



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΚΑΙ
ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ ΑΠΟ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΕΣ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ**

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΑΡΓΥΡΩ ΕΜ. ΜΑΓΚΑΝΙΩΤΗ

ΑΘΗΝΑ, ΔΕΚΕΜΒΡΙΟΣ 2012



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

**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΚΑΙ
ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ ΑΠΟ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΕΣ
ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ**

**ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ
ΑΡΓΥΡΩ ΕΜ. ΜΑΓΚΑΝΙΩΤΗ**

Συμβουλευτική Επιτροπή : Χρήστος Καψάλης
Παναγιώτης Κωττής
Γεώργιος Φικιώρης

Εγκρίθηκε από την επταμελή εξεταστική επιτροπή την

.....
Χ. Καψάλης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Π. Κωττής
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γ. Φικιώρης
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Χ. Παπαγεωργίου
Αν. Καθηγητής
Παν.Αθηνών

.....
Αθ. Παναγόπουλος
Λέκτορας Ε.Μ.Π.

.....
Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Δ.Θ. Κακλαμάνη
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

ΑΘΗΝΑ, ΔΕΚΕΜΒΡΙΟΣ 2012

.....
ΑΡΓΥΡΩ ΕΜ. ΜΑΓΚΑΝΙΩΤΗ

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

Copyright © Αργυρώ Εμ. Μαγκανιώτη 2012.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τη συγγραφέα.

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

Στους γονείς μου

Ευχαριστίες

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

Πρωτίστως θα ήθελα να εκφράσω θερμές ευχαριστίες στον επιβλέποντά μου, Καθηγητή κο Χρήστο Καψάλη, τόσο για τη εμπιστοσύνη που μου έδειξε με την ανάθεση της εργασίας αυτής, όσο και για τις πολύτιμες συμβουλές και γνώσεις που μου προσέφερε καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης αυτής της έντονα διεπιστημονικής διατριβής. Τα χρόνια που πορεύθηκα δίπλα του υπήρξαν ανεκτίμητα για την επιστημονική και επαγγελματική μου ωρίμανση.

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

Εξέχοντα ρόλο διαδραμάτισε και η διαρκής και ουσιαστική συνεργασία με τον κο Μιλτιάδη Κυπριανού. Για τις γνώσεις στατιστικής που μου προσέφερε, τη συμβολή του στην οργάνωση των δεδομένων αλλά και για τη διαρκή διαθεσιμότητά του, τον ευχαριστώ θερμά.

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

Τις μεγαλύτερες ευχαριστίες οφείλω τέλος στους γονείς μου και την αδερφή μου, που με την ανιδιοτελή και χωρίς περιστροφές συμπαράσταση τους κατέστησαν ουσιαστικά συμμετοχοί σε αυτή την διατριβή.

Περίληψη

Η παρούσα διατριβή αποσκοπεί στην ανάπτυξη μεθοδολογιών επεξεργασίας και αξιολόγησης εγκεφαλικών σημάτων προερχόμενα από πειραματικές μετρήσεις Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Οι προτεινόμενες μεθοδολογίες εφαρμόζονται σε σήματα Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ) ηρεμίας, σε Εγκεφαλικά Προκλητά Δυναμικά (Π.Δ.) και σε μία περίπτωση σε σήματα Ηλεκτρομυογραφήματος (ΗΜΓ) προσώπου. Παράλληλα γίνεται προσπάθεια μελέτης και αξιολόγησης της επίδρασης Η/Μ ακτινοβολίας διαφορετικών χαρακτηριστικών και παραμέτρων στα ηλεκτρικά σήματα του εγκεφάλου.

Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα εγκεφαλικών σημάτων παρουσία Η/Μ ακτινοβολίας από προγενέστερα πειράματα, αλλά και από ένα πείραμα καταγραφής ΗΜΓ και ΗΕΓ χωρίς επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας. Επιπλέον, στα πλαίσια της παρούσας διατριβής διεξήχθησαν και νέα πειράματα, σε συνεργασία με το Ερευνητικό Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής. Τα πειράματα αυτά σχεδιάστηκαν και υλοποιήθηκαν με αρχικό στόχο τη μελέτη της επίδρασης σημάτων ευρυεκπομπής νέων τεχνολογιών στα εγκεφαλικά σήματα.

Στη συνέχεια, τα δεδομένα που συνελέγησαν από τις πειραματικές μετρήσεις επεξεργάστηκαν και αναλύθηκαν με διάφορες τεχνικές.

Αρχικά, χρησιμοποιήθηκαν γνωστές και καθιερωμένες στατιστικές μέθοδοι για την ανάλυση της κορυφής P600 των εγκεφαλικών Π.Δ. που προήλθαν από τα πειράματα μελέτης της επίδρασης μονοχρωματικής ακτινοβολίας, εκπεμπόμενης από κινητό τηλέφωνο στις συχνότητες των 900 και 1800 MHz. Στόχος ήταν να εξεταστεί το μοτίβο ενεργοποίησης της κυματομορφής P600 καθώς και η εξάρτησή του από το φύλο και την ακτινοβολία, εφαρμόζοντας δύο διαφορετικές στατιστικές μεθόδους. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η κορυφή P600 ακολουθεί διακριτά μοτίβα ενεργοποίησης στα πρόσθια, κεντρικά και οπίσθια ηλεκτρόδια, ενώ διαφορές ανάμεσα στα δύο φύλα παρατηρήθηκαν ταυτόχρονα σε πολλά ηλεκτρόδια αυτών των εγκεφαλικών περιοχών. Τέλος, οι παραπάνω διαφορές φάνηκε να επηρεάζονται σημαντικά κι από την επίδραση της ακτινοβολίας.

Τα δεδομένα των ίδιων πειραμάτων, υπό την επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας στις συχνότητες των 900 και 1800 MHz, χρησιμοποιήθηκαν επίσης για τη μελέτη της συνδιακύμανσης ανάμεσα σε σήματα Π.Δ., χρησιμοποιώντας μεθόδους χρονολογικών σειρών και συγκεκριμένα τη μέθοδο της συνολοκλήρωσης. Συγκεκριμένα, ορίστηκε ο

παράγοντας συνολοκλήρωσης ως η ικανότητα ενός σήματος Π.Δ. να συμμεταβάλλεται με άλλα αντίστοιχα σήματα Π.Δ. Στη συνέχεια ερευνήθηκε η εξάρτηση του παράγοντα αυτού από την ακτινοβολία, το φύλο αλλά και από τις θέσεις των ηλεκτροδίων στο κεφάλι. Τα ευρήματα που προέκυψαν απεκάλυψαν ότι οι γυναίκες έχουν σημαντικά υψηλότερο παράγοντα συνολοκλήρωσης από τους άντρες, ενώ σε όλα τα άτομα η παρουσία ακτινοβολίας ενίσχυσε την τιμή του παράγοντα αυτού. Τέλος, ο παράγοντας συνολοκλήρωσης εμφάνισε διαφοροποιήσεις σχετικές με τις τοποθεσίες του εγκέφαλου, δημιουργώντας διακριτά συμπλέγματα σε αυτόν.

Στην πορεία της διατριβής διεξήχθη πείραμα υπό την επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας εκπεμπόμενη από WiFi access point. Από τα δεδομένα που καταγράφηκαν υπολογίστηκε αρχικά το πλάτος του ΗΕΓ στο πεδίο της συχνότητας, με βάση τον Ταχύ Μετασχηματισμό Fourier. Οι ενέργειες των ηλεκτροδίων καταγραφής, που προέκυψαν με αυτό τον τρόπο, υποβλήθηκαν σε πολυπαραγοντική ανάλυση της διακύμανσης, μέσω της οποίας εξετάστηκε η επίδραση του φύλου, της πειραματικής συνθήκης και της αλληλεπίδρασης των δύο με τις ενέργειες αυτές. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ακτινοβολία δεν επηρέασε καθόλου τις ενέργειες του άλφα και βήτα ρυθμού των ανδρών, ενώ προκάλεσε μείωση στις αντίστοιχες ενέργειες των γυναικών. Οι ενέργειες της δέλτα και θήτα μπάντας δεν παρουσίασαν καμία αξιοσημείωτη μεταβολή οφειλόμενη στο φύλο, την ακτινοβολία ή την αλληλεπίδρασή τους. Αντίθετα, υπήρξε σημαντική αλληλεπίδραση του φύλου και της ακτινοβολίας στις ενέργειες του άλφα και του βήτα ρυθμού. Ενδιαφέρον παρουσίασε το γεγονός ότι αυτό το μοτίβο παρατηρήθηκε σε αρκετά ηλεκτρόδια, τα οποία σχημάτιζαν δύο διακριτές περιοχές στον εγκέφαλο, η μία πρόσθια δεξιά κι η δεύτερη η ινιακή.

Στο τελευταίο μέρος της παρούσας μελέτης γίνεται προσπάθεια δημιουργίας ενός εργαλείου, το οποίο επεμβαίνοντας σε πρώιμο στάδιο σε αρχικές μετρήσεις εγκεφαλικών σημάτων, θα βοηθά στη σωστότερη αποθορυβοποίηση τους. Το εργαλείο αυτό βασίστηκε στη θεωρία των Γενετικών Αλγορίθμων και ουσιαστικά αναπτύχθηκε μία μέθοδος στάθμισης των δεδομένων που προέρχονται από πειράματα πολλών επαναλήψεων, με τρόπο τέτοιο ώστε να επιτευχθεί η κανονικότητα της κατανομής τους.

Στο πλαίσιο αυτό, ελέγχθηκε το ενεργειακό περιεχόμενο σημάτων ΗΕΓ και ΗΜΓ, που ελήφθησαν από πείραμα χωρίς επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας, ως προς την κατανομή των τιμών ενέργειας στις επαναλήψεις. Οι τιμές αυτές σταθμίστηκαν με συντελεστές που υπολογίστηκαν με χρήση των Γ.Α. κι έγινε εκ νέου έλεγχος της κατανομής των σταθμισμένων δεδομένων. Και στις δύο περιπτώσεις ο έλεγχος έγινε με τρεις διαφορετικές

μεθόδους, ενώ τα αποτελέσματα που προέκυψαν συνηγορούν αφενός στην αναγκαιότητα ύπαρξης μίας τέτοιας μεθοδολογίας κι αφετέρου στην αποτελεσματικότητα της προτεινόμενης διαδικασίας.

Στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκαν τα δεδομένα από το πείραμα που υλοποιήθηκε υπό την επίδραση μη μονοχρωματικής ακτινοβολίας W-CDMA, για τα οποία υπολογίστηκαν και εφαρμόστηκαν κοινοί συντελεστές στάθμισης σε ολόκληρο το σήμα του ΗΕΓ. Η ιδέα επεκτάθηκε και στα Π.Δ., με τον εφαρμογή των ίδιων βαρών που υπολογίστηκαν από το ΗΕΓ ηρεμίας και στο σήμα που ακολουθούσε το ερέθισμα. Στόχος και πάλι ήταν η μετατροπή της κατανομής των τιμών των επαναλήψεων, σε κάθε μία χρονική στιγμή, σε κανονική. Η ισχύς της μεθόδου ελέγχθηκε μέσω των τιμών των συντελεστών κύρτωσης και ασυμμετρίας και φάνηκε να έχει αποτέλεσμα, αλλά όχι σε όλες τις περιπτώσεις ατόμων και ηλεκτροδίων και ενίοτε μόνο στον ένα εκ των μέτρων ασυμμετρίας και κύρτωσης. Συγκεκριμένα, αποδείχθηκε ότι σε ό,τι αφορά το σήμα ΗΕΓ, η κατανομή των τιμών που προκύπτουν από τις πολλές επαναλήψεις σε κάθε χρονική στιγμή του είναι δυνατό να προσεγγίσει την κανονική, εφόσον γίνει στάθμιση όλων των δεδομένων με κοινούς συντελεστές βαρους. Από την άλλη πλευρά, η στάθμιση του σήματος των Π.Δ. με τους συντελεστές βαρύτητας που υπολογίστηκαν από το σήμα ΗΕΓ ηρεμίας βρήκε έστω μικρής κλίμακας εφαρμογή. Υπήρξαν πολλές περιπτώσεις ατόμων και ηλεκτροδίων όπου οι συντελεστές ασυμμετρίας και κύρτωσης παρουσίασαν βελτίωση έναντι αυτών που αντιστοιχούσαν στα αρχικά δεδομένα, παρόλο που η βελτίωση δεν ήταν αντίστοιχη με αυτή που συντελέστηκε στο σήμα ΗΕΓ.

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

Abstract

The present study aims to the development of processing methodologies and the evaluation of brain signals recorded during experimental measurements of EEG. The proposed methodology is applied to Electroencephalographic (EEG) signals, Event Related Potentials (ERP) and in one case to facial surface Electromyographic (EMG) signals. At the same time, an attempt to study and evaluate the effect of Electromagnetic Field (EMF) radiation of different characteristics and parameters on the electrical signals of the brain is being made.

In this context, data acquired by previous experiments were used. Such data were brain signals recorded under the influence of EMF radiation and EMG and EEG measurements executed in an uncontaminated by EMF radiation environment. This “pool” of data was enriched by new experiments conducted during this study. The latter were designed and executed in collaboration with the University Mental Health Research Institute and their initial objective was to investigate the effect of broadband signals radiation, corresponding to the latest communication technologies, on the brain signals.

The data collected from the aforementioned experimental measurements were processed and analyzed by various techniques.

As a first approach, established and standard statistical methods were used to analyze the P600 component of ERPs recorded during an auditory memory task, in the presence and absence of monochromatic RF radiation, similar to that emitted by mobile phones, operating in 900 and 1800 MHz. The aim was to examine the patterns of activation of the P600 waveform of the ERPs, applying principal component analysis (PCA) and repeated measures ANOVA, and whether these patterns were RF and gender dependent. The results showed that the P600 component follows distinct patterns of activation in the anterior, central and posterior brain areas, while gender differences are observed simultaneously at several electrodes within these areas. Finally, the gender-related functional architecture with regard to the P600 component appears to be RF sensitive. In conclusion, the application of the PCA procedure provided an adequate model of the spatially distributed event-related dynamics that correspond to the P600 waveform.

The same data, as described in the previous paragraph, were used to investigate the co-variance among ERP signals, using methods applied to timeseries and specifically the cointegration method. Within this framework, cointegration factor was defined as the ability of an ERP signal to co-vary with other ERP signals. Additionally, its dependance on

different EMF conditions and gender, as well as the locations of the electrodes on the scalp, was investigated. The findings revealed that women have significantly higher cointegration factor than men, while all subjects have increased cointegration factors in the presence of EMF. What is more, the cointegration factor is location dependent, creating a distinct cluster of high cointegration capacity at the central and lateral electrodes of the scalp, in contrast to clusters of low cointegration capacity at the anterior and posterior electrodes. These findings seemed to have distinct similarities with those derived from standard methodologies of the ERPs.

In the course of this thesis, a new experiment was conducted measuring brain signals of healthy volunteers, while performing an auditory memory task in the presence and absence of RF radiation, similar to that emitted by a WiFi access point operating at 2.4 GHz. For each subject, radiation condition and electrode, the amplitude in the frequency domain of the EEG signal was calculated, using the Fast Fourier transform. The presence of radiation had no effect on the energies of alpha and beta band of male subjects, while it reduced these energies of female subjects, resulting in significantly lower energies, as compared to those of males. Delta and theta band energies did not experience any noteworthy effect from gender, radiation condition and their interaction. Conversely, there was a significant interaction effect (gender x radiation) on the energies of alpha and beta rhythms. Interestingly, this pattern was observed for a number of electrodes, which formed two distinct clusters, one located at right- anterior and the second at occipital brain areas. These findings supported the idea that Wi-Fi signal may influence normal physiology through changes in gender related cortical excitability, as reflected by alpha and beta EEG frequencies.

The last part of the present study implicates the development of a tool, which intend to improve the de- noising of brain signals' measurements, by intervening at an early stage in them. This tool was based on the theory of Genetic Algorithms. In fact, a method of weighting data, which were recorded during experiments of many repetitions, was developed, so as to achieve the normality of their distribution.

In this context, EEG and EMG signals, obtained from an experiment conducted in an environment clear of EMF were used. Initially, the distribution of the energy values of each repetition was checked in terms of normality. Subsequently, these values were weighted using the GAs and their distribution was checked once again. In both cases the test was

performed using three different methods, while the results obtained suggest both to the need for such a methodology and to the effectiveness of the proposed procedure.

Thereafter, the data acquired from an experiment that was implemented under the influence of non-monochromatic W-CDMA radiation, were processed. Common weights were calculated and applied to the entire EEG signal. This idea was extended to ERPs, by applying the same weights, calculated from the resting EEG signal, to the signal that followed the stimulus. The aim again was to transform the distribution of the values through iterations in each moment, into normal. The validity of the method was tested by means of the values of skewness and kurtosis coefficient. Generally the method appeared to have an effect, however not in all cases of subjects and electrodes, and sometimes only in one of the coefficients of skewness and kurtosis.

More specifically, it was shown that regarding the EEG signal, the distribution of the values resulting from many repetitions at each moment, is possible to approach normality, upon weighting of all the data with common weight factors. On the other hand, weighting ERP signal with the factors calculated from the resting EEG signal showed a so be it small-scale effect. There have been many cases of subjects and electrodes where skewness and kurtosis coefficients found improved over those corresponding to the original data, although the improvement was not similar to that occurred in the EEG signal.

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

Περιεχόμενα

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	I
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	III
ABSTRACT	VII
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	XI
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	XV
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	XIX
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	XXI
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 : ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
1.1 ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ	2
1.1.1 Το ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΦΑΣΜΑ	2
1.1.2 ΡΑΔΙΟΚΥΜΑΤΑ	3
1.2 ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ	4
1.2.1 Το ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ	4
1.2.2 ΟΙ ΝΕΥΡΩΝΕΣ	6
1.2.3 ΔΥΝΑΜΙΚΟ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ	7
1.2.4 ΝΕΥΡΙΚΗ ΏΣΗ	8
1.3 Το ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ	9
1.3.1 ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΗΕΓ	10
1.3.2 ΤΑ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΑ	11
1.3.2.1 Τοποθέτηση των Ηλεκτροδίων - Το Διεθνές Σύστημα 10-20	12
1.3.3 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΛΛΟΙΩΣΕΙΣ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ	14
1.3.4 ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ ΣΗΜΑΤΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ	14
1.3.5 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ	15
1.3.6 ΠΡΟΚΛΗΤΑ ΔΥΝΑΜΙΚΑ	17
1.3.6.1 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗΣ	18
1.3.6.2 ΑΚΟΥΣΤΙΚΑ Π.Δ.	20
1.4 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΣΗΜΑΤΩΝ ΗΕΓ ΚΑΙ Π.Δ.	21
1.4.1 ΑΠΟΘΡΥΒΟΠΟΙΗΣΗ ΣΗΜΑΤΩΝ ΗΕΓ ΚΑΙ Π.Δ.	22
1.5 ΒΙΟΛΟΓΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ	23
1.5.1 ΘΕΡΜΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	24
1.5.2 ΜΗ ΘΕΡΜΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	25
1.6 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	25
1.6.1 ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΗΣ ΧΡΗΣΗΣ ΚΙΝΗΤΟΥ ΤΗΛΕΦΩΝΟΥ ΣΤΟΝ ΑΝΘΡΩΠΟ	26
1.6.1.1 ΓΕΝΙΚΕΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ	26
1.6.1.2 ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΣΤΟ ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ	26
1.7 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	28
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 : ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ & ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ	31
2.1 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ	32
2.1.1 ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΠΡΟΓΕΝΕΣΤΕΡΩΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΩΝ	32

2.1.1.1	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ 16 ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ	32
2.1.1.2	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ 32 ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ	33
2.1.2	ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΠΟ ΠΕΙΡΑΜΑΤΑ ΠΟΥ ΔΙΕΞΗΧΘΗΣΑΝ ΣΤΑ ΠΛΑΙΣΙΑ ΤΗΣ ΠΑΡΟΥΣΑΣ ΜΕΛΕΤΗΣ	34
2.1.2.1	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ 32 ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ _II	34
2.2	ΈΛΕΓΧΟΙ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑΣ	35
2.2.1	EMC ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΗΜΑΤΟΣ GSM	35
2.2.2	EMC ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΗΜΑΤΟΣ WiFi	36
2.2.3	EMC ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΗΜΑΤΟΣ LTE	36
2.2.4	EMC ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΗΜΑΤΟΣ W-CDMA	40
2.3	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΩΝ	41
2.3.1	ΠΕΙΡΑΜΑΤΑ ΥΠΟ ΤΗΝ ΕΠΙΔΡΑΣΗ Η/Μ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΕΚΠΕΜΠΟΜΕΝΗΣ ΑΠΟ ΚΙΝΗΤΟ ΤΗΛΕΦΩΝΟ ΣΤΑ 900 ΚΑΙ 1800 MHz	41
2.3.2	ΠΕΙΡΑΜΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ	43
2.3.3	ΠΕΙΡΑΜΑ ΥΠΟ ΤΗΝ ΕΠΙΔΡΑΣΗ Η/Μ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΕΚΠΕΜΠΟΜΕΝΗΣ ΑΠΟ WiFi ACCESS POINT ΣΤΑ 2.4 GHz	44
2.3.4	ΠΕΙΡΑΜΑ ΥΠΟ ΤΗΝ ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΕΥΡΥΖΩΝΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ ΣΤΑ 737MHz	45
2.4	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	48

