υ ή κατάλληλο λογισμικό μπορεί να παίζει το ρόλο του φασματικού αναλύτη. Θα πρέπει να επισημάνουμε ότι στη διαδικασία αυτή εμπλέκονται δύο δειγματοληψίες. Η πρώτη είναι *χρονική δειγματοληψία* και έχει να κάνει με τη μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό. Η δεύτερη δειγματοληψία είναι *συχνοτική* και έγκειται στον υπολογισμό του φάσματος σε συγκεκριμένες συχνότητες. Και οι δύο δειγματοληψίες μπορούν να εισαγάγουν σφάλματα ψεύδισης και όπως θα δούμε η ακριβής εύρεση του φάσματος στην πραγματικότητα δεν είναι εφικτή.

Ας ξεκινήσουμε με ένα αναλογικό σήμα $x_a(t)$ το οποίο έχει φάσμα $X_a(F)$. Δειγματοληπώντας το σήμα με ρυθμό

$$F_s = 1/T_s$$

η σχέση του φάσματος του σήματος με το φάσμα του αναλογικού σήματος είναι :

$$\begin{aligned} X(f) \equiv X\left(\frac{F}{F_s}\right) &= F_s \sum_{m=-\infty}^{\infty} X_a(F - mF_s) \\ &= F_s \sum_{m=-\infty}^{\infty} X_a((f - m)F_s) \end{aligned}$$

Εάν το $X_a(F)$ έχει πεπερασμένο εύρος ζώνης W , τότε με κατάλληλη επιλογή του $F_s \geq 2W$ δεν υπάρχει ψεύδιση και επομένως δεν υπάρχει απώλεια πληροφορίας με τη χρονική δειγματοληψία. Εάν το $X_a(F)$ δεν είναι πεπερασμένο τότε θα πρέπει πρώτα να περιοριστεί φασματικά με χρήση κατάλληλου φίλτρου και μετά να δειγματοληπτηθεί το σήμα. Στην περίπτωση αυτή έχουμε προφανώς κάποια απώλεια πληροφορίας.

Έστω τώρα ότι δειγματοληπτούμε το φάσμα $X(f)$ του σήματος $x(n)$ σε N ισαπέχουσες συχνότητες,

$$f_k = \frac{k}{N} \quad k = 0, 1, \dots, N - 1$$

Τότε

$$\begin{aligned} X(k) \equiv X(f)|_{f=k/N} &= F_s \sum_{m=-\infty}^{\infty} X_a\left(\left(\frac{k}{N} - m\right) F_s\right) \\ &= F_s \sum_{m=-\infty}^{\infty} X_a\left(\frac{kF_s}{N} - mF_s\right) \end{aligned}$$

Τα διακριτό φάσμα $X(k)$ αντιστοιχεί σε ένα περιοδικό σήμα $\mathbf{x}_p(\mathbf{n})$ το οποίο σχετίζεται με τα δείγματα του αναλογικού σήματος σύμφωνα με την

$$x_p(n) = \sum_{l=-\infty}^{\infty} x(n - lN) = \sum_{l=-\infty}^{\infty} x_a(nT_s - lNT_s)$$

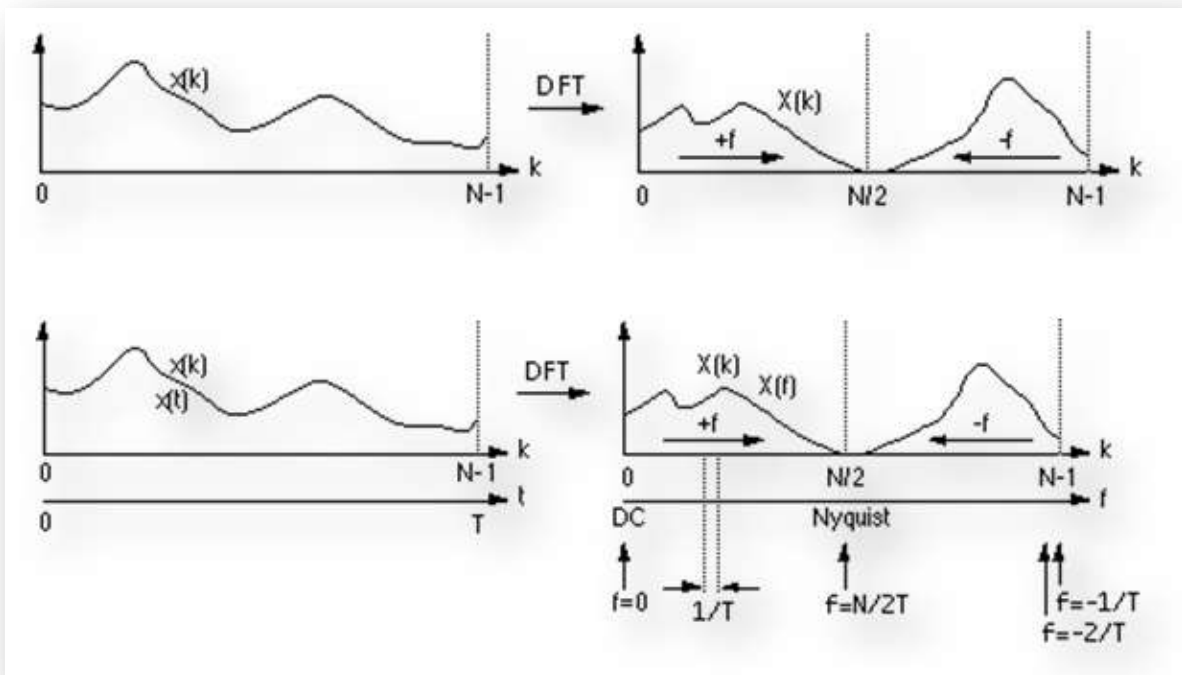
Ο DFT τελικά μας δίνει:

$$\sum_{l=-\infty}^{\infty} x_a(nT_s - lNT_s) \xleftrightarrow{\text{DFT}} F_s \sum_{m=-\infty}^{\infty} X_a\left(\frac{kF_s}{N} - mF_s\right)$$

Όπως προαναφέρθηκε, για να μην υπάρχει απώλεια πληροφορίας θα πρέπει να ισχύουν οι παρακάτω συνθήκες

1. Το φάσμα του αναλογικού σήματος $X_a(F)$ να είναι πεπερασμένο και
2. Η διάρκεια του δειγματοληπτημένου σήματος $x(n)$ να είναι πεπερασμένη.

Όμως, οι δύο αυτές συνθήκες δεν μπορούν να ικανοποιούνται ταυτόχρονα. Ένα σήμα που έχει πεπερασμένο εύρος ζώνης έχει και άπειρη διάρκεια και το αντίστροφο.



Εικόνα 56 Η λειτουργία του DFT σε ένα συνεχές σήμα χρονικού μήκους T

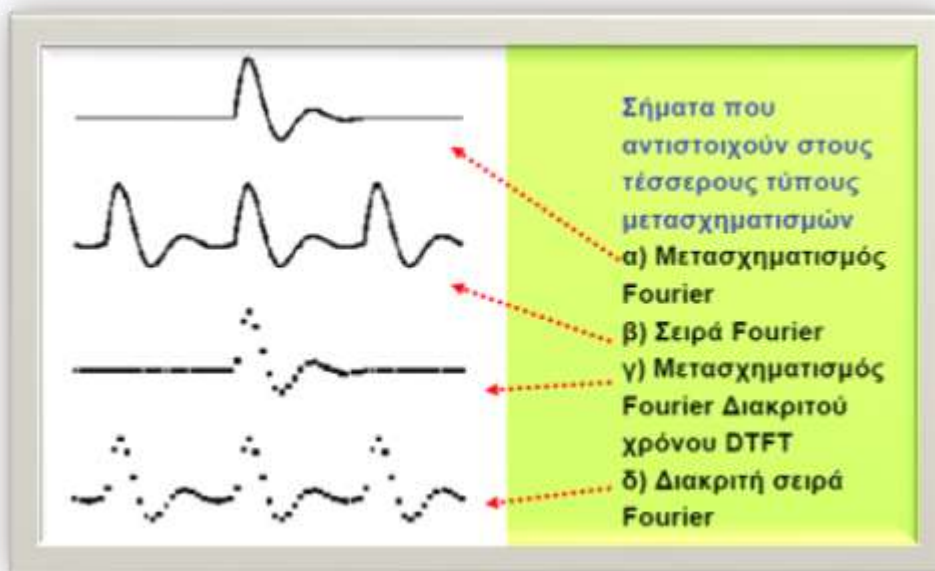
Σε πρακτικές εφαρμογές περιορίζουμε το φάσμα του σήματος με ένα φίλτρο αντιψεύδισης (antialiasing filter) και στη συνέχεια το δειγματοληπτούμε. Επιπλέον, παρατηρούμε το σήμα για ένα πεπερασμένο χρονικό διάστημα και συνεπώς μόνο κατά προσέγγιση βρίσκουμε το φάσμα του. Όσο μεγαλύτερο είναι το χρονικό διάστημα παρατήρησης του σήματος τόσο αυξάνεται η διακριτική ικανότητα στο πεδίο συχνοτήτων.

6.6 Ο Ταχύς Μετασχηματισμός Fourier

Ο **Ταχύς Μετασχηματισμός Fourier (FFT)** είναι ένας αποδοτικός αλγόριθμος για τον υπολογισμό του **Διακριτού Μετασχηματισμού Fourier (DFT)** και του αντιστρόφου του (IDFT). Ο Fast Fourier Transform είναι μια πολύ σημαντική και ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος εξαγωγής χρήσιμων πληροφοριών από δειγματοληπτούμενα σήματα. Υπάρχουν πολλοί ευδιάκριτοι αλγόριθμοι FFT που περιλαμβάνουν ευρύ φάσμα μαθηματικών. Ο DFT είναι χρήσιμος σε πολλούς τομείς αλλά ο υπολογισμός του άμεσα βάσει ορισμού είναι συχνά πάρα πολύ αργός για να είναι πρακτικός.

Ο FFT είναι ένας τρόπος να υπολογιστεί το ίδιο αποτέλεσμα γρηγορότερα. Ο υπολογισμός ενός DFT για N περιπτώσεις μας δίνει πολυπλοκότητα αλγορίθμου της τάξης $O(N^2)$ ενώ ο FFT μπορεί να υπολογίσει το ίδιο αποτέλεσμα σε πολυπλοκότητα της τάξης $O(N \log N)$. Η διαφορά στην ταχύτητα μπορεί να είναι ουσιαστική, ειδικά για μεγάλο όγκο δεδομένων και μπορεί να φθάσει σε μια τάξη διαφοράς σε πολυπλοκότητα περίπου $N/\log N$.

Αυτή η βελτιστοποίηση μετέτρεψε πολλούς σημαντικούς αλγορίθμους DFT να γίνουν πρακτικοί στην χρήση τους. Σήμερα αλγόριθμοι FFT χρησιμοποιούνται σε μεγάλη ποικιλία εφαρμογών και κυρίως στην ψηφιακή επεξεργασία σήματος (*digital signal processing*) και στην λύση μερικών διαφορικών εξισώσεων με πολλαπλασιασμό μεγάλων ακεραίων αριθμών.



Εικόνα 57 Μορφές Μετασχηματισμού Fourier

6.6.1 Ο Αλγόριθμος FFT των COOLEY και TURKEY

Ο Ταχύς Μετασχηματισμός Fourier χρησιμοποιείται συνήθως στην μορφή που παρουσιάζεται στην ενότητα αυτή, όπως εισήχθη από τους **Coolley και Tukey** το 1965 και υπήρξε ο καταλύτης στη διάδοση της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος. Ο Stockham (1966) παρατήρησε ότι ο FFT άνοιγε νέους δρόμους στον υπολογισμό της συνέλιξης δύο σημάτων.

Λίγα χρόνια αργότερα, ανακαλύφθηκε ότι υπήρχε ένας προγενέστερος αλγόριθμος FFT, σχετικά διαφορετικός από αυτόν των Cooley και Tukey, που είχε προταθεί από τον Good (1960) και Thomas (1963). Ο αλγόριθμος των Good και Thomas δεν είχε την ίδια απήχηση, την εποχή που δημοσιεύτηκε, με τον αλγόριθμο των Cooley και Tukey. Αργότερα, ένας πιο περίπλοκος αλγόριθμος προτάθηκε από τον Winograd (1976, 1978). Μία ατυχής συνέπεια της δημοτικότητας του FFT αλγορίθμου των Cooley και Tukey, ήταν η γενική παραδοχή ότι ο αλγόριθμος αυτός είναι πρακτικός για μήκη σημάτων που είναι **δύναμη του 2 (Radix 2)**. Αυτή η παραδοχή έχει ως αποτέλεσμα την επιβολή παραμέτρων από τον αλγόριθμο στην εφαρμογή και όχι το αντίστροφο όπως θα έπρεπε να είναι πραγματικά. Στην πραγματικότητα υπάρχουν καλοί αλγόριθμοι FFT σχεδόν για κάθε μήκος σήματος.

Η εύρεση του DFT ενός σήματος είναι συνυφασμένη με την εύρεση της συνέλιξης δύο σημάτων. Ένας ταχύς αλγόριθμος για την εύρεση της συνέλιξης δύο σημάτων με μικρό μήκος, προτάθηκε από τους Agarwal και Cooley (1977). Ο Winograd (1978) παρουσίασε μία γενική μέθοδο για την κατασκευή τέτοιων αλγορίθμων και απέδειξε ότι δεν υπάρχουν καλύτεροι αλγόριθμοι συνέλιξης στο πεδίο των πραγματικών και μιγαδικών αριθμών. Ο Agarwal και Cooley βρήκαν μια μέθοδο κατακερματισμού της συνέλιξης σημάτων, σε απλούστερες που εμπλέκουν βραχύτερα σήματα, χρησιμοποιώντας το Σινικό Θεώρημα Υπολοίπου (Chinese Remainder Theorem). Η μεθοδός τους συνδυάζεται πολύ καλά με τον αλγόριθμο Winograd.

Το υπολογιστικό πρόβλημα του DFT είναι η εύρεση N μιγαδικών εν γένει αριθμών $X(k)$ από μία άλλη ακολουθία N αριθμών $x(n)$ σύμφωνα με τη σχέση

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi \frac{kn}{N}}$$

Ο άμεσος υπολογισμός των $X(k)$ εμπλέκει N^2 μιγαδικούς πολλαπλασιασμούς και N^2-N μιγαδικές αθροίσεις. Ο αριθμός των πράξεων αυτών είναι αρκετά μεγάλος σε πρακτικές εφαρμογές όπου το N λαμβάνει μεγάλες τιμές. Έτσι, εκμεταλλευόμενοι τις διάφορες συμμετρίες και την περιοδικότητα του παράγοντα $e^{-j2\pi kn/N}$ αναζητούμε πιο αποδοτικούς αλγορίθμους υπολογισμού του DFT. Για να απλοποιήσουμε τον συμβολισμό θέτουμε

$$W_N = e^{-j2\pi/N}$$

οπότε ο DFT και ο IDFT γράφονται ως

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1$$

$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k)W_N^{-kn}, \quad n = 0, 1, \dots, N-1$$

Ας θεωρήσουμε λοιπόν τον υπολογισμό των $X(k)$ με $N = 2^ν$ τότε:

$$\begin{aligned} X(k) &= \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \\ &= \sum_{m=0}^{(N/2)-1} x(2m)W_{N/2}^{km} + W_N^k \sum_{m=0}^{(N/2)-1} x(2m+1)W_{N/2}^{km} \end{aligned}$$

όπου έχουμε χρησιμοποιήσει το γεγονός ότι:

$$W_N^2 = W_{N/2}$$

Για να συνεχίσουμε την επεξήγηση πρέπει εδώ να αναφέρουμε ότι οι δείκτες ‘ε’ (even) και ‘ο’ (odd) χρησιμοποιούνται για να δηλώσουν ότι η ακολουθία $g_e(m)$

απαρτίζεται από τα άρτια δείγματα της $x(n)$, δηλαδή :

$$g_e(m) = \{x(0), x(2), x(4), \dots\}$$

ενώ η ακολουθία $g_o(m)$ απαρτίζεται από τα περιττά δείγματα της $x(n)$, δηλαδή :

$$g_o(m) = \{x(1), x(3), x(5), \dots\}$$

Άρα με δύο DFT $N/2$ σημείων έχουμε:

$$G_e(k) = \sum_{m=0}^{(N/2)-1} g_e(m)W_{N/2}^{km}, \quad k = 0, 1, \dots, (N/2) - 1$$

$$G_o(k) = \sum_{m=0}^{(N/2)-1} g_o(m)W_{N/2}^{km}, \quad k = 0, 1, \dots, (N/2) - 1$$

όπου

$$g_e(m) = x(2m), \quad g_o(m) = x(2m+1)$$

Δεδομένου ότι ένας DFT N σημείων είναι περιοδικός, με περίοδο N , έχουμε

$$G_e\left(k + \frac{N}{2}\right) = G_e(k), \quad G_o\left(k + \frac{N}{2}\right) = G_o(k)$$

Επιπλέον

$$W_N^{k+N/2} = W_N^k W_N^{N/2} = -W^k$$

οπότε την $X(k)$ μπορούμε να την γράψουμε σε μορφή:

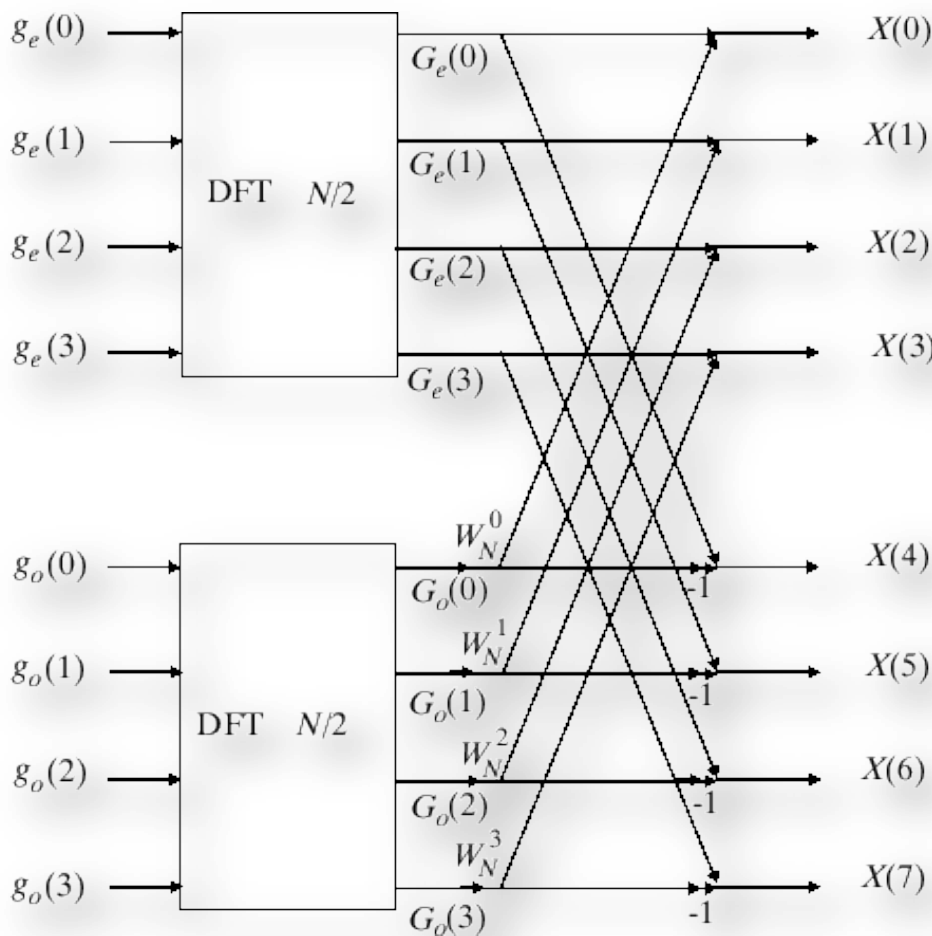
$$\begin{aligned} X(k) &= G_e(k) + W_N^k G_o(k), \quad k = 0, 1, 2, \dots, (N/2) - 1 \\ X\left(k + \frac{N}{2}\right) &= G_e(k) - W_N^k G_o(k), \quad k = 0, 1, 2, \dots, (N/2) - 1 \end{aligned}$$

Έτσι, ο υπολογισμός ενός DFT N σημείων, έχει αναχθεί στον υπολογισμό δύο DFT $N/2$ σημείων έκαστος και στον κατάλληλο συνδυασμό αυτών. Η εύρεση της ακολουθίας:

$$\{X(k)\} \quad k = 0, 1, 2, \dots, N - 1$$

από τις ακολουθίες

$$\{G_e(k)\} \quad \{G_o(k)\} \quad k = 0, 1, \dots, (N/2) - 1$$



Εικόνα 58 Εύρεση DFT 8-σημείων με τη βοήθεια δύο DFT 4-σημείων

Εάν ο υπολογισμός των $G_e(k)$ και $G_o(k)$ γίνει άμεσα από τον ορισμό του DFT τότε απαιτούνται $2(N/2)^2$ μιγαδικοί πολλαπλασιασμοί. Στον αριθμό αυτό θα πρέπει να προσθέσουμε και $N/2$ πολλαπλασιασμούς για την εύρεση των $W_N^k G_o(k)$. Έτσι, ο συνολικός αριθμός μιγαδικών πολλαπλασιασμών που απαιτούνται για τον υπολογισμό των $X(k)$ σύμφωνα με τις προηγούμενες δύο εξισώσεις είναι:

$$2(N/2)^2 + N/2 = N^2/2 + N/2$$

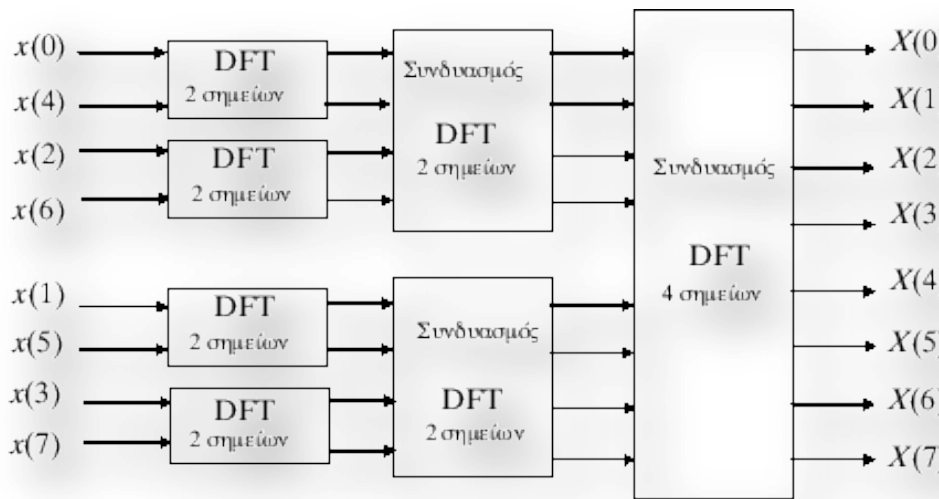
Συγκριτικά με τον απαιτούμενο αριθμό πολλαπλασιασμών για την εύρεση των $X(k)$ έχουμε **μια μείωση της τάξης του 1/2**.

Η όλη διαδικασία μπορεί να επαναληφθεί για την εύρεση των $G_e(k)$ και $G_o(k)$. Σε πρώτο βήμα, χωρίζουμε την ακολουθία $g_e(m)$ σε δύο υπακολουθίες $g_{ee}(m)$ και $g_{oe}(m)$ με τα άρτιας τάξης και περιττής τάξης δείγματά της αντίστοιχα. Έτσι υπολογίζουμε την ακολουθία $G_e(k)$.

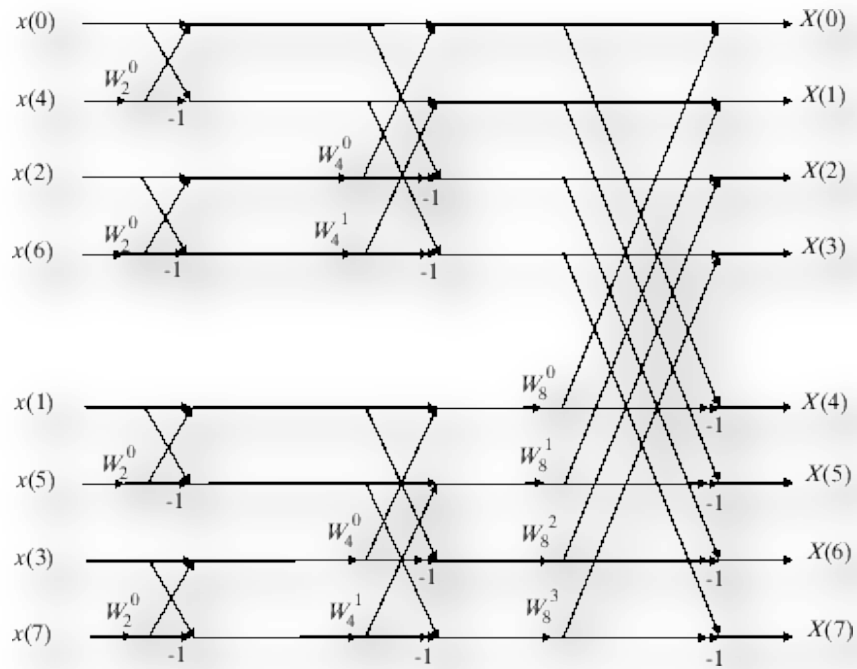
$$G_e(k) = G_{ee}(k) + W_{N/2}^k G_{oe}(k), \quad k = 0, 1, 2, \dots, (N/4) - 1$$

$$G_e\left(k + \frac{N}{4}\right) = G_{ee}(k) - W_{N/2}^k G_{oe}(k), \quad k = 0, 1, 2, \dots, (N/4) - 1$$

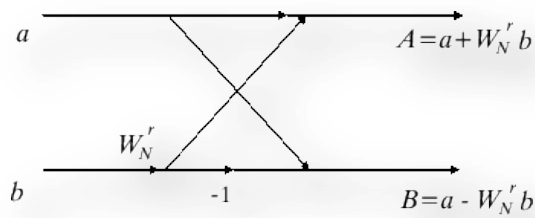
Ο αποδεκατισμός στο χρόνο (decimation-in-time) μπορεί να εκτελεστεί $v = \log_2 N$ φορές. Επομένως, ο συνολικός απαιτούμενος αριθμός μιγαδικών πολλαπλασιασμών είναι τελικά $(\frac{N}{2})\log_2 N$ ενώ ο συνολικός αριθμός των απαιτούμενων μιγαδικών αθροίσεων είναι $N\log_2 N$. Όπως παρατηρούμε, ο βασικός υπολογισμός σε κάθε βαθμίδα εμπλέκει δύο μιγαδικούς εν γένει αριθμούς a και b . Ο δεύτερος αριθμός πολλαπλασιάζεται επί W_N^r και το γινόμενο προστίθεται και αφαιρείται από τον πρώτο αριθμό a , δημιουργώντας έτσι δύο νέους αριθμούς A και B , οι οποίοι οδηγούνται στην επόμενη βαθμίδα. Ο βασικός αυτός υπολογισμός καλείται **πεταλούδα** από το σχήμα του διαγράμματος ροής όπως φαίνεται παρακάτω.



Εικόνα 59 Τρεις βαθμίδες υπολογισμού ενός DFT 8-σημείων

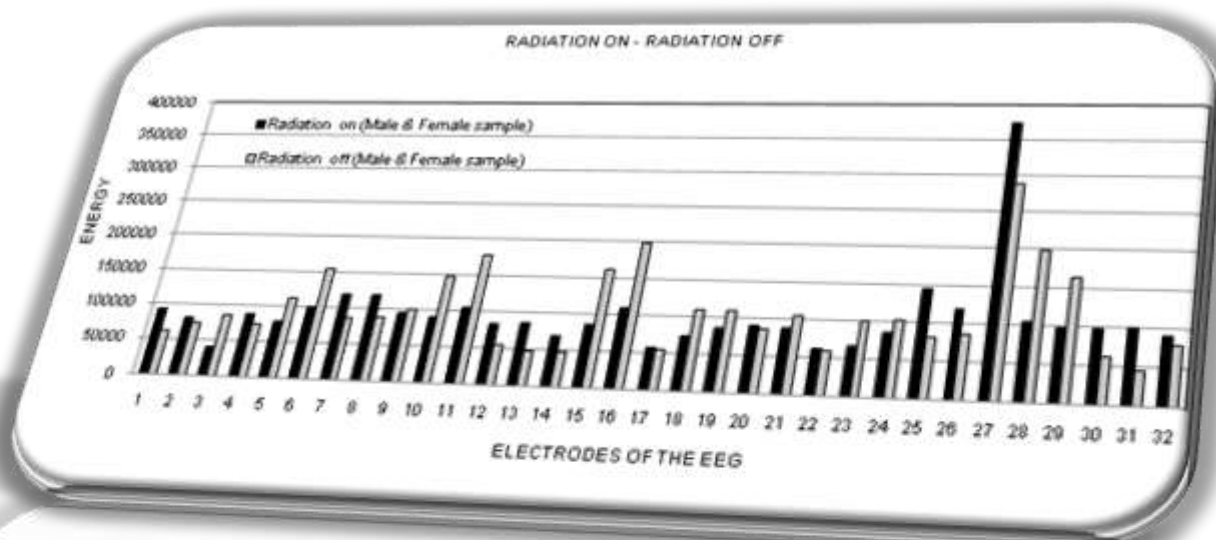


Εικόνα 60 FFT αποδεκάτισης στο χρόνο 8-σημείων



Εικόνα 61 Βασικός υπολογισμός πεταλούδας για τον αλγόριθμο FFT αποδεκατισμού στο χρόνο

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7



7. ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

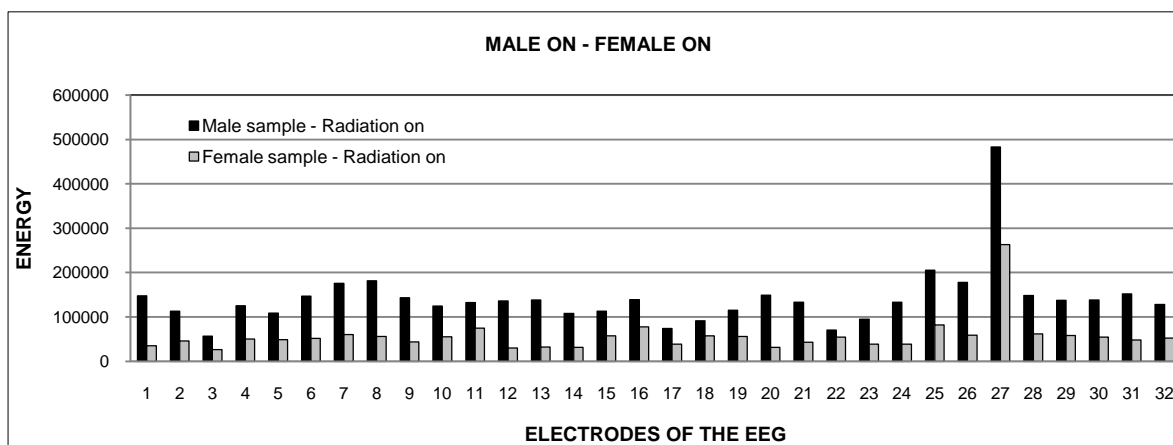
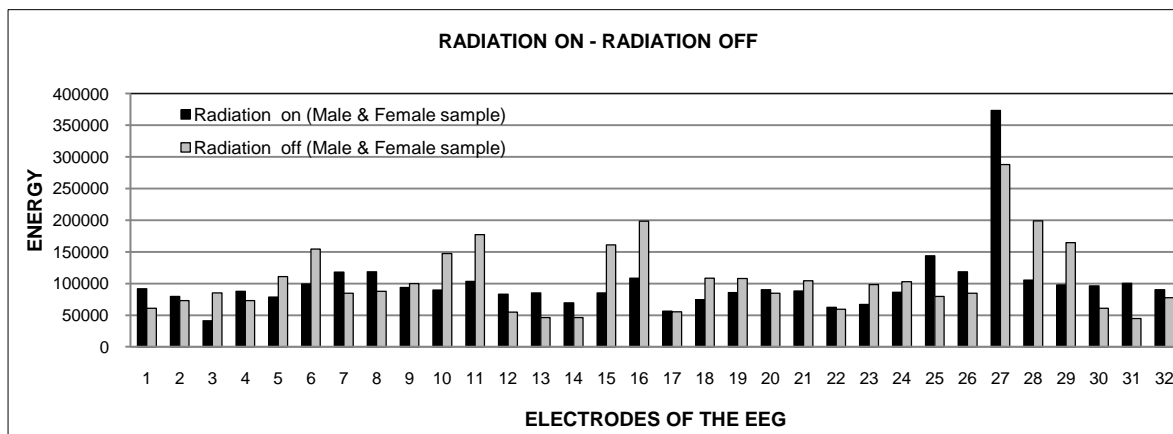
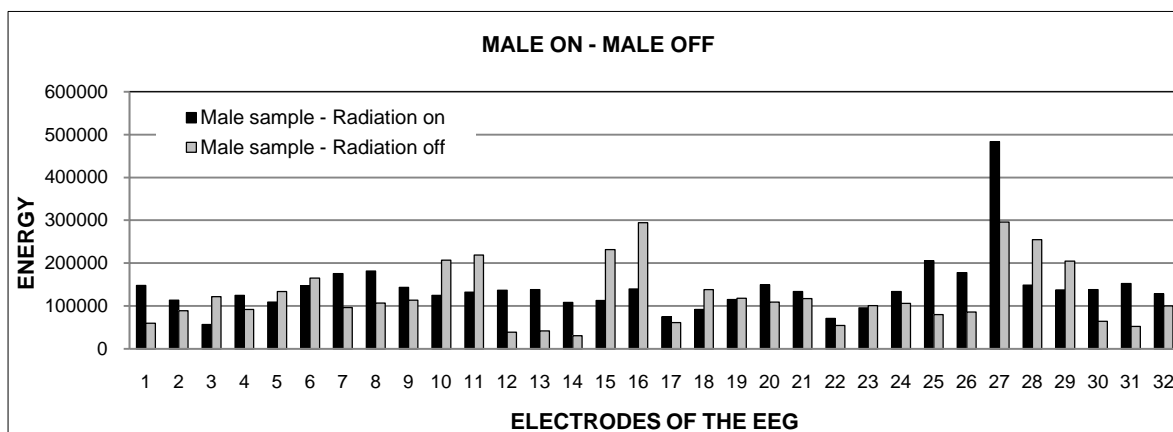
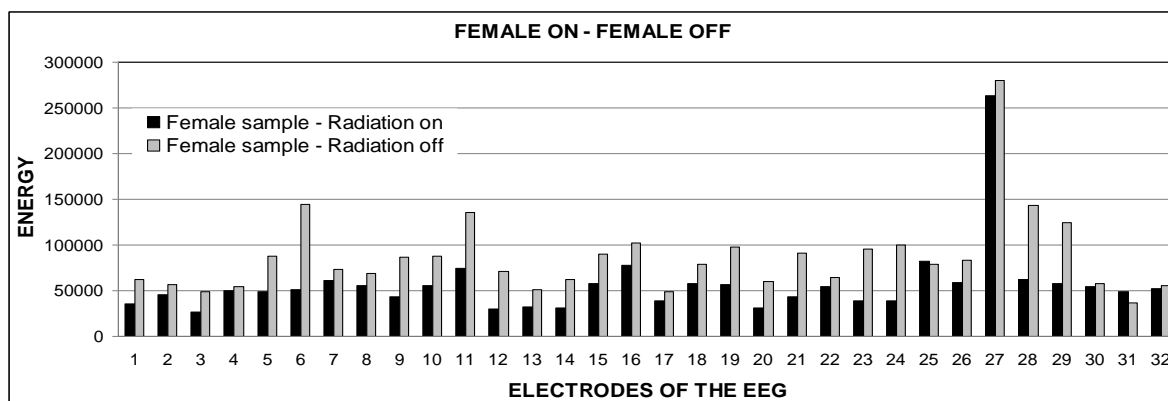
Με βάση τις μετρήσεις που ελήφθησαν κατά τη διάρκεια διεξαγωγής του πειράματος, ακολούθησε η στατιστική επεξεργασία αυτών. Για τους βασικούς ρυθμούς του ΗΕΓ (άλφα, βήτα, δέλτα και θήτα) καθώς και για το σύνολο αυτών, υπολογίζουμε τον μέσο όρο της ολικής ενέργειας κάθε ηλεκτροδίου με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Fourier (πιο συγκεκριμένα FFT). Σε κάθε περίπτωση συγκρίνουμε την ενέργεια των ηλεκτροδίων κάνοντας τους εξής συνδυασμούς:

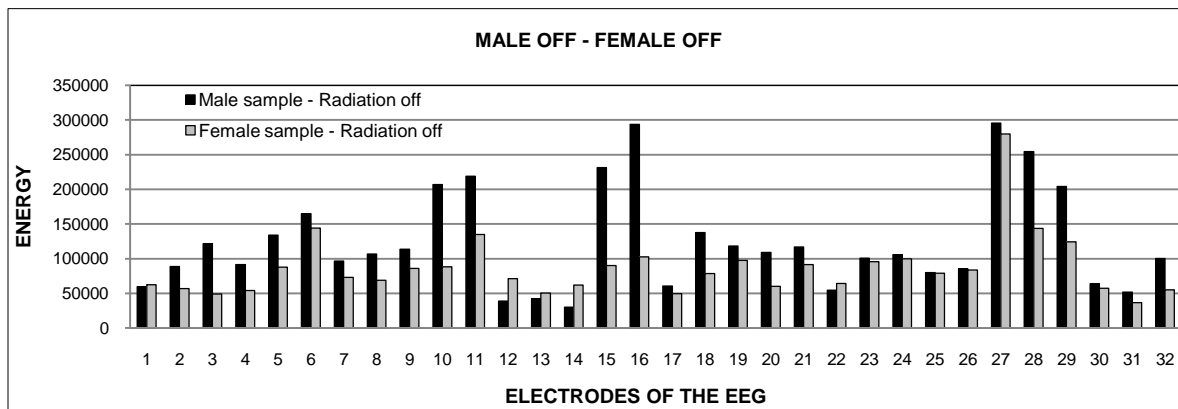
- ✓ Γυναίκες υπό την επίδραση ακτινοβολίας – Γυναίκες χωρίς την επίδραση ακτινοβολίας (Female on – Female off)
- ✓ Άνδρες υπό την επίδραση ακτινοβολίας – Άνδρες χωρίς την επίδραση ακτινοβολίας (Male on – male off)
- ✓ Γυναίκες και άνδρες υπό την επίδραση ακτινοβολίας – Γυναίκες και άνδρες χωρίς την επίδραση ακτινοβολίας (Radiation on –radiation off)
- ✓ Άνδρες υπό την επίδραση ακτινοβολίας – Γυναίκες υπό την επίδραση ακτινοβολίας (Male on – female on)
- ✓ Άνδρες χωρίς την επίδραση ακτινοβολίας – Γυναίκες χωρίς την επίδραση ακτινοβολίας (Male off – female off)

Οι παραπάνω υπολογισμοί έγιναν τόσο για τη δοκιμασία ακουστικής λειτουργικής μνήμης Wechsler όσο και για όλα τα τμήματα του test Hayling (A, B, C). Επιπλέον, σε αυτό το σημείο, πρέπει να επισημάνουμε ότι κατά την εξαγωγή των παραπάνω συμπερασμάτων δε λάβαμε υπόψη τις μετρήσεις του ηλεκτροδίου 27. Αυτό συνέβη καθώς κατά τη διάρκεια των μετρήσεων το συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο παρουσίαζε προβλήματα σωστής επαφής. Η ενέργεια που μετράμε είναι σε μονάδες *Joule*. Στη συνέχεια παραθέτουμε τα παραπάνω διαγράμματα:

7.1 Δοκιμασία Wechsler

➤ Ρυθμός άλφα

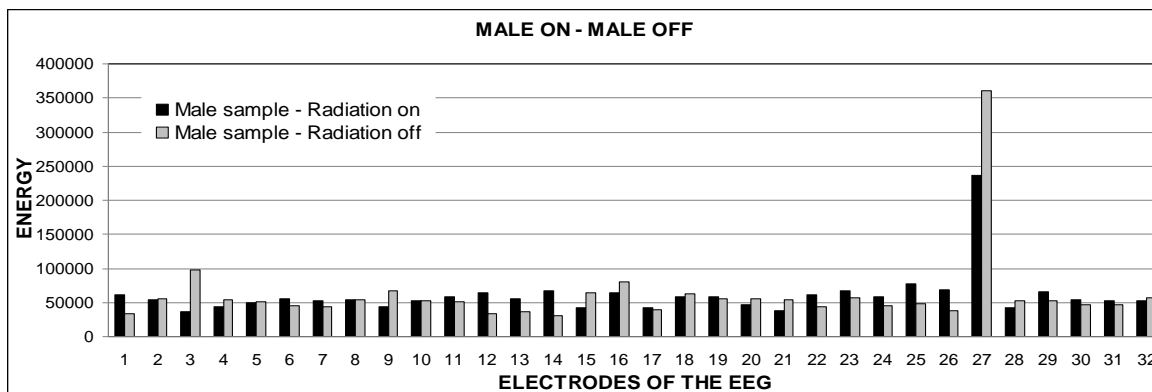
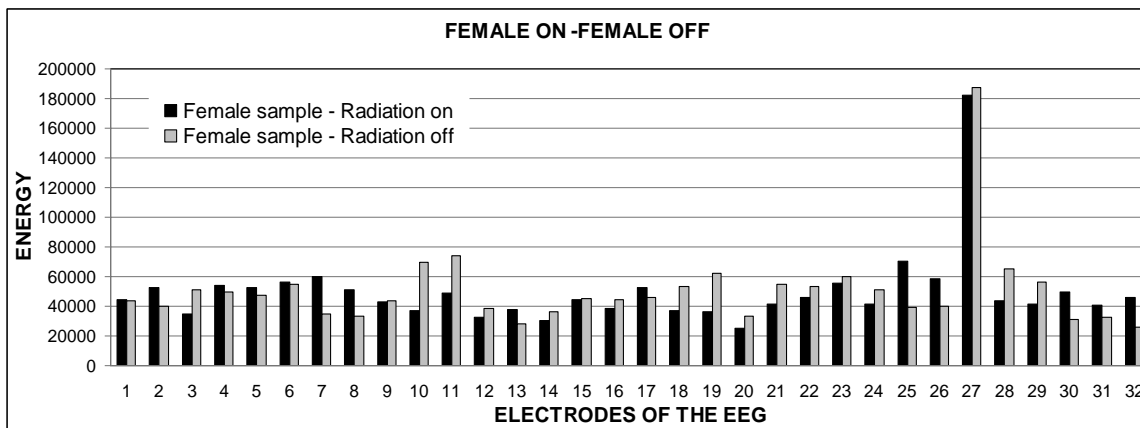


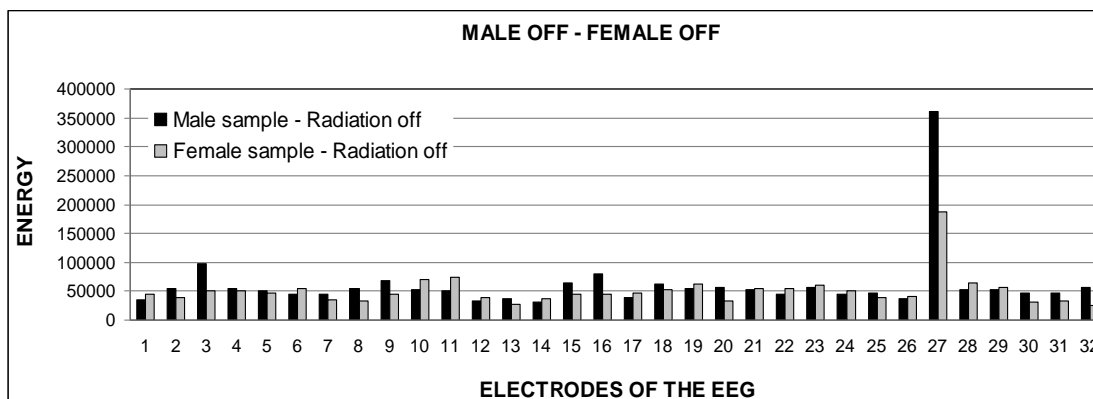
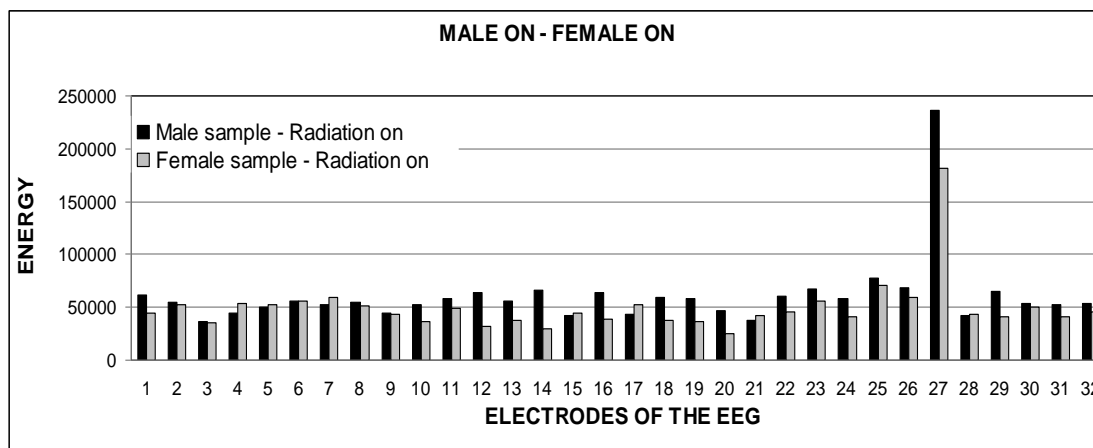
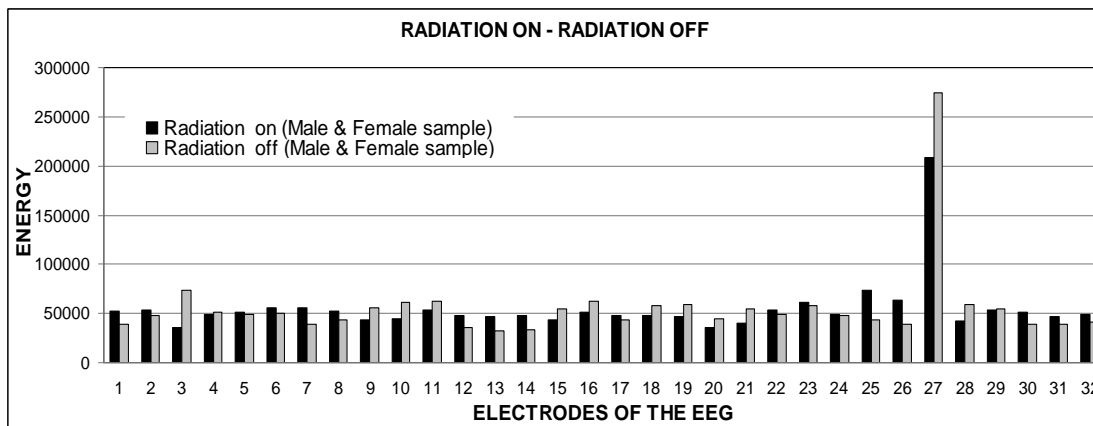


Εικόνα 62 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά την δοκιμασία Wechsler, στη μέτρηση του ρυθμού άλφα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στον ρυθμό άλφα της δοκιμασίας ακουστικής λειτουργικής μνήμης Wechsler, παρατηρούμε ότι οι γυναίκες υπό την επίδραση ακτινοβολίας παρουσιάζουν μείωση της ενέργειας σε αντίθεση με τους άντρες οι οποίοι παρουσιάζουν αύξηση της ενέργειας όταν βρίσκονται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας στην πλειοψηφία των ηλεκτροδίων. Επιπλέον, συγκρίνοντας το αντρικό δείγμα με το γυναικείο διαπιστώνουμε ότι οι άντρες έχουν μεγαλύτερη ενέργεια είτε βρίσκεται σε λειτουργία η πηγή ακτινοβολίας είτε όχι. Τέλος, αξίζει να σημειώσουμε ότι στο σύνολο του δείματός μας (άντρες και γυναίκες) όταν δεν υπάρχει πηγή ακτινοβολίας η ενέργεια μεγαλώνει ‘οριακά’.