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 : ΜΟΤΙΒΑ ΕΝΕΡΓΟΠΟΙΗΣΗΣ ΤΗΣ ΚΟΡΥΦΩΣΗΣ P600 ΤΩΝ ΠΡΟΚΛΗΤΩΝ ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ

51

3.1	Η ΚΟΡΥΦΗ P600	52
3.2	ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ	52
3.2.1	ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗΣ	52
3.2.2	ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΥΡΙΩΝ ΣΥΝΙΣΤΩΣΩΝ	53
3.2.3	ΠΟΛΥΜΕΤΑΒΛΗΤΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗΣ	54
3.2.4	POST- HOC ΣΥΓΚΡΙΣΕΙΣ	54
3.2.5	ΜΕΘΟΔΟΣ ΔΙΟΡΘΩΣΗΣ ΤΟΥ BONFERRONI	55
3.3	ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	56
3.3.1	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ	56
3.3.2	ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ	56
3.4	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	58
3.5	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	63
3.6	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	65

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 : ΣΥΝΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ ΣΗΜΑΤΩΝ Π.Δ. ΜΕ ΜΕΘΟΔΟΥΣ ΧΡΟΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΣΕΙΡΩΝ

67

4.1	ΧΡΟΝΟΣΕΙΡΕΣ	68
4.1.1	ΑΝΑΛΥΣΗ ΧΡΟΝΟΣΕΙΡΩΝ	68
4.1.2	ΣΤΑΣΙΜΟΤΗΤΑ	69
4.1.3	ΑΠΑΛΟΙΦΗ ΤΑΣΗΣ ΚΑΙ ΠΕΡΙΟΔΙΚΟΤΗΤΑΣ	69
4.1.4	ΈΛΕΓΧΟΙ ΣΤΑΣΙΜΟΤΗΤΑΣ	70
4.1.4.1	ΈΛΕΓΧΟΣ KPSS	71
4.1.5	ΣΥΝΟΛΟΚΛΗΡΩΣΗ	72
4.2	ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	73
4.2.1	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ	73

4.2.2	ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ	74
4.3	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	75
4.4	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	78
4.5	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	80

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 : ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΣΗΜΑΤΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ 83

5.1	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ	84
5.2	ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER	85
5.2.1	ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER ΔΙΑΚΡΙΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ	86
5.2.2	ΔΙΑΚΡΙΤΟΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER	86
5.2.2.1	ΤΟ ΘΕΩΡΗΜΑ ΤΟΥ PARSEVAL	87
5.2.2.2	ΤΑΧΥΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER	87
5.3	ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	88
5.3.1	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ	88
5.3.2	ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ	88
5.4	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	89
5.5	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	91
5.6	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	93

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 : ΧΡΗΣΗ ΓΕΝΕΤΙΚΩΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΓΙΑ ΤΗ ΣΤΑΘΜΙΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΗΕΓ 97

6.1	Η ΚΑΝΟΝΙΚΗ ΚΑΤΑΝΟΜΗ	98
6.1.1	ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΑ ΜΕΤΡΑ ΠΕΡΙΓΡΑΦΙΚΗΣ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ	99
6.1.1.1	ΜΕΤΡΑ ΚΕΝΤΡΙΚΗΣ ΤΑΣΗΣ	99
6.1.1.2	ΜΕΤΡΑ ΘΕΣΗΣ	101
6.1.1.3	ΜΕΤΡΑ ΔΙΑΣΠΟΡΑΣ	101
6.1.1.4	ΜΕΤΡΑ ΑΣΥΜΜΕΤΡΙΑΣ ΚΑΙ ΚΥΡΤΩΣΗΣ	102
6.2	ΤΟ ΚΕΝΤΡΙΚΟ ΟΡΙΑΚΟ ΘΕΩΡΗΜΑ	105
6.3	ΈΛΕΓΧΟΣ ΚΟΛΜΟΓΟΡΟΝ – SMIRNOV	106
6.4	ΚΑΝΟΝΙΚΗ ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΚΑΙ ΗΕΓ	108
6.5	ΘΕΩΡΙΑ ΓΕΝΕΤΙΚΩΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ	110
6.5.1	ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΓΕΝΕΤΙΚΩΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ	111
6.5.1.1	ΔΙΑΣΤΑΥΡΩΣΗ ΚΑΙ ΜΕΤΑΛΛΑΞΗ	113
6.6	ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΗΕΓ ΣΕ ΚΑΝΟΝΙΚΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ Γ.Α.	115
6.7	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	116

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 : ΑΝΑΛΥΣΗ ΕΝΕΡΓΕΙΑΚΟΥ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΟΥ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΗΕΓ ΚΑΙ ΗΜΓ 117

7.1	ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΗΜΑ	118
7.1.1	ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΚΟΥ ΗΜΓ	118
7.1.2	ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΚΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ ΠΡΟΣΩΠΟΥ	119
7.2	ΕΝΕΡΓΕΙΑ ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ	120
7.3	ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	122
7.3.1	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ	122
7.3.2	ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ	122
7.3.2.1	ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΗΕΓ ΚΑΙ ΗΜΓ	123

7.3.2.2 ΈΛΕΓΧΟΣ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	123
7.3.2.2.1 Ιστόγραμμα συχνοτήτων	123
7.3.2.2.2 Κολμογορον – Smirnov	124
7.3.2.2.3 Μέτρα Ασυμμετρίας και Κύρτωσης	124
7.3.2.3 ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΓΕΝΕΤΙΚΩΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ	124
7.3.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	126
7.3.3.1 ΙΣΤΟΓΡΑΜΜΑ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ ΑΡΧΙΚΩΝ ΚΑΙ ΣΤΑΘΜΙΣΜΕΝΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	127
7.3.3.2 ΤΕΣΤ ΚΟΛΜΟΓΟΡΟΝ – ΣΜΙΡΝΟΝ ΣΤΑ ΑΡΧΙΚΑ ΚΑΙ ΣΤΑ ΣΤΑΘΜΙΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ	133
7.3.3.3 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ ΑΣΥΜΜΕΤΡΙΑΣ ΚΑΙ ΚΥΡΤΩΣΗΣ ΤΩΝ ΑΡΧΙΚΩΝ ΚΑΙ ΤΩΝ ΣΤΑΘΜΙΣΜΕΝΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	134
7.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	137
7.5 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	139
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8 : ΣΤΑΘΜΙΣΗ ΤΙΜΩΝ ΗΕΓ ΜΕ ΚΟΙΝΟΥΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΕΣ ΣΤΑΘΜΙΣΗΣ	141
8.1 Η ΦΥΣΗ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΗΕΓ	142
8.2 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	143
8.2.1 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ	143
8.2.2 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ	144
8.2.3 ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΓΕΝΕΤΙΚΩΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ	144
8.2.4 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	145
8.2.4.1 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ ΑΣΥΜΜΕΤΡΙΑΣ ΚΑΙ ΚΥΡΤΟΤΗΤΑΣ ΗΕΓ	146
8.2.4.2 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ ΑΣΥΜΜΕΤΡΙΑΣ ΚΑΙ ΚΥΡΤΟΤΗΤΑΣ ΗΕΓ ΚΑΙ Π.Δ.	147
8.2.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	149
8.3 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	151
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9 : ΣΥΝΕΙΣΦΟΡΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ	153
9.1 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ	154
9.2 ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ	156
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ 7^{ΟΥ} ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ - ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ ΑΣΥΜΜΕΤΡΙΑΣ ΚΑΙ ΚΥΡΤΩΣΗΣ ΑΝΑ ΑΤΟΜΟ	159
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ 8^{ΟΥ} ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ - ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ ΑΣΥΜΜΕΤΡΙΑΣ ΚΑΙ ΚΥΡΤΩΣΗΣ ΑΝΑ ΑΤΟΜΟ	167

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1: Γραφική αναπαράσταση ηλεκτρομαγνητικού κύματος.	2
Σχήμα 2: Το Φάσμα Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας.	3
Σχήμα 3: Το Κεντρικό και Περιφερειακό Νευρικό Σύστημα.	5
Σχήμα 4: Απεικόνιση Νευρώνων.	6
Σχήμα 5: Αντλία Ιόντων Na^+ - K^+ .	8
Σχήμα 6: Δυναμικό Δράσης.	9
Σχήμα 7: Ηλεκτρόδιο με επαφή Ag/AgCl .	12
Σχήμα 8: Θέσεις ηλεκτροδίων σύμφωνα με το σύστημα 10-20.	13
Σχήμα 9: Ένα δευτερόλεπτο δραστηριότητας ρυθμού Δέλτα.	16
Σχήμα 10: Ένα δευτερόλεπτο δραστηριότητας ρυθμού Θήτα.	16
Σχήμα 11: Ένα δευτερόλεπτο δραστηριότητας ρυθμού Άλφα.	16
Σχήμα 12: Ένα δευτερόλεπτο δραστηριότητας ρυθμού Βήτα.	17
Σχήμα 13: Ένα δευτερόλεπτο δραστηριότητας ρυθμού Γάμα.	17
Σχήμα 14: Η πειραματική διάταξη των 16 ηλεκτροδίων.	33
Σχήμα 15: Η πειραματική διάταξη ελέγχου της H/M συμβατότητας του LTE.	37
Σχήμα 16: Ενδεικτικό διάγραμμα των 1500 τιμών πλάτους του ηλεκτροδίου Fz .	57
Σχήμα 17: Διάγραμμα σημείων των πλατών σε σχέση με τον λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης της κορυφής P600 για όλα τα ηλεκτρόδια. Τα τρίγωνα δείχνουν τη μέση τιμή της κάθε ομάδας.	59
Σχήμα 18: Απεικόνιση των ολικών μέσων των α) πλατών και β) λανθάνοντων χρόνων εμφάνισης της κορυφής P600.	61
Σχήμα 19: Μέσες τιμές πλάτους και λανθάνοντα χρόνου εμφάνισης της κορυφής P600 για τους άντρες (μαύρες γραμμές) και τις γυναίκες (γκρι γραμμές) κατά την απουσία ακτινοβολίας, στα 900 MHz και στα 1800 MHz. Οι στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στα δύο φύλα επισημαίνονται με αστερίσκο.	62
Σχήμα 20: Μέσος όρος των συνολικών παραγόντων συνολοκλήρωσης για κάθε φύλο και συνθήκη έκθεσης.	76
Σχήμα 21: Μέσος όρος των παραγόντων συνολοκλήρωσης στις διαφορετικές περιοχές του κεφαλιού. Η γκρι περιοχή σηματοδοτεί παράγοντες συνολοκλήρωσης μεγαλύτερους από 7.5%, ενώ οι λευκές περιοχές με παράγοντες μικρότερους από 7.5%.	77
Σχήμα 22: Μέσες τιμές στην μπάντα άλφα για άνδρες και γυναίκες, για τις δύο συνθήκες ακτινοβολίας στο ηλεκτρόδιο F8.	90
Σχήμα 23: p -values των διαφορών ανάμεσα στους άντρες και τις γυναίκες παρουσία και μη του σήματος Wi-Fi.	90
Σχήμα 24: Καμπύλη Κανονικής Κατανομής.	98
Σχήμα 25: Κατανομή α. αρνητικής και β. θετικής ασυμμετρίας.	103
Σχήμα 26: Λεπτόκυρτη, Μεσόκυρτη και Πλατύκυρτη κατανομή.	104
Σχήμα 27: Γραφική απεικόνιση τεσσάρων πληθυσμών.	105
Σχήμα 28: Κανονική προσέγγιση κατανομών για $n=4$ και για $n=25$.	106
Σχήμα 29: Διάγραμμα ροής Γ.Α.	113
Σχήμα 30: Διασταύρωση ενός σημείου.	114
Σχήμα 31: Διασταύρωση δύο σημείων.	114
Σχήμα 32: Ομοιόμορφη διασταύρωση.	114
Σχήμα 33: Μετάλλαξη ενός σημείου.	115
Σχήμα 34: Ενδεικτικό σήμα ΗΜΓ.	119
Σχήμα 35: Θέσεις επιφανειακών διπολικών ηλεκτροδίων ΗΜΓ για καταγραφή σημάτων από κύριους μύες του προσώπου.	120

Σχήμα 36: Ραβδόγραμμα συνολικής ενέργειας ανδρών και γυναικών για κάθε ηλεκτρόδιο, υπολογισμένη από τα αρχικά δεδομένα.	126
Σχήμα 37: Ραβδόγραμμα συνολικής ενέργειας ανδρών και γυναικών για κάθε ηλεκτρόδιο, υπολογισμένη από τα σταθμισμένα δεδομένα.	127
Σχήμα 38: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 4, σε ένα άτομο.	128
Σχήμα 39: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 7, σε ένα άτομο.	128
Σχήμα 40: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 8, σε ένα άτομο.	129
Σχήμα 41: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 9, σε ένα άτομο.	129
Σχήμα 42: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 10, σε ένα άτομο.	130
Σχήμα 43: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 12, σε ένα άτομο.	130
Σχήμα 44: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 13, σε ένα άτομο.	131
Σχήμα 45: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 26, σε ένα άτομο.	131
Σχήμα 46: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 27, σε ένα άτομο.	132
Σχήμα 47: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 31, σε ένα άτομο.	132
Σχήμα 48: Ραβδόγραμμα ποσοστών ηλεκτροδίων με $p\text{-value} < 0.05$ πριν και μετά τη στάθμιση των δεδομένων σε όλα τα άτομα.	134
Σχήμα 49: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.	135
Σχήμα 50: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κυρτότητας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.	136
Σχήμα 51: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.	137
Σχήμα 52: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων για τις 500 τιμές του HEG ηρεμίας.	146
Σχήμα 53: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κυρτότητας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων για τις 500 τιμές του HEG ηρεμίας.	147
Σχήμα 54: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων για τις 1500 τιμές ολόκληρου του σήματος.	148
Σχήμα 55: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κυρτότητας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων για τις 1500 τιμές ολόκληρου του σήματος.	148
Σχήμα 56: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 2.	160
Σχήμα 57: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 2.	160
Σχήμα 58: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης – Άτομο 2.	160
Σχήμα 59: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 13.	161
Σχήμα 60: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 13.	161
Σχήμα 61: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης – Άτομο 13.	161
Σχήμα 62: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 26.	162
Σχήμα 63: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 26.	162
Σχήμα 64: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης – Άτομο 26.	162
Σχήμα 65: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 36.	163
Σχήμα 66: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 36.	163

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1: Ζώνες RF κατά ITU.	4
Πίνακας 2: Οι κυριότεροι ρυθμοί του ΗΕΓ.	17
Πίνακας 3: Πειραματικές μελέτες για την επίδραση του κινητού τηλεφώνου στον άνθρωπο.	27
Πίνακας 4: Ποσοστό των 32 ηλεκτροδίων που βρέθηκαν Η/Μ συμβατά με σήμα LTE FDD.	39
Πίνακας 5: Ποσοστό των 32 ηλεκτροδίων που βρέθηκαν Η/Μ συμβατά με σήμα LTE TDD.	40
Πίνακας 6: Ανάλυση παραγόντων στα πλάτη και τον λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης της κορυφής P600. Οι τιμές αντιστοιχούν στις φορτίσεις των μεταβλητών για τον κάθε παράγοντα. Οι μη σημαντικές φορτίσεις (< 0.50) δεν εμφανίζονται.	60
Πίνακας 7: Στατιστικές διαφορές (p-values) των διαφόρων παραγόντων του πειράματος στον παράγοντα συνολοκλήρωσης των ηλεκτροδίων.	77

Συντομογραφίες

H/M	Ηλεκτρομαγνητική
ΚΝΣ	Κεντρικό Νευρικό Σύστημα
ΠΝΣ	Περιφερειακό Νευρικό Σύστημα
ΗΕΓ	Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα
ΗΜΓ	Ηλεκτρομυογράφημα
ΗΚΓ	Ηλεκτροκαρδιογράφημα
ΗΟΓ	Ηλεκτροφθαλμογράφημα
Π.Δ.	Προκλητά Δυναμικά
Ε.Π.Ι.Ψ.Υ.	Ερευνητικό Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής
Κ.Κ.	Κανονική Κατανομή
ΚΟΘ	Κεντρικό Οριακό Θεώρημα
Γ.Α.	Γενετικοί Αλγόριθμοι
ELF	Extremely Low Frequency
MRI	Magnetic Resonance Imaging
RF	Radio Frequency
PSP	Post Synaptic Potential
ADC	Analogue-to-Digital Converter
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
SLR	Slow Latency Responses
MLR	Middle Latency Responses
LLR	Late or Long Latency Evoked Responses
SAR	Specific Absorption Rate
DAQ	Data Acquisition
LabView	Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench
LTE	Long Term Evolution

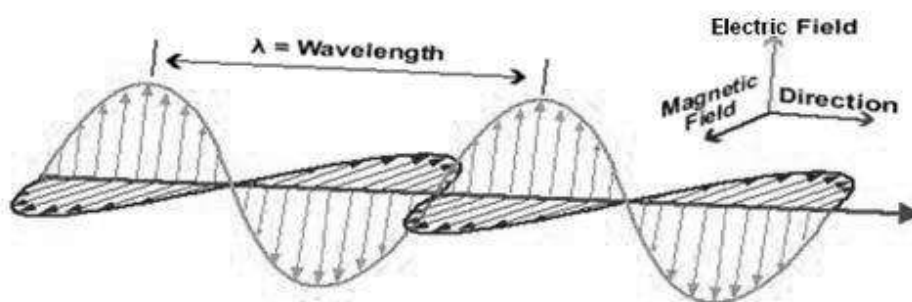
W-CDMA	Wideband Code Division Multiple Access
FDD	Frequency Division Duplexing
TDD	Time Division Duplexing
UE	User Equipment
WAIS	Weschler Adult Intelligence Scale
HSCT	Hayling Sentence Completion Test
ANOVA	Analysis Of Variance
PCA	Principal Component Analysis
MANOVA	Multivariate Analysis Of Variance
LPC	Late Positive Component
CF	Cointegration Factor
ACF	Aggregate Cointegration Factor
ERD / ERS	Event Related Desynchronization/Event Related Synchronization
FT	Fourier Transform
DTFT	Discrete Time Fourier Transform
DFT	Discrete Fourier Transform
FFT	Fast Fourier Transform
BBB	Blood Brain Barrier
NASA	National Aeronautical Space Agency
FACS	Facial Action Coding System

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 : ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στο κεφάλαιο αυτό δίνεται το γενικό υπόβαθρο της παρούσας διατριβής και παρέχονται όλες οι απαραίτητες πληροφορίες σχετικά με τις υφιστάμενες πηγές ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, καθώς και με τα στοιχεία της ανθρώπινης νευροφυσιολογίας. Επιπλέον, γίνεται επισκόπηση της υπάρχουσας βιβλιογραφίας αναφορικά με τη μελέτη της επίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στον άνθρωπο, καθώς και των μεθόδων επεξεργασίας των εγκεφαλικών σημάτων.

1.1 Ηλεκτρομαγνητική Ακτινοβολία

Η Ηλεκτρομαγνητική (Η/Μ) ακτινοβολία είναι η εκπομπή στον χώρο ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας υπό μορφή κυμάτων που ονομάζονται ηλεκτρομαγνητικά κύματα. Πρόκειται για συγχρονισμένα ταλαντούμενα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία, τα οποία ταλαντώνονται σε κάθετα μεταξύ τους επίπεδα και κάθετα προς την διεύθυνση διάδοσης [1]. Διαδίδονται στο κενό με ταχύτητα ίση με την ταχύτητα του φωτός, αλλά και μέσα στην ύλη με ταχύτητα λίγο μικρότερη από την ταχύτητα του φωτός.



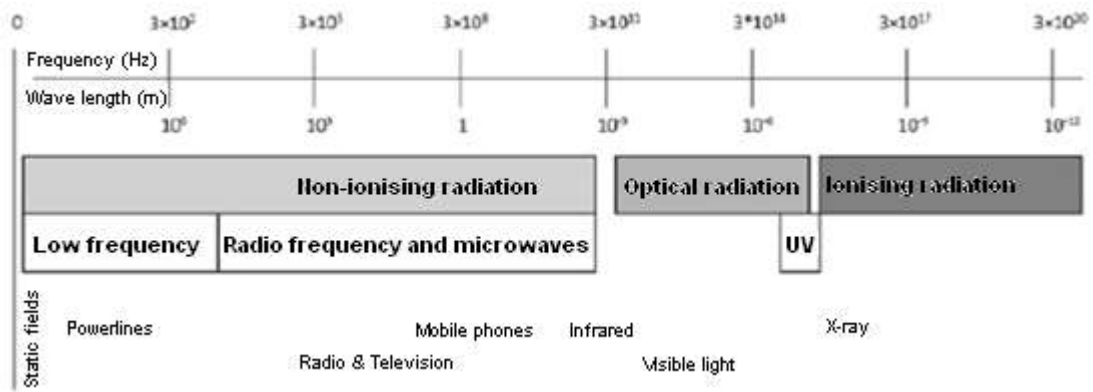
Σχήμα 1: Γραφική αναπαράσταση ηλεκτρομαγνητικού κύματος.

1.1.1 Το Ηλεκτρομαγνητικό Φάσμα

Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα ονομάζεται το εύρος της περιοχής συχνοτήτων που καλύπτουν τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα. Το εύρος του εκτείνεται θεωρητικά από σχεδόν μηδενικές συχνοότητες έως το άπειρο και απεικονίζεται στο Σχήμα 2. Με βάση κάποιες χαρακτηριστικές ιδιότητες των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων, το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα χωρίζεται σε επιμέρους ζώνες. Το φάσμα των συχνοτήτων περιλαμβάνει την ιονίζουσα και τη μη ιονίζουσα ακτινοβολία.