➤ **Ρυθμός βήτα**

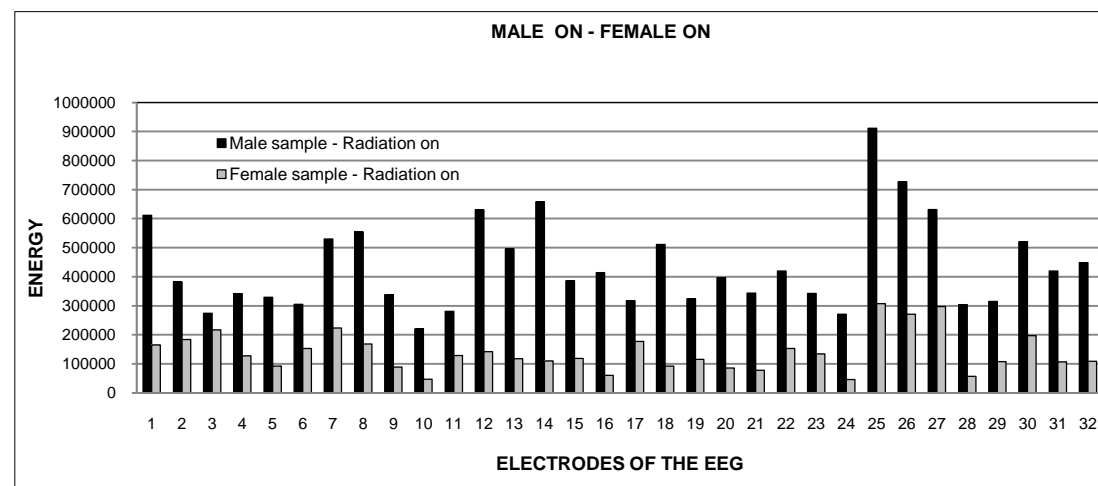
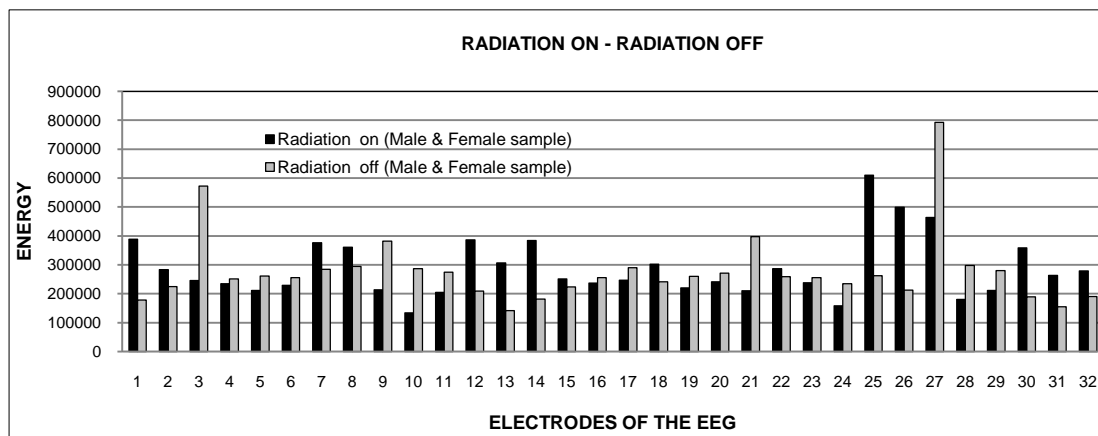
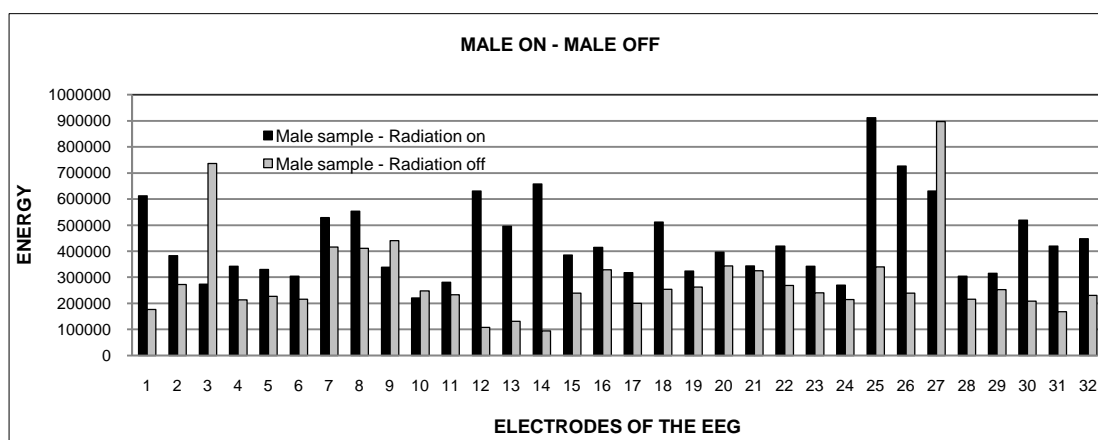
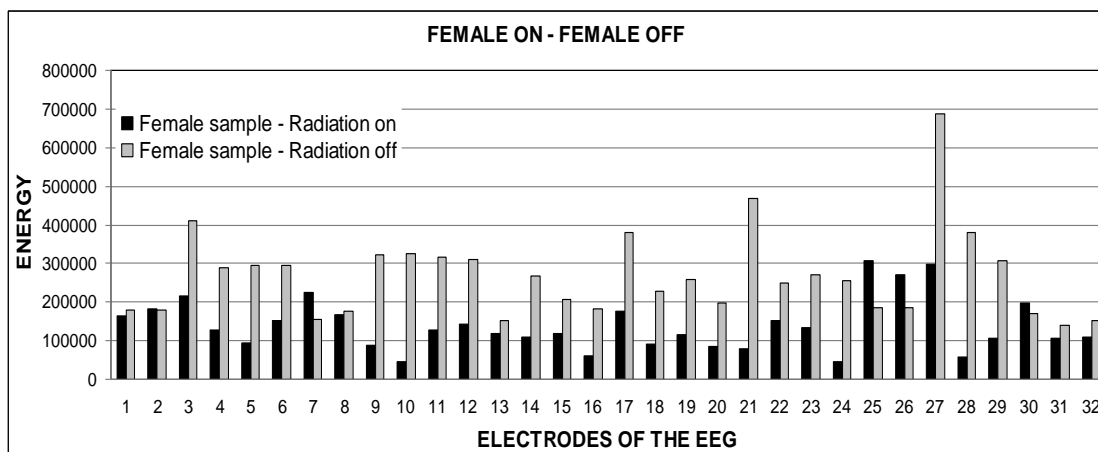


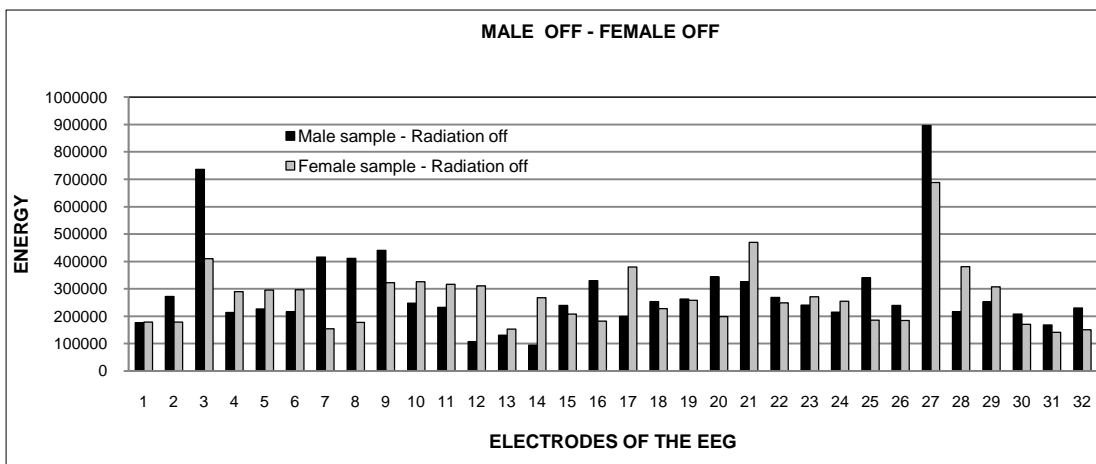


Εικόνα 63 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά την δοκιμασία Wechsler, στη μέτρηση του ρυθμού βήτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Όπως φαίνεται στα παραπάνω διαγράμματα, **στο ρυθμό βήτα** οι γυναίκες που βρίσκονται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας εξακολουθούν να έχουν μικρότερη ενέργεια από ότι όταν δε βρίσκονται. Σε αντίθεση και πάλι με τους άντρες που παρουσιάζουν μεγαλύτερη ενέργεια όταν η πηγή ακτινοβολίας λειτουργεί. Αντίστοιχα, οι άντρες παρουσιάζουν μεγαλύτερη ενέργεια από τις γυναίκες όταν και οι δύο ομάδες εκτίθεται στην ακτινοβολία ενώ παρουσιάζουν ‘οριακά’ μεγαλύτερη όταν δεν εκτίθενται σε αυτήν. Τέλος, όπως ακριβώς και στον ρυθμό άλφα, στο σύνολο του δείγματός μας (άντρες και γυναίκες) όταν δεν υπάρχει πηγή ακτινοβολίας η ενέργεια μεγαλώνει ‘οριακά’.

➤ Ρυθμός δέλτα

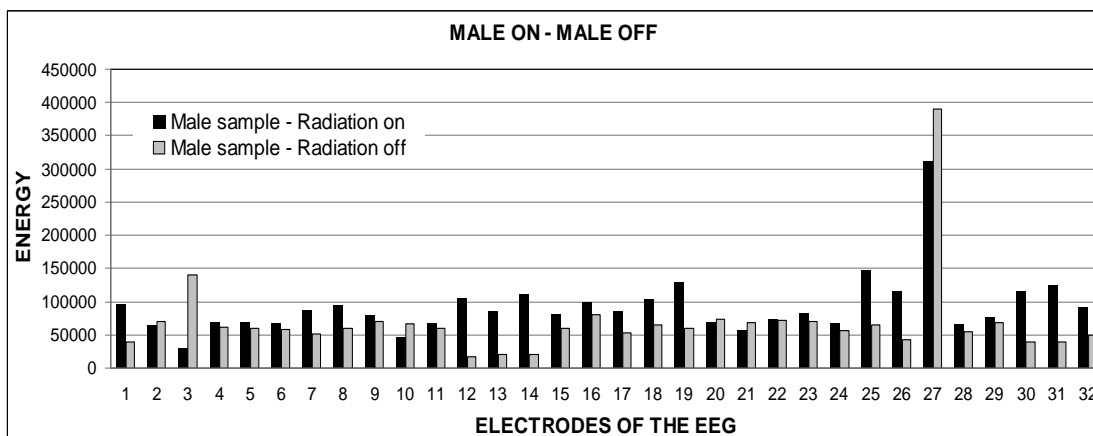
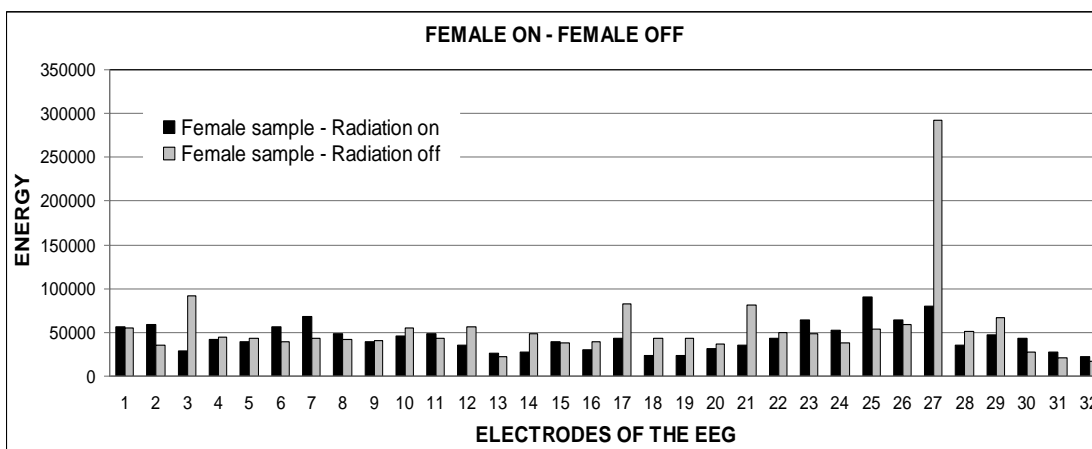


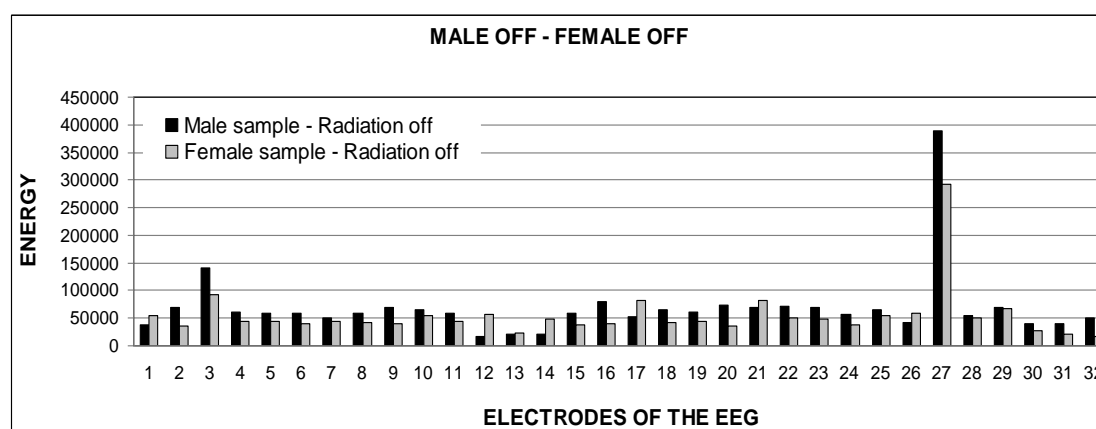
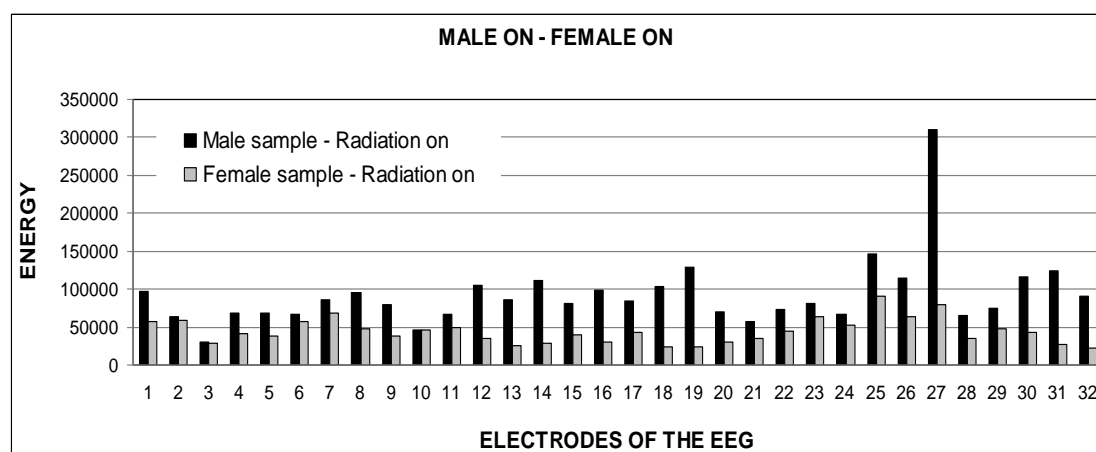
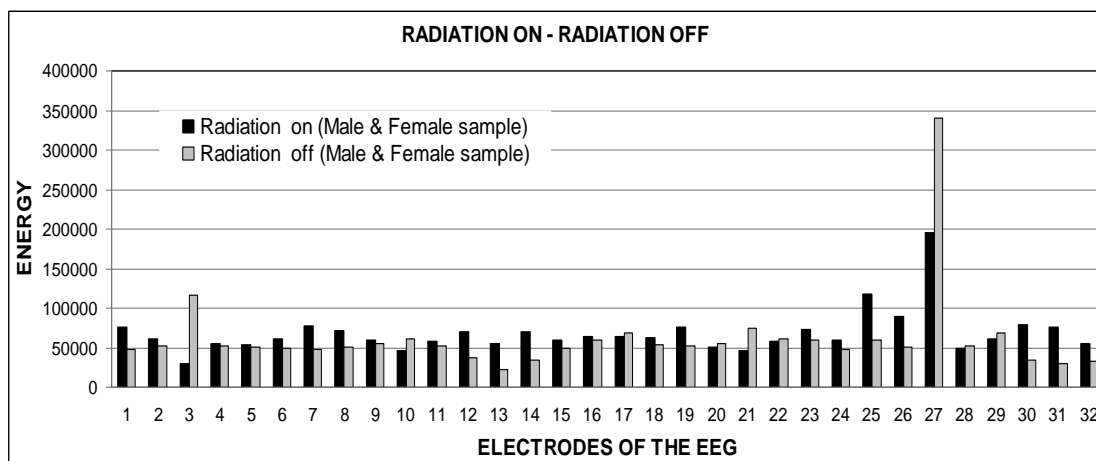


Εικόνα 64 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά την δοκιμασία Wechsler, στη μέτρηση του ρυθμού δέλτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στο ρυθμό δέλτα, λοιπόν, παρατηρούμε τα ίδια με τον ρυθμό άλφα με τη μόνη διαφορά ότι στο δείγμα των αντρών η ενέργεια μεγαλώνει σχεδόν απόλυτα όταν υπάρχει η παρουσία της ακτινοβολίας.

➤ Ρυθμός θήτα

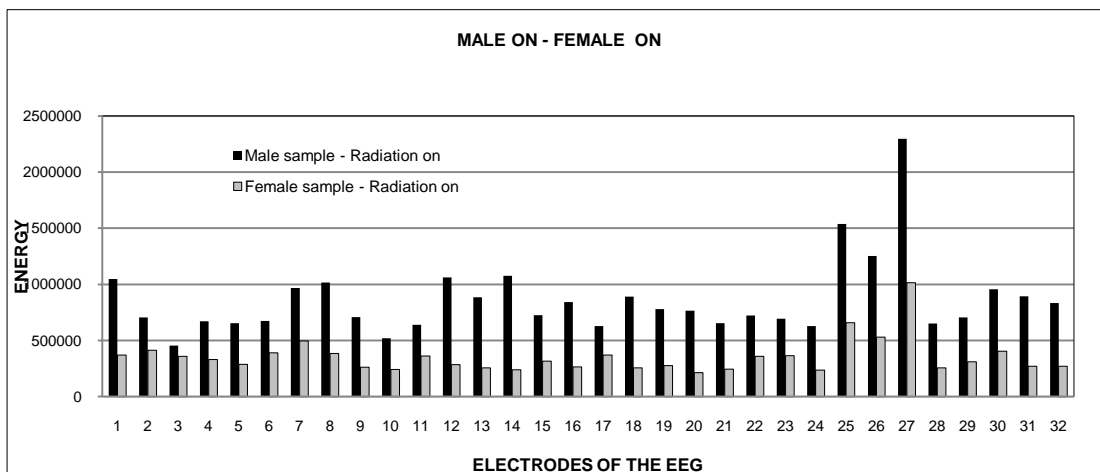
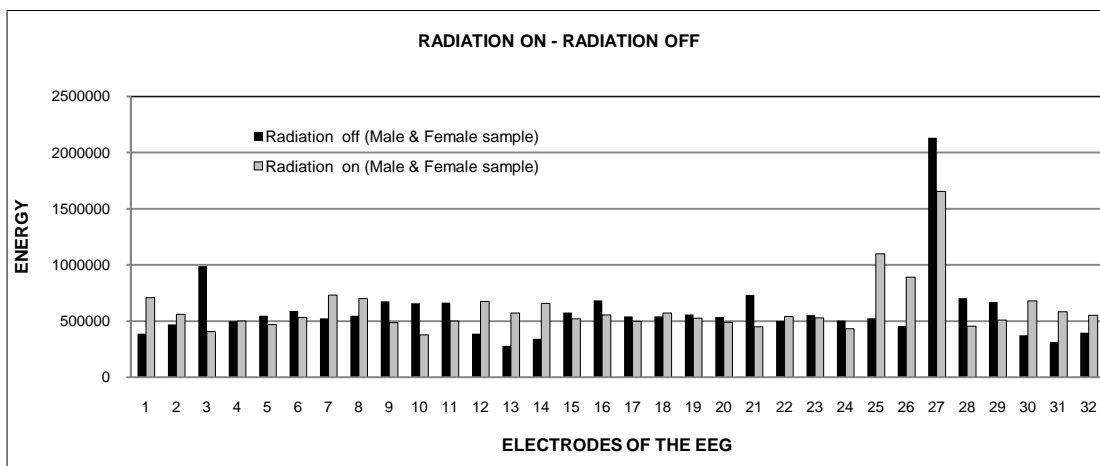
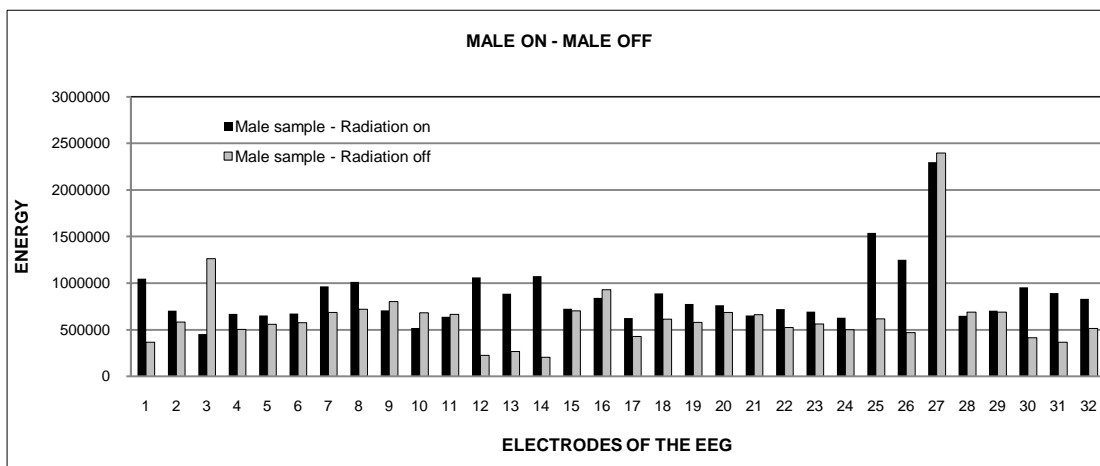
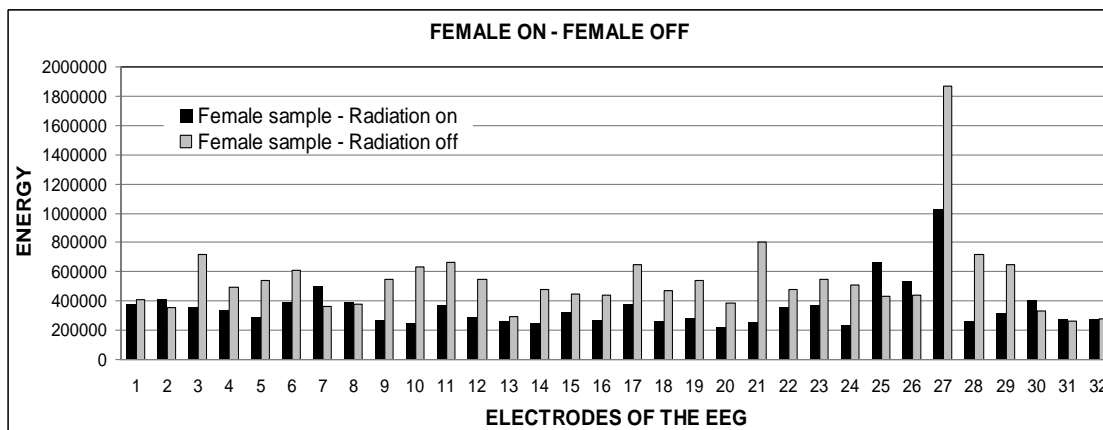


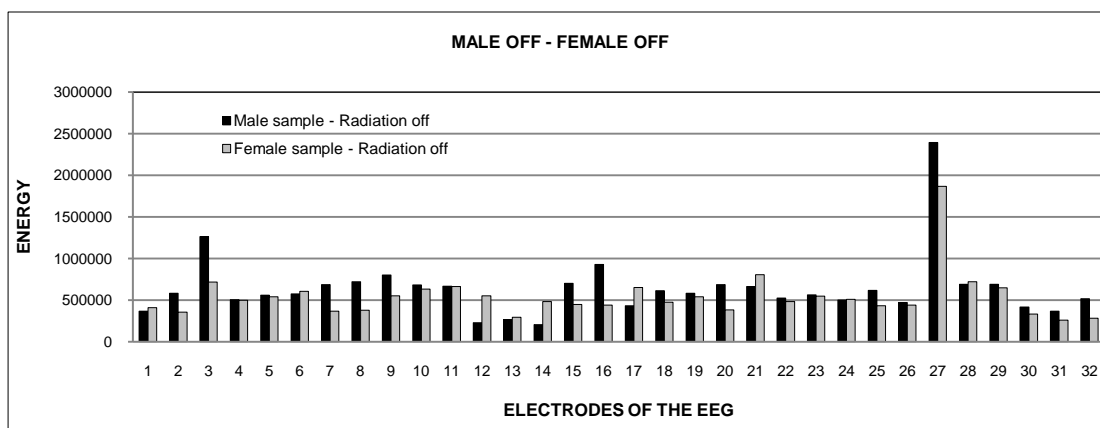


Εικόνα 65 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά την δοκιμασία Wechsler, στη μέτρηση του ρυθμού θήτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στον ρυθμό θήτα η μόνη διαφορά που παρατηρούμε από τους υπόλοιπους ρυθμούς της δοκιμασίας αυτής είναι ότι στο σύνολο τους δείγματος (άντρες και γυναίκες) δεν παρατηρούμε πλέον μια 'οριακή' αύξηση της ενέργειας όταν η πηγή ακτινοβολίας είναι σε λειτουργία αλλά μια κατά πλειοψηφία αύξηση της ενέργειας.