Η ιονίζουσα ακτινοβολία έχει συχνότητα υψηλότερη από το ορατό φως, είναι μικρότερου μήκους κύματος και μεταφέρει πολύ υψηλή ενέργεια. Περιλαμβάνει την κοσμική ακτινοβολία, τις ακτίνες X και τις ακτινοβολίες α, β και γ ραδιενεργού διάσπασης.

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία στην οποία υποβαλλόμαστε καθημερινά (ραδιοκύματα, μικροκύματα, ηλεκτρισμός), χαρακτηρίζεται ως μη ιονίζουσα, είναι μεγάλου μήκους κύματος και χαμηλής συχνότητας. Δεν μπορεί να προκαλέσει ιονισμό, διότι η ενέργεια που μεταφέρει είναι μικρή.



Σχήμα 2: Το Φάσμα Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας.

Οι συχνοτητες μεταξύ 0 και 3000Hz ονομάζονται άκρως χαμηλές συχνοτητες (Extremely Low Frequency - ELF). Τα πεδία με συχνοτητα γύρω στο 0 καλούνται στατικά μαγνητικά πεδία και ανάμεσα στα άλλα χρησιμοποιούνται στη μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging - MRI). Πάνω από τα 3000Hz βρίσκονται κατά αύξουσα σειρά συχνοτητας, τα ραδιοκύματα και τα μικροκύματα, η οπτική ακτινοβολία και η ιονίζουσα ακτινοβολία. Μία πρώτη σύγκριση ανάμεσα στην ένταση των προαναφερθέντων πεδίων αποκαλύπτει ότι τα μικροκύματα έχουν αρκετή ενέργεια, ικανή να προκαλέσει θέρμανση στους ανθρώπινους ιστούς, ενώ η ιονίζουσα ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει διάσπαση των χημικών δεσμών στα μόρια των κυττάρων, με άμεσο αποτέλεσμα την παραγωγή ιόντων, επιβλαβών στο ανθρώπινο σώμα. Τα στατικά καθώς και τα ELF πεδία μπορεί να επάγουν αδύναμο ηλεκτρικό ρεύμα στο ανθρώπινο σώμα, αλλά δεν έχουν ενέργεια ικανή να θερμάνει ιστούς ή να σπάσει χημικούς δεσμούς [2].

1.1.2 Ραδιοκύματα

Ραδιοκύματα (Radio Frequency – RF) είναι τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα με συχνοτητα από περίπου 3Hz έως 300GHz. Ειδικότερα τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα με συχνοτητες μεταξύ 0.3GHz και 300GHz ονομάζονται μικροκύματα. Μεγαλύτερες συχνοτητες εμπίπτουν στο φάσμα της υπέρυθρης ακτινοβολίας.

Όνομασία	Αρχικά (ITU)	Συχνότητα	Μήκος κύματος	Εφαρμογές	
εξαιρετικά χαμηλή συχνότητα	ELF (extremely low frequency)	3–30 Hz	10,000–100,000 km	απληρότο ως ήχος αν μετατραπεί σε μηχανική ταλάντωση, τηλεπικοινωνίες υποβρυχίων	
υπερχαμηλή συχνότητα	SLF (super low frequency)	30–300 Hz	1,000–10,000 km	απληρότο ως ήχος αν μετατραπεί σε μηχανική ταλάντωση, ηλεκτρικά δίκτυα διανομής (50–60 Hz)	
κατ'εξοχήν χαμηλή συχνότητα	ULF (ultra low frequency)	300–3000 Hz	100–1,000 km	απληρότο ως ήχος αν μετατραπεί σε μηχανική ταλάντωση, τηλεπικοινωνίες στα ορυχεία	
πολύ χαμηλή συχνότητα (υπερμακρά κύματα)	VLF (very low frequency)	3–30 kHz	10–100 km	απληρότο ως ήχος αν μετατραπεί σε μηχανική ταλάντωση (έως 20 kHz; υπέρηχος για μεγαλύτερες συχνότητες)	
χαμηλή συχνότητα (μακρά κύματα)	LF (low frequency)	30–300 kHz	1–10 km	ραδιοφωνικές μεταδόσεις AM, ραδιοφάροι (NDB), ερασιτεχνικά walkie-talkie (μόνο ΗΠΑ)	
μέση συχνότητα (μεσαία κύματα)	MF (medium frequency)	300–3000 kHz	100–1000 m	ραδιοσυστήματα πλοήγησης (NDB), ραδιοφωνικές μεταδόσεις AM, τηλεπικοινωνίες σε ναυτιλία και αεροναυτιλία	
υψηλή συχνότητα (βραχεία κύματα)	HF (high frequency)	3–30 MHz	10–100 m	βραχεία (ραδιόφωνο), ερασιτεχνικές ραδιοεκπομπές, walkie-talkie	
πολύ υψηλή συχνότητα (υπερβραχεία κύματα)	VHF (very high frequency)	30–300 MHz	1–10 m	ραδιοφωνικές μεταδόσεις FM, τηλεοπτικές εκπομπές, αεροναυτιλία, GPR	
κατ'εξοχήν υψηλή συχνότητα	Μικροκύματα	UHF (ultra high frequency)	300–3000 MHz	10–100 cm	τηλεοπτικές εκπομπές, κινητή τηλεφωνία, ασύρματα τηλέφωνα, ασύρματα δίκτυα Η/Υ, αυτόματες κλειδαριές αυτοκινήτων, φούρνοι μικροκυμάτων, GPR
υπερυψηλή συχνότητα		SHF (super high frequency)	3–30 GHz	1–10 cm	ασύρματα δίκτυα, δορυφορικές συνδέσεις, δορυφορική τηλεόραση, πόρτες γκαράζ
εξαιρετικά υψηλή συχνότητα		EHF (extremely high frequency)	30–300 GHz	1–10 mm	ραδιοτηλεσκόπια, τηλεπισκόπηση (remote sensing), οπτικά συστήματα, ανχνευτές/συστήματα ασφαλείας

Πίνακας 1: Ζώνες RF κατά ITU.

Υπάρχουν διάφορες πηγές ραδιοκυμάτων στις οποίες εκτίθεται ο άνθρωπος σήμερα και το μεγαλύτερο ενδιαφέρον συγκεντρώνει μέχρι στιγμής η έκθεση στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που σχετίζεται με τα κινητά τηλέφωνα. Ωστόσο, υπάρχουν κι άλλες κοινές πηγές έκθεσης, οι οποίες περιλαμβάνουν ασύρματα δίκτυα υπολογιστών, ασύρματες υπηρεσίες ευρυεκπομπής, σταθμούς βάσης κινητής τηλεφωνίας, ραδιοφωνικούς και τηλεοπτικούς πομπούς, στρατιωτικά συστήματα ραντάρ και πληθώρα άλλων εφαρμογών.

1.2 Γενικά Στοιχεία Ανθρώπινης Νευροφυσιολογίας

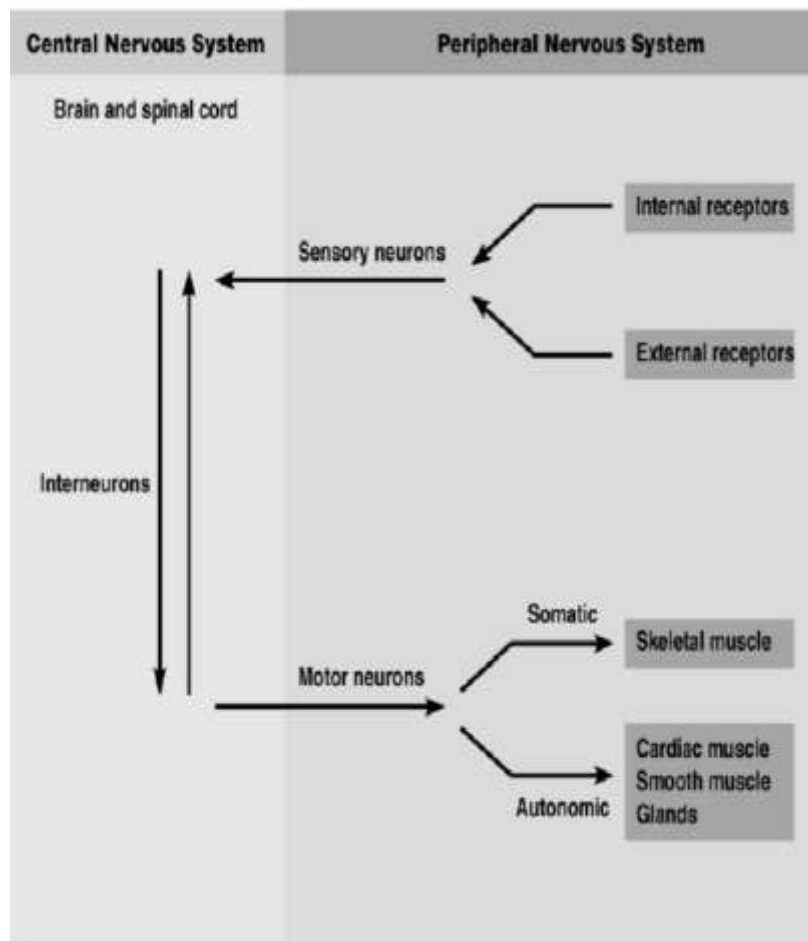
1.2.1 Το Νευρικό Σύστημα

Το νευρικό σύστημα αποτελεί το σύστημα που ρυθμίζει και ελέγχει την λειτουργία όλων των οργάνων του ανθρώπινου σώματος, καθώς επίσης και τη μεταξύ τους αρμονική συνεργασία. Αποτελεί επίσης την έδρα των ψυχικών λειτουργιών και επιπλέον, μέσω των αισθητήριων οργάνων, συμβάλλει στην αντίληψη του περιβάλλοντος από τον άνθρωπο. Το νευρικό σύστημα απαρτίζεται από δύο μέρη, το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ) και το

Περιφερειακό Νευρικό Σύστημα (ΠΝΣ). Συγκροτείται από νευρικά κύτταρα, τους νευρώνες και από υποστηρικτικά κύτταρα, τα γλοιακά κύτταρα.

Το ΚΝΣ αποτελείται από τον εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό, οι οποίοι προστατεύονται από το κρανίο και τη σπονδυλική στήλη αντίστοιχα και αποτελούν τα κύρια κέντρα όπου γίνεται η διαπλοκή, η συσχέτιση και η ολοκλήρωση των νευρικών πληροφοριών.

Το ΠΝΣ περιλαμβάνει όλο το νευρικό ιστό που βρίσκεται στην περιφέρεια του σώματος. Αποτελείται από δύο κύριες κατηγορίες κυττάρων, τους νευρώνες και τα νευρογλοιακά κύτταρα. Η κύρια λειτουργία του συνίσταται στη μετάδοση της πληροφορίας από τα αισθητήρια όργανα ή τους υποδοχείς προς το ΚΝΣ και έπειτα στη μεταφορά της αντίδρασης από το ΚΝΣ προς τα κατάλληλα όργανα.

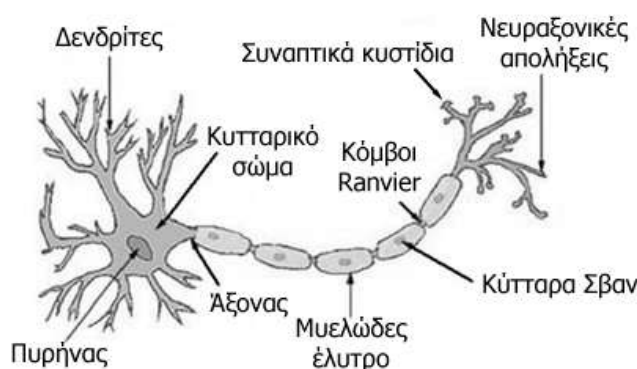


Σχήμα 3: Το Κεντρικό και Περιφερειακό Νευρικό Σύστημα.

1.2.2 Οι Νευρώνες

Οι νευρώνες αποτελούν τα βασικά κύτταρα του νευρικού συστήματος. Η λειτουργία τους συνίσταται στην παραγωγή ηλεκτρικών σημάτων τα οποία μεταδίδονται από το ένα μέρος του κυττάρου στο άλλο και ταυτόχρονα στην έκλυση βιοχημικών ουσιών (νευροδιαβιβαστές - αγγειοφόρους), για την επικοινωνία με άλλα κύτταρα. Οι νευρώνες παρουσιάζουν ποικιλία μεγεθών και σχημάτων, ωστόσο η βασική τους δομή συνίσταται από τα ακόλουθα τμήματα:

- το **κυρίως σώμα**, το μεγαλύτερο κεντρικό τμήμα του κυττάρου μεταξύ των δενδριτών και του νευράξονα.
- τους **δενδρίτες**, σχετικά κοντές διακλαδιζόμενες κυτταρικές προεξοχές ή αποφυάδες. Ο κάθε νευρώνας έχει πολλούς δενδρίτες με πολλές διακλαδώσεις. Αυτές οι δομές αποτελούν το δίκτυο με το οποίο ο νευρώνας προσλαμβάνει σήματα από άλλα κύτταρα. Τα σήματα αυτά φτάνουν στους δενδρίτες του κάθε νευρικού κυττάρου από νευρίτες (έναν ή περισσότερους) άλλων νευρικών κυττάρων.
- το **νευράξονα**, που ονομάζεται και **νευρίτης** ή απλά **άξονας**, μια λεπτή ίνα που μπορεί να είναι μέχρι και δεκάδες χιλιάδες φορές μεγαλύτερη σε μήκος από τη διάμετρο του σώματος. Αυτή η δομή μεταφέρει τα νευρικά σήματα από τον νευρώνα. Κάθε νευρώνας διαθέτει μόνο ένα άξονα, αλλά αυτός ο άξονας μπορεί να διακλαδίζεται έντονα, με αποτέλεσμα να επιτυγχάνεται η επικοινωνία με πολλά κύτταρα-στόχους.
- τις **απολήξεις του άξονα**, οι οποίες βρίσκονται στο τέλος του άξονα και χρησιμεύουν στη μεταφορά των πληροφοριών προς τους δενδρίτες άλλων νευρώνων.



Σχήμα 4: Απεικόνιση Νευρώνα.

Η εξειδικευμένη επαφή μεταξύ δύο νευρώνων, όπου ο ένας επηρεάζει τη λειτουργία του άλλου, ονομάζεται σύναψη. Το σήμα διαδίδεται από τον έναν νευρώνα στον άλλο με τους νευροδιαβιβαστές. Ο νευροδιαβιβαστής που εκλύεται από τον έναν νευρώνα

μεταβάλλει το δέκτη συνδεόμενος με έναν ειδικό υποδοχέα του. Συνάψεις γενικώς δημιουργούνται μεταξύ των απολήξεων του άξονα του ενός νευρώνα και του κυτταρικού σώματος ή δενδρίτη του δεύτερου, αλλά μπορούν να δημιουργηθούν μεταξύ των δενδριτών, μεταξύ δενδρίτη και κυτταρικού σώματος ή και μεταξύ δύο απολήξεων αξόνων. Οι νευρώνες που άγουν σήματα προς μία σύναψη ονομάζονται προσυναπτικοί, ενώ αυτοί που λαμβάνουν σήματα από μία σύναψη ονομάζονται μετασυναπτικοί.

Οι νευρώνες χωρίζονται σε τρία κύρια λειτουργικά είδη:

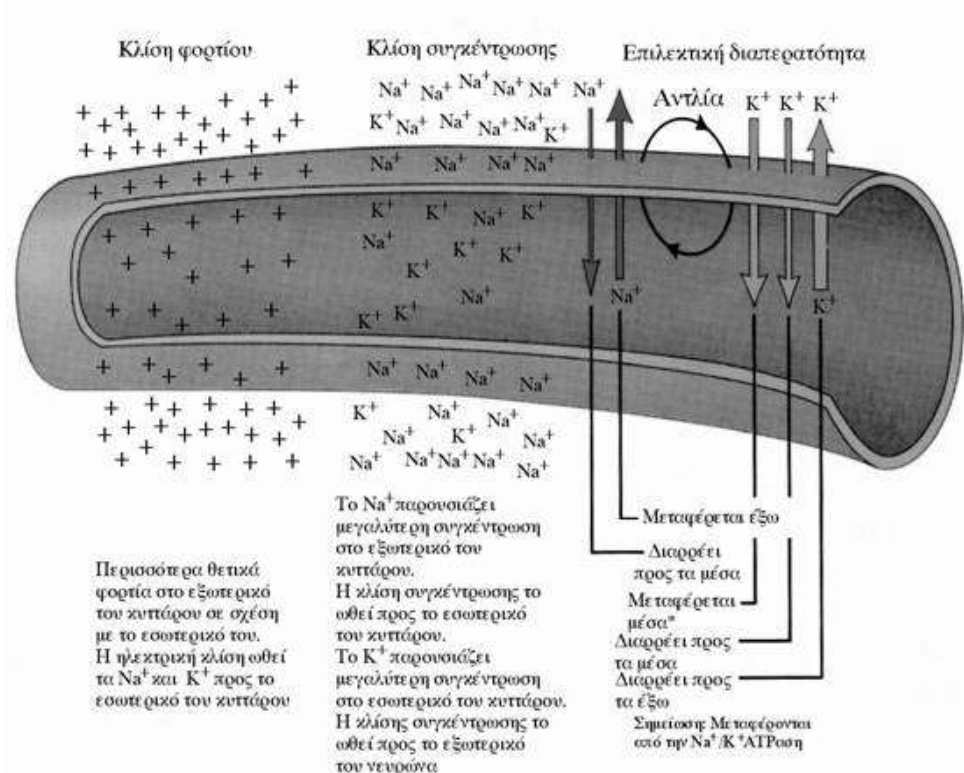
- **αισθητικοί νευρώνες**, οι οποίοι παρεμβαίνουν στην προσαγωγή διαβίβαση ερεθισμάτων από το περιβάλλον. Ο αισθητικός υποδοχέας είναι ο πρώτος νευρώνας σε κάθε αισθητική οδό.
- **κινητικοί νευρώνες**, οι οποίοι ελέγχουν τη δραστηριότητα των μυών και εμπλέκονται σε όλα τα είδη συμπεριφοράς, συμπεριλαμβανομένης και της ομιλίας. Σχηματίζουν συνάψεις με τις μυϊκές ίνες, μεταβιβάζοντας πληροφορίες από το ΚΝΣ τις οποίες μετατρέπουν σε μυϊκή δράση.
- οι **ενδονευρώνες** ή **συνδετικοί νευρώνες** παρεμβάλλονται ανάμεσα στους αισθητικούς και τους κινητικούς νευρώνες, μεταδίδοντας τις πληροφορίες από τους αισθητικούς στους κινητικούς νευρώνες. Τα κύτταρα αυτά αποτελούν και την πλειονότητα των κυττάρων στον ανθρώπινο εγκέφαλο.

1.2.3 Δυναμικό Μεμβράνης

Η μεμβράνη που περιβάλλει τους νευρώνες παρουσιάζει επιλεκτική διαπερατότητα ιόντων. Στην κατάσταση ισορροπίας, η κατάσταση του εσωκυττάρου χώρου σε ιόντα καλίου (K^+) και νατρίου (Na^+) διαφέρει από εκείνη του εξωκυττάρου. Ως εκ τούτου, η μεμβράνη εμφανίζει τη λεγόμενη «πόλωση», μία διαφορά δυναμικού (διαμεμβρανικό δυναμικό) περίπου ίση με $-70mV$, η οποία επιτρέπει τη διέλευση κυρίως ιόντων K^+ .

Η μεταβολή στην πόλωση της μεμβράνης ονομάζεται αποπόλωση και μπορεί να προκληθεί από συναπτικές επιδράσεις, οι οποίες ανοίγοντας τους ηλεκτρικούς διαύλους της μεμβράνης, αυξάνουν τη διαπερατότητά της σε ιόντα Na^+ . Η είσοδος των ιόντων αυτών στο κυτταρόπλασμα προκαλεί επιπλέον αποπόλωση στη μεμβράνη. Όταν το δυναμικό ξεπεράσει μία τιμή κατωφλίου, γίνεται άμεση αναστροφή της πολικότητας με αποτέλεσμα η τιμή του να γίνει περίπου ίση με $+40mV$. Η ιοντική διαπερατότητα της μεμβράνης

αποκαθίσταται σε πολύ μικρό χρονικό διάστημα (1-2ms), γεγονός που οφείλεται στον αυτοσυντηρούμενο μηχανισμό των διαύλων Na^+ και K^+ . Αυτή η παροδική αποπόλωση και επαναπόλωση καλείται Δυναμικό Δράσης (action potential).