➤ Συνολικά



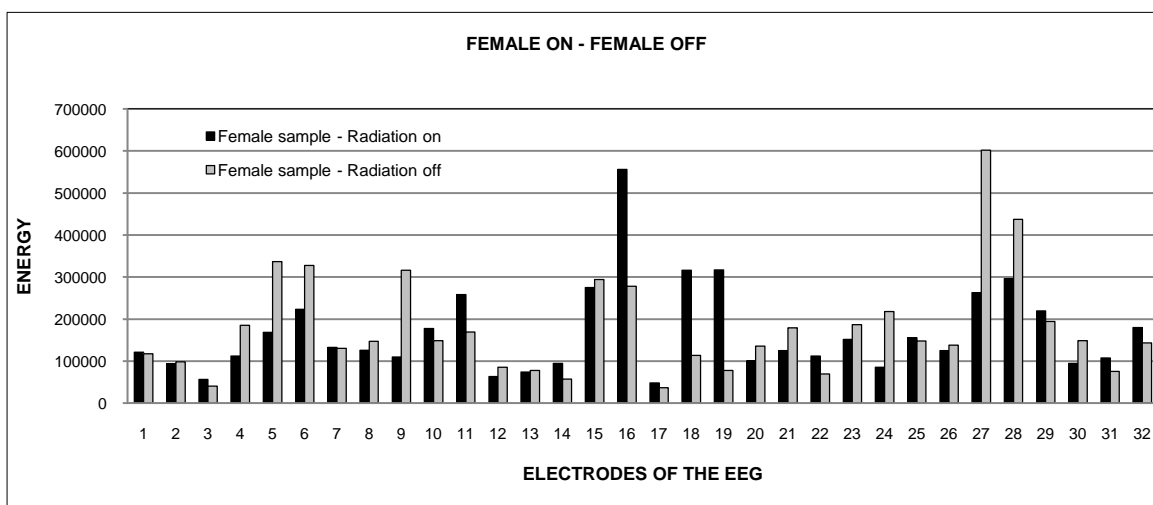


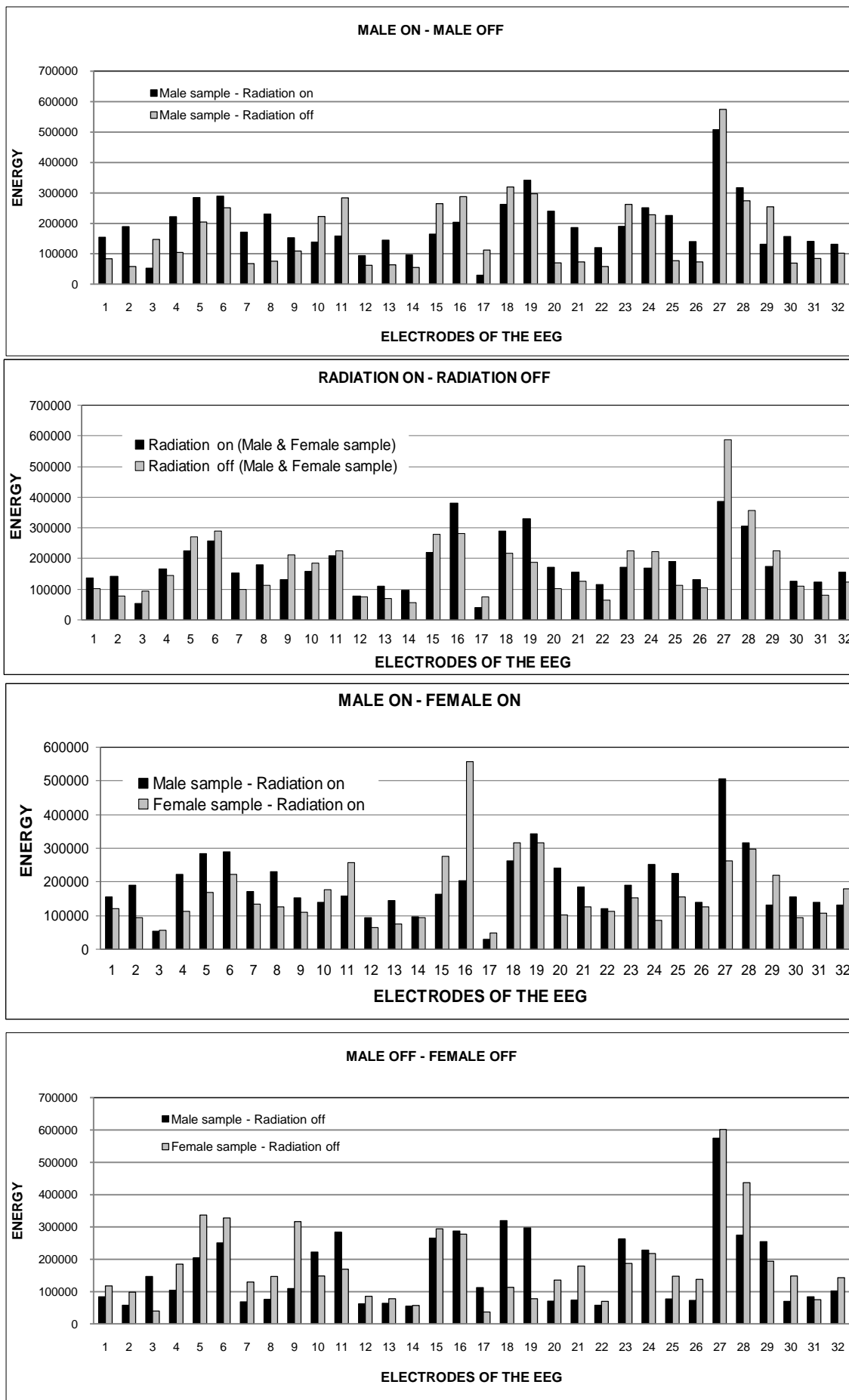
Εικόνα 66 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά την δοκιμασία Wechsler, σε μια συνολική αποτίμηση όλων των ρυθμών μαζί. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Τελικά, εξετάζοντας **τα συνολικά διαγράμματα** της δοκιμασίας ακουστικής λειτουργικής μνήμης Wechsler, παρατηρούμε ότι οι γυναίκες που βρίσκονται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας παρουσιάζουν μείωση ενέργειας σε αντίθεση με τους άντρες οι οποίοι παρουσιάζουν αύξηση της ενέργειας υπό τις ίδιες συνθήκες. Επιπροσθέτως, παρατηρούμε ότι οι άντρες, στα δείγματα αντρών-γυναικών, παρουσιάζουν αύξηση ενέργειας είτε η πηγή ακτινοβολίας είναι σε λειτουργία είτε όχι. Τέλος, αξίζει να επισημάνουμε ότι η ενέργεια είναι «οριακά» μεγαλύτερη όταν η πηγή της ακτινοβολίας βρίσκεται σε λειτουργία.

7.2 Πείραμα Hayling A

➤ Ρυθμός άλφα

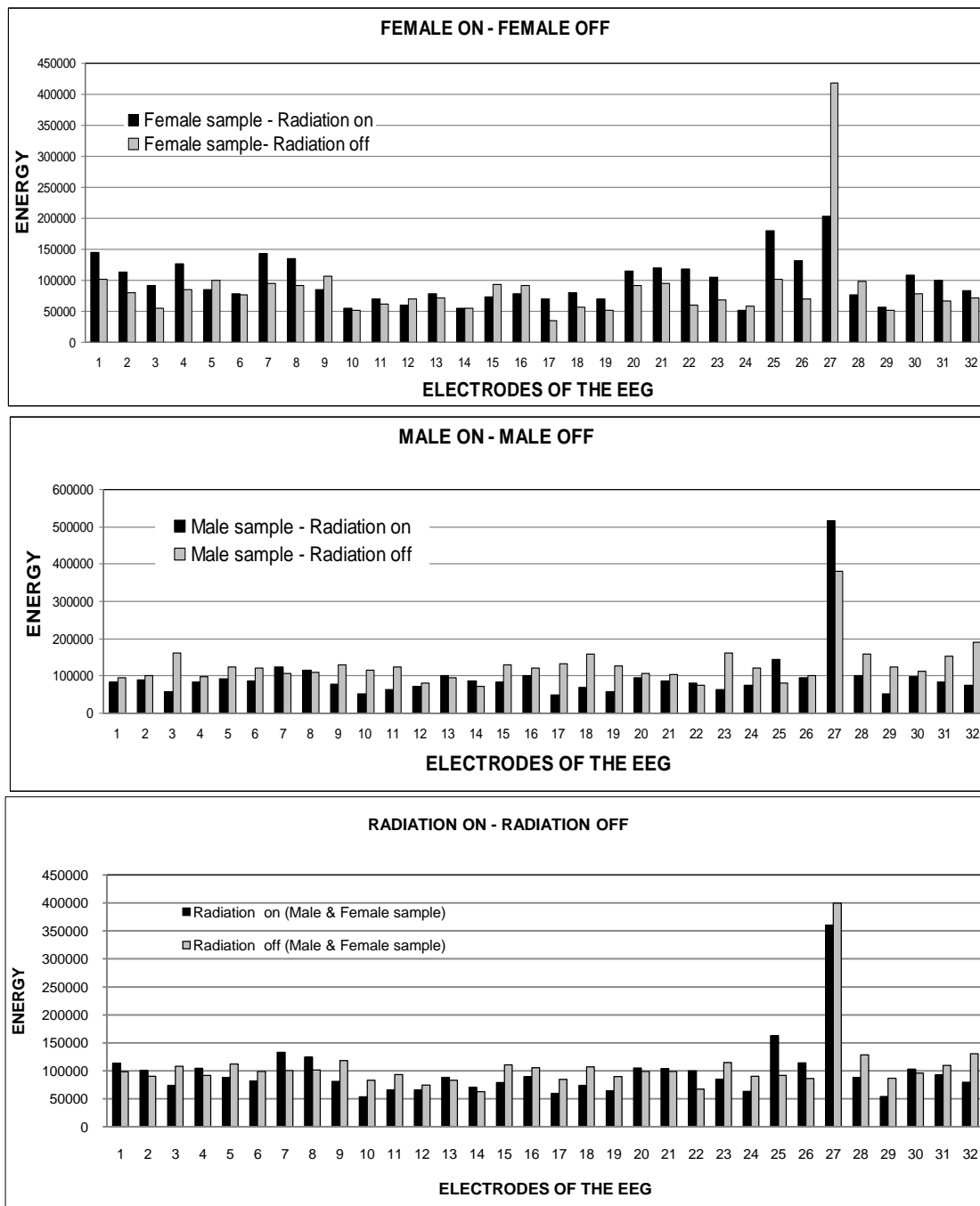


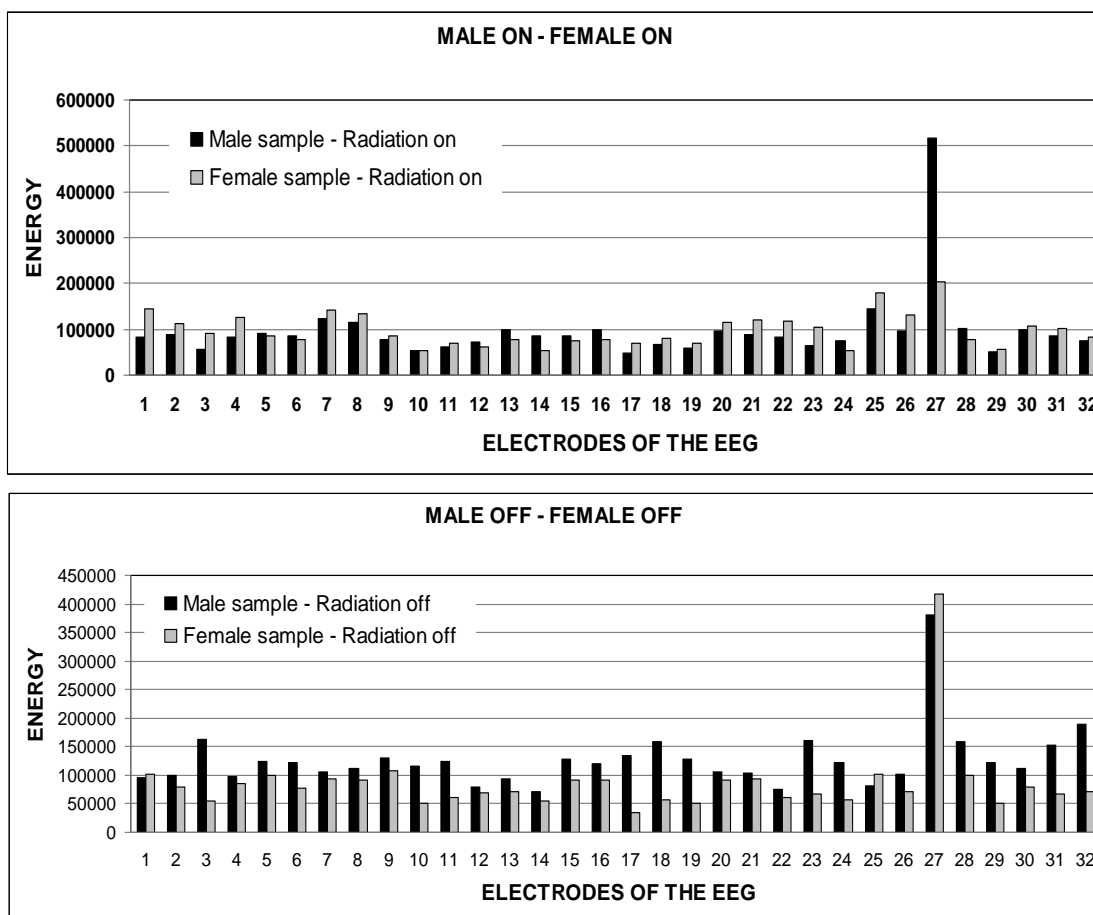


Εικόνα 67 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling A, στη μέτρηση του ρυθμού άλφα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στον ρυθμό άλφα του Hayling test Α παρατηρούμε ότι έχουμε ‘οριακή’ αύξηση της ενέργειας στις γυναίκες όταν η πηγή ακτινοβολίας βρίσκεται εκτός λειτουργίας. Αντίστοιχα, στους άντρες μπορούμε να επισημάνουμε ότι η ακτινοβολία αυξάνει την ενέργεια, ενώ συγκρίνοντας τους άντρες με τις γυναίκες γίνεται φανερό ότι όταν τα δείγματά μας βρίσκονται σε χώρο ‘καθαρό’ από ακτινοβολία οι γυναίκες παρουσιάζουν μεγαλύτερη ενέργεια και ακριβώς το αντίθετο όταν η πηγή της ακτινοβολίας μας είναι σε λειτουργία. Τέλος, όσον αφορά το σύνολο του δείγματος, η ενέργεια είναι ‘οριακά’ μεγαλύτερη όταν υπάρχει ακτινοβολία στο χώρο.

➤ Ρυθμός βήτα

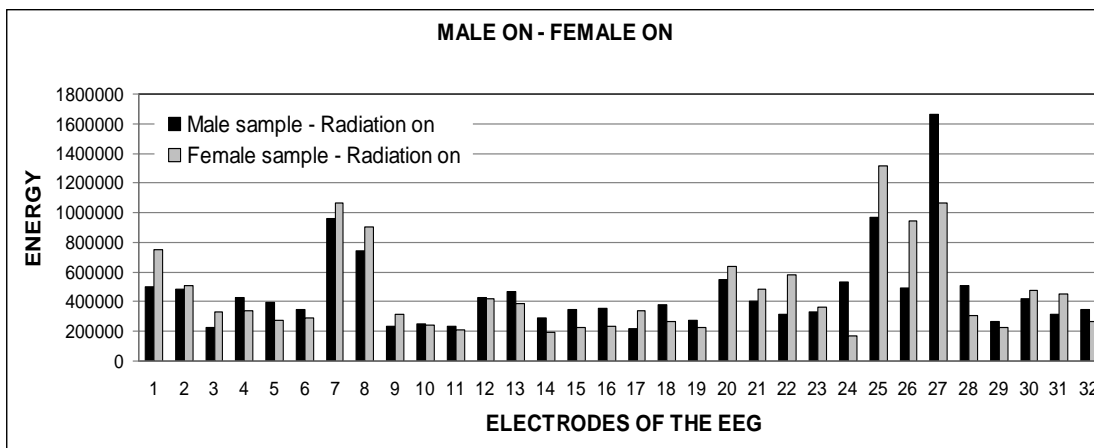
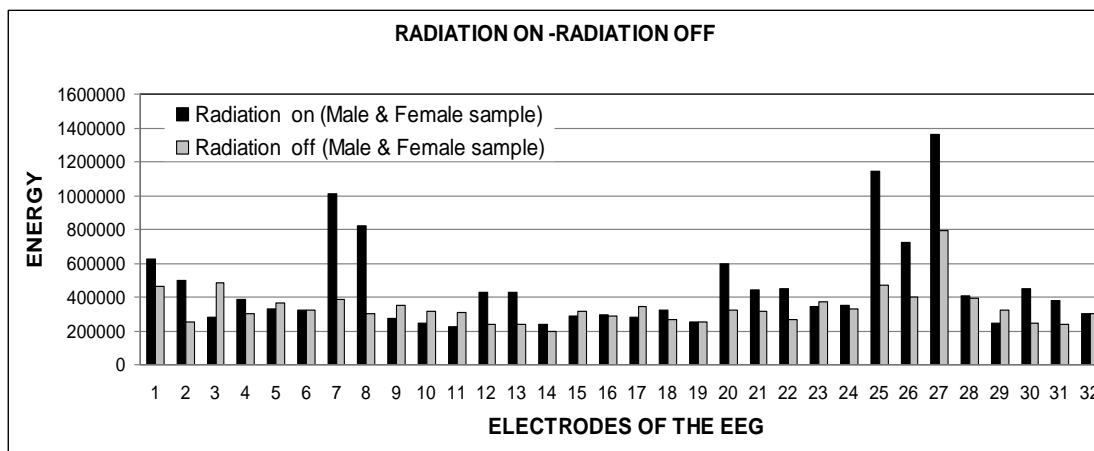
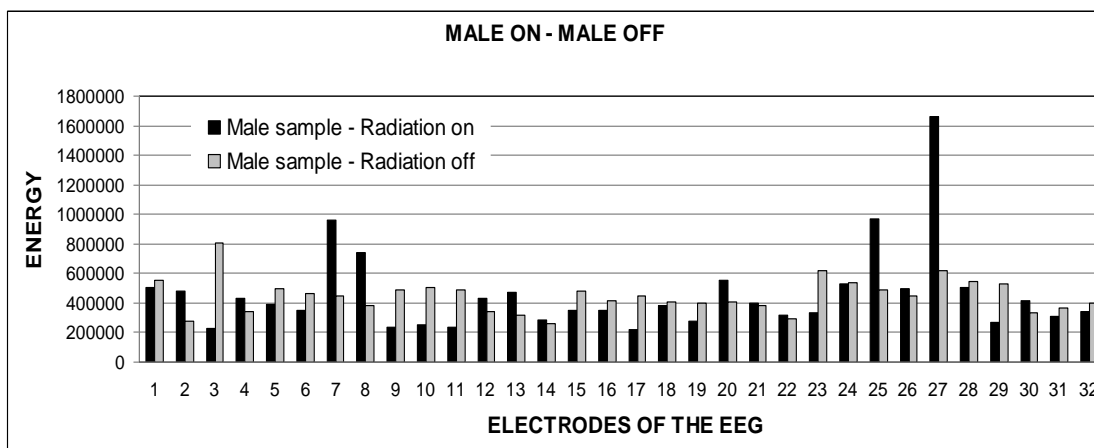
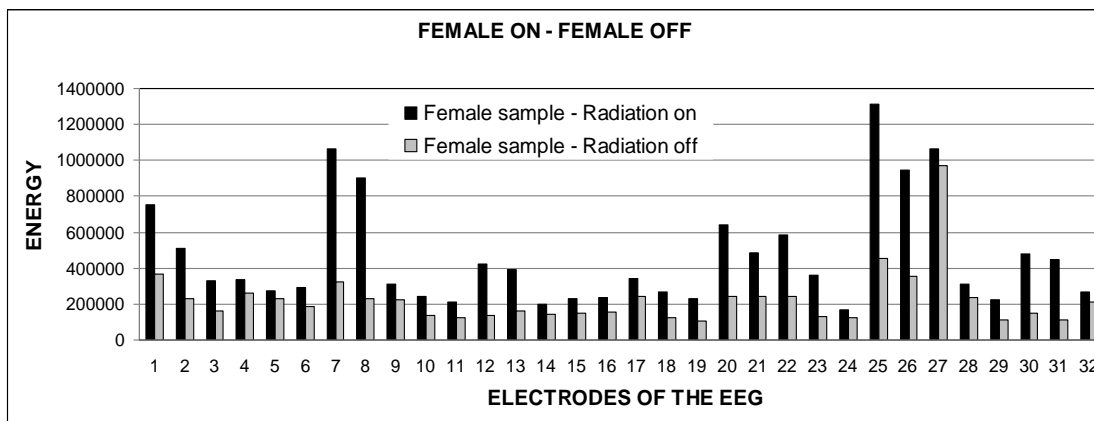


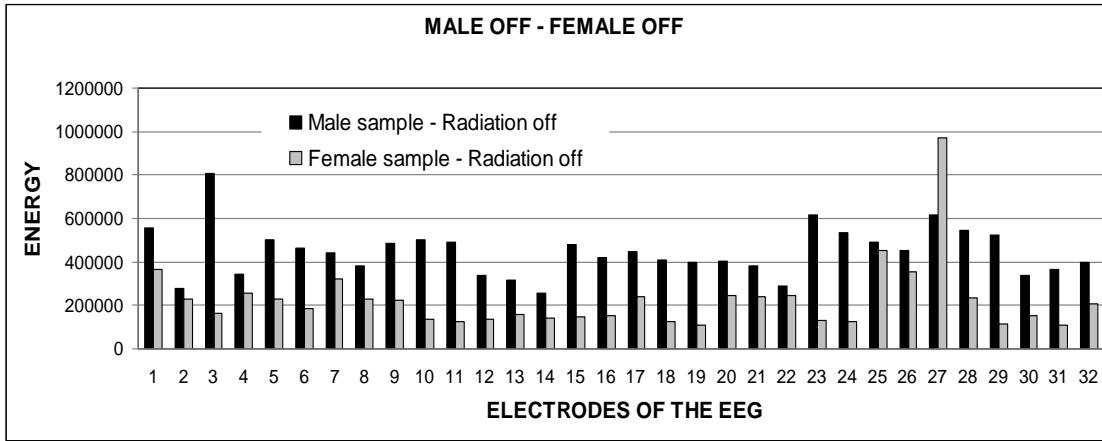


Εικόνα 68 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling A, στη μέτρηση του ρυθμού βήτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Εξετάζοντας τα παραπάνω διαγράμματα, καταλήγουμε ότι στον **ρυθμό βήτα του πειράματος Hayling A**, στο δείγμα των γυναικών έχουμε αύξηση της ενέργειας όταν υπάρχει επίδραση της ακτινοβολίας, σε αντίθεση με το δείγμα των αντρών όπου έχουμε αύξηση της ενέργειας απουσία ακτινοβολίας. Επιπλέον, στο σύνολο του δείγματος υπάρχει 'οριακή' αύξηση της ενέργειας απουσία της ακτινοβολίας. Τέλος, παρατηρούμε ότι όταν στον χώρο υπάρχει ακτινοβολία η ενέργεια στις γυναίκες είναι μεγαλύτερη συγκριτικά με τους άντρες, ενώ το ακριβώς αντίθετο συμβαίνει σε χώρο όπου η πηγή ακτινοβολίας βρίσκεται εκτός λειτουργίας.

➤ Ρυθμός δέλτα

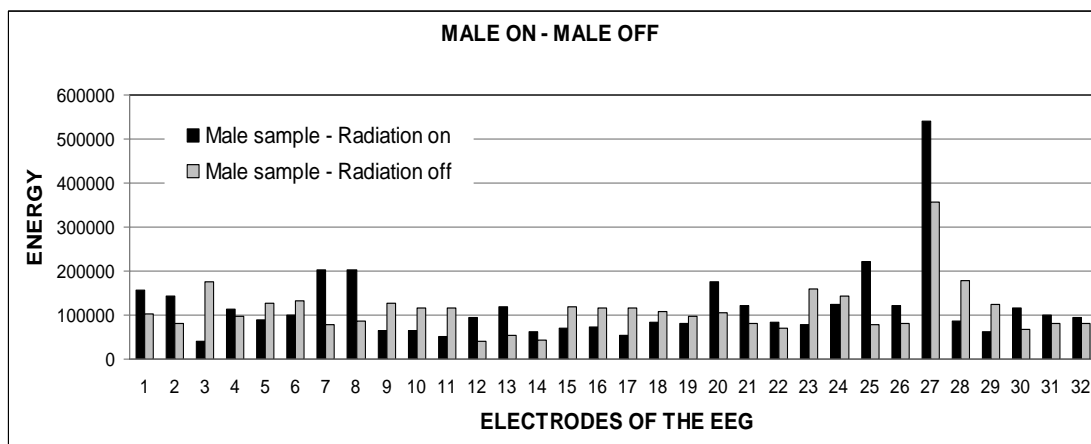
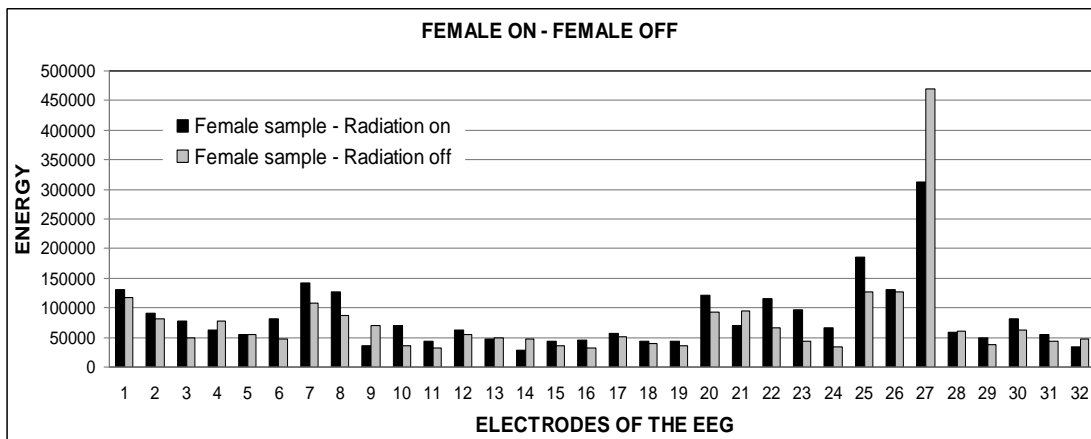


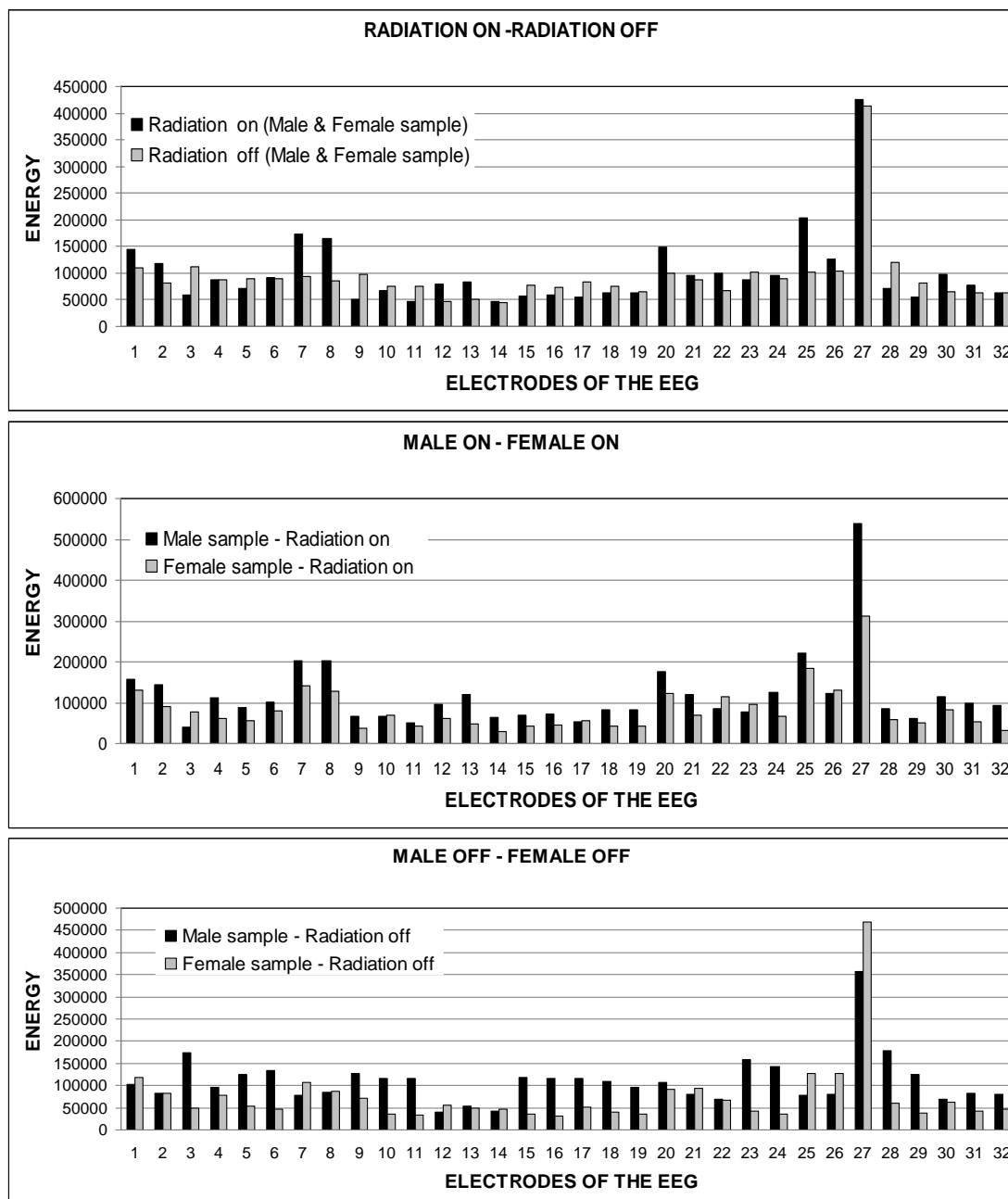


Εικόνα 69 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling A, στη μέτρηση του ρυθμού δέλτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στον ρυθμό δέλτα παρατηρούμε την ίδια συμπεριφορά των δειγμάτων μας με αυτήν του ρυθμού βήτα με τη μόνη σημαντική διαφορά ότι σε αυτήν την περίπτωση όταν το συνολικό μας δείγμα (άντρες και γυναίκες) βρίσκεται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας η ενέργεια στους άντρες αυτήν τη φορά είναι ‘οριακά’ μεγαλύτερη.

➤ **Ρυθμός θήτα**

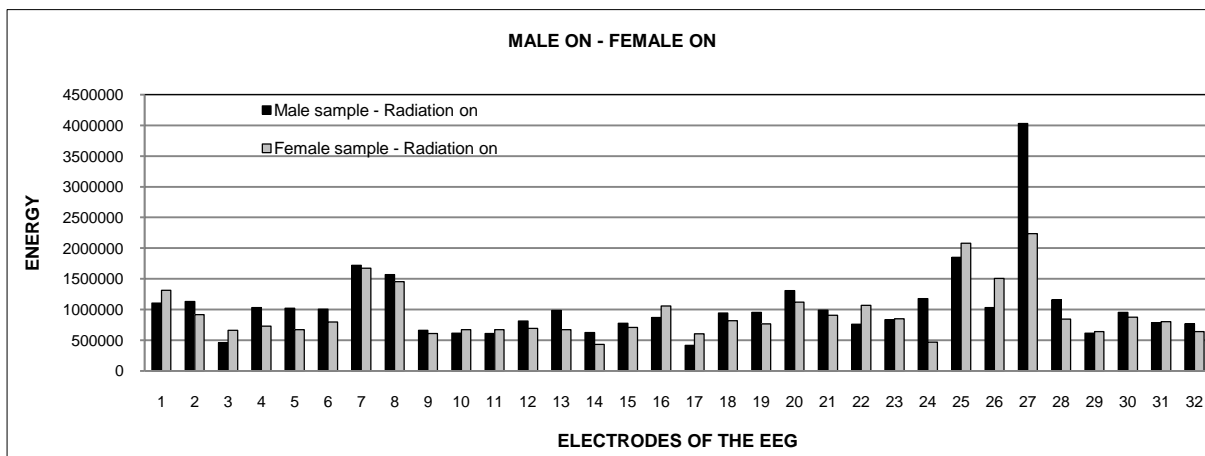
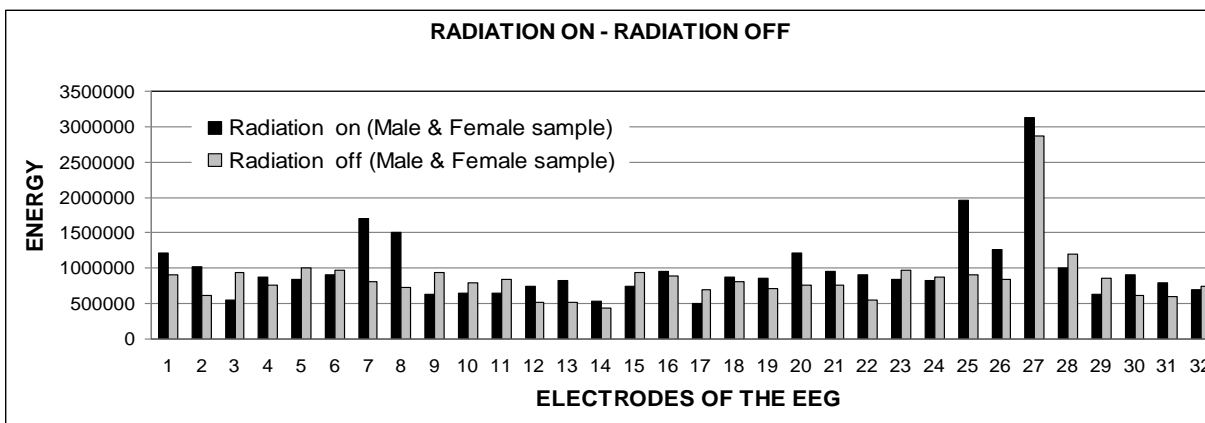
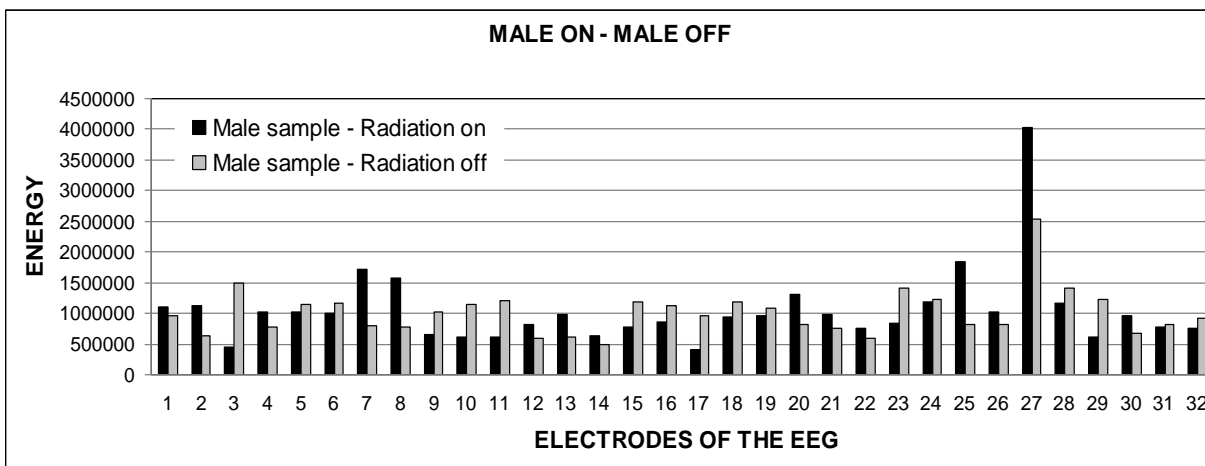
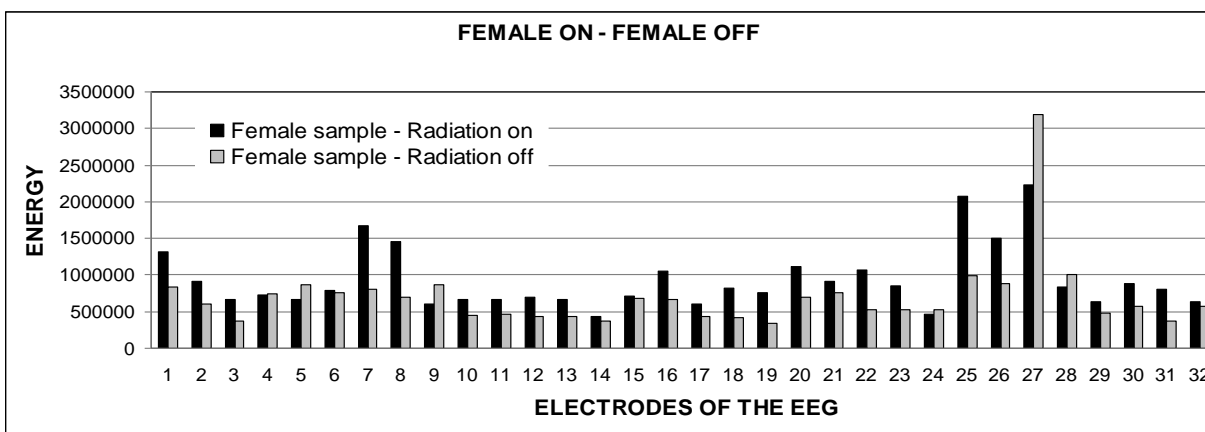


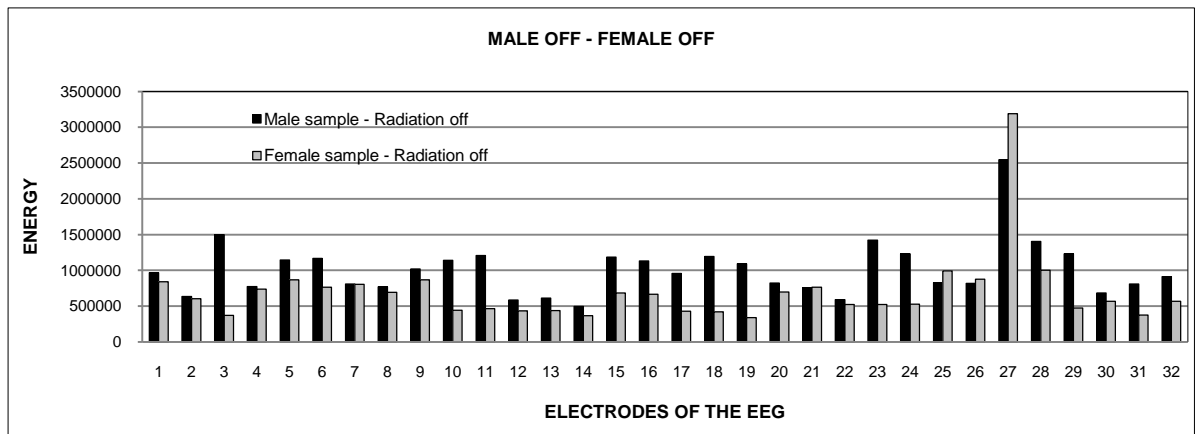


Εικόνα 70 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling A, στη μέτρηση του ρυθμού θήτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στον ρυθμό θήτα, λοιπόν, οι γυναίκες όταν βρίσκονται υπό την επίδραση ακτινοβολίας παρουσιάζουν αυξημένη ενέργεια όπως ακριβώς ‘οριακά’ και οι άντρες. Επιπλέον, οι άντρες παρουσιάζουν μεγαλύτερη ενέργεια από τις γυναίκες είτε βρίσκονται σε χώρο όπου η πηγή ακτινοβολίας είναι σε λειτουργία είτε όχι. Τέλος, στο σύνολο του δείγματος παρατηρούμε ότι η ενέργεια είναι περίπου ίδια είτε το δείγμα μας βρίσκεται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας είτε όχι.

➤ Συνολικά



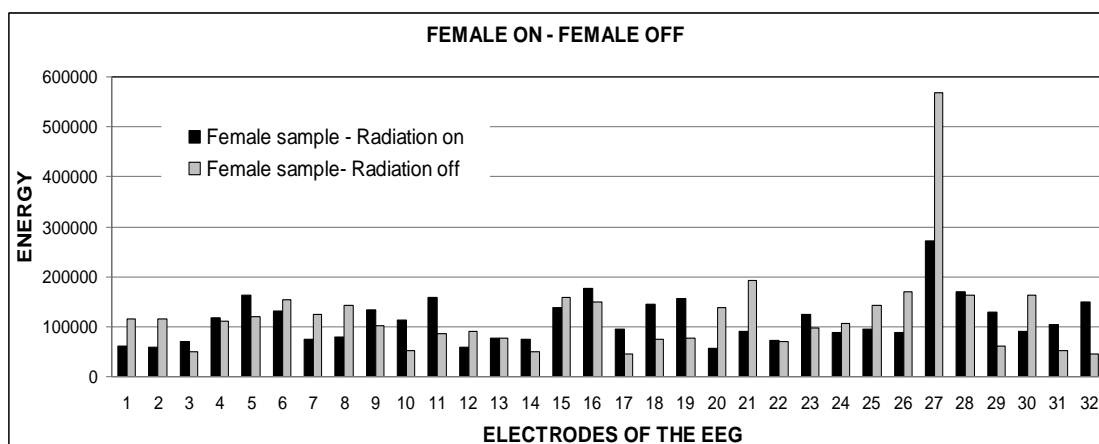


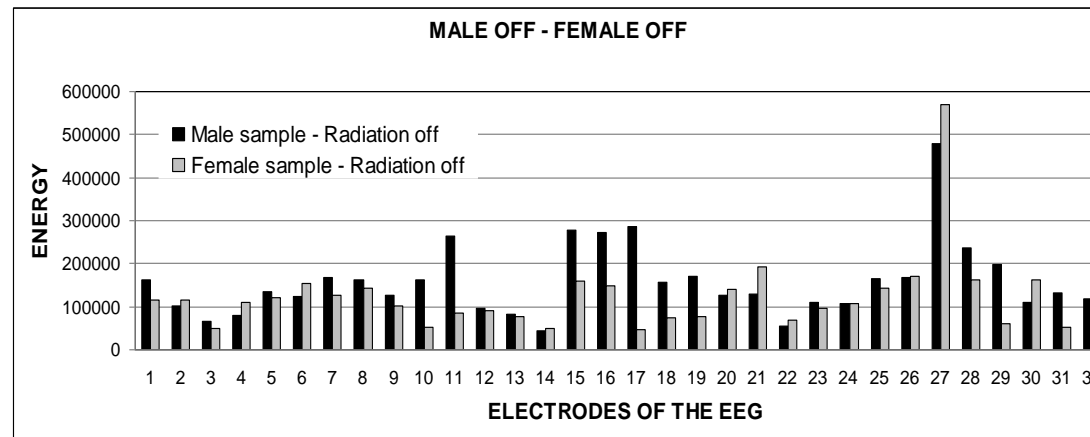
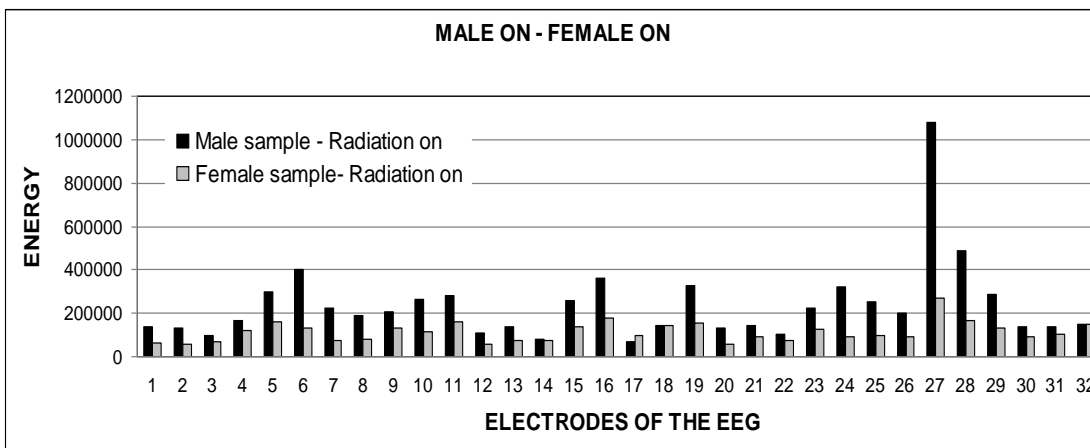
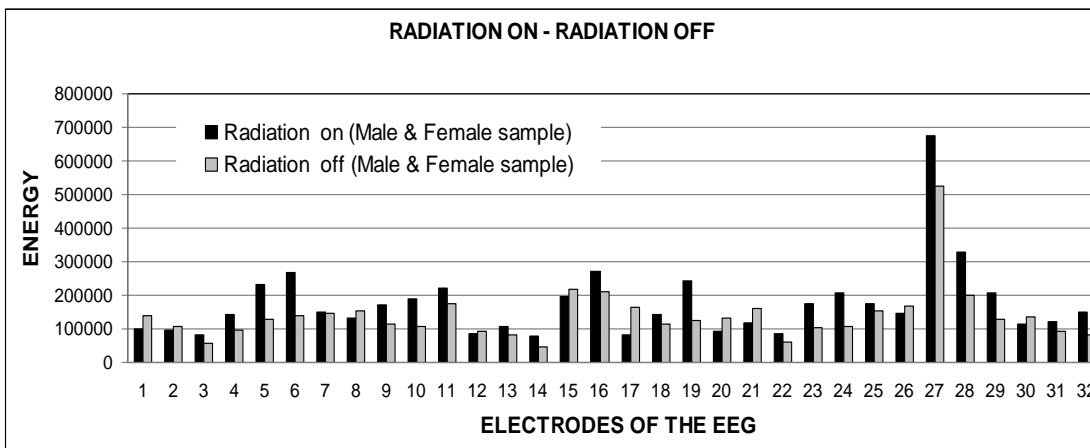
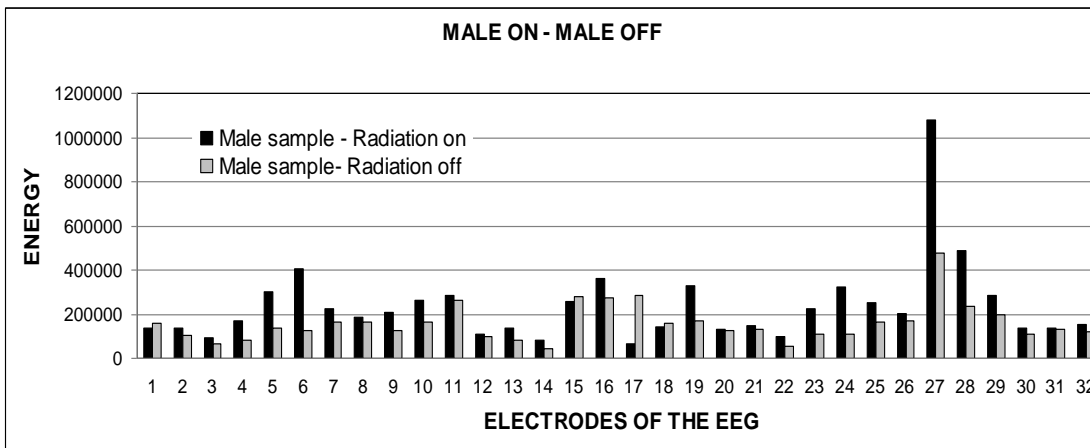
Εικόνα 71 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling A, σε μια συνολική αποτίμηση όλων των ρυθμών μαζί. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στο σύνολο, λοιπόν, παρατηρούμε ότι το γυναικείο δείγμα, σε αντίθεση με το αντρικό, όταν βρίσκεται υπό την επίδραση ακτινοβολίας παρουσιάζει μεγαλύτερη ενέργεια, ενώ οι άντρες παρουσιάζουν μεγαλύτερες τιμές στην ενέργεια σε σύγκριση με τις γυναίκες είτε βρίσκονται υπό την επίδραση ακτινοβολίας είτε όχι. Τέλος, η ενέργεια είναι 'οριακά' μεγαλύτερη στο σύνολο του δείματός μας όταν η πηγή της ακτινοβολίας είναι σε λειτουργία.

7.3 Πείραμα Hayling B

➤ Ρυθμός άλφα

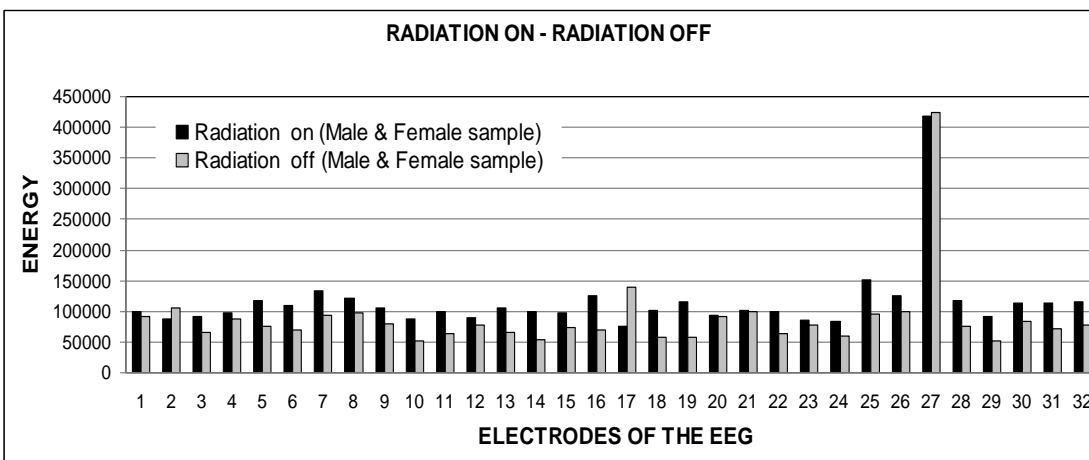
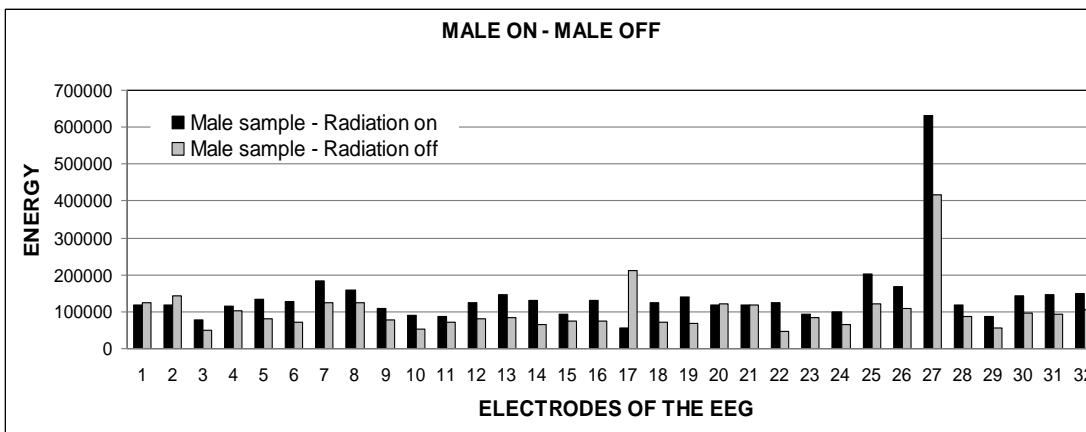
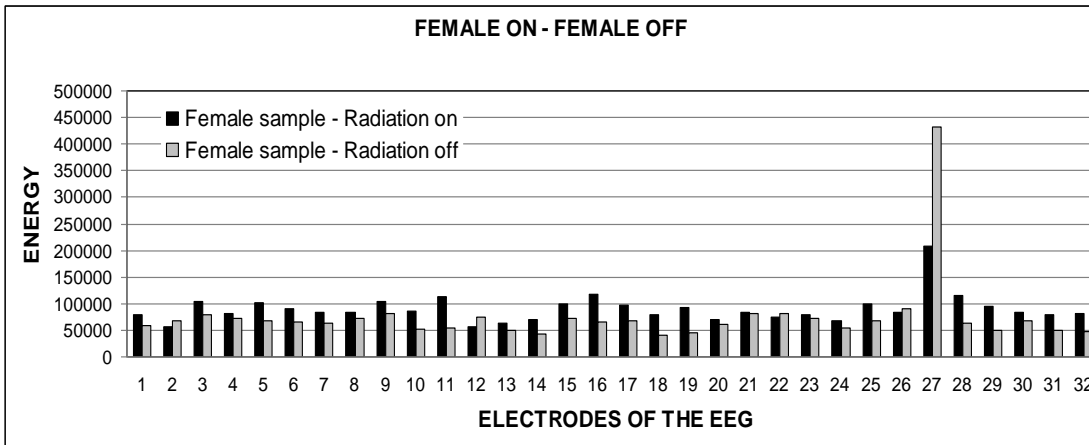