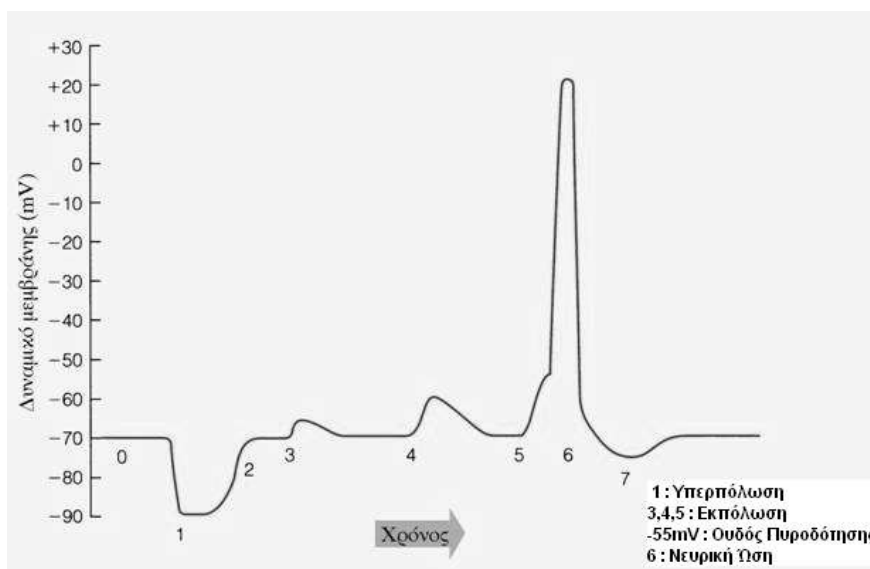
Σχήμα 5: Αντλία Ιόντων Na^+ - K^+ .

Το Δυναμικό Δράσης δημιουργείται στην αρχή του άξονα του νευρώνα, στην περιοχή που βρίσκεται κοντά στο σώμα, και άγεται κατά μήκος του άξονα. Όταν η διέγερση αυτή φτάσει στις απολήξεις του προσυναπτικού νευρώνα, προκαλεί την απελευθέρωση νευροδιαβιβαστών, οι οποίοι καταλήγουν στην μετασυναπτική μεμβράνη άλλου νευρικού κυττάρου. Το γεγονός αυτό προκαλεί μεταβολή της πόλωσης, δηλαδή μεταβολή του διαμεμβρανικού δυναμικού στον υποδοχέα της διέγερσης, η οποία ονομάζεται Μετασυναπτικό Δυναμικό (Post Synaptic Potential –PSP) [3].

1.2.4 Νευρική Ώση

Νευρική ώση ή διέγερση ονομάζεται η ηλεκτροχημική διαταραχή που δημιουργείται σε ένα νευρικό κύτταρο από ηλεκτρικά, χημικά ή μηχανικά ερεθίσματα και μεταφέρεται κατά μήκος του νευροάξονα.

Συνήθως ξεκινάει από το σώμα του νευρώνα και ταξιδεύει κατά μήκος του, κινούμενη προς μία κατεύθυνση. Όταν το διαμεμβρανικό δυναμικό στο σώμα του νευρώνα, όπως προκύπτει από το άθροισμα του συνόλου των ερεθισμών που φθάνουν από τους δενδρίτες, αλλάξει από την τιμή ηρεμίας και περάσει ένα κατώφλι της τάξης των -50mV , προκαλείται το Δυναμικό Δράσης. Τότε, ενεργοποιείται ο νευρώνας, γίνεται αποπόλωση της κυτταρικής μεμβράνης στην αρχή του άξονα και εμφανίζεται μία κορύφωση ως τα $+30\text{mV}$. Έπειτα, γίνεται επιστροφή στην αρχική κατάσταση. Αυτή η κρουστική ώση διαδίδεται ταχύτατα κατά μήκος του άξονα του νευρώνα, αναπαράγοντας τον κύκλο πόλωση – αποπόλωση – πόλωση.



Σχήμα 6: Δυναμικό Δράσης.

Τα δυναμικά δράσης στους περισσότερους νευρώνες διαρκούν περίπου 5 έως 10ms. Το νεύρο απαιτεί περί τα 2ms πριν την έναρξη νέου ερεθίσματος.

1.3 Το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

Η λειτουργία του Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (ΗΕΓ) στηρίζεται στην καταγραφή των διαφορών δυναμικού πάνω στην εξωτερική επιφάνεια του κρανίου, ως αποτέλεσμα της λειτουργίας του εγκεφάλου. Το όνομα Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα οφείλεται στον Γερμανό ψυχίατρο H.Berger, ο οποίος ήταν ο πρώτος που κατέγραψε το ηλεκτρικό πεδίο του ανθρώπινου εγκεφάλου, το 1924. Ένα σήμα ΗΕΓ αποτελεί τη μέτρηση των ρευμάτων που ρέουν κατά τη διάρκεια συναπτικών διεγέρσεων των δενδριτών που ανήκουν στους πυραμιδικούς νευρώνες του εγκεφαλικού φλοιού. Όταν ενεργοποιούνται οι εγκεφαλικοί νευρώνες, ανάμεσα στους δενδρίτες δημιουργούνται συναπτικά ρεύματα. Αυτό το ρεύμα

παράγει ένα μαγνητικό πεδίο, μετρήσιμο από συσκευές μέτρησης Ηλεκτρομυογραφήματος (ΗΜΓ) κι ένα δευτερεύον ηλεκτρικό πεδίο, μετρήσιμο από συστήματα ΗΕΓ.

Το ανθρώπινο κεφάλι αποτελείται από διαφορετικά στρώματα, συμπεριλαμβανομένου του τριχωτού της κεφαλής, του κρανίου και του εγκεφάλου και πολλά άλλα ενδιάμεσα λεπτά στρώματα. Το κρανίο εξασθενεί τα εγκεφαλικά σήματα σχεδόν εκατό φορές περισσότερο από τους μαλακούς ιστούς. Από την άλλη πλευρά, ο περισσότερος θόρυβος δημιουργείται είτε μέσα στον εγκέφαλο (εσωτερικός θόρυβος), είτε πάνω στο τριχωτό της κεφαλής (συστημικός ή εξωτερικός θόρυβος). Ως εκ τούτου, μόνο οι μεγάλοι πληθυσμοί ενεργών νευρώνων μπορούν να παράγουν δυναμικό μετρήσιμο από τα ηλεκτρόδια της κεφαλής. Επιπλέον, οι τιμές των μετρούμενων σημάτων κυμαίνονται από περίπου 1μV έως 100μV, γεγονός που καθιστά απαραίτητη την όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ενίσχυσή τους, καθώς και την πυκνότερη κάλυψη του κεφαλιού με απαγωγά ηλεκτρόδια [4].

1.3.1 Καταγραφή ΗΕΓ

Τα σύγχρονα συστήματα καταγραφής του ΗΕΓ είναι ηλεκτρονικά, μετατρέπουν τα ληφθέντα σήματα σε ψηφιακά και έχουν τη δυνατότητα να τα αποθηκεύσουν. Κατά κύριο λόγο αποτελούνται από έναν αριθμό ευαίσθητων ηλεκτροδίων, ένα σύνολο διαφορικών ενισχυτών (ένας για κάθε κανάλι) ακολουθούμενους από φίλτρα και έναν μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (Analogue-to-Digital Converter – ADC).

Η ψηφιοποίηση του αναλογικού σήματος του εγκεφάλου είναι απαραίτητη για την καλύτερη ανάλυσή του. Όπως είναι γνωστό, η διαδικασία μετατροπής ενός αναλογικού σήματος σε ψηφιακό προϋποθέτει τη δειγματοληψία, το κβαντισμό και την κωδικοποίηση του αρχικού σήματος.

Η μετατροπή του ΗΕΓ από αναλογικό σε ψηφιακό επιτυγχάνεται με τη χρήση πολυκαναλικών ADCs. Τα σήματα ΗΕΓ έχουν συχνότητες μέχρι τα 300Hz περίπου, ωστόσο το σύνολο της πληροφορίας που περιέχεται σε αυτά συγκεντρώνεται σε ένα εύρος ζώνης περί τα 100Hz. Έτσι, μία ελάχιστη συχνότητα των 200 δειγμάτων/sec, η οποία ικανοποιεί το θεώρημα του Nyquist, θεωρείται αρκετή για τη δειγματοληψία τους. Τα ηλεκτρονικά συστήματα καταγραφής του ΗΕΓ επιτρέπουν τη ρύθμιση παραμέτρων όπως η συχνότητα δειγματοληψίας και κάποια είναι εξοπλισμένα με εργαλεία επεξεργασίας του σήματος.

1.3.2 Τα Ηλεκτρόδια

Το σύστημα συλλογής των σημάτων του ΗΕΓ ξεκινάει από τα ηλεκτρόδια τα οποία τοποθετούνται στο ανθρώπινο κεφάλι. Τα ηλεκτρόδια είναι ειδικοί αισθητήρες, οι οποίοι μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων στο εσωτερικό του κεφαλιού σε ρεύμα ηλεκτρονίων. Το λαμβανόμενο ρεύμα, που αποτελεί και το αρχικό ηλεκτρικό σήμα για το σύστημα, προωθείται προς τα επόμενα στάδια επεξεργασίας. Η σωστή λειτουργία των ηλεκτροδίων θεωρείται αποφασιστικής σημασίας για την απόκτηση υψηλής ποιότητας δεδομένων. Υπάρχουν διάφοροι τύποι ηλεκτροδίων που χρησιμοποιούνται στα συστήματα καταγραφής του ΗΕΓ:

- αναλώσιμα
- επαναχρησιμοποιούμενα (από χρυσό, ασήμι, ανοξείδωτο ατσάλι ή κασίτερο)
- σκούφοι ηλεκτροδίων
- ηλεκτρόδια βελόνας.

Στα σημεία όπου θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια, αρχικά γίνεται σχολαστικός καθαρισμός του δέρματος με οινόπνευμα, έτσι ώστε να επιτευχθεί αντίσταση επαφής κάτω των 5kΩ. Επιπλέον το ηλεκτρόδιο εμποτίζεται με ειδική αγώγιμη γέλη, η οποία έχει το ρόλο ηλεκτρολύτη. Ως αποτέλεσμα της επαφής ηλεκτροδίου - ηλεκτρολύτη δημιουργείται κίνηση ιόντων μέχρι να επέλθει ισορροπία στις δύο πλευρές. Δημιουργούνται τελικά δύο φορτισμένα στρώματα, ένα στη μεταλλική επιφάνεια και ένα πάνω στις υγρές ουσίες γύρω από το ηλεκτρόδιο, εμφανίζοντας έτσι μια διαφορά δυναμικού, η οποία εμποδίζει τη συνέχιση της κίνησης των ιόντων, αλλά είναι ταυτόχρονα ευαίσθητη στις μεταβολές των συγκεντρώσεών τους. Όταν μέσα στον εγκέφαλο υπάρξει σήμα, δηλαδή ροή ιόντων, θα μεταβληθεί η ιοντική συγκέντρωση και κατ'επέκταση η διαφορά δυναμικού των στρωμάτων, άρα θα προκληθεί ροή ηλεκτρονίων από την πλευρά του αγώγιμου ηλεκτροδίου. Είναι επιθυμητό η τάση στη διεπαφή ηλεκτροδίου - ηλεκτρολύτη να επηρεάζεται μόνο από ιοντικά ρεύματα του εγκεφάλου και όχι από θερμοκρασιακές μεταβολές ή μηχανικές μετακινήσεις των ηλεκτροδίων. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται 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 (Cl⁻).



Σχήμα 7: Ηλεκτρόδιο με επαφή Ag/AgCl.

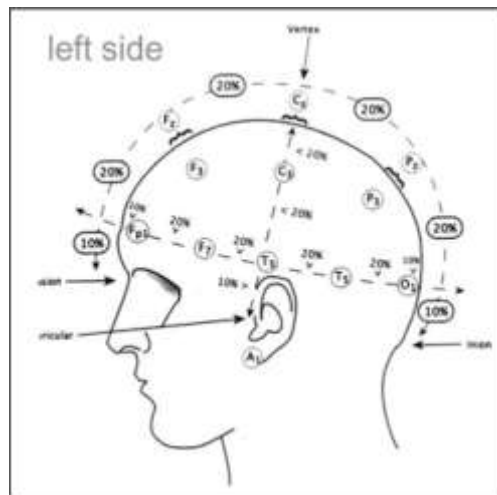
Η υψηλή αντίσταση ανάμεσα στο φλοιό του εγκεφάλου και στα ηλεκτρόδια, καθώς και ηλεκτρόδια με υψηλές τιμές αντίστασης μπορούν να οδηγήσουν σε αλλοίωση του σήματος ΗΕΓ. Για την αποφυγή αυτού, οι αντιστάσεις των ηλεκτροδίων πρέπει να διατηρούνται κάτω από 5kΩ.

1.3.2.1 Τοποθέτηση των Ηλεκτροδίων - Το Διεθνές Σύστημα 10-20

Αναφορικά με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο κεφάλι έχουν αναπτυχθεί διάφορα πρότυπα τα οποία χρησιμοποιούνται ευρέως από τους κλινικούς επιστήμονες. Το δημοφιλέστερο εξ αυτών είναι το Διεθνές Σύστημα 10-20 που προτάθηκε το 1958 από τον Jasper και υιοθετήθηκε από την Παγκόσμια Ομοσπονδία Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας και Κλινικής Νευροφυσιολογίας [5]. Το σύστημα πήρε την ονομασία 10-20 διότι:

- Η απόσταση ανάμεσα σε δύο ηλεκτρόδια ορίζεται ως το 20% της αποστάσης των δύο αυτιών.
- Η απόσταση από το αυτί ως το κοντινότερο προς αυτό ηλεκτρόδιό ορίζεται ως το 10% της αποστάσης των δύο αυτιών.

Κατ' αυτόν τον τρόπο οι θέσεις των ηλεκτροδίων προσαρμόζονται ανάλογα με τις διαστάσεις του κρανίου του εξεταζόμενου (Σχήμα 8) και ως εκ τούτου τα αποτελέσματα των διαφόρων εργαστηρίων και πειραμάτων καθίστανται συγκρίσιμα, αφού υπάρχει κοινή «γλώσσα» επικοινωνίας. Επιπλέον είναι εφικτό να υπάρχει κοινή ονοματολογία των ηλεκτροδίων.



Σχήμα 8: Θέσεις ηλεκτροδίων σύμφωνα με το σύστημα 10-20.

Η πρώτη έκδοση του προτύπου προέβλεπε 21 ηλεκτρόδια, εξαιρουμένων των ηλεκτροδίων στους λοβούς των αυτιών. Ωστόσο, ο φορμαλισμός του σχεδιασμού του επέτρεψε τη γενίκευση του σε μεγαλύτερο αριθμό ηλεκτροδίων. Τα επιπλέον ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε ίσες αποστάσεις ανάμεσα στα αρχικά προβλεπόμενα 21. Σε ορισμένες περιπτώσεις είναι δυνατή η χρήση ηλεκτροδίων για την καταγραφή κι άλλων ηλεκτροβιολογικών σημάτων όπως Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) από την καρδιά, Ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ) από τους μύες του προσώπου και Ηλεκτροφθαλμογράφημα (ΗΟΓ) από τα οπτικά νεύρα.

Σχετικά με την καταγραφή των σημάτων ΗΕΓ, δεδομένου ότι πρόκειται για διαφορά τάσης μεταξύ δύο ηλεκτροδίων, μπορεί να διαμορφωθεί με ποικίλους τρόπους:

- Διπολική: το κάθε κανάλι (δηλαδή η κάθε ληφθείσα κυματομορφή) προκύπτει από τη διαφορά τάσης μεταξύ δύο διπλανών ηλεκτροδίων.
- Αναφοράς: το κάθε κανάλι αναπαριστά τη διαφορά μεταξύ ενός συγκεκριμένου ηλεκτροδίου και του καθορισμένου ηλεκτροδίου αναφοράς. Δεν υπάρχει κανόνας για τη θέση στην οποία θα πρέπει να βρίσκεται το ηλεκτρόδιο αναφοράς, ωστόσο θα πρέπει να βρίσκεται σε διαφορετική τοποθεσία από τα ηλεκτρόδια εγγραφής. Συχνά προτιμώνται θέσεις κατά μήκος της επιμήκου σχισμής του φλοιού, καθώς έτσι δεν ενισχύονται διαφορές μεταξύ του δεξιού και του αριστερού ημισφαιρίου. Ένα άλλο δημοφιλές είδος αναφοράς είναι τα επονομαζόμενα linked-ears. Πρόκειται για το φυσικό ή μαθηματικό μέσο όρο των εγγραφών των ηλεκτροδίων που βρίσκονται τοποθετημένα στους δύο λοβούς των αυτιών.

- Μέσης Αναφοράς: υπολογίζεται ο μέσος όρος των εγγραφών όλων των ηλεκτροδίων και χρησιμοποιείται ως κοινή αναφορά για το κάθε κανάλι.
- Λαπλασιανή: το κάθε κανάλι αντιπροσωπεύει τη διαφορά τάσης μεταξύ ενός ηλεκτροδίου και του σταθμισμένου μέσου όρου των ηλεκτροδίων που βρίσκονται γύρω του.

1.3.3 Τεχνικές Αλλοιώσεις Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Υπάρχουν δύο κύριες κατηγορίες τεχνικών αλλοιώσεων που επηρεάζουν το ΗΕΓ και χωρίζονται σε αυτά που οφείλονται στον εξεταζόμενο και σε αυτά που εισάγονται από το σύστημα καταγραφής. Τα σχετιζόμενα με τον εξεταζόμενο, ή αλλιώς εσωτερικά σφάλματα, προέρχονται από τις κινήσεις του σώματος, τα σήματα ΗΜΓ, ΗΚΓ, ΗΟΓ και τον ιδρώτα. Από την άλλη μεριά, το ίδιο το σύστημα καταγραφής μπορεί να «μολύνει» το μετρούμενο σήμα λόγω παρεμβολής από το δίκτυο παροχής ηλεκτρικού ρεύματος, διακυμάνσεων στην τιμή της αντίστασης των ηλεκτροδίων, ηλεκτρικού θορύβου από τα ηλεκτρονικά μέρη της διάταξης και ατελειών στα καλώδια.

1.3.4 Προσαρμογή Σήματος Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Όπως έχει ήδη αναφερθεί τα δυναμικά που αναπτύσσονται στο επίπεδο των νευρώνων είναι ιδιαίτερα ασθενή. Λόγω των ιστών που παρεμβάλλονται ανάμεσα στον εγκεφαλικό φλοιό και τα ηλεκτρόδια καταγραφής (εγκεφαλονωτιαίο υγρό, μήνιγγες, οστά, δέρμα), τα δυναμικά που καταγράφονται είναι της τάξεως των μV. Συνεπώς, δεδομένου ότι εκτός των άλλων τα ηλεκτροεγκεφαλογραφικά σήματα συνοδεύονται από θόρυβο, καθίστανται απαραίτητα τόσο το φιλτράρισμά τους όσο κι η ενίσχυσή τους. Για το λόγο αυτό, κάθε ΗΕΓράφος διαθέτει τμήμα ενίσχυσης, το οποίο περιέχει και διατάξεις φιλτραρίσματος.

Η συνηθέστερη ενίσχυση είναι της τάξης του 10^5 και το συνεθέστερο είδος των χρησιμοποιούμενων ενισχυτών είναι οι διαφορικοί. Αυτό συμβαίνει γιατί οι διαφορικοί ενισχυτές παρουσιάζουν το πλεονέκτημα της απόρριψης του κοινού σήματος στην είσοδό τους. Ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος (Common Mode Rejection Ratio - CMRR) στους ενισχυτές που χρησιμοποιούνται στους ΗΕΓράφους είναι της τάξεως των 120db.

Τα φίλτρα που χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια της ενίσχυσης έχουν σκοπό τον περιορισμό των επιφορτίσεων τόσο προς τις χαμηλές όσο και προς τις υψηλές συχνότητες. Ο περιορισμός των πολύ χαμηλών συχνοτήτων αποβλέπει κυρίως στην απόρριψη παρασίτων που προκαλούνται από τη μεταβολή της αγωγιμότητας του δέρματος λόγω εφίδρωσης ή από την αναπνοή. Από την άλλη πλευρά, ο περιορισμός των υψηλών συχνοτήτων έχει ως κύριο σκοπό την απόρριψη ηλεκτρομυογραφικών παρασίτων που εμφανίζονται, με συχνότητες 35-70Hz. Τέλος, υπάρχει ένα φίλτρο για την αποκοπή της συχνότητας του ρεύματος του ηλεκτρικού δικτύου, η οποία στην Ελλάδα είναι τα 50Hz.

Στη συνέχεια, τα αναλογικά σήματα που λαμβάνονται οδηγούνται μέσω μίας συσκευής πολυπλεξίας στον μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D converter), όπου τα ψηφιακά πλέον σήματα καταμετρώνται σε ηλεκτρονικό βολτόμετρο. Κατόπιν, ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής λαμβάνει τα ψηφιακά δεδομένα των μετρήσεων, οπότε υπάρχει η δυνατότητα για ψηφιακή επεξεργασία και απεικόνιση του σήματος, είτε κατά τη διάρκεια των μετρήσεων, είτε σε υστερότερο χρόνο, εφόσον αποθηκευτεί το σήμα στο δίσκο του υπολογιστή.

Τελειώνοντας θα πρέπει να τονίσουμε ότι για τη σωστή λειτουργία κάθε συσκευής ΗΕΓ όπου τα μετρούμενα σήματα είναι της τάξεως των μV , η γείωση όλων των τμημάτων του συστήματος θα πρέπει να είναι κοινή για να μην δημιουργούνται βρόχοι μεταξύ διαφορετικών γειώσεων που εισάγουν σφάλματα.