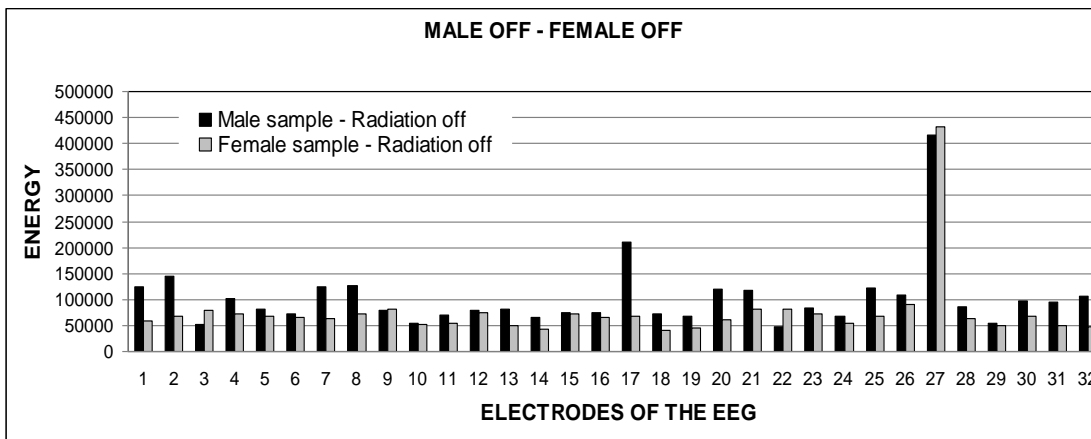
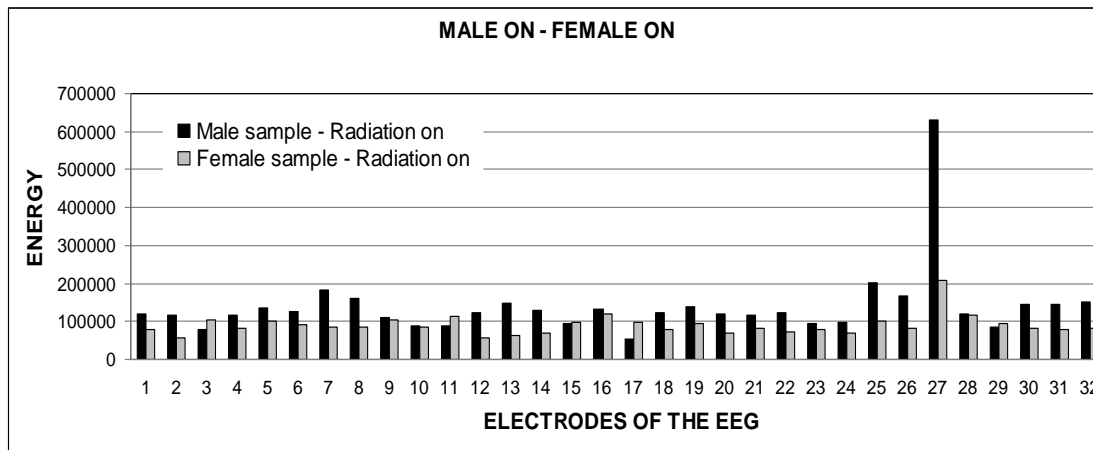


Εικόνα 72 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling B, στη μέτρηση του ρυθμού άλφα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Όπως φαίνεται από τα διαγράμματα, στις γυναίκες η ενέργεια είναι ‘οριακά’ μεγαλύτερη όταν βρίσκονται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας. Στους δε άντρες είναι απολύτως μεγαλύτερη. Επιπλέον στο αντρικό δείγμα η ενέργεια είναι μεγαλύτερη συγκριτικά με το γυναικείο είτε βρίσκονται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας είτε όχι. Τέλος, παρατηρούμε ότι η ακτινοβολία έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της ενέργειας στο σύνολο του δείγματος.

➤ **Ρυθμός βήτα**

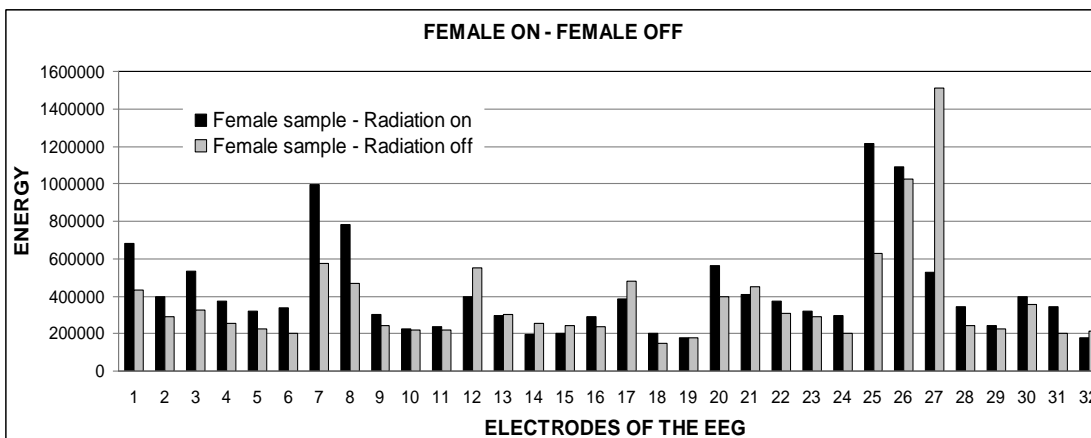


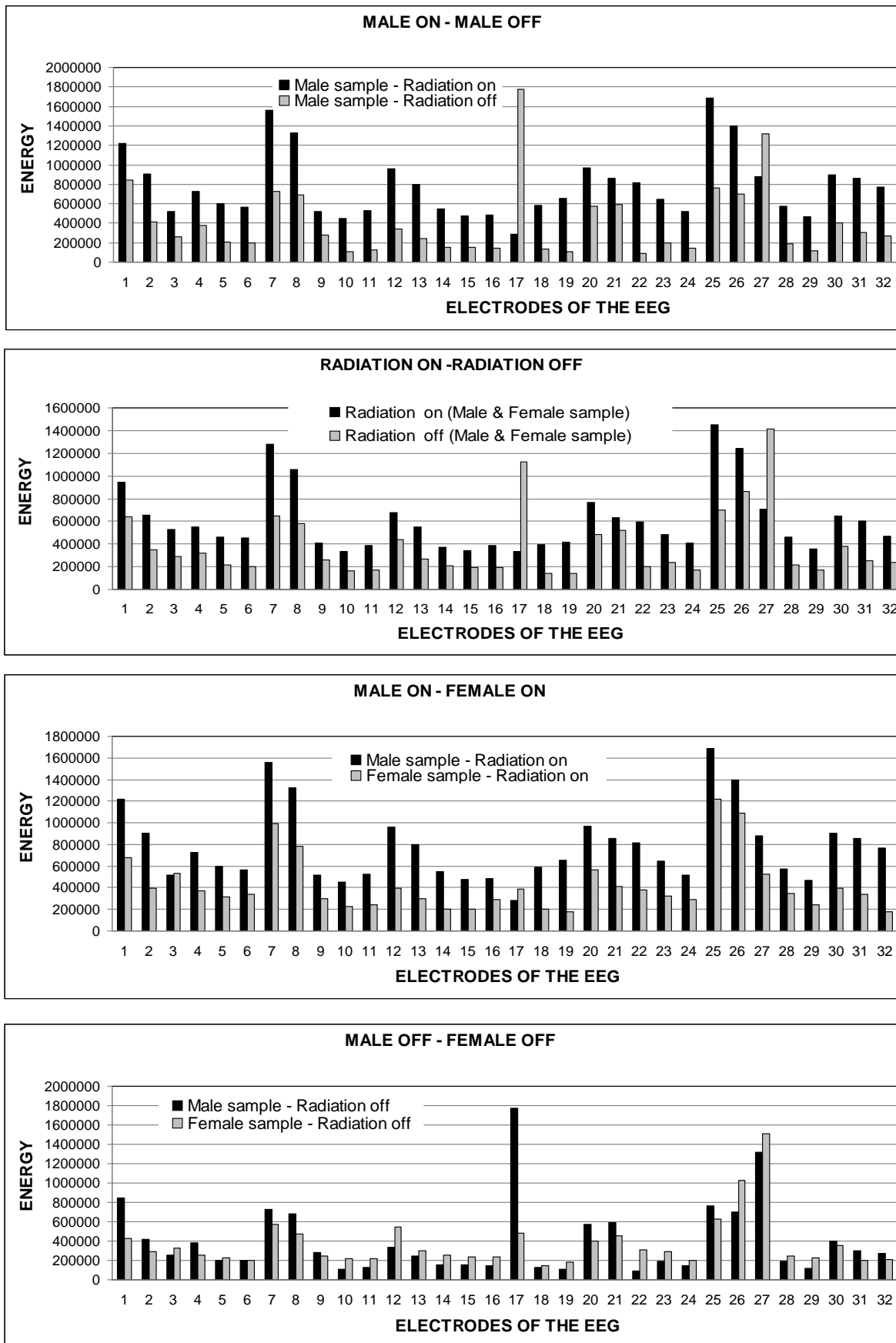


Εικόνα 73 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling B, στη μέτρηση του ρυθμού βήτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στον ρυθμό βήτα, λοιπόν, ισχύουν ότι ακριβώς και στον ρυθμό άλφα του Hayling test B με τη μόνη διαφορά ότι στο δείγμα των γυναικών η ενέργεια δεν αυξάνει οριακά όταν οι γυναίκες βρίσκονται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας αλλά απόλυτα.

➤ **Ρυθμός δέλτα**

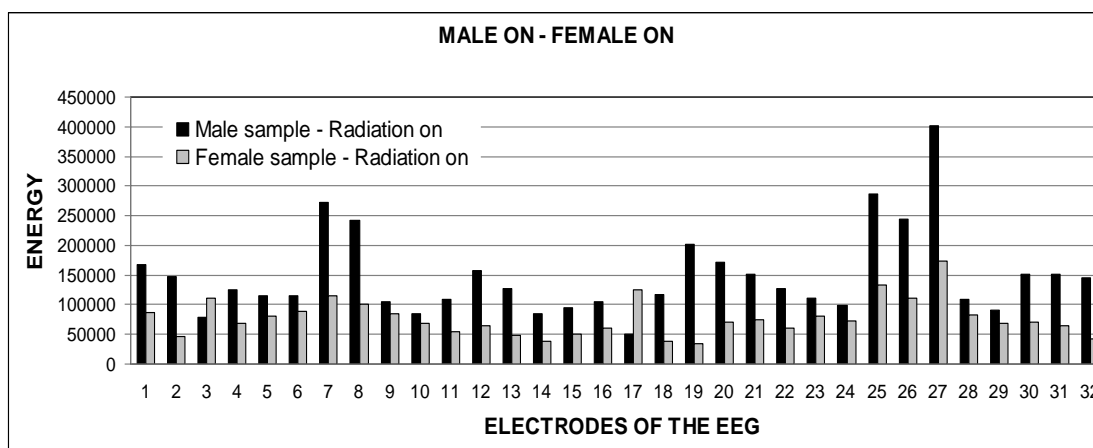
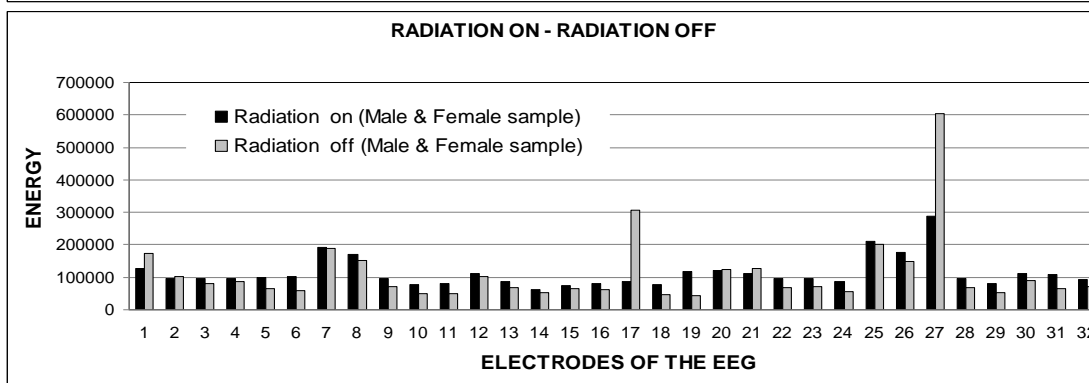
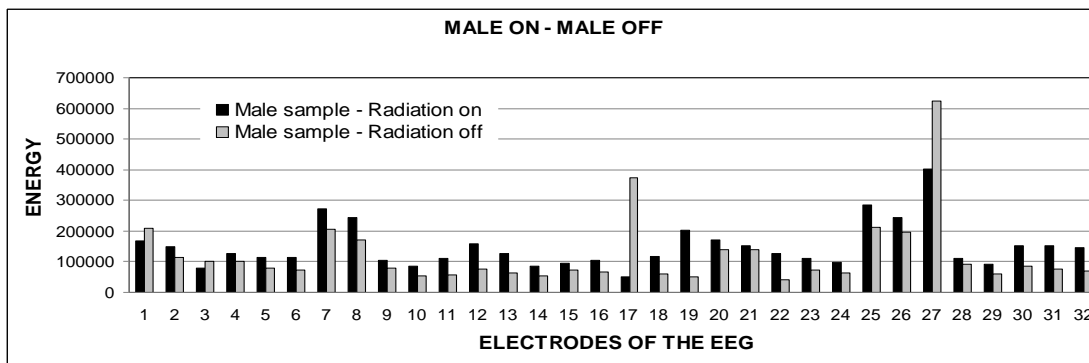
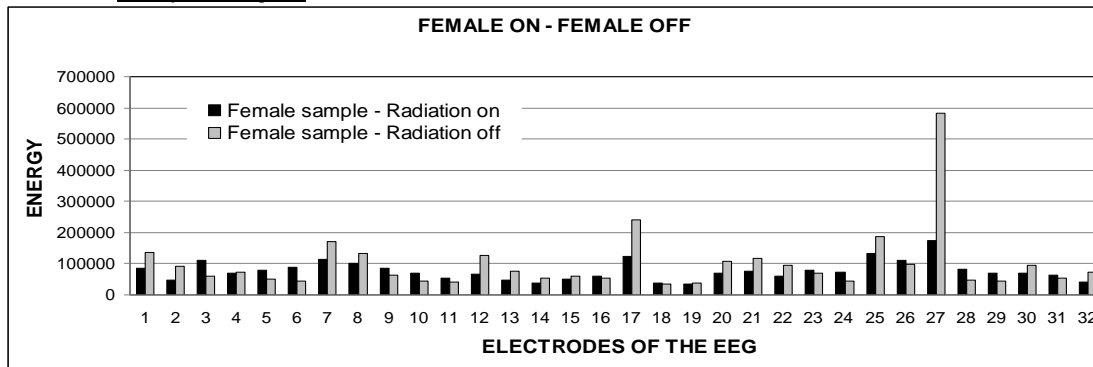


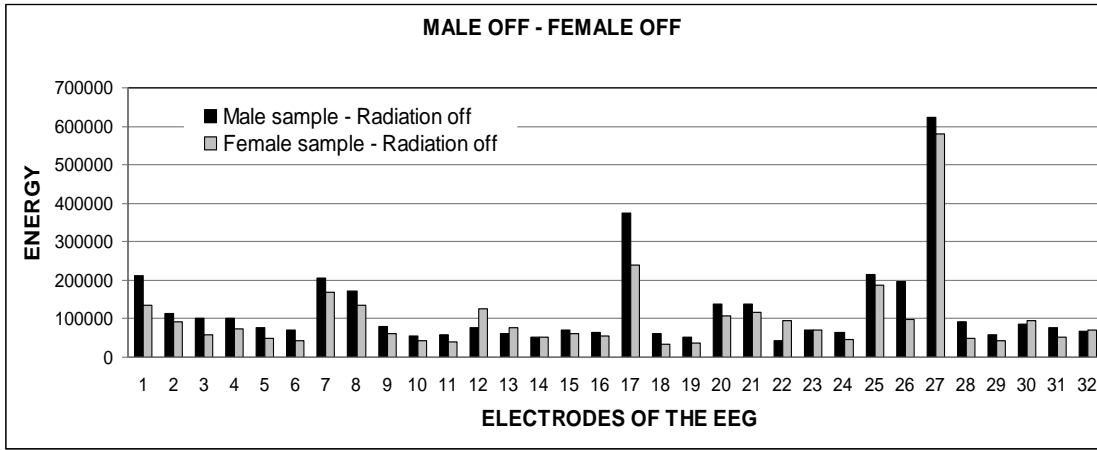


Εικόνα 74 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling B, στη μέτρηση του ρυθμού δέλτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στα παραπάνω διαγράμματα παρατηρούμε ότι οι γυναίκες υπό την επίδραση της ακτινοβολίας παρουσιάζουν μεγαλύτερη ενέργεια από ότι χωρίς την επίδραση της ακτινοβολίας, κάτι το οποίο ισχύει αντίστοιχα και για τους άντρες. Για τους άντρες ισχύει ακόμη ότι είτε βρίσκονται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας είτε όχι, παρουσιάζουν αυξημένες τιμές ενέργειας σε σχέση με τις γυναίκες. Σε γενικές γραμμές, τέλος, παρατηρούμε ότι η ύπαρξη της ακτινοβολίας έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της ενέργειας στο σύνολο του δείγματός μας.

➤ **Ρυθμός θήτα**

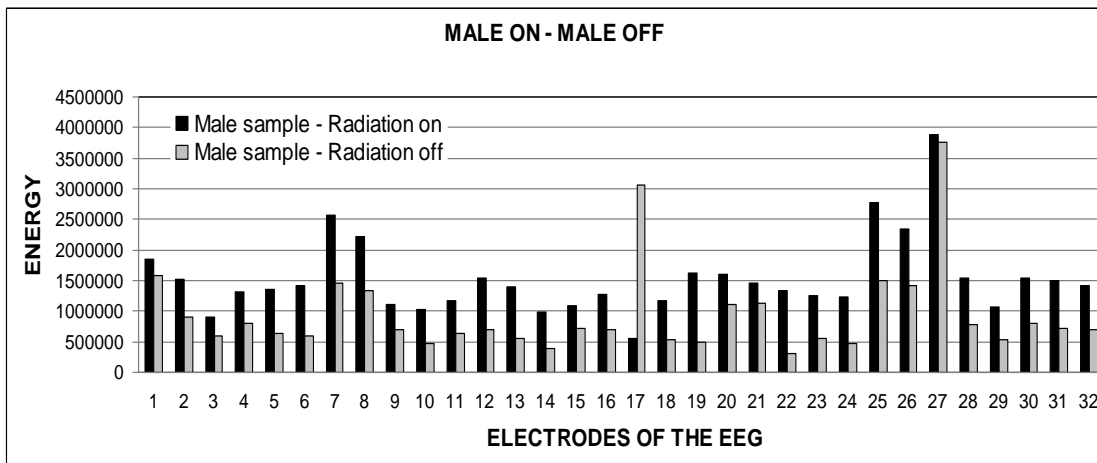
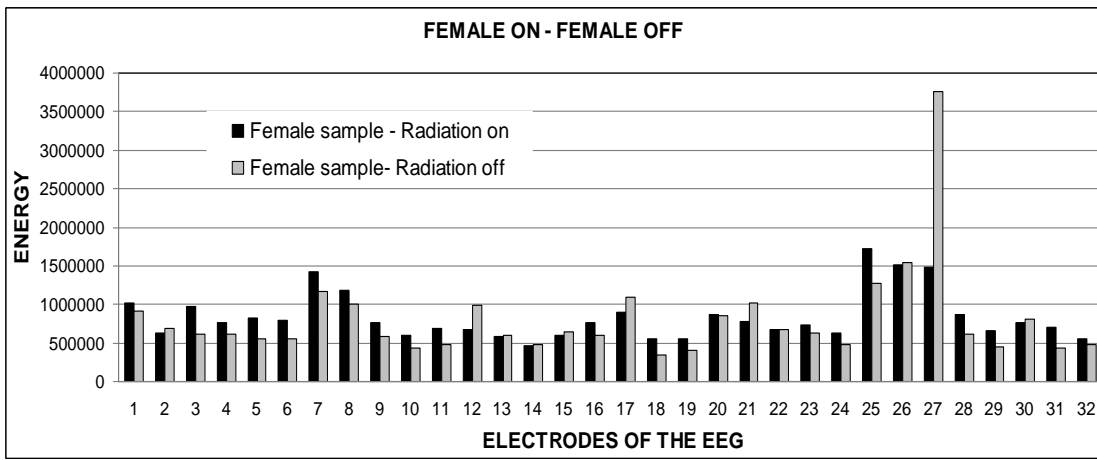


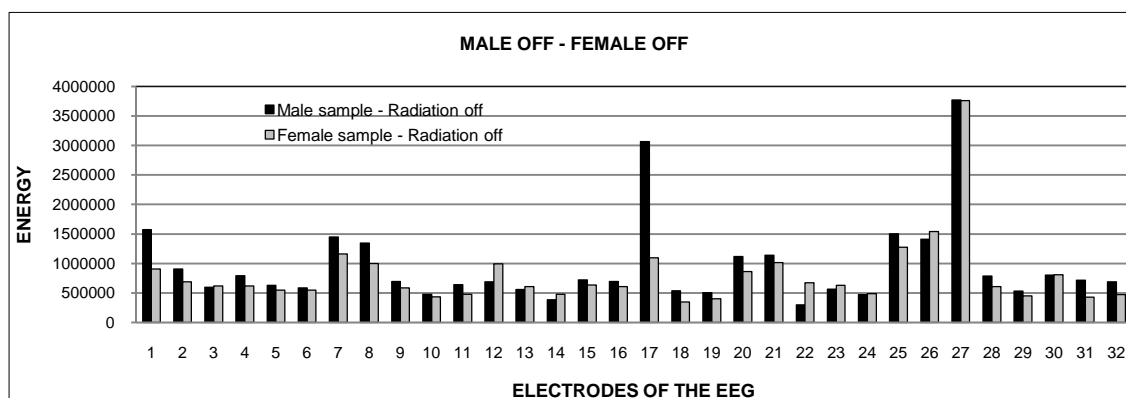
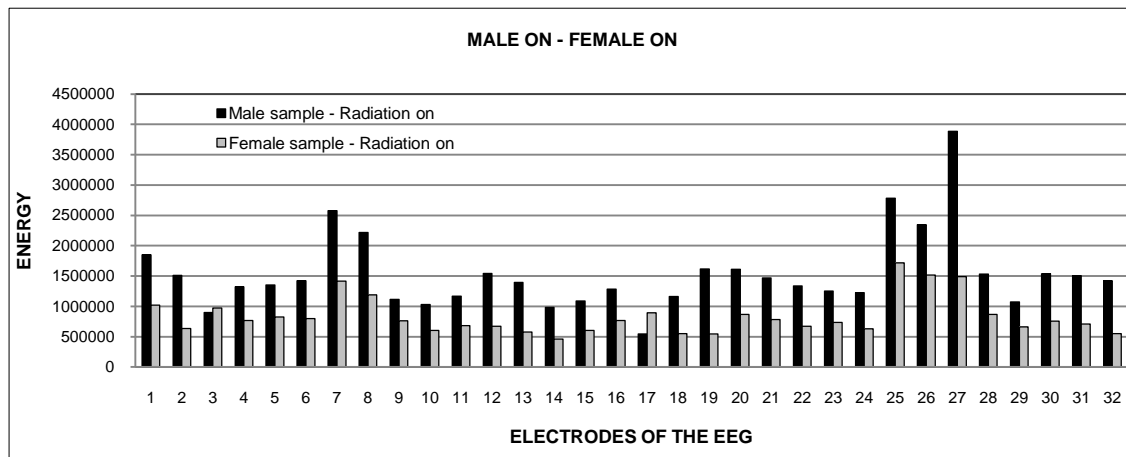
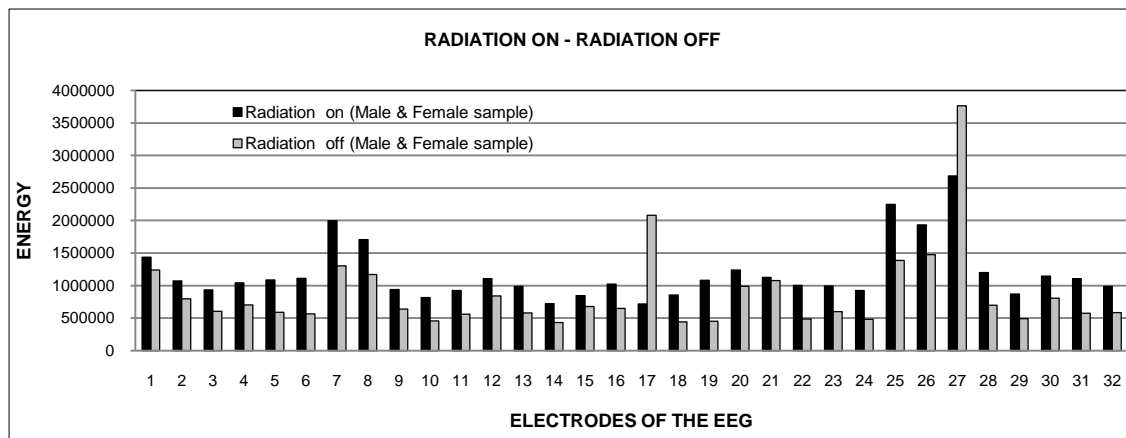


Εικόνα 75 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling B, στη μέτρηση του ρυθμού θήτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στο πείραμα Hayling B θα λέγαμε ότι τα συμπεράσματα που παίρνουμε από τις μετρήσεις στο ρυθμό θήτα συμπίπτουν με αυτά που πήραμε στον ρυθμό άλφα του ίδιου πειράματος.

➤ Συνολικά



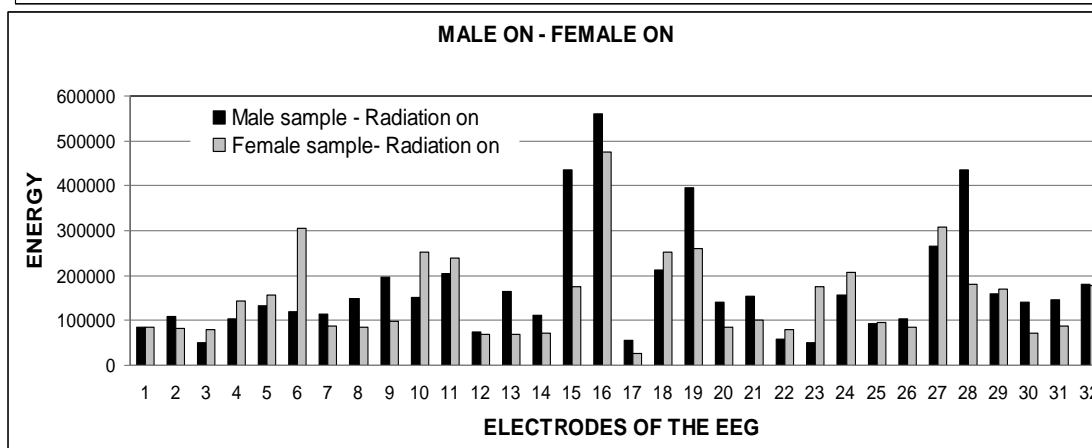
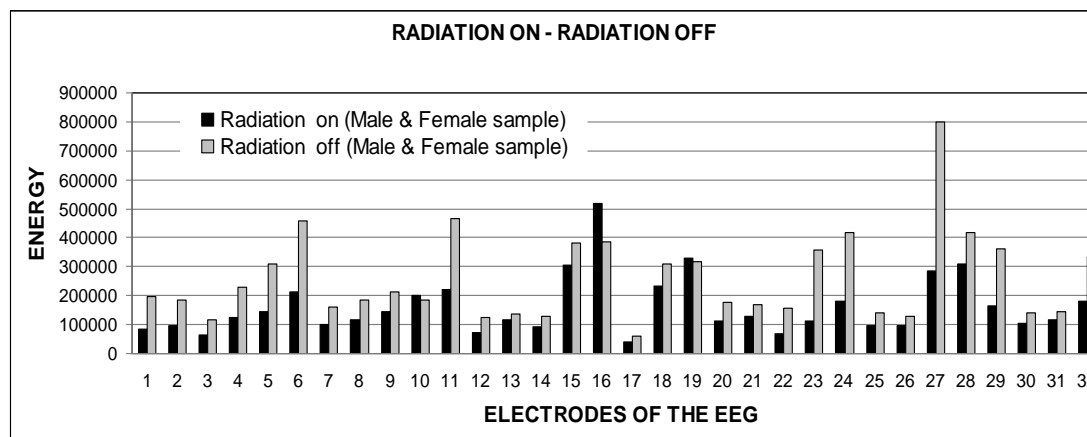
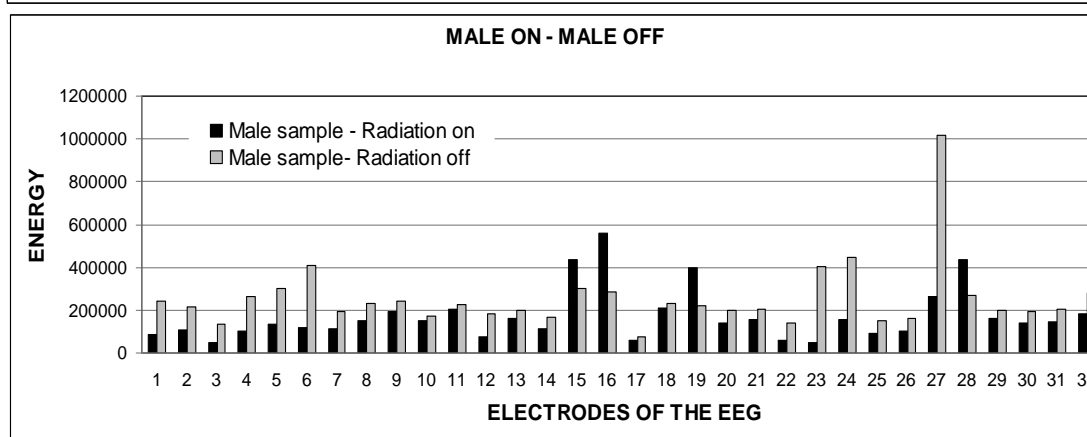
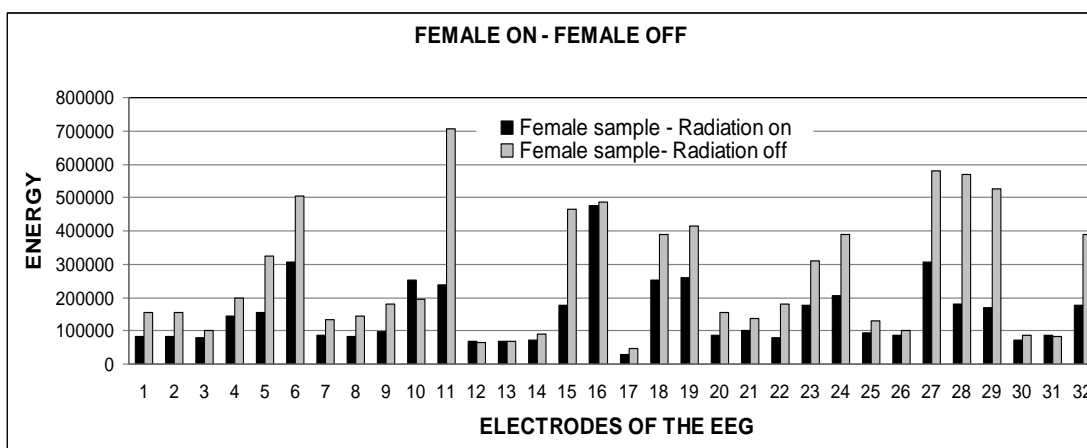


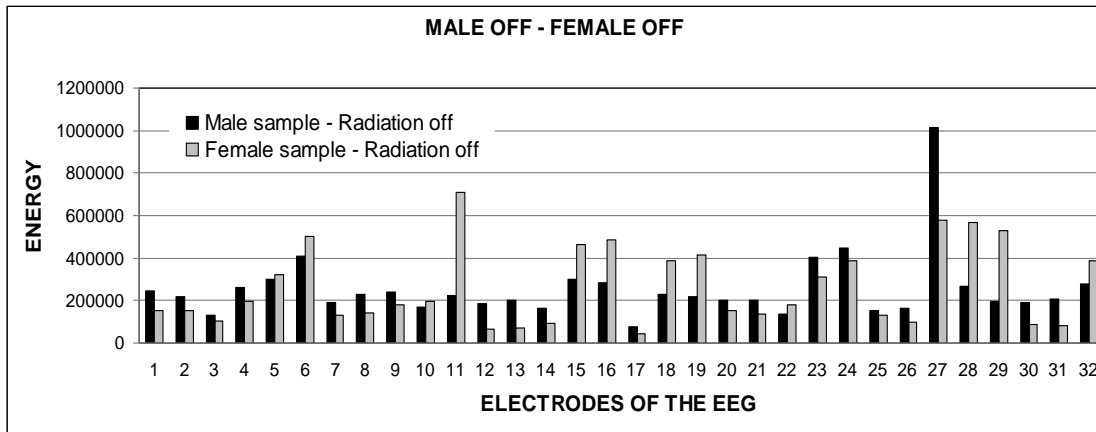
Εικόνα 76 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling B, σε μια συνολική αποτίμηση όλων των ρυθμών μαζί. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Συνολικά, έχουμε ότι η επίδραση της ακτινοβολίας αυξάνει την ενέργεια όλου του δείγματος. Πιο συγκεκριμένα, οι γυναίκες παρουσιάζουν αυξημένη ενέργεια όταν βρίσκονται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας. Το ίδιο ακριβώς ισχύει και για τους άντρες. Τέλος, οι άντρες παρουσιάζουν μεγαλύτερη ενέργεια σε σχέση με τις γυναίκες σε οποιαδήποτε κατάσταση (επίδραση ακτινοβολίας ή όχι).

7.4 Πείραμα Hayling C

➤ Ρυθμός άλφα

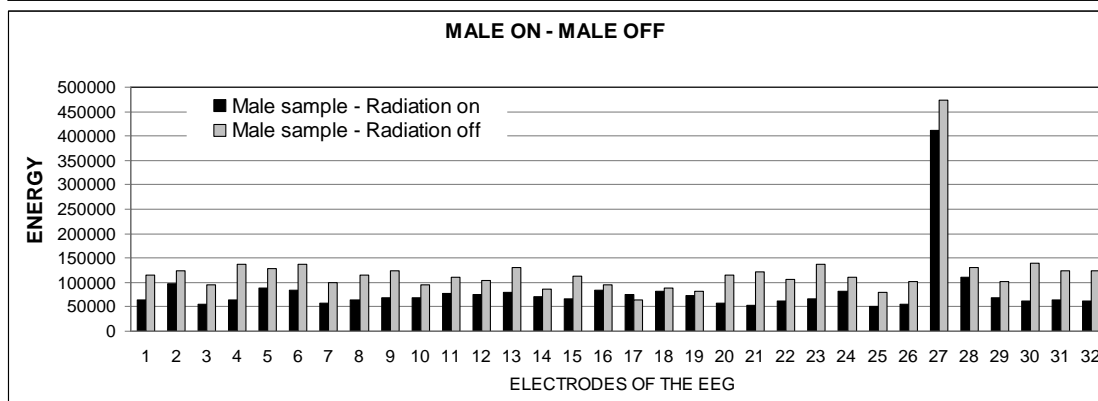
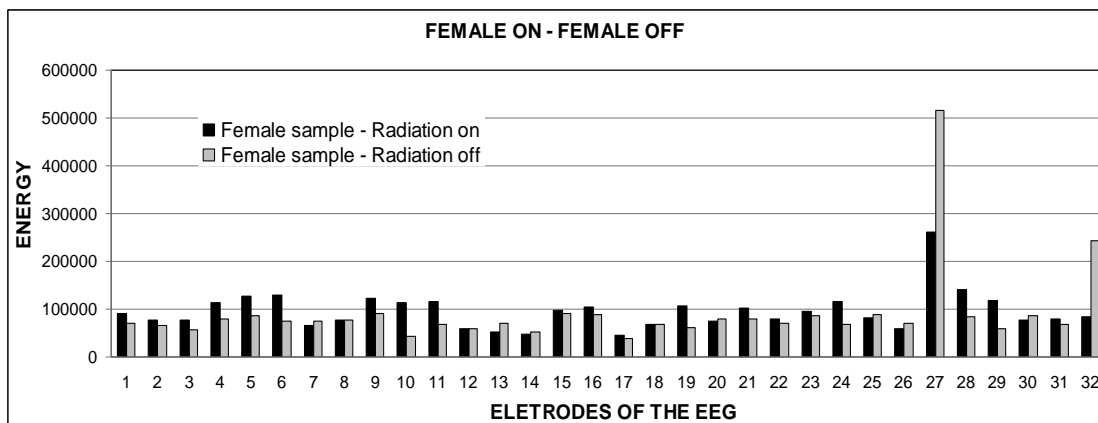


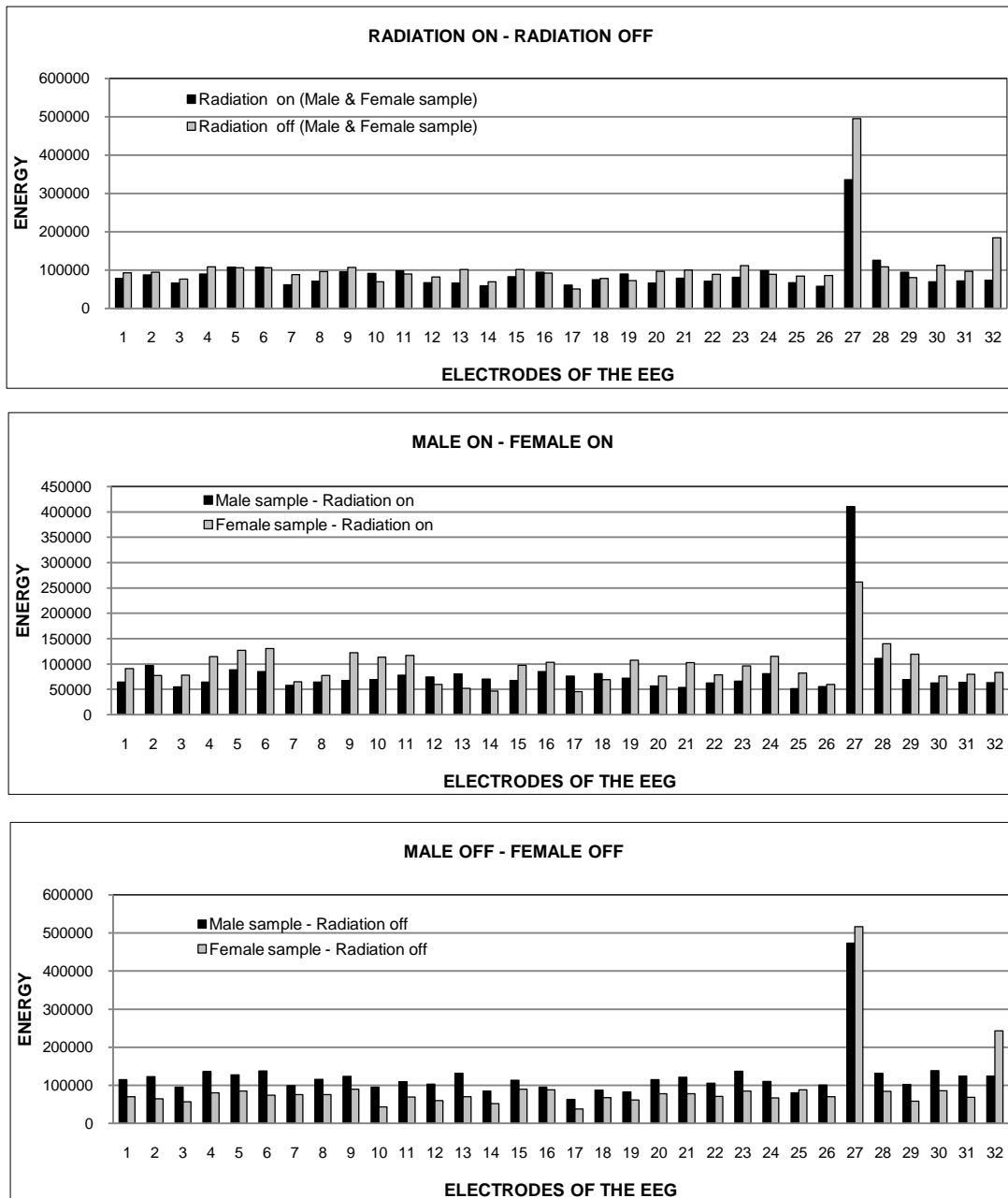


Εικόνα 77 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling C, στη μέτρηση του ρυθμού άλφα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Στον ρυθμό άλφα του πειράματος Hayling C παρατηρούμε ότι οι γυναίκες που βρίσκονται σε χώρο ‘ελεύθερο’ από ακτινοβολία τείνουν να έχουν μεγαλύτερη ενέργεια από ότι όταν βρίσκονται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας. Το ίδιο και οι άντρες. Επιπλέον, συγκρίνοντας τους άντρες με τις γυναίκες καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι οι άντρες είναι αυτοί που παρουσιάζουν ‘οριακά’ μεγαλύτερη ενέργεια. Ακόμη, στο σύνολο του δείγματος, όταν δεν υπάρχει επίδραση της ακτινοβολίας έχουμε αύξηση της ενέργειας.

➤ Ρυθμός βήτα

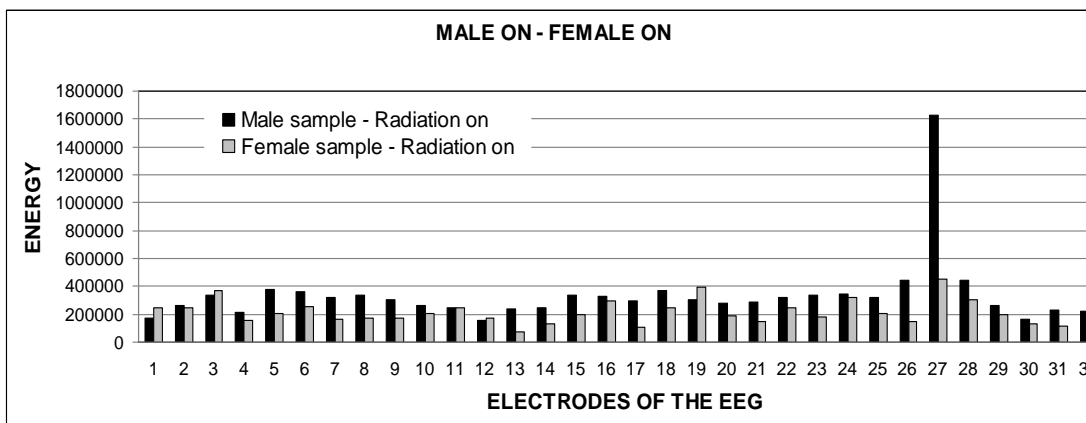
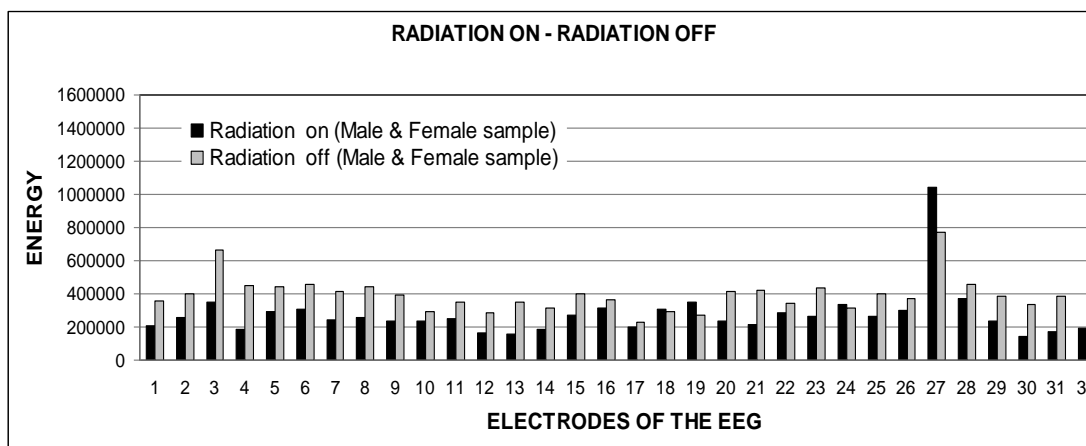
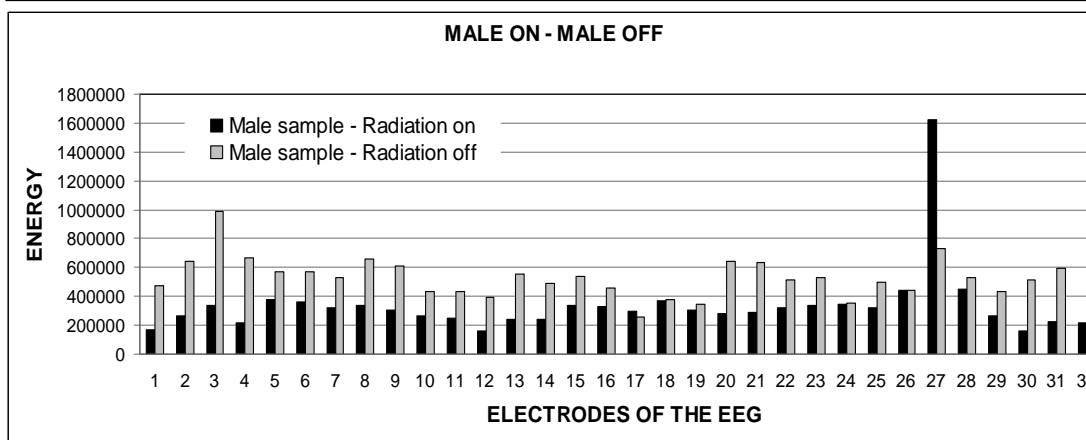
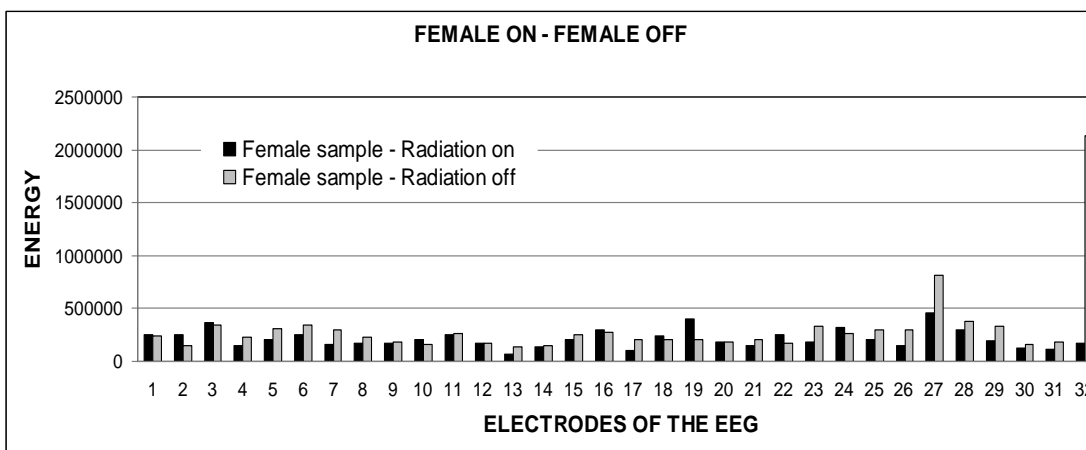


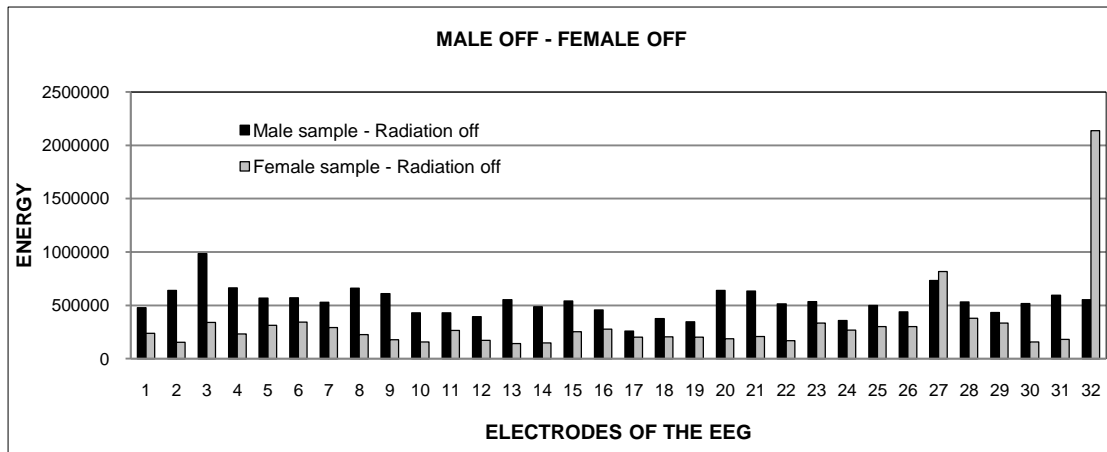


Εικόνα 78 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling C, στη μέτρηση του ρυθμού βήτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Παρατηρώντας τον ρυθμό βήτα του Hayling test C διαπιστώνουμε ότι ενώ στο αντρικό δείγμα έχουμε αύξηση της ενέργειας όταν δεν υπάρχει παρουσία ακτινοβολίας, στο γυναικείο συμβαίνει το αντίθετο. Επίσης, παρατηρούμε ότι όταν το συνολικό μας δείγμα είναι εκτεθειμένο στην ακτινοβολία οι γυναίκες παρουσιάζουν μεγαλύτερη ενέργεια από τους άντρες ενώ όταν το δείγμα μας δεν είναι εκτεθειμένο στην ακτινοβολία οι άντρες παρουσιάζουν μεγαλύτερη ενέργεια. Τέλος, η ύπαρξη της ακτινοβολίας έχει ως συνέπεια τη μείωση της ενέργειας.