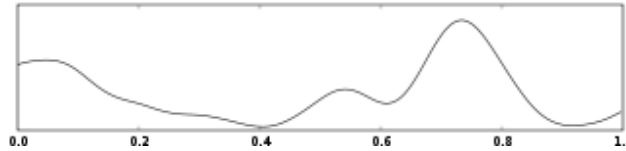
1.3.5 Χαρακτηριστικά Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος

Το ΗΕΓ περιγράφεται από ρυθμική δραστηριότητα και παροδικά μη-ρυθμικά φαινόμενα. Η ρυθμική δραστηριότητα χωρίζεται σε ζώνες ανάλογα με τη συχνότητα και η κάθε ζώνη πήρε την ονομασία της εξαιτίας είτε συγκεκριμένης κατανομής της δραστηριότητας στο κρανίο, είτε συγκεκριμένης βιολογικής σημασίας της. Οι ζώνες αυτές αναφέρονται κι ως ρυθμοί του ΗΕΓ.

Το φάσμα συχνοτήτων του ΗΕΓ κυμαίνεται από τιμές λίγο μικρότερες του 1Hz ως μερικές δεκάδες Hz και μπορεί να διαιρεθεί σε πέντε βασικές περιοχές συχνοτήτων:

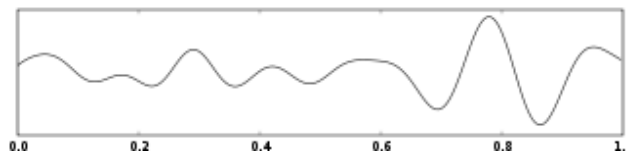
- Δέλτα – ονομάζονται τα κύματα με συχνότητες έως 3Hz. Τείνουν να έχουν τα μεγαλύτερα πλάτη, αλλά και τις μικρότερες ταχύτητες. Συνήθως εμφανίζονται στους

ενήλικες κατά τη διάρκεια του ύπνου, ενώ στα νεογνά θεωρούνται φυσιολογική εγκεφαλική δραστηριότητα. Η εμφάνισή τους σε ενήλικες σε περιπτώσεις εκτός από τον ύπνο, συνήθως είναι σημάδι εκδορών στον εγκεφαλικό φλοιό, ή γενικότερων εγκεφαλοπαθειών.



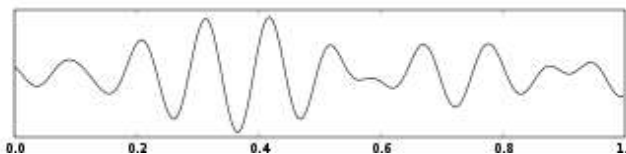
Σχήμα 9: Ένα δευτερόλεπτο δραστηριότητας ρυθμού Δέλτα.

- Θήτα – κύματα που παρουσιάζονται στις συχνότητες μεταξύ 3-7Hz. Εμφανίζονται συνήθως σε νεαρά παιδιά, ενώ στους ενήλικες μεγάλη δραστηριότητα στην περιοχή θήτα συγκριτικά με την ηλικία είναι σημάδι μη φυσιολογικής δραστηριότητας. Παρόλα αυτά, ο ρυθμός θήτα έχει συνδυαστεί πολλές φορές με καταστάσεις βαθιάς χαλάρωσης και διαλογισμού.



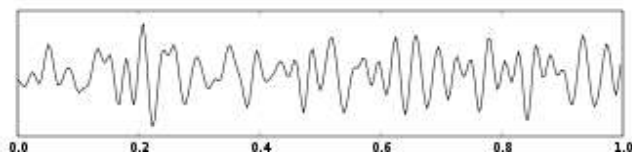
Σχήμα 10: Ένα δευτερόλεπτο δραστηριότητας ρυθμού Θήτα.

- Άλφα – κύματα που βρίσκονται στο εύρος συχνοτήτων μεταξύ 8 και 12Hz. Παρουσιάζονται στα οπίσθια μέρη και των δύο ημισφαιρίων του εγκεφάλου, με μεγαλύτερο πλάτος στην κυρίαρχη πλευρά. Σχετίζονται με το κλείσιμο των ματιών ή τη χαλάρωση, ενώ φθίνουν ή μηδενίζονται κατά τις πνευματικές διεργασίες. Θεωρείται μη φυσιολογικό όταν το ΗΕΓ παρουσιάζει διάχυτη Άλφα δραστηριότητα, η οποία δεν ανταποκρίνεται στα εξωτερικά ερεθίσματα.



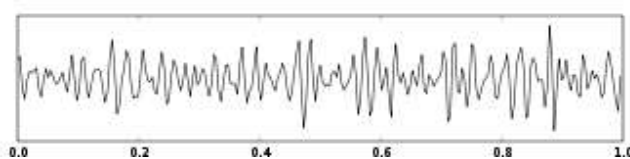
Σχήμα 11: Ένα δευτερόλεπτο δραστηριότητας ρυθμού Άλφα.

- Βήτα – κύματα που συναντώνται στο εύρος συχνοτήτων από 12 έως 30Hz. Παρουσιάζονται συνήθως και στις δύο πλευρές του εγκεφάλου με συμμετρική κατανομή και είναι πιο έντονα στο εμπρόσθιο τμήμα. Κύματα Βήτα μικρού πλάτους και πολλαπλών συχνοτήτων σχετίζονται με αγχωτική σκέψη και ενεργή συγκέντρωση. Είναι κατά συνέπεια ο κύριος ρυθμός που απαντάται σε πνευματικά ενεργούς ασθενείς.



Σχήμα 12: Ένα δευτερόλεπτο δραστηριότητας ρυθμού Βήτα.

- Γάμα – κύματα που βρίσκονται σε συχνότητες 26-100Hz. Λόγω της λειτουργίας του κρανίου και του δέρματος ως φίλτρα, αυτή η δραστηριότητα μπορεί να παρατηρηθεί μόνο μέσω ΗΟΓ. Ο ρυθμός γάμα θεωρείται ότι αναπαριστά τη σύνδεση διαφορετικών πληθυσμών νευρώνων σε ένα κοινό δίκτυο για την εκτέλεση μιας συγκεκριμένης κινητικής ή γνωστικής λειτουργίας.



Σχήμα 13: Ένα δευτερόλεπτο δραστηριότητας ρυθμού Γάμα.

Στον πίνακα που ακολουθεί συνοψίζονται το φασματικό περιεχόμενο και τα πλάτη των κυριότερων ρυθμών του ΗΕΓ. Σημειώνεται ότι τα όρια κάθε περιοχής δεν είναι αυστηρά καθορισμένα.

Ρυθμός	Περιοχή Συχνοτήτων	Πλάτος
Δέλτα	0.5-3.5 Hz	Εως 100-200 μV
Θήτα	4-7.5 Hz	< 30 μV
Άλφα	8-12 Hz	30-50 μV
Αργός Βήτα	13-19 Hz	< 20 μV
Ταχύς Βήτα	20-30 Hz	< 20 μV
Γάμα	30-100 Hz	< 20 μV

Πίνακας 2: Οι κυριότεροι ρυθμοί του ΗΕΓ.

1.3.6 Προκλητά Δυναμικά

Τα Προκλητά Δυναμικά (Π.Δ.) είναι τα σήματα του εγκεφάλου που δημιουργούνται ως άμεση ανταπόκριση σε αισθητηριακά, συναισθηματικά ή γνωστικά ερεθίσματα. Η έκλυση τους οφείλεται στη χορήγηση είτε κάποιου εξωτερικού ερεθίσματος στο άτομο, είτε στην έναρξη μιας νέας γνωστικής διαδικασίας. Τα Π.Δ. διαχωρίστηκαν αρχικά σε εξωγενή και ενδογενή. Ως εξωγενή ή αισθητηριακά προκλητά δυναμικά ορίζονται εκείνα των οποίων η

έκλυση επηρεάζεται από τα φυσικά χαρακτηριστικά (συχνότητα, ένταση, τύπος) του ερεθίσματος που χορηγείται. Αντίθετα, ως ενδογενή χαρακτηρίζονται αυτά που επηρεάζονται από την ψυχολογική κατάσταση του ατόμου στο οποίο χορηγείται το ερέθισμα ή από τις γνωστικές λειτουργίες που κινητοποιεί η έναρξη ή η χορήγηση του ερεθίσματος [6]. Πρόκειται για σήματα τα οποία παρατηρούνται σε συγκεκριμένα και διακριτά χρονικά διαστήματα, με πολύ μικρή διάρκεια, της τάξης των ms, ενώ το πλάτος τους κυμαίνεται από 1-30μV.

1.3.6.1 Συστήματα Ταξινόμησης

Οι διάφοροι τύποι ταξινόμησης που έχουν προταθεί έως τώρα [7] για τα προκλητά δυναμικά βασίζονται α) στον τύπο του ερεθίσματος που χορηγείται, β) στη σειρά εμφάνισης, γ) στο χρόνο εμφάνισης των κυματομορφών, δ) στην πολικότητα των κυματομορφών, ε) στις ανατομικές περιοχές από τις οποίες προέρχονται τα συγκεκριμένα δυναμικά ή στις δομές από τις οποίες προέρχεται η καταγραφή τους, και στ) στην ιδιότητά τους να κινητοποιούν ψυχολογικούς μηχανισμούς ή όχι.

- Ταξινόμηση με βάση τον τύπο του ερεθίσματος

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

- Οπτικά Π.Δ. – προκαλούνται από ερεθίσματα που σχετίζονται με την όραση, όπως η εμφάνιση εικόνων, λάμπεις, αλλαγές χρωμάτων κλπ.
- Ακουστικά Π.Δ. – προκαλούνται από ερεθίσματα που σχετίζονται με την ακοή, όπως εκφώνηση λέξεων, κρότοι, εναλλαγή ήχων διαφορετικών συχνοτήτων, έντασης και διάρκειας.
- Σωματοαισθητικά Π.Δ. – προκαλούνται από μικρής διάρκειας και έντασης ηλεκτρικά ρεύματα που ερεθίζουν κάποια συγκεκριμένα νεύρα.

- Ταξινόμηση με βάση τη σειρά εμφάνισης

Ο συγκεκριμένος τύπος ταξινόμησης βασίζεται στη σειρά με την οποία εμφανίζονται οι κυματομορφές. Πρόκειται για μία θεωρητική προσέγγιση σύμφωνα με την οποία, η μελέτη των Π.Δ. εστιάζει σε μια σειρά θετικών και αρνητικών επαρμάτων που εμφανίζονται όταν το άτομο προσπαθεί να ανιχνεύσει το ερέθισμα – στόχο. Για το διαχωρισμό τους προτάθηκε

μία ιεραρχική σειρά ονοματολογίας των κυματομορφών, όπως P1, N1a, N1b, N1c, Nd, PN1, MMN, P2a, P2b, N2a, N2b, P300a, P300b, O, E, RP, BSP [8]. Σημειώνεται ότι στις παραπάνω ονομασίες το N δηλώνει αρνητική κορύφωση, ενώ το P θετική κορύφωση.

- Ταξινόμηση με βάση το χρόνο εμφάνισης

Σύμφωνα με αυτόν τον τύπο ταξινόμησης [6][9] τα Π.Δ. διαχωρίζονται σε:

- Βραχέος λανθάνοντος χρόνου απόκρισης (Slow Latency Responses - SLR), τα οποία εμφανίζονται στα <30ms μετά την χορήγηση του ερεθίσματος [9].
- Διάμεσου λανθάνοντος χρόνου απόκρισης (Middle Latency Responses - MLR), τα οποία εμφανίζονται στα 30-75ms [10].
- Παρατεταμένου λανθάνοντος χρόνου απόκρισης (Late or Long Latency Evoked Responses - LLR), τα οποία εμφανίζονται στα 75-80ms [11].

- Ταξινόμηση με βάση την πολικότητα

Αυτός ο τύπος ταξινόμησης αποτελεί ίσως την πιο συνηθισμένη μορφή κατηγοριοποίησης των κυματομορφών που καταγράφουμε. Οι κυματομορφές ταξινομούνται με βάση την πολικότητά τους και τον μέσο λανθάνοντα χρόνο της μέγιστης τιμής τους [12][13]

- Ταξινόμηση με βάση την ανατομική περιοχή

Η κατηγοριοποίηση των Π.Δ. σε δυναμικά κοντινού (near-field) και μακρινού (far-field) πεδίου [14] συνδέεται άμεσα με την ανατομική περιοχή που θεωρείται υπεύθυνη για την έκλυση συγκεκριμένων κυματομορφών, καθώς και με τις ομάδες νευρώνων που θεωρούνται υπεύθυνοι τόσο για την γένεση όσο και για την έκλυση συγκεκριμένων δυναμικών. Η ονομασία κοντινού και μακρινού πεδίου προέρχεται από την περιοχή που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια καταγραφής [12][15].

- Ταξινόμηση με βάση την ιδιότητα κινητοποίησης ψυχολογικών μηχανισμών

Η ταξινόμηση αυτή δημιουργεί δύο κατηγορίες Π.Δ., τα εξωγενή και τα ενδογενή και βασίζεται στη σχέση μεταξύ χορηγούμενου ερεθίσματος και απάντησης του ατόμου. Τα προκλητά δυναμικά βραχείας και μέσης χρονικής διάρκειας θεωρούνται εξωγενή προκλητά δυναμικά, γιατί η έκλυσή τους εξαρτάται από τα φυσικά χαρακτηριστικά του ερεθίσματος. Αντίθετα, η έκλυση των ενδογενών προκλητών δυναμικών δεν εξαρτάται τόσο από τα φυσικά χαρακτηριστικά του ερεθίσματος, αλλά από την διέγερση του συστήματος των

γνωστικών λειτουργιών του ατόμου, ή το επίπεδο προσδοκίας ή άγχους κατά την χρονική διάρκεια ερμηνείας ή αναγνώρισης του πλαισίου μέσα στο οποίο χορηγείται ένα ερέθισμα.

1.3.6.2 Ακουστικά Π.Δ.

Για τα ακουστικά Π.Δ., τα οποία θα αποτελέσουν το αντικείμενο της παρούσας διατριβής, ο χαρακτηρισμός κι ο διαχωρισμός των κυματομορφών έχει ως εξής:

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

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, στις παραπάνω κυματομορφές το N δηλώνει αρνητική κορύφωση, το P θετική κορύφωση κι ο δείκτης τον λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης της κυματομορφής σε ms. Η εμφάνιση κάθε κυματομορφής σχετίζεται με διαφορετικές εγκεφαλικές διεργασίες:

- P50 – θεωρείται δείκτης των πρώιμων πτυχών προσοχής και περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο από 20-80msec μετά το ερέθισμα.
- N100 – πρόκειται για την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 90-150ms μετά την παρουσίαση του ερεθίσματος. Υποδηλώνει φαινόμενα κινητοποίησης προσοχής. Ο λανθάνων χρόνος αντικατοπτρίζει την ταχύτητα κινητοποίησης της προσοχής, ενώ το μέγιστο πλάτος την ικανότητα ή χωρητικότητα της προσοχής.
- P200 – περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στα 140-250ms μετά το ερέθισμα. Αποτελεί μέτρο της επικέντρωσης της προσοχής του ατόμου.
- N200 – περιγράφει την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στα 180-300ms μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τις επιδόσεις των νευρωνικών κυκλωμάτων που υπόκεινται στο φαινόμενο της αντίδρασης του προσανατολισμού σε επίπεδο ΚΝΣ.
- P300 – περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στα 220-500ms μετά το ερέθισμα. Αντανακλά τη νευρωνική δραστηριότητα η οποία

υπόκειται των διεργασιών που συναρτώνται με τον επιμερισμό προσοχής για την κινητοποίηση των προγραμμάτων δράσης. Ο λανθάνων χρόνος εμφάνισής του φαίνεται να αντιστοιχεί στο χρονικό διάστημα που χρειάζεται ο εξεταζόμενος για να πάρει μια απόφαση για το ερέθισμα [16].

- N400 – πρόκειται για την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού η οποία λαμβάνει χώρα στα 280-500ms μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τη λειτουργία των νευρωνικών κυκλωμάτων που υπηρετούν και εκφράζουν την ‘συντακτική’ διάσταση της εκάστοτε απάντησης του ΚΝΣ. Συμβάλλει στην εξέταση μηχανισμών που σχετίζονται με τη γλώσσα και το εννοιολογικό – συντακτικό της περιεχόμενο.
- P600 – περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 500-800ms μετά το ερέθισμα. Έχει καθιερωθεί ως δείκτης συγχρονισμού σημαντικών και συντακτικών διαστάσεων της απάντησης.

1.4 Επεξεργασία Σημάτων ΗΕΓ και Π.Δ.

Ένα από τα σημαντικά προβλήματα κατά την διαδικασία καταγραφής ΗΕΓ είναι ότι τα σήματα είναι ιδιαίτερα ασθενή (της τάξης μV) οπότε καθίσταται προβληματική η καταγραφή τους παρουσία θορύβου. Όπως έχει ήδη αναλυθεί, οι κυριότερες πηγές θορύβου είναι οι συσκευές ή τα μηχανήματα του περιβάλλοντος χώρου (τεχνητός θόρυβος), αλλά και ο ίδιος ο ασθενής μέσω ακούσιων κινήσεων κατά την διάρκεια της εξέτασης.

Επιπλέον των ανωτέρω περιορισμών, η καταγραφή των Π.Δ. παρουσιάζει κι άλλους:

- το πλάτος του ΗΕΓ είναι μεγαλύτερο από το πλάτος των Π.Δ. Από την άλλη πλευρά, κατά την καταγραφή των εγκεφαλικών σημάτων, το σήμα που λαμβάνεται δεν είναι μόνο αυτό που σχετίζεται με την αντίδραση του εγκεφάλου στο ερέθισμα, αλλά επιπλέον καταγράφονται και τα σήματα του εγκεφάλου τα οποία είναι απαραίτητα για την λειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού. Τα σήματα αυτά (θόρυβος) παρεμβάλλουν στο επιθυμητό σήμα (ηλεκτρικό σήμα που παράγεται ως απόκριση σε συγκεκριμένο ερέθισμα). Τις περισσότερες φορές ο θόρυβος είναι ισχυρότερος του επιθυμητού σήματος, οπότε γίνεται προβληματική η μέτρηση των Π.Δ. [4].
- η κατάσταση του εξεταζόμενου: υπάρχει το ενδεχόμενο της εξοικείωσης ή της προσαρμογής του εξεταζόμενου με τα ερεθίσματα, γεγονός που καθιστά ανακριβή την καταγραφή τους. Επίσης, η πάροδος του χρόνου είναι δυνατό να επιφέρει κούραση ή

ακόμη απώλεια συγκέντρωσης στον εξεταζόμενο, επηρεάζοντας τα Π.Δ. στην ένταση και στο χρόνο.

1.4.1 Αποθορυβοποίηση σημάτων ΗΕΓ και Π.Δ.

Διάφορες μέθοδοι έχουν εφαρμοστεί για την αποθορυβοποίηση των σημάτων του εγκεφάλου με πρωταρχική τη διεξαγωγή των μετρήσεων εντός ενός ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένου δωματίου (κλωβός Faraday). Με τον τρόπο αυτό μειώνεται ο τεχνητός θόρυβος καθώς «εξουδετερώνονται» τα εξωτερικά ηλεκτρομαγνητικά πεδία, δηλαδή τα πεδία δημιουργούμενα από ηλεκτροκινητήρες, γραμμές μεταφοράς ηλεκτρικής ενέργειας, κινητά τηλέφωνα, κ.α.

Το πρόβλημα του μικρού πλάτους των σημάτων του εγκεφάλου αντιμετωπίζεται με τη χρήση ενισχυτών μεγάλης ευαισθησίας στις διατάξεις λήψης των σημάτων.

Σε ό,τι αφορά τους οφειλόμενους στον ίδιο τον εξεταζόμενο περιορισμούς, καθίσταται αναγκαίος ο καθορισμός ενός μέγιστου αριθμού επαναλήψεων πέραν του οποίου οι μετρήσεις θα θεωρούνται αναξιόπιστες. Επιπλέον, απαραίτητος είναι και ο τακτικός έλεγχος της κατάστασης του εξεταζόμενου κατά την διάρκεια της διαδικασίας καταγραφής. Τέλος, αρκετές φορές απαιτείται απεριόριστος χρονισμός αλληπαλλήλων πειραμάτων ώστε να αποφεύγεται η εξοικείωση με τα ερεθίσματα.

Σχετικά με την αποθορυβοποίηση του ληφθέντος σήματος είναι πολύ διαδεδομένη η τεχνική της εξαγωγής του μέσου όρου [17]. Το πείραμα επαναλαμβάνεται πολλές φορές και το σήμα που λαμβάνεται τελικά είναι ο μέσος όρος των σημάτων των επιμέρους μετρήσεων. Συγκεκριμένα, έστω ότι $R_i(t)$ είναι το μετρούμενο σήμα κατά την διάρκεια της επανάληψης i . Το σήμα αυτό θεωρείται ότι αποτελείται από το επιθυμητό σήμα $S_i(t)$ και τον θόρυβο $N_i(t)$ που αντιπροσωπεύει τα σήματα του εξελισσόμενου ΗΕΓ, τα οποία είναι άσχετα με το εκλυτικό ερέθισμα της διαδικασίας:

$$R_i(t) = S_i(t) + N_i(t), \quad i = 1, \dots, M$$

όπου M είναι ο αριθμός των επαναλήψεων.

Ο μέσος όρος των λαμβανόμενων σημάτων θα είναι:

$$E\{R_i(t)\} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M R_i(t) = \frac{1}{M} \left(\sum_{i=1}^M S_i(t) + \sum_{i=1}^M N_i(t) \right)$$

Το επιθυμητό σήμα $S_i(t)$ το οποίο προέρχεται από το εκλυτικό ερέθισμα έχει περίπου τα ίδια χαρακτηριστικά σε κάθε επανάληψη. Αντίθετα, ο θόρυβος $N_i(t)$ είναι τυχαία διαδικασία με μηδενικό μέσο όρο (λευκός θόρυβος). Έτσι προκύπτει:

$$E\{R_i(t)\} = \frac{1}{M} \left(\sum_{i=1}^M S_i(t) + \sum_{i=1}^M N_i(t) \right) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M S_i(t) + 0 = \frac{1}{M} M S_i(t) \Rightarrow$$

$$E\{R_i(t)\} = S_i(t)$$

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

1.5 Βιολογικά Αποτελέσματα της Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας

Οι επιδράσεις των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων στους ζωντανούς ιστούς και ο τρόπος με τον οποίο προκαλούνται αποτελεί ακόμη αντικείμενο έρευνας. Σε αυτό το πλαίσιο, οι βιολογικές επιδράσεις της Η/Μ ακτινοβολίας διακρίνονται σε θερμικές και μη θερμικές.

Θερμικός μηχανισμός είναι αυτός που προκαλεί κάποια βιολογική επίδραση, η οποία οφείλεται σε μετρήσιμη αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών που ακτινοβολούνται (μεγαλύτερη από $0,1^\circ\text{C}$). Παρατηρήσιμη αύξηση της θερμοκρασίας προκαλείται από πυκνότητες ισχύος άνω του 1 mW/cm^2 .

Μη θερμικός μηχανισμός είναι αυτός που προκαλεί κάποια βιολογική επίδραση χωρίς μετρήσιμη αύξηση της θερμοκρασίας ($<0,1^\circ\text{C}$), προκαλείται δε σε πολύ μικρές πυκνότητες ισχύος της τάξεως των $\mu\text{W/cm}^2$.

1.5.1 Θερμικά Αποτελέσματα

Σύμφωνα με τη γενικά παραδεκτή άποψη για την επίδραση της υψηλής συχνότητας ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων με τους βιολογικούς οργανισμούς, η παρουσία του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου αυξάνει την κινητική ενέργεια κυρίως των μορίων H₂O με αποτέλεσμα τη μεταφορά ενέργειας από τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα στους ιστούς των βιολογικών οργανισμών. Εξαιτίας της αλληλεπίδρασης αυτής παρουσιάζεται αύξηση της θερμοκρασίας είτε τοπικά ή ακόμη σε όλο το ανθρώπινο σώμα.

Ο θερμικός χαρακτήρας της βιολογικής επίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας επιβεβαιώνεται στην πράξη από ιατρικές εφαρμογές που έχουν ήδη αναπτυχθεί, όπως η διαθερμία και η μικροκυματική υπερθερμία [18][19]. Η αύξηση της θερμοκρασίας μέσα στους βιολογικούς οργανισμούς είναι μια διαδικασία που πραγματοποιείται σε δυο στάδια, όπως περιγράφεται στη συνέχεια:

➤ Απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ισχύος από τους βιολογικούς ιστούς

Μεγάλη σημασία για τη μελέτη των βιολογικών επιδράσεων της Η/Μ ακτινοβολίας έχει ο ποσοτικός προσδιορισμός της ενέργειας που απορροφάται από τους ζωντανούς οργανισμούς. Έτσι έχει ορισθεί το μέγεθος του Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης ή όπως διεθνώς έχει καθιερωθεί SAR (Specific Absorption Rate) που αποτελεί το σημαντικότερο μέτρο για την ποσοτικοποίηση των βιολογικών αποτελεσμάτων των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων. Ο SAR εκφράζει την απορρόφηση ισχύος ανά μονάδα μάζας ιστού (W/Kg), και υπολογίζεται από τη σχέση:

$$SAR = \frac{\sigma E^2 mWatts}{\rho Kg}$$

σ: η ειδική ηλεκτρική αγωγιμότητα του βιολογικού ιστού (Si/m) σε συγκεκριμένη συχνότητα,

ρ: η πυκνότητα του βιολογικού ιστού (Kg/m³) και

E: είναι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου μέσα στον ιστό (V/m).

Η τιμή του SAR εξαρτάται από τους εξής παράγοντες:

- τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας (συχνότητα, πόλωση, ένταση, συνεχές ή παλμικό κύμα),

- τα χαρακτηριστικά του βιολογικού αντικειμένου (ηλεκτρικές ιδιότητες, μέγεθος και σχήμα, πυκνότητα, ειδική αγωγιμότητα, διηλεκτρική σταθερά),
- την απόσταση μεταξύ της πηγής εκπομπής της ακτινοβολίας και του βιολογικού αντικειμένου (κοντινό ή μακρινό πεδίο) [20] [21], το λόγο του ύψους του σώματος και του μήκους κύματος της ακτινοβολίας και
- τις ιδιότητες του περιβάλλοντα χώρου.

➤ Θερμική αντίδραση των βιολογικών ιστών

Η απορρόφηση ισχύος έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση της θερμοκρασίας μέσα στους ιστούς. Η μεταβολή της θερμοκρασιακής κατανομής στους βιολογικούς ιστούς είναι συνάρτηση της αιματικής ροής και των δυνατοτήτων των θερμορρυθμιστικών μηχανισμών του σώματος. Έτσι το τελικό αποτέλεσμα εξαρτάται και από τον οργανισμό, εκτός από τα χαρακτηριστικά της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.

1.5.2 Μη Θερμικά Αποτελέσματα

Εκτός από τον κύριο μηχανισμό θερμικής αλληλεπίδρασης της Η/Μ ακτινοβολίας με τους βιολογικούς οργανισμούς υπάρχουν ενδείξεις και για την ύπαρξη μη θερμικών μηχανισμών. Συγκεκριμένα, υπάρχουν βιολογικές επιδράσεις όπου είτε δεν παρατηρήθηκε μετρήσιμη αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών, είτε μετρήθηκε μεν αύξηση της θερμοκρασίας κατά την ακτινοβολήση, όταν όμως η ίδια αύξηση έγινε με συμβατικά μέσα (δηλ. θερμό αέρα) δεν παρατηρήθηκε καμία επίδραση.

Σύμφωνα με ερευνητές ο μη θερμικός μηχανισμός μπορεί να εξαρτάται από τη σχέση της συχνότητας της ακτινοβολίας με τη συχνότητα που εκπέμπει ένας βιολογικός ιστός (π.χ. ο εγκέφαλος) [22] [23].

1.6 Ερευνητικά Αποτελέσματα

Κατά τα τελευταία πενήντα χρόνια έχουν ερευνηθεί εκτενώς οι βιολογικές επιπτώσεις της Η/Μ ακτινοβολίας και οι θερμικοί της μηχανισμοί και είναι γεγονός ότι πολλές από τις έρευνες κατέληξαν σε αντιφατικά αποτελέσματα [24], ωστόσο μόλις τα τελευταία χρόνια διενεργήθηκαν μελέτες σχετικές με τα μη θερμικά αποτελέσματα της ηλεκτρομαγνητικής

ακτινοβολίας και τις επιπτώσεις της στη δραστηριότητα του ανθρώπινου εγκεφάλου. Από αυτές, η συντριπτική πλειονότητα ασχολείται με τα βιολογικά αποτελέσματα της ακτινοβολίας που προέρχεται από τα κινητά τηλέφωνα, ενώ οι επιδράσεις των άλλων μορφών Η/Μ ακτινοβολίας, που κάνουν ολοένα και πιο δυναμική είσοδο στην καθημερινότητα των ανθρώπων, δεν έχουν μελετηθεί επαρκώς.

1.6.1 Επιδράσεις της χρήσης κινητού τηλεφώνου στον άνθρωπο

1.6.1.1 Γενικές Βιολογικές Επιδράσεις

Αναφορές για μείωση της αρτηριακής πίεσης μετά τη χρήση κινητού τηλεφώνου που είχαν δημοσιευθεί αρχικά, δεν έχουν επαληθευθεί [25][26]. Οι μόνες συνέπειες στις καρδιαγγειακές λειτουργίες που έχουν παρουσιάσθει επανειλημμένα είναι αυξημένη ροή αίματος στο εξωτερικό μέρος του αυτιού [27][28]. Τοπικές αυξήσεις της θερμοκρασίας κατά τη διάρκεια της έκθεσης στην ακτινοβολία του κινητού τηλεφώνου που έχουν αναφερθεί [29][30], πιθανόν να σχετίζονται με αγγειοδιαστολή που προκαλείται από τη θερμότητα της συσκευής και της μπαταρίας.

Επιπλέον, έχουν εκπονηθεί διάφορες επιδημιολογικές μελέτες σχετικές με τη δυσμενή έκβαση της εγκυμοσύνης μετά από έκθεση σε RF πεδία [31][32][33]. Οι παράμετροι που μελετήθηκαν περιλαμβάνουν αποβολές, το βάρος του νεογέννητου, την αναλογία των δύο φύλων, καθώς και συγγενείς δυσπλασίες. Αν και έχουν αναφερθεί κάποιες επιδράσεις, ωστόσο δεν υπάρχει κάποια δυσμορφία συγκεκριμένου είδους ή άλλη δυσμενή έκβαση που να παρατηρήθηκε σταθερά. Αρκετές από τις μελέτες έχουν περιορισμένη στατιστική ισχύ, ιδίως αυτές που αφορούν στις σπάνιες παραμορφώσεις, και υπάρχει πιθανότητα για συστηματικό σφάλμα ανάκλησης. Σε κάθε περίπτωση, τα διαθέσιμα αποτελέσματα δεν επιτρέπουν οριστικά συμπεράσματα.

1.6.1.2 Επιδράσεις στο Νευρικό Σύστημα

Λόγω της εγγύτητας των κινητών τηλεφώνων στο κεφάλι κατά τη χρήση τους, ποικίλλες ανησυχίες εκφράστηκαν σχετικά με τις πιθανές τοξικές επιδράσεις της RF ακτινοβολίας στο κεντρικό νευρικό σύστημα. Για το λόγο αυτό, διάφορες μελέτες έχουν δημοσιευθεί σχετικά

με τις νευρολογικές επιδράσεις της ακτινοβολίας που εκπέμπεται από τα κινητά τηλέφωνα. Οι πιο συχνά αναφερόμενες επιπτώσεις είναι οι κεφαλγίες, οι διαταραχές στον ύπνο και τα προβλήματα συγκέντρωσης. Ωστόσο, τα αποτελέσματα τους είναι συχνά αντικρουόμενα και στο μεγαλύτερο ποσοστό τους δεν έχουν καταφέρει να αποδείξουν ότι υπάρχει συσχέτιση ανάμεσα στην έκθεση στην ακτινοβολία και στην εκάστοτε επίπτωση.

Στον πίνακα που ακολουθεί συνοψίζονται τα αποτελέσματα ορισμένων πειραματικών μελετών [34][35][36][37][38][39].

	Αριθμός συμμετεχόντων	Είδος και διάρκεια έκθεσης	Blinding	Αποτέλεσμα
Huber et al. 2000	16 άντρες	Κινητό Τηλέφωνο, 30'	Double	Γενική αδιαθεσία και επίπτωση στην ποιότητα του ύπνου
Raczek et al. 2000	9 γυναίκες, 7 άντρες	Κινητό Τηλέφωνο, 3'	Double	Συμπτώματα στην αντίληψη του χώρου
Koivisto et al. 2001	48 γυναίκες, 48 άντρες	Κινητό Τηλέφωνο, 60' και 30'	Single	Πονοκέφαλος, ζαλάδα, κόπωση, δερματική ερυθρότητα, αίσθηση ζέστης
Croft et al. 2002	8 γυναίκες, 16 άντρες	Κινητό Τηλέφωνο, 20'	Single	Γενική αδιαθεσία και επίπτωση στην ψυχική διάθεση
Zwambom et al. 2003	25 γυναίκες, 11 άντρες	Σταθμός Βάσης, 30'	Double	Γενική αδιαθεσία
Tahvanainen et al. 2004	16 γυναίκες, 16 άντρες	Κινητό Τηλέφωνο, 35'	Double	Συμπτώματα στην αντίληψη του χώρου

Πίνακας 3: Πειραματικές μελέτες για την επίδραση του κινητού τηλεφώνου στον άνθρωπο.

1.7 Βιβλιογραφία

- [1] R. Serway, **Physics for scientists & engineers**, 3rd edition volume II Electromagnetic (1990)
- [2] M. Feychting, A. Ahlbom, L. Kheifets, **EMF and health**, Annual Review of Public Health 26 (2005) 165-189
- [3] Ε. Μονογυιού, **Υπολογισμός της ηλεκτρικής εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά την διάρκεια του ύπνου: εφαρμογή της μεθόδου πεπερασμένων όγκων και των τεχνικών νευρωνικών δικτύων στις υπνικές απράκτους**, Διδακτορική Διατριβή, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο (2004) Ελλάδα.
- [4] Δ. Κουτσούρης, **Εισαγωγή στη βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων**, Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου(2000) Ελλάδα.
- [5] H. Jasper, **The ten-twenty electrode system of the international federation**, Electroencephalography Clinical Neurophysiology 10 (1958) 371–375.
- [6] T. Picton, S. Hillyard, H. Frauz, R. Galambos, **Human auditory evoked potentials**, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 36 (1974) 179-190.
- [7] J. Ferraro, J. Durrant, **Auditory Evoked Potentials: Overview and Basic Principles** in J. Katz (Ed) Handbook of Clinical Audiology 4th Ed. Williams & Willkins (1994) London.
- [8] A.D. Legatt, J.C. Arezzo, H.G. Vaughan Jr, **Short-latency auditory evoked potentials in the monkey. I. Wave shape and surface topography**, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 64 (1986) 41-52.
- [9] H. Davis, S. Hirsh, **A slow brainstem response for low-frequency audiometry**, Audiology, 18 (1979) 445-461.
- [10] N. Kraus, O. Ozdmar, D. Hier, L. Stein, **Auditory middle latency responses (MLRs) in patients with cortical lesions**, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 54 (1982) 275-287.
- [11] A. Starr, M. Don, **Brain potentials evoked by acoustic stimuli** in T.W. Picton (Ed), Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol.3, Human Event-Related Potentials, Elsevier (1988) 97-150 Amsterdam.
- [12] J. Arezzo, A. Pickoff, H.G. Vaughan Jr, **The sources and intracerebral distribution of auditory evoked potentials in the alert rhesus monkey**, Brain Research 90 (1975) 57-73.
- [13] J. Arezzo, H.G. Vaughan Jr, A.D. Legatt, **Topography and intracranial sources of somatosensory evoked potentials in the monkey II**, Cortical components. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 51 (1981) 1-18.

- [14] J.T. Jacobson, M.L. Hyde, **An introduction to auditory evoked potentials**, in J. Katz (Ed), Handbook of Clinical Audiology, 3rd edition, Williams & Wilkins (1985) Baltimore.
- [15] D.L. Jewett, **Volume conducted potentials in response to auditory stimuli as detected by averaging in the cat**, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 28 (1970) 609-618.
- [16] M. Fabiani, G. Gratton, M. Coles, **Event-related potentials: Methods, theory, and applications**, in J. Cacioppo, L. Tassinari, G. Bernston (Ed), Handbook of psychophysiology, Cambridge University Press (2000) 53-84 New York.
- [17] C. Descals-Moll, J. Burcet-Darde, **Evoked potentials and their application in epilepsy**, Revista Neurologia 34 (2002) 272-277.
- [18] P. Gandhi, **Biological Effects and Medical Applications of RF Electromagnetic Fields**, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques 30 (1982) 1831-1847.
- [19] K. Nikita, N. Maratos, N. Uzunoglu, **Optimum Excitation of Phases and Amplitudes in a Phased Array Hyperthermia System**, International Journal of Hyperthermia 8 (1992) 515-528.
- [20] WHO / UNEP/ IRPA, **Electromagnetic fields in the range of 300Hz to 300GHz**, Environmental Health Criteria 16, (1990) Rome.
- [21] J. Webster, **Biological effects of nonionizing electromagnetic radiation**, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation 2 Wiley publication (1988) 274- 303.
- [22] C. Beardwood, **Biological effects of static and extremely low frequency magnetic fields**, South African Journal of Science 87 (1991) 551- 554.
- [23] J. Schinmelfeng, H. Dertinger, **The action of 50Hz magnetic and electric fields upon cell proliferation and cyclic AMP content of cultured mammalian cells**, Bioelectrochemistry Bioenergetics 30 (1993) 143-150.
- [24] K. Foster, J. Moulder, **Are Mobile Phones Safe?**, IEEE Spectrum (2000) 23-28.
- [25] S. Braune, A. Riedel, J. Schulte-Monting, J. Raczek, **Influence of a radiofrequency electromagnetic field on cardiovascular and hormonal parameters of the autonomic nervous system in healthy individuals**, Radiation Research 158 (2002) 352-356.
- [26] S. Braune, C. Wrocklage, J. Raczek, T. Gailus, C. Lucking, **Resting blood pressure increase during exposure to a radio-frequency electromagnetic field**, Lancet 351 (1998) 1857-1858.
- [27] G. Monfrecola, G. Moffa, E. Procaccini, **Non-ionizing electromagnetic radiations, emitted by a cellular phone, modify cutaneous blood flow**, Dermatology 207 (2003) 10-14.
- [28] R. Roelandts, **Cellular phones and the skin**, Dermatology 207 (2003) 3-5.

- [29] P. Paredi, S. Kharitonov, T. Hanazawa, P. Barnes, **Local vasodilator response to mobile phones**, Laryngoscope 111 (2001) 159-162.
- [30] G. Curcio, M. Ferrara, L. De Gennaro, R. Cristiani, G. D'Inzeo, M. Bertini, **Time-course of electromagnetic field effects on human performance and tympanic temperature**, Neuroreport 15 (2004) 161-164.
- [31] L. Verschaeve, A. Maes, **Genetic, carcinogenic and teratogenic effects of radiofrequency fields**, Mutation Research 410 (1998) 141-165.
- [32] L. Heynick, J. Merritt, **Radiofrequency fields and teratogenesis**, Bioelectromagnetics 6 (2003) 174-186.
- [33] M. Feychting, **Non-cancer EMF effects related to children**, Bioelectromagnetics 7 (2005) 69-74.
- [34] R. Huber, T. Graf, K. Cote, L. Wittmann, E. Gallmann, D. Matter D, et al., **Exposure to pulsed high-frequency electromagnetic field during waking affects human sleep EEG**, Neuroreport 11 (2000) 3321.
- [35] J. Raczek, K. Runow, H. Oetzel, T. Gailus, I. Herget, **Investigations of electrosensitivity to a GSM signal at 900 MHz for a self-reported electrosensitive target group**, In: BEMS I, editor. Abstract book. München 7 Bioelektromagnetische Society (2000) 269.
- [36] M. Koivisto, C. Haarala, C. Krause, A. Revonsuo, M. Laine, H. Hamalainen, **GSM phone signal does not produce subjective symptoms**, Bioelectromagnetics 22 (2001) 212.
- [37] R. Croft, J. Chandler, A. Burgess, R. Barry, J. Williams, A. Clarke, **Acute mobile phone operation affects neural function in humans**, Clinical Neurophysiology 113 (2002) 1623.
- [38] K. Tahvanainen, J. Nino, P. Halonen, T. Kuusela, T. Laitinen, E. Lansimies et al., **Cellular phone use does not acutely affect blood pressure or heart rate of humans**, Bioelectromagnetics 2 (2004) 73.
- [39] A. Zwamborn, S. Vossen, B. Van Leersum, M. Ouwens, W. Makel, **Effects of global communication system radio-frequency fields on well-being and cognitive functions of human subjects with and without subjective complaints**, FEL-03-C148 TNO Physics and Electronics Laboratory (2003) Niederlande.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 : ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ &

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

Στο παρόν κεφάλαιο γίνεται περιγραφή των πειραματικών διατάξεων από τις οποίες προήλθαν οι μετρήσεις που χρησιμοποιήθηκαν ως δεδομένα επεξεργασίας στα πλαίσια της παρούσας διατριβής. Επιπλέον αναλύεται η διαδικασία που ακολουθήθηκε για τη λήψη και την καταγραφή των μετρήσεων, ενώ δίνονται στοιχεία για τους συμμετέχοντες στα πειράματα.