➤ Ρυθμός δέλτα

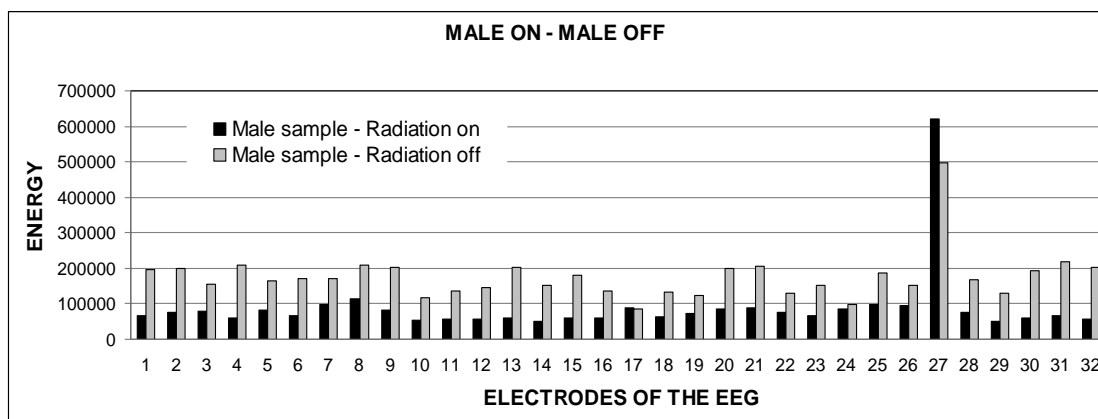
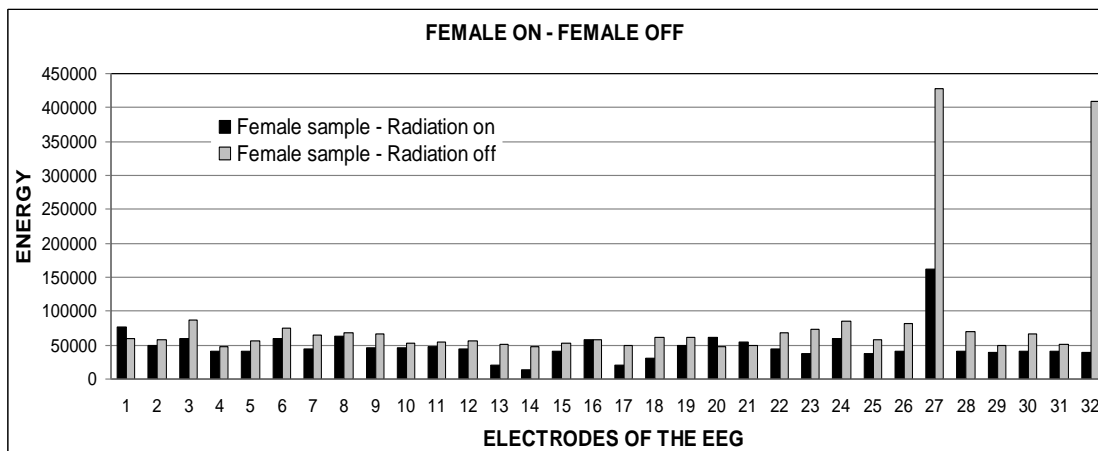


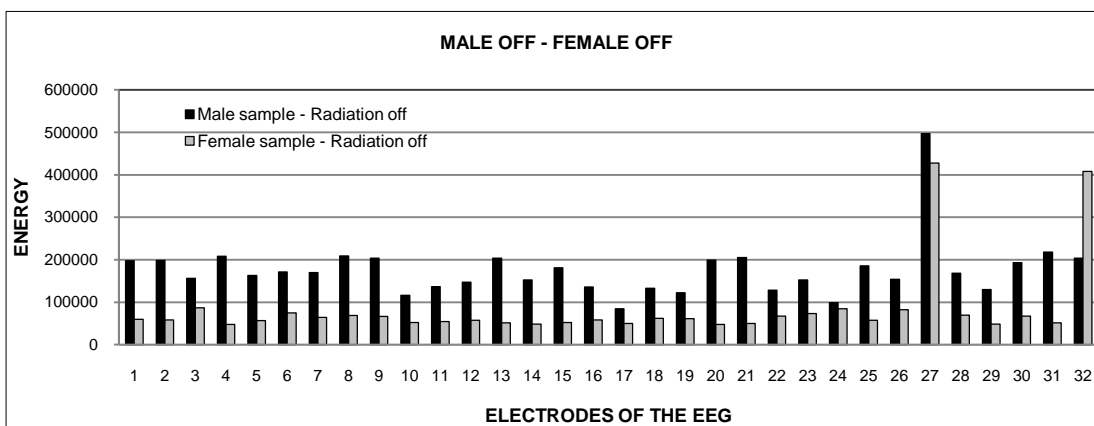
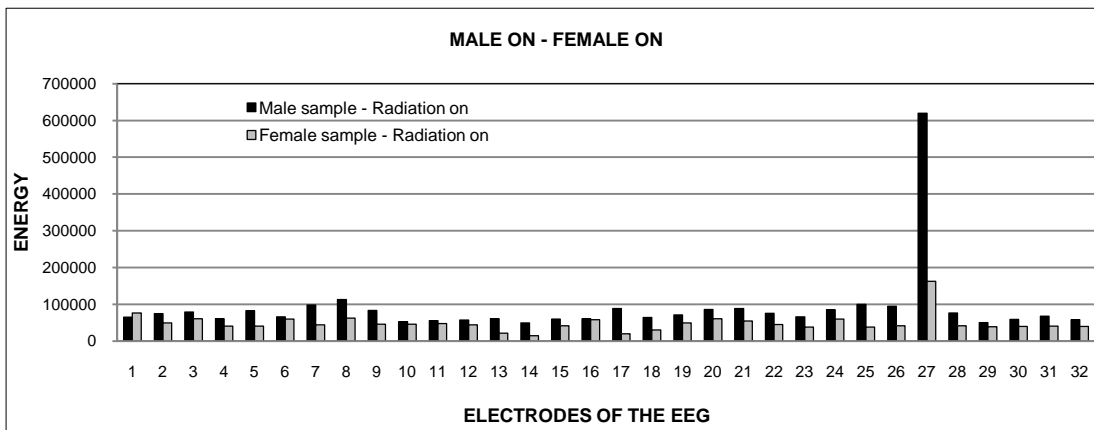
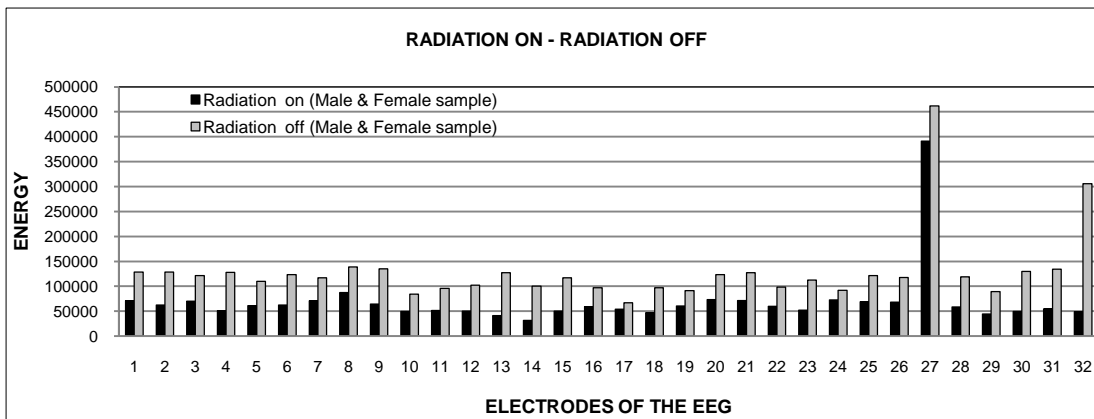


Εικόνα 79 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling C, στη μέτρηση του ρυθμού δέλτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Από τον ρυθμό δέλτα του πειράματος Hayling C μπορούμε να εξάγουμε τα ίδια ακριβώς συμπεράσματα με αυτά του ρυθμού βήτα του ίδιου πειράματος με μοναδική διαφορά ότι στο συνολικό δείγμα μας υπό την επίδραση ακτινοβολίας οι άντρες παρουσιάζουν αυξημένη ενέργεια συγκριτικά με τις γυναίκες.

➤ Ρυθμός θήτα

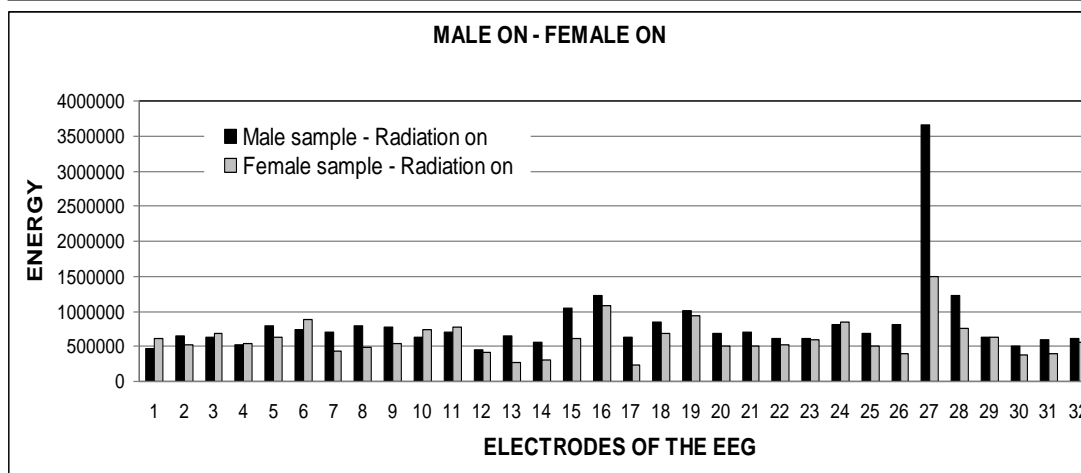
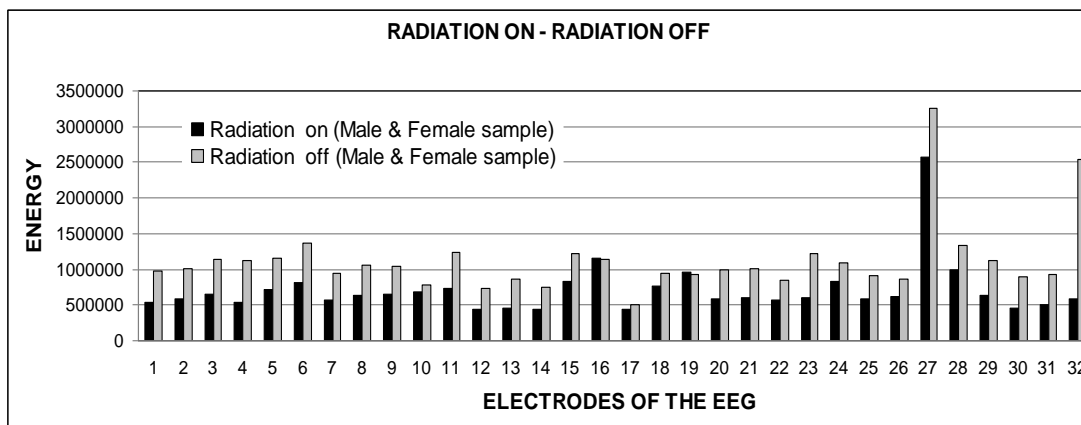
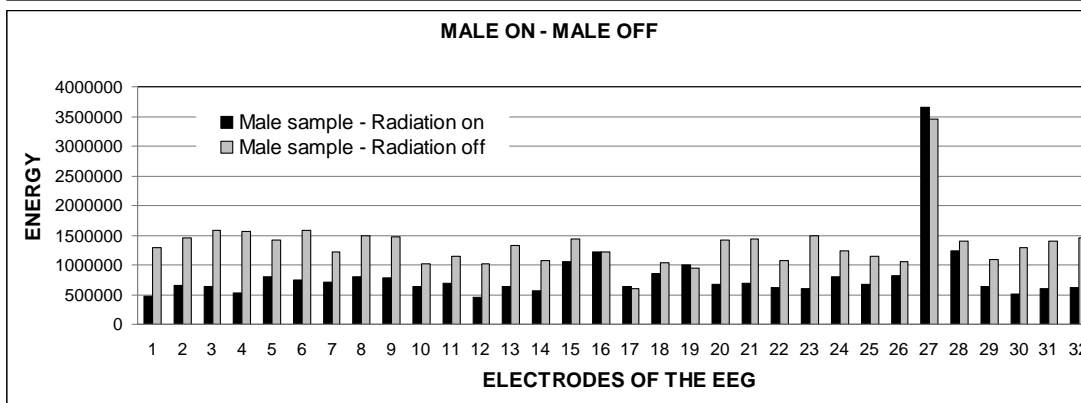
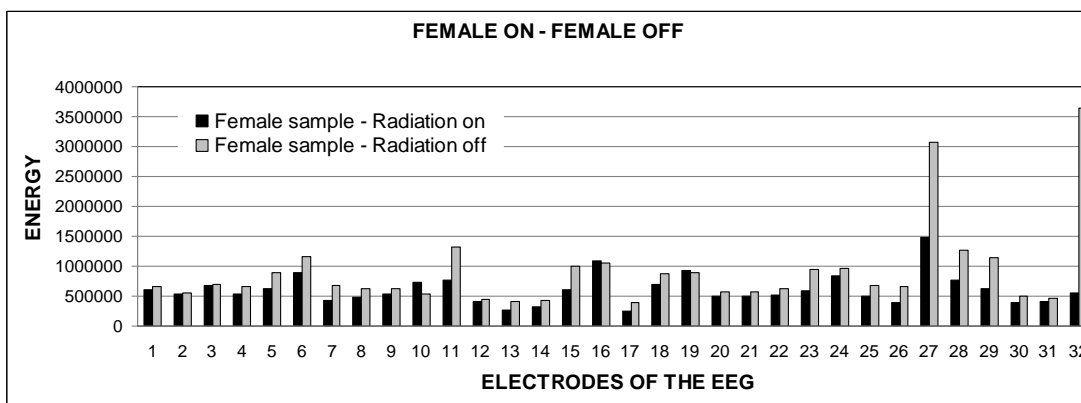


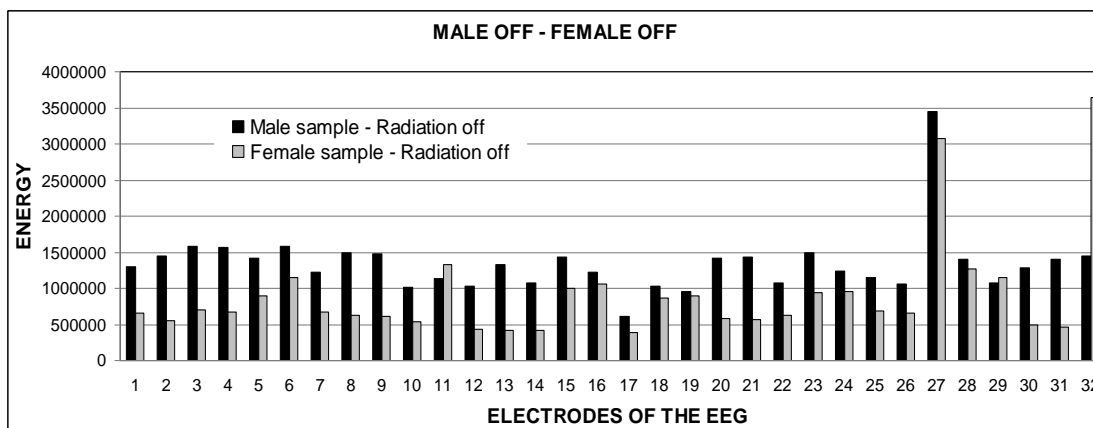


Εικόνα 80 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling C, στη μέτρηση του ρυθμού θήτα. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Από ότι παρατηρούμε ο ρυθμός θήτα του συγκεκριμένου test δε διαφέρει σε τίποτα από τον ρυθμό δέλτα αυτού.

➤ Συνολικά





Εικόνα 81 Τα 5 συγκριτικά διαγράμματα των πειραματικών αποτελεσμάτων, κατά το πείραμα Hayling C, σε μια συνολική αποτίμηση όλων των ρυθμών μαζί. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται 32 φορές, όσα και τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ.

Συνολικά, λοιπόν, για το πείραμα Hayling C παρατηρούμε ότι η ακτινοβολία επιφέρει μείωση της ενέργειας στο σύνολο του δείγματός μας (άντρες και γυναίκες). Επίσης, όσον αφορά τις γυναίκες, παρουσιάζουν αύξηση της ενέργειας όταν δε βρίσκονται υπό την επίδραση της ακτινοβολίας. Το αντίθετο ακριβώς συμβαίνει με τους άντρες. Τέλος, συγκρίνοντας το αντρικό με το γυναικείο δείγμα μας καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι οι άντρες παρουσιάζουν μεγαλύτερη ενέργεια από τις γυναίκες είτε η πηγή ακτινοβολίας είναι σε λειτουργία είτε όχι.

ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Η παρούσα εργασία είχε ως σκοπό τη μελέτη της επίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα παρουσία ασύρματου δικτύου. Η μελέτη αυτή έγινε με τη μέτρηση του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, μιας τεχνικής που στις μέρες μας αποτελεί την επιτομή τις ιατρικής, και γενικά της επιστημονικής, κατανόησης της λειτουργίας του εγκεφάλου.

Με βάση τις μετρήσεις που έγιναν και σύμφωνα με την επεξεργασία αυτών, δεν είναι δυνατόν να εξάγει κανείς ασφαλή συμπεράσματα για τον τρόπο με τον οποίο η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία επηρεάζει την εγκεφαλική λειτουργία και πιο συγκεκριμένα τα δυναμικά του εγκεφάλου. Αυτό οφείλεται σε παράγοντες αστάθμητους που προέρχονται από την λειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού και πιθανόν να μην είναι ποιοτικά γνωστοί ή να είναι αλλά να μην μπορεί να επιτευχθεί η πειραματική παραμετροποίησή τους.

Η αξιολόγηση των μετρήσεων του συγκεκριμένου πειραματικού δείγματος εμπλούτισε τα ήδη υπάρχοντα δεδομένα, κάτι το οποίο βοηθά στην εξαγωγή πιο ασφαλών συμπερασμάτων. Επιπλέον, η ενέργεια αυτή θα μπορούσε να δώσει την ώθηση στους επόμενους ερευνητές για μελέτη προς νέες κατευθύνσεις λαμβάνοντας υπόψη και άλλους παράγοντες εκτός από το φύλλο. Για παράδειγμα θα μπορούσε να ληφθεί υπόψη η ψυχολογική κατάσταση του εξεταζόμενου, η φυσική κατάσταση του εγκεφάλου του (υγιής ή με κάποια γνωστή πάθηση), η ανεξαρτησία του δείγματος από την ηλικία (δείγμα και με μεγαλύτερης ηλικίας άτομα).

Μια ακόμη προοπτική για μελλοντική έρευνα θα ήταν η διαφοροποίηση των συνθηκών του πειράματος και η στατιστική επεξεργασία των μετρήσεων, με την χρησιμοποίηση σημάτων διαφορετικών συχνοτήτων και ισχύων κρατώντας την ίδια πειραματική διάταξη. Τέλος, η μεταβολή της απόστασης της πηγής ακτινοβολίας από το σώμα του εξεταζόμενου, καθώς επίσης και της θέσης της από αυτό, είναι δύο παράγοντες προς άμεση μελέτη.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Δ. Κουτσούρης - **Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων**, Εκδόσεις Ε.Μ.Π., 2000
- [2] Δ. Γιόβα - **Εισαγωγή στη Βιοϊατρική και Κυτταρική Μηχανική**, Εκδόσεις Ε.Μ.Π., 2002
- [3] Κ. Νικήτα - **Προσομοίωση Φυσιολογικών Συστημάτων**, Εκδόσεις Τζιόλα , 2004
- [4] Guyton A. - **Φυσιολογία του Ανθρώπου**, Ιατρικές Εκδόσεις ΛΙΤΣΑΣ, 1998
- [5] Richard S. Snell – **Κλινική Νευροανατομική**, Ιατρικές Εκδόσεις ΛΙΤΣΑΣ, 1995
- [6] A.R. Crossman, D. Neary - **Εγχειρίδιο Νευροανατομίας**, Churchill Livingstone; 3RD Edition, 2006
- [7] John P.J. Pinel – **Biopsychology**, Allyn & Bacon; 7th Edition, 2007
- [8] Robert R. Clancy, Hing Lee Chung, John P. Temple - **Atlas of Electroencephalography**, Elsevier Science Pub Co., 1993
- [9] Δ. Γιόβα, Δ. Κουτσούρης – **Μετρήσεις και έλεγχοι στη Βιοϊατρική τεχνολογία** Εκδόσεις Ε.Μ.Π. , 2005
- [10] American Electroencephalographic Society - **Guideline thirteen: Guidelines for standard electrode position Nomenclature**, 1994.
- [11] Mc Gillem C.D. and Aunon J. - **Analysis of event-related potentials**, *Methods of Analysis of Brain Electrical and Magnetic Signals*, A.S. Gevins and A. Remond, Eds., Elsevier, Amsterdam, 1987
- [12] M.D. Rugg, M.G.H. Coles, - **The ERP and cognitive psychology: Conceptual issues**, *Electrophysiology of mind: Event-related brain potentials and cognition*, Oxford University Press, 1995.
- [13] Βαλλιανάτου Ν. - **Πνευματικό DNA: τα γνωστικά προκλητά δυναμικά και η χρήση τους στις κλινικές νευροεπιστήμες**, Εκδόσεις Ελληνικά Γράμματα, 2006

- [14] Νάνου Δ. Ελένη - Ανάπτυξη μεθοδολογίας μελέτης και αξιολόγησης της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στα ηλεκτρικά σήματα του εγκεφάλου, Ε.Μ.Π., 2007
- [15] Todd C. Handy - **Event-Related Potentials: A Methods Handbook**, The MIT Press, 2004
- [16] Π. Κωττής – Διαμόρφωση και Μετάδοση Σημάτων, Εκδόσεις Τζιόλα 2^Η Έκδοση, 2005
- [17] Χ. Καψάλης, Π. Κωττής, Φ. Κωνσταντίνου – **Εισαγωγή στις Τηλεπικοινωνίες**, Εκδόσεις Παπασωτηρίου, 1995
- [18] Χ. Καψάλης, Π. Κωττής – **Κεραίες Ασύρματες Ζεύξεις**, Εκδόσεις Τζιόλα, 2005
- [19] Simon Haykin – **Συστήματα Επικοινωνίας**, Εκδόσεις Παπασωτηρίου, 1995
- [20] John G. Proakis, Masoud Salehi – **Συστήματα Τηλεπικοινωνιών**, Εκδόσεις Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, 2002
- [21] Louis Brand – **Advanced Calculus (Μαθηματική Ανάλυση)**, Εκδόσεις Ι. Συμεών, 1955
- [22] Hwei P. HSU - **Fourier Analysis**, Εκδόσεις Simon & Schuster, 1970
- [23] W. L. Briggs, V. E. Henson - **The DFT: An Owner's Manual for the Discrete Fourier Transform**, SIAM 1995
- [24] James C. Schatzman - **Accuracy of the discrete Fourier transform and the fast Fourier transform**, SIAM J. Sci., 1996
- [25] R. N. Bracewell - **The Fourier Transform and Its Applications**, MacGraw-Hill, 1986
- [26] Γρηγόρης Σ. Σκουλαρικής - **Μελέτη της Συνδεσιμότητας Περιοχών του Εγκεφάλου με εφαρμογή υπολογιστικών μεθόδων και δεδομένα ηλεκτροεγκεφαλογραφίας**, Εκδόσεις Ε.Μ.Π., 2006
- [27] Διαδικτυακός τόπος της ηλεκτρονικής βιβλιοθήκης Wikipedia – www.wikipedia.com
- [28] Διαδικτυακός τόπος γύρω από θεωρία Fourier - <http://ozviz.wasp.uwa.edu.au/~pbourke/miscellaneous/dft/>
- [29] Διαδικτυακός τόπος γύρω από θεωρία Fourier - <http://cnx.org/content/m16331/latest/>
- [30] Διαδικτυακός τόπος γύρω από θεωρία Fourier - <http://www.fftw.org/links.html>
- [31] Διαδικτυακός τόπος γύρω από το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα - <http://kidshealth.org/parent/general/sick/eeg.html>

- [32] Διαδικτυακός τόπος γύρω από το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα -
http://www.emedicinehealth.com/electroencephalography_eeg/article_em.htm
- [33] Διαδικτυακός τόπος γύρω από το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα -
[http://www.brown.edu/Departments/Clinical Neurosciences/louis/eegcrs.html](http://www.brown.edu/Departments/Clinical_Neurosciences/louis/eegcrs.html)
- [34] Διαδικτυακός τόπος γύρω από το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα -
<http://www.webmd.com/epilepsy/electroencephalogram-eeg-21508>
- [35] Διαδικτυακός τόπος γύρω από το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα -
<http://www.patient.co.uk/showdoc/27000326/>
- [36] Διαδικτυακός τόπος γύρω από το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα -
<http://www.crossroadsinstitute.org/eeg.html>
- [37] Διαδικτυακός τόπος γύρω από το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα -
<http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/doc/biblio/Keyword/EEG.html>
- [38] Διαδικτυακός τόπος γύρω από το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα -
<http://www.cs.colostate.edu/eeg/>
- [39] Διαδικτυακός τόπος γύρω από το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα -
<http://www.ecnsweb.com/>