2.1 Περιγραφή των Πειραματικών Διατάξεων

2.1.1 Δεδομένα Προγενέστερων Πειραμάτων

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

2.1.1.1 Πειραματική Διάταξη 16 Ηλεκτροδίων

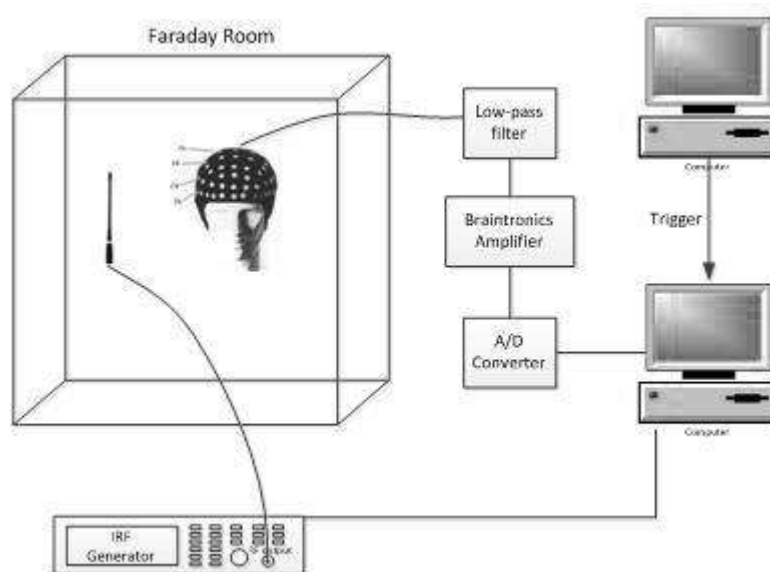
Η πρώτη πειραματική διάταξη που υλοποιήθηκε [2] παρουσιάζεται στο Σχήμα 14. Πιο αναλυτικά, το πρώτο τμήμα της τοποθετήθηκε μέσα σε κλωβό Faraday και περιελάμβανε 16 ηλεκτρόδια τα οποία απήγαν το ηλεκτρικό σήμα του εγκεφάλου, ερχόμενα σε επαφή με το κεφάλι του εξεταζόμενου. Στη συνέχεια κατέληγαν σε ένα προενισχυτή. Ως γείωση λειτουργούσαν δύο βραχυκυκλωμένα ηλεκτρόδια που έρχονταν σε επαφή με τους λοβούς των αυτιών. Η αντίσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων και της γείωσης τέθηκε στα 5kΩ.

Στη συνέχεια και εκτός του κλωβού Faraday, τα 16 σήματα οδηγούνταν σε διαφορικό ενισχυτή όπου και ενισχύνονταν. Το κέρδος του ενισχυτή είχε επιλεγεί στις 50000, ενώ κόρος εμφανιζόταν αν το σήμα ξεπερνούσε τα 5Volt. Μετά την ενίσχυση το σήμα εισέρχεται σε ένα βαθυπερατό φίλτρο, το οποίο κόβοντας τις συχνότητες άνω των 35Hz, απέκλειε παρεμβολή από το δίκτυο παροχής ηλεκτρικού ρεύματος, που λειτουργεί στα 50Hz. Η έξοδος του ενισχυτή οδηγούσε σε ένα μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D converter), ο οποίος με τη σειρά του κατέληγε σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, εφοδιασμένο με κάρτα ανάκτησης δεδομένων (Data Acquisition (DAQ) PCI 6035) 16 εισόδων των 16-bit. Τα 16 εγκεφαλικά σήματα, τελικά αποθηκεύονταν στη μνήμη του υπολογιστή. Ο έλεγχος των οργάνων, η λήψη κι η αποθήκευση των δεδομένων έγινε με

χρήση του λογισμικού LabView (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) έκδοσης 6.1. Η συχνότητα δειγματοληψίας τέθηκε στο 1kHz.

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

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



Σχήμα 14: Η πειραματική διάταξη των 16 ηλεκτροδίων.

2.1.1.2 Πειραματική διάταξη 32 ηλεκτροδίων

Η διάταξη των 16 ηλεκτροδίων που περιγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο αντικαταστάθηκε από νέα, η οποία είχε αρκετά βελτιωμένα χαρακτηριστικά και επιπλέον 32 αντί 16 ηλεκτρόδια [2]. Τα ηλεκτρόδια αυτά μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν τόσο για

καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, όσο και για καταγραφή ηλεκτρομυογραφήματος, δεδομένου ότι υπήρχε η δυνατότητα κάποια από αυτά να τοποθετηθούν σε μύες του προσώπου. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκαν ειδικοί σκούφοι με προσαρμοσμένα ηλεκτρόδια, ενώ οι παλιοί ενισχυτές αντικαταστάθηκαν από νέους των 32 εισόδων. Η κάρτα DAQ των 16 εισόδων παρέμεινε ίδια, γεγονός που κατέστησε αναγκαία τη χρήση πολυπλέκτη για τη μεταφορά των 32 ενισχυμένων και φιλτραρισμένων σημάτων στον A/D μετατροπέα αρχικά και κατόπιν στην κάρτα DAQ.

Για το σύστημα παραγωγής ήχου χρησιμοποιήθηκε νέος υπολογιστής, εξοπλισμένος με ειδική κάρτα (PCI 6251) και αναβαθμίστηκε ώστε να φιλοξενεί περισσότερα του ενός ψυχιατρικά test. Η κάρτα αυτή, παράλληλα με την παραγωγή των ηχητικών μηνυμάτων, συγχρόνιζε το σκανδαλισμό του υπολογιστή λήψης και αποθήκευσης των σημάτων. Το λογισμικό ελέγχου της κάρτας ήταν το LabView στην έκδοση 7.1.

2.1.2 Δεδομένα από Πειράματα που Διεξήχθησαν στα Πλαίσια της Παρούσας Μελέτης

Στα πλαίσια της παρούσας μελέτης διεξήχθησαν πειράματα στο Ερευνητικό Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής (Ε.Π.Ι.Ψ.Υ.) υπό την επίδραση ή μη Η/Μ ακτινοβολίας, ενόσω ο εξεταζόμενος υποβάλετο σε ψυχομετρικά test. Και πάλι όλα τα άτομα που συμμετείχαν στα πειράματα έδωσαν την ενήμερη συγκατάθεσή τους, ενώ οι διαδικασίες που ακολουθήθηκαν συμμορφώνονταν πλήρως με τη Διακήρυξη ανθρωπίνων δικαιωμάτων του Ελσίνκυ [1].

2.1.2.1 Πειραματική διάταξη 32 ηλεκτροδίων _II

Στο χώρο του Ε.Π.Ι.Ψ.Υ. υλοποιήθηκε διάταξη παρόμοια με αυτή των 32 ηλεκτροδίων που περιγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο. Βασική καινοτομία της διάταξης αυτής ήταν η χρήση 32-bit κάρτας DAQ, η οποία επί της ουσίας κατήργησε τον πολυπλέκτη. Κατά τα άλλα, οι δυο διατάξεις είναι απολύτως όμοιες.

Για τη λήψη μετρήσεων υπό την επίδραση ακτινοβολίας εκπεμπόμενης από WiFi χρησιμοποιήθηκε ένα WiFi Access Point με διπολική κεραία, τοποθετημένο στη δεξιά πλευρά του εξεταζόμενου και σε link με ένα φορητό υπολογιστή.

Αντίστοιχα, για τη διεξαγωγή μετρήσεων υπό την επίδραση ευρυζωνικών σημάτων 3^{ης} και 4^{ης} γενιάς χρησιμοποιήθηκε η γεννήτρια διανυσμάτων N5182A MXG της Agilent (Agilent N5182A MXG RF Vector Signal Generator) η οποία οδηγούσε το σήμα σε ευρυζωνική γαλι κεραία, τοποθετημένη στα δεξιά του κεφαλιού του εξεταζόμενου. Η γεννήτρια ήταν συνδεδεμένη με φορητό υπολογιστή, μέσω του οποίου ρυθμίζονταν οι παράμετροι του εκπεμπόμενου σήματος.

2.2 Έλεγχος Ηλεκτρομαγνητικής Συμβατότητας

Πριν τη διεξαγωγή των πειραμάτων ελέγχθηκε η ατρωσία των διατάξεων τόσο σε σήματα GSM, όσο και σε WiFi σήματα. Επιπλέον, έγινε έλεγχος της ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας της πειραματικής διατάξης με τα ευρυζωνικά σήματα που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα που διενεργήθηκε κατά την εκπόνηση της παρούσας διατριβής. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε ομοίωμα ανθρώπινου κεφαλιού, στο οποίο τοποθετήθηκαν τα ηλεκτρόδια μέτρησης του HEF.

2.2.1 EMC έλεγχος σήματος GSM

Στο Αιγινήτειο νοσοκομείο έγινε έλεγχος ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας των GSM σημάτων με την πειραματική διάταξη των 32 ηλεκτροδίων [3]. Το σήμα είχε συχνότητα 1812.8 MHz και η ισχύς του έπειτα από κατάλληλη εξασθένηση ρυθμίστηκε στα 17dBm. Η εκπομπή του γινόταν από ένα πομπό GSM TEMS, τοποθετημένο σε απόσταση 1m από το ομοίωμα. Η ένταση του H/M πεδίου στο σημείο όπου βρισκόταν το ομοίωμα ήταν 1.6V/m. Τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν στο ομοίωμα του κεφαλιού, αφού τερματίστηκαν με αντιστάσεις 2kΩ.

Έγιναν δύο διαφορετικές μετρήσεις – η μία με τον πομπό εν λειτουργία και η άλλη με τον πομπό κλειστό. Η επεξεργασία των μετρήσεων οδήγησε στο συμπέρασμα ότι το GSM σήμα επηρεάζει την ενέργεια των σημάτων καθώς και τη συχνοτική κατανομή της στο παράθυρο των 1-3 Hz.

2.2.2 EMC έλεγχος σήματος WiFi

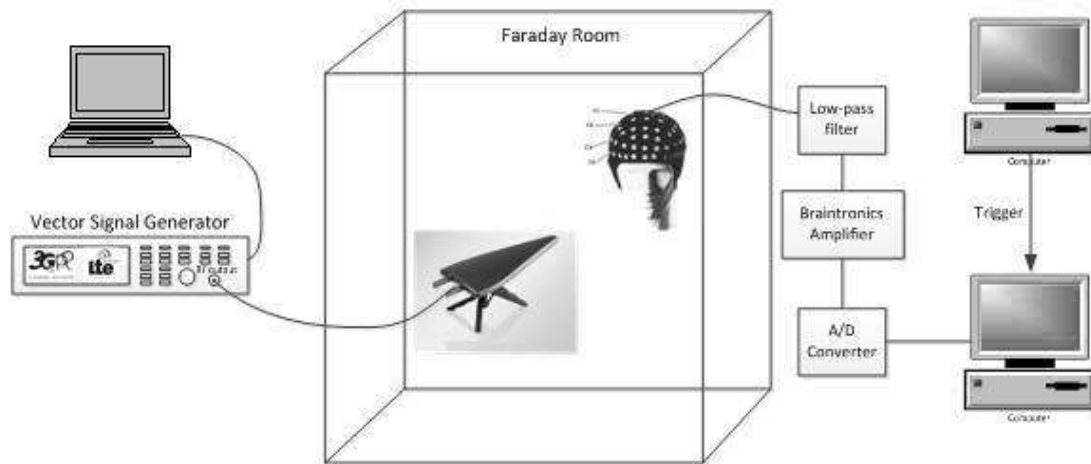
Η διάταξη των 32 ηλεκτροδίων στο Αιγινήτειο νοσοκομείο ελέγχθηκε επίσης και ως προς την ατρωσία της σε σήματα WiFi [4]. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε ένα WiFi Access Point με διπολική κεραία, το οποίο εξέπεμπε σήμα διαμορφωμένο κατά QPSK και ισχύος 20dBm. Το Access Point βρισκόταν σε link με ένα φορητό υπολογιστή. Και πάλι χρησιμοποιήθηκε ομοίωμα ανθρώπινου κεφαλιού, στο οποίο τοποθετήθηκαν τα ηλεκτρόδια μέτρησης του ΗΕΓ, αφού τερματίστηκαν με αντιστάσεις 2kΩ.

Έγιναν δύο διαφορετικές μετρήσεις, με το Access Point σε κατάσταση λειτουργίας και μη, αντίστοιχα. Δεν παρατηρήθηκαν αξιόλογες μεταβολές των σημάτων κατά την παρουσία του σήματος WiFi.

2.2.3 EMC έλεγχος σήματος LTE

Η διάταξη των 32 ηλεκτροδίων στο ΕΠΙΨΥ ελέγχθηκε ως προς την ατρωσία της σε ευρυζωνικά σήματα 3^{ης} και 4^{ης} γενιάς [5]. Συγκεκριμένα, ελέγχθηκε η ηλεκτρομαγνητική συμβατότητα της διάταξης μέτρησης του ΗΕΓ με ακτινοβολία του προτύπου 3GPP ή 3rd Generation Partnership project – γνωστή με την εμπορική ονομασία Long Term Evolution (LTE). Χρησιμοποιήθηκε ομοίωμα ανθρώπινου κεφαλιού, στο οποίο τοποθετήθηκε ο σκούφος με τα ενσωματωμένα ηλεκτρόδια μέτρησης του ΗΕΓ.

Για την εκπομπή του σήματος χρησιμοποιήθηκε η γεννήτρια διανυσμάτων N5182A MXG της Agilent (Agilent N5182A MXG RF Vector Signal Generator), η οποία τοποθετήθηκε εκτός του κλωβού Faraday. Η γεννήτρια ήταν συνδεδεμένη με φορητό υπολογιστή, μέσω του οποίου και με τη βοήθεια του λογισμικού οδήγησής της, ρυθμίζονταν οι παράμετροι του εκπεμπόμενου σήματος. Στη συνέχεια, το σήμα οδηγούνταν σε μία λογαριθμική, περιοδική, ευρυζωνική yagi κεραία της σειράς HyperLOG® 7060, με κέρδος 5dBi. Η κεραία τοποθετήθηκε εντός του κλωβού και σε απόσταση 1m από το ομοίωμα της κεφαλής. Η απόσταση αυτή είναι αρκετή για να εξασφαλίσει ότι τα ηλεκτρόδια βρίσκονταν στο μακρινό πεδίο της κεραίας. Η ένταση του Η/Μ πεδίου στο σημείο που βρισκόταν το ομοίωμα μετρήθηκε στα 1.5V/m. Στο σημείο αυτό, επισημαίνεται ότι το σήμα που χρησιμοποιήθηκε είχε τα ακριβή χαρακτηριστικά του LTE, καθώς η γεννήτρια εισήγαγε την καινοτομία της εκπομπής μη μονοχρωματικής ακτινοβολίας.



Σχήμα 15: Η πειραματική διάταξη ελέγχου της Η/Μ συμβατότητας του LTE.

Το LTE λειτουργεί σε διάφορες φασματικές περιοχές από τα 737 έως τα 2592MHz. Επιπλέον, υποστηρίζει κλιμακωτά εύρη ζώνης φέρουσας, από 1.4 έως 20MHz, καθώς και ποικίλα σχήματα διαμόρφωσης, όπως QPSK, 16 και 64 QAM. Τέλος, υποστηρίζει τόσο συχνοδιαμετρική (Frequency Division Duplexing - FDD), όσο και χρονοδιαμετρική (Time Division Duplexing - TDD) αμφιδρόμηση. Ο EMC έλεγχος εκτελέστηκε για όλους τους πιθανούς συνδυασμούς των προαναφερθέντων παραμέτρων, όπως καθορίζονται από το πρότυπο του ETSI [6]. Η ισχύς εκπομπής ρυθμίστηκε στα 10dBm, καθιστώντας το σήμα ανάλογο με αυτό που εκπέμπεται από ένα LTE τερματικό εξοπλισμό (User Equipment - UE).

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

Οι τάσεις στα άκρα των 32 ηλεκτροδίων υποβλήθηκαν σε στατιστική επεξεργασία. Αρχικά, ελέγχθηκε η κατανομή των ληφθέντων τιμών ανά ηλεκτρόδιο και βρέθηκε ότι ακολουθούν κανονική κατανομή. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε το test Kolmogorov-Smirnov, με επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας στο 0.05. Στη συνέχεια εφαρμόστηκε t-test για τις δύο καταστάσεις εκπομπή ή μη LTE σήματος (on – off mode). Αναφορικά με την κατάσταση λειτουργίας της γεννήτριας (on mode), αυτή περιελάμβανε όλους τους συνδυασμούς παραμέτρων του σήματος, ξεχωριστά. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας τέθηκε στο 0.05.

Στους πίνακες που ακολουθούν συνοψίζονται τα αποτελέσματα του t-test για τους διάφορους συνδυασμούς των παραμέτρων του σήματος ακτινοβολήσης. Για τη συχνοδιακριτική αμφιδρόμηση, το σήμα μπορεί να διαμορφωθεί κατά Q-PSK, 16-QAM ή 64-QAM. Η συχνότητα εκπομπής για κάθε μία από τις διαμορφώσεις αυτές μπορεί να είναι 737MHz, 942.5MHz, 1486.4MHz, 1960MHz και 2140MHz. Τέλος, για κάθε μία από αυτές τις συχνότητες τα εύρη ζώνης κυμαίνονταν από 1.4 -20 MHz. Για οικονομία χώρου, στην τελευταία στήλη παρουσιάζεται το ποσοστό επί τοις εκατό των ηλεκτροδίων τα οποία δεν εμφανίζουν στατιστικά σημαντική μεταβολή στη μέση τιμή του καταγεγραμμένου σήματος ανάμεσα στις δύο περιπτώσεις, ακτινοβολίας και μη.

Mod	Freq (MHz)	BW (MHz)	t-test
QPSK	737	1.4	94%
		3	84%
		5	88%
		10	84%
	942.5	1.4	19%
		3	13%
		5	22%
		10	13%
	1486.4	1.4	84%
		3	88%
		5	88%
		10	84%
	1960	1.4	84%
		3	81%
		5	84%
		10	81%
		15	84%
		20	78%
	2140	1.4	0%
		3	13%
5		19%	
10		13%	
16QAM	737	1.4	91%
		3	84%
		5	84%
		10	84%
	942.5	1.4	22%
		3	13%
		5	9%
		10	19%

	1486.4	1.4	88%
		3	88%
		5	91%
		10	91%
	1960	1.4	84%
		3	84%
		5	84%
		10	81%
		15	81%
		20	84%
	2140	1.4	9%
		3	16%
		5	19%
10		19%	
64QAM	737	1.4	94%
		3	81%
		5	84%
		10	84%
	942.5	1.4	16%
		3	16%
		5	16%
		10	16%
	1486.4	1.4	84%
		3	88%
		5	88%
		10	88%
	1960	1.4	81%
		3	84%
		5	81%
		10	84%
		15	81%
		20	81%
	2140	1.4	16%
		3	19%
5		16%	
10		13%	

Πίνακας 4: Ποσοστό των 32 ηλεκτροδίων που βρέθηκαν Η/Μ συμβατά με σήμα LTE FDD.

Είναι φανερό ότι στα 942.5MHz και στα 2140MHz, η ακτινοβολία του LTE σήματος συχνοδιαμετρικής αμφιδρόμησης είχε σημαντική επίδραση στο καταγεγραμμένο σήμα, στην

πλειονότητα των 32 ηλεκτροδίων, σε όλες τις διαμορφώσεις και σε όλα τα εύρη ζώνης. Στις υπόλοιπες περιπτώσεις το LTE σήμα φαίνεται να είναι Η/Μ συμβατό με τη διάταξη μέτρησης του ΗΕΓ.

Στη χρονοδιακριτική αμφιδρόμηση υποστηρίζεται μόνο η QPSK διαμόρφωση. Η συχνότητα εκπομπής μπορεί να είναι τα 1880MHz, 2017.5MHz, 2350MHz, και τα 2595MHz. Τέλος, για κάθε μία από αυτές τις συχνότητες επιλέχθηκαν διαφορετικά εύρη ζώνης, τα οποία κυμαίνονταν από 1.4 -20. Η τελευταία στήλη περιέχει το ποσοστό επί τοις εκατό των ηλεκτροδίων τα οποία δεν εμφανίζουν στατιστικά σημαντική μεταβολή στη μέση τιμή του καταγεγραμμένου σήματος ανάμεσα στις δύο περιπτώσεις, ακτινοβολίας και μη.

Mod	Freq (MHz)	BW (MHz)	t-test
QPSK	1880	1.4	16%
		3	16%
		5	9%
		10	9%
		15	13%
		20	13%
	2017.5	5	13%
		10	91%
		15	91%
	2350	10	91%
		15	88%
		20	94%
	2595	5	91%
		10	88%

Πίνακας 5: Ποσοστό των 32 ηλεκτροδίων που βρέθηκαν Η/Μ συμβατά με σήμα LTE TDD.

Όπως φαίνεται, η ακτινοβολία του LTE σήματος χρονοδιακριτικής αμφιδρόμησης είχε σημαντική επίδραση στο καταγεγραμμένο σήμα στην πλειονότητα των 32 ηλεκτροδίων, σε όλα τα εύρη ζώνης στα 1880MHz, ενώ στα 2017.5MHz μόνο όταν το εύρος ζώνης ήταν 5MHz. Στις υπόλοιπες περιπτώσεις το LTE σήμα φαίνεται να είναι Η/Μ συμβατό με τη διάταξη μέτρησης του ΗΕΓ.

2.2.4 EMC έλεγχος σήματος W-CDMA

Η διάταξη των 32 ηλεκτροδίων στο ΕΠΙΨΥ ελέγχθηκε ως προς την απρωσία της σε ακτινοβολία του προτύπου Wideband Code Division Multiple Access (W-CDMA) Για την

εκπομπή του σήματος χρησιμοποιήθηκε η γεννήτρια διανυσμάτων N5182A MXG της Agilent (Agilent N5182A MXG RF Vector Signal Generator) η οποία εξέπεμπε σήμα συχνότητας 737MHz, εύρος ζώνης 5MHz, διαμορφωμένο κατά QPSK και ισχύος 10dBm. Η γεννήτρια ήταν συνδεδεμένη με φορητό υπολογιστή. Και πάλι χρησιμοποιήθηκε ομοίωμα ανθρώπινου κεφαλιού, στο οποίο τοποθετήθηκαν τα ηλεκτρόδια μέτρησης του ΗΕΓ. Το σήμα οδηγούνταν σε κεραία HyperLOG 7060, η οποία βάσει των προδιαγραφών της στη συχνότητα ενδιαφέροντος (737MHz) παρουσιάζει κέρδος 5dBi. Η κεραία ήταν τοποθετημένη σε απόσταση 1m από το ομοίωμα, ενώ η ένταση του πεδίου στο σημείο αυτό διατηρήθηκε στο 1.5V/m. Κρίνεται απαραίτητο να τονισθεί για ακόμη μία φορά ότι το σήμα που χρησιμοποιήθηκε είχε τα ακριβή χαρακτηριστικά του W-CDMA, καθώς η γεννήτρια εξέπεμπε μη μονοχρωματική ακτινοβολία.

Έγιναν δύο διαφορετικές μετρήσεις, με τη γεννήτρια σε κατάσταση λειτουργίας και μη, αντίστοιχα. Δεν παρατηρήθηκαν αξιόλογες μεταβολές των σημάτων κατά την παρουσία του σήματος W-CDMA.

2.3 Περιγραφή Πειραματικών Διαδικασιών

2.3.1 Πειράματα υπό την επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας εκπεμπόμενης από κινητό τηλέφωνο στα 900 και 1800 MHz

Η διάταξη των 16 ηλεκτροδίων στο Αιγινήτειο Νοσοκομείο χρησιμοποιήθηκε για τη διεξαγωγή δυο πειραμάτων υπό την επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας εκπεμπόμενης από κινητό τηλέφωνο στις συχνότητες των 900MHz και 1800MHz [2].

Στο πρώτο πείραμα εξετάστηκε η επίδραση μονοχρωματικής ακτινοβολίας 900MHz και μέσης ισχύος 64mW σε 19 συνολικά άτομα– 9 άντρες και 10 γυναίκες. Οι συμμετέχοντες ήταν όλοι δεξιόχειρες, χωρίς προβλήματα ακοής, με ηλικία 23.3 ± 2.23 έτη και έτη εκπαίδευσης 16.9 ± 1.82 , κατά μέσο όρο. Επιπλέον, το δείγμα παρουσίαζε ομοιογένεια αναφορικά με την ηλικία και το μορφωτικό επίπεδο. Η εκπομπή του σήματος γινόταν από γεννήτρια, είχε ισχύ -25dBm και ενισχυόταν κατά 43dBm. Η ένταση του Η/Μ πεδίου στο σημείο όπου βρισκόταν το κεφάλι του εξεταζόμενου ήταν 3V/m.

Στο δεύτερο πείραμα εξετάστηκε η επίδραση μονοχρωματικής ακτινοβολίας 1800MHz και μέσης ισχύος 128mW. Συμμετείχαν συνολικά 20 άτομα, εκ των οποίων 10 ήταν άντρες και 10 γυναίκες. Οι συμμετέχοντες ήταν όλοι δεξιόχειρες, χωρίς προβλήματα ακοής, με μέσο όρο ηλικίας 22.75 ± 2.71 έτη και ετών εκπαίδευσης 16.3 ± 1.71 . Το δείγμα παρουσίαζε ομοιογένεια σχετικά με την ηλικία και το μορφωτικό επίπεδο.

Η δοκιμασία ακουστικής λειτουργικής μνήμης που χρησιμοποιήθηκε και στα δύο πειράματα ήταν το τμήμα του γενικού test νοημοσύνης (IQ) για ενήλικες του Wechsler (Wechsler Adult Intelligence Scale – WAIS) το οποίο εκδόθηκε το 1955 [7]. Το WAIS αποτελείται από δεκατέσσερα test και αυτό που επιλέχθηκε για τα συγκεκριμένα πειράματα αφορά στο «διάστημα» μνήμης (digital span) δηλαδή στο πόσα νούμερα μπορεί να συγκρατήσει ένας άνθρωπος και να τα επαναλάβει. Πρόκειται για ένα test που ουσιαστικά μετρά την ανακλητική επίδοση της μνήμης. Κατά τη διάρκεια της «δοκιμασίας» μία αντρική φωνή παρουσίαζε στα άτομα μία ακολουθία από μονοψήφιους αριθμούς (από 1 έως 9). Το μήκος της ακολουθίας κυμαινόταν από δύο έως εννέα αριθμούς, ενώ το test περιελάμβανε συνολικά 52 ακολουθίες αριθμών (ερωτήσεις). Κάθε ερώτηση ξεκινούσε με τη μετάδοση ενός ακουστικού τόνου, ακολουθούμενος από μία σειρά ψηφίων (από 1 έως 9), και έκλεινε με την επανάληψη του αρχικού τόνου. Παύσεις ενός δευτερολέπτου μεσολαβούσαν μεταξύ της μετάδοσης του αρχικού τόνου και του πρώτου ψηφίου καθώς και του τελευταίου αριθμού και του τελικού τόνου. Δυο είδη τόνων χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διεξαγωγή των πειραμάτων: ένας βραχύς, συχνότητας 500Hz και ένας οξύς, συχνότητας 3KHz. Με το τέλος της παρουσίασης των αριθμών και ανάλογα με το αν μεταδόθηκε ο βραχύς ή ο οξύς τόνος, ο εξεταζόμενος καλούνταν να επαναλάβει δυνατά τους αριθμούς που άκουσε με την ίδια ή με αντίστροφη σειρά, αντίστοιχα. Η διάρκεια της κάθε καταγραφής ήταν 45 λεπτά.

Κάθε εξεταζόμενος υποβλήθηκε στο ακουστικό test Wechsler δύο φορές, τη μία υπό την επίδραση της ακτινοβολίας και την άλλη χωρίς. Ο χρόνος ανάμεσα στις δύο επισκέψεις ήταν 15 ημέρες, ενώ η σειρά της έκθεσης στο Η/Μ πεδίο ήταν τυχαία. Τέλος, το πείραμα ήταν “single blind”, δηλαδή οι εξεταζόμενοι δεν είχαν επίγνωση της εκπομπής ή μη της ακτινοβολίας.

Κατά τη διεξαγωγή των πειραμάτων αποθηκεύονταν 1500 τιμές από κάθε ένα από τα 32 ηλεκτρόδια και για κάθε μία ερώτηση. Οι τιμές αυτές αντιστοιχούσαν στο σήμα του εγκεφάλου του κάθε εξεταζόμενου πριν και μετά την έναρξη του ηχητικού μηνύματος. Συγκεκριμένα, οι 500 πρώτες τιμές, δηλαδή τα 500 πρώτα msec, ήταν το εγκεφαλικό σήμα

πριν την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (HEΓ), ενώ οι επόμενες 1000, δηλαδή τα επόμενα 1000 msec, ήταν το εγκεφαλικό σήμα μετά την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (Π.Δ.).

2.3.2 Πείραμα Μέτρησης Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και Ηλεκτρομυογραφήματος

Η διάταξη των 32 ηλεκτροδίων στο Αιγινήτειο Νοσοκομείο χρησιμοποιήθηκε για τη διεξαγωγή ενός πειράματος στο οποίο έγινε καταγραφή του HEΓ αλλά και του ΗΜΓ 64 ψυχικά υγιών ατόμων [8]. Από τους συμμετέχοντες οι 31 ήταν δεξιόχειρες (14 γυναίκες, 17 άντρες) και οι 33 αριστερόχειρες (16 γυναίκες, 17 άντρες). Ο μέσος όρος ηλικίας των δεξιόχειρων ήταν τα 26.4 ± 3.1 έτη, ενώ των αριστερόχειρων τα 25.3 ± 4.1 έτη. Όλοι οι συμμετέχοντες είχαν ολοκληρώσει ή ήταν εν τω μέσω πανεπιστημιακών σπουδών.

Κατά τη διεξαγωγή του πειράματος μετρήθηκαν 1500 τιμές σήματος του εγκεφάλου από 26 ηλεκτρόδια, τοποθετημένα σε διαφορετικά σημεία του κεφαλιού του εξεταζόμενου και επίσης 1500 τιμές σήματος ηλεκτρομυογραφήματος από 4 ηλεκτρόδια, τοποθετημένα σε καθορισμένα σημεία του προσώπου. Τέλος, 2 ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν κοντά στα μάτια. Κάθε εξεταζόμενος πραγματοποίησε μία επίσκεψη, κατά τη διάρκεια της οποίας υποβλήθηκε στο test συμπλήρωσης προτάσεων Hayling (Hayling Sentence Completion Test – HSCT) που δημιουργήθηκε από τους Burgess και Shallice [9][10]. Το HSCT ελέγχει την εκτελεστική ικανότητα του μυαλού και αποτελείται από δύο μέρη. Κατά το Α' μέρος ελέγχθηκε η έναρξη της ανταπόκρισης κι ο εξεταζόμενος καλούνταν να συμπληρώσει την τελευταία λέξη μίας ημιτελούς πρότασης, ούτως ώστε να προκύπτει ένα λογικό νόημα. Στο Β' μέρος του test ο εξεταζόμενος κλήθηκε και πάλι να συμπληρώσει την τελευταία λέξη μίας ημιτελούς πρότασης, αυτή τη φορά όμως με τρόπο τέτοιο ώστε να μην προκύπτει κανένα λογικό νόημα, οπότε ελέγχθηκε η αναστολή της αντίδρασης. Για τις ανάγκες των πειραμάτων, το test συμπληρώθηκε με ένα Γ' μέρος που αποτέλεσε τη συνθήκη ελέγχου, κατά το οποίο ο εξεταζόμενος έπρεπε να επαναλάβει την τελευταία λέξη μίας ολοκληρωμένης πρότασης. Κάθε μέρος του test περιελάμβανε συνολικά 30 προτάσεις (ερωτήσεις). Κάθε ερώτηση ξεκινούσε με τη μετάδοση ενός ακουστικού τόνου, ακολουθούμενος από μία πρόταση, και έκλεινε με την επανάληψη του αρχικού τόνου. Παύσεις ενός δευτερολέπτου μεσολαβούσαν μεταξύ της μετάδοσης του αρχικού τόνου και της αρχής της εκφώνησης της πρότασης, καθώς και της λήξης της εκφώνησης και του τελικού τόνου. Αν ο εξεταζόμενος δεν απαντούσε σε 60 δευτερόλεπτα, ο εξεταστής

προχωρούσε στην επόμενη ερώτηση. Η διάρκεια της κάθε καταγραφής ήταν περίπου 30 λεπτά.

Κατά τα γνωστά, οι 500 πρώτες τιμές που κατεγράφησαν αντιστοιχούσαν στο προερχόμενο από τον εγκέφαλο και τους μύες σήμα πριν την έναρξη του ηχητικού ερεθίσματος, ενώ οι 1000 επόμενες στο σήμα μετά την έναρξη του ηχητικού μηνύματος.

2.3.3 Πείραμα υπό την Επίδραση Η/Μ Ακτινοβολίας Εκπεμπόμενης από WiFi Access Point στα 2.4 GHz

Στα πλαίσια της παρούσας διατριβής, στο χώρο του Ε.Π.Ι.Ψ.Υ. διενεργήθηκε πείραμα κατά το οποίο μελετήθηκε η επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας προερχόμενης από WiFi access point στα 2.4GHz στο εγκεφαλικό σήμα, χρησιμοποιώντας τη διάταξη των 32 ηλεκτροδίων που περιγράφηκε σε προηγούμενη παράγραφο [11]. Στο πείραμα έλαβαν μέρος 30 υγιή άτομα, 15 άντρες και 15 γυναίκες, με μέσο όρο ηλικίας τα 23.76 ± 1.67 έτη. Όλοι οι συμμετεχόντες είχαν ολοκληρώσει ή ήταν εν τω μέσω πανεπιστημιακών σπουδών.

Η εκπομπή του σήματος γινόταν από WiFi access point, το οποίο βρισκόταν σε απόσταση 1.5m από το κεφάλι του εξεταζόμενου, είχε ισχύ 20dBm και διαμόρφωση QPSK. Η ένταση του Η/Μ πεδίου στο σημείο όπου βρισκόταν το κεφάλι του εξεταζόμενου ήταν 0.49V/m.

Κάθε εξεταζόμενος υποβλήθηκε στα ακουστικά test Wechsler και στα τρία μέρη του test Hayling δύο φορές, τη μία υπό την επίδραση της ακτινοβολίας και την άλλη χωρίς. Ο χρόνος ανάμεσα στις δύο επισκέψεις ήταν 15 ημέρες, ενώ η σειρά της έκθεσης στο Η/Μ πεδίο ήταν τυχαία. Τέλος, το πείραμα ήταν “single blind”, δηλαδή οι εξεταζόμενοι δεν είχαν επίγνωση της λειτουργίας ή μη του access point.

Για κάθε ένα εξεταζόμενο συμπληρώθηκε φόρμα με τα στοιχεία του - ονοματεπώνυμο, ημερομηνία γέννησης, μορφωτικό επίπεδο, περίμετρος της κεφαλής, αλλά και με επιπλέον πληροφορίες όπως ο μέσος καθημερινός χρόνος εκθεσης του σε Η/Μ ακτινοβολία εκπεμπόμενη από WiFi, ο μέσος καθημερινός χρόνος χρήσης κινητού τηλεφώνου και η χρήση ή μη ακουστικού hands free.

Η διαδικασία διεξαγωγής του πειράματος είχε ως εξής: ο εξεταζόμενος έπαιρνε θέση στο ειδικό κάθισμα εντός του κλωβού Faraday και ο υπεύθυνος γιατρός αναλάμβανε

την τοποθέτηση του σκούφου με τα ηλεκτρόδια και την ειδική γέλη, η οποία χρησιμοποιείται ως διηλεκτρικό υλικό για την επαφή των ηλεκτροδίων με το κεφάλι. Δύο βραχυκυκλωμένα ηλεκτρόδια, που τοποθετούνταν στα αυτιά, αποτελούσαν τα ηλεκτρόδια αναφοράς. Τέλος, δύο ηλεκτρόδια τοποθετούνταν εκατέρωθεν των ματιών για την καταγραφή των οφθαλμικών κινήσεων (Ηλεκτροφθαλμογράφημα – ΗΟΓ). Η προετοιμασία ολοκληρωνόταν με την τοποθέτηση των ακουστικών, που συνδέονταν με τον υπολογιστή παραγωγής των ακουστικών μηνυμάτων, στα αυτιά του εξεταζόμενου.

Το πείραμα ξεκινούσε με το test Weschler, κατά το οποίο καταγράφονταν 1500 τιμές από 32 ηλεκτρόδια με την ίδια διαδικασία που έχει ήδη περιγραφεί. Για κάθε ερώτηση, ο υπεύθυνος για τη διεξαγωγή του πειράματος παρακολουθούσε μέσω του LabView τις κυματομορφές που αντιστοιχούσαν στα λαμβανόμενα από τα 32 ηλεκτρόδια σήματα. Μετά το τέλος του πειράματος, οι ληφθείσες τιμές από το σύνολο των 32 ηλεκτροδίων και των 52 ερωτήσεων, για τις 1500 χρονικές στιγμές καταγραφής της κάθε ερώτησης, αποθηκεύονταν σε ένα text αρχείο, με 1500x52 γραμμές και 32 στήλες.

Μεσολαβούσε ένα διάλειμμα πέντε λεπτών και ακολουθούσαν τα τρία μέρη του test Hayling. Πρέπει να σημειωθεί ότι έγινε κυκλική εναλλαγή των τριών τμημάτων του Hayling σε κάθε επίσκεψη, γεγονός που καθιστά τις μετρήσεις ανεξάρτητες από τη σειρά των tests. Και πάλι ο υπεύθυνος παρακολουθούσε σε κάθε ερώτηση τις κυματομορφές που αντιστοιχούσαν στα λαμβανόμενα από τα 32 ηλεκτρόδια σήματα μέσω του LABVIEW. Μετά το τέλος του κάθε τμήματος του Hayling, οι ληφθείσες τιμές από το σύνολο των 32 ηλεκτροδίων και των 30 ερωτήσεων, για τις 1500 χρονικές στιγμές καταγραφής της κάθε ερώτησης, αποθηκεύονταν σε ένα text αρχείο, με 1500x30 γραμμές και 32 στήλες.

Συνολικά, ολόκληρη η πειραματική διαδικασία είχε διάρκεια περί τα 50 λεπτά της ώρας.

2.3.4 Πείραμα υπό την επίδραση ευρυζωνικών σημάτων στα 737MHz

Στα πλαίσια της παρούσας διατριβής, στο χώρο του Ε.Π.Ι.Ψ.Υ. διενεργήθηκε πείραμα κατά το οποίο μελετήθηκε η επίδραση μη μονοχρωματικής Η/Μ ακτινοβολίας με τα χαρακτηριστικά του προτύπου Wideband Code Division Multiplexing Access (W-CDMA) στα 737MHz, στο εγκεφαλικό σήμα, χρησιμοποιώντας τη διάταξη των 32 ηλεκτροδίων που περιγράφηκε σε προηγούμενη παράγραφο. Στο πείραμα έλαβαν μέρος 15 υγιή άτομα, 8

άντρες και 7 γυναίκες, με μέσο όρο ηλικίας τα 24.01 έτη και μέσο όρο χρόνων εκπαίδευσης τα 18.07 έτη.

Για την εκπομπή του σήματος χρησιμοποιήθηκε η γεννήτρια διανυσμάτων Agilent N5182A MXG RF Vector Signal Generator. Το σήμα οδηγούνταν σε κεραία HyperLOG 7060, η οποία βάσει των προδιαγραφών της στη συχνότητα ενδιαφέροντος (737MHz) παρουσιάζει κέρδος 5dBi. Η κεραία ήταν τοποθετημένη σε απόσταση 1m από το κεφάλι του εξεταζόμενου και το σήμα έφθανε σε αυτή μέσω καλωδίου μήκους 2m (απώλειες 0.3dB/m). Η γεννήτρια διανυσμάτων που χρησιμοποιήθηκε εισήγαγε την καινοτομία της εκπομπής μη μονοχρωματικής ακτινοβολίας. Συγκεκριμένα, το σήμα υπό την επίδραση του οποίου διενεργήθηκε το πείραμα, είχε τα χαρακτηριστικά του πρωτοκόλλου W-CDMA, στη συχνότητα των 737MHz, με εύρος ζώνης 5MHz, κωδικοποίηση QPSK και ισχύ εκπομπής 10dBm. Οι παράμετροι της γεννήτριας ρυθμιζόνταν μέσω καταλληλου λογισμικού που ήταν εγκατεστημένο σε φορητό ηλεκτρονικό υπολογιστή, ο οποίος ήταν συνδεδεμένος με αυτήν. Η ένταση του Η/Μ πεδίου στο σημείο όπου βρισκόταν το κεφάλι του εξεταζόμενου μετρήθηκε στα 1.5V/m.

Κάθε εξεταζόμενος υποβλήθηκε στα τρία μέρη του test Hayling δύο φορές, τη μία υπό την επίδραση της ακτινοβολίας και την άλλη χωρίς. Ο χρόνος ανάμεσα στις δύο επισκέψεις ήταν 20 ημέρες, ενώ η σειρά της έκθεσης στο Η/Μ πεδίο ήταν τυχαία. Τέλος, το πείραμα ήταν “single blind”, δηλαδή οι εξεταζόμενοι δεν είχαν επίγνωση της λειτουργίας ή μη της γεννήτριας.

Για κάθε ένα εξεταζόμενο συμπληρώθηκε φόρμα με τα στοιχεία του - ονοματεπώνυμο, ημερομηνία γέννησης, μορφωτικό επίπεδο, αλλά και με επιπλέον πληροφορίες όπως ο μέσος καθημερινός χρόνος εκθεσής του σε Η/Μ ακτινοβολία εκπεμπόμενη από WiFi, ο μέσος καθημερινός χρόνος χρήσης κινητού τηλεφώνου και η χρήση ή μη ακουστικού hands free.

Η διαδικασία διεξαγωγής του πειράματος είχε ως εξής: ο εξεταζόμενος έπαιρνε θέση στο ειδικό κάθισμα εντός του κλωβού Faraday και ο υπεύθυνος της διεξαγωγής του πειράματος αναλάμβανε την τοποθέτηση του σκούφου με τα ηλεκτρόδια και του ειδικού gel, το οποίο χρησιμοποιείτο ως διηλεκτρικό υλικό για την επαφή των ηλεκτροδίων με το κεφάλι. Δύο βραχυκυκλωμένα ηλεκτρόδια, που τοποθετούνταν στα αυτιά, αποτελούσαν τα ηλεκτρόδια αναφοράς. Τέλος, δύο ηλεκτρόδια τοποθετούνταν εκατέρωθεν των ματιών για την καταγραφή του ΗΟΓ. Η προετοιμασία ολοκληρωνόταν με την τοποθέτηση των

ακουστικών, που συνδέονταν με τον υπολογιστή παραγωγής των ακουστικών μηνυμάτων, στα αυτιά του εξεταζόμενου.

Το πείραμα ξεκινούσε με ένα από τα τρία μέρη του test Hayling, κατά το οποίο καταγράφονταν 1500 τιμές από 32 ηλεκτρόδια με την ίδια διαδικασία που έχει ήδη περιγραφεί. Για κάθε ερώτηση, ο υπεύθυνος για τη διεξαγωγή του πειράματος παρακολουθούσε μέσω του LabView τις κυματομορφές που αντιστοιχούσαν στα λαμβανόμενα από τα 32 ηλεκτρόδια σήματα. Μετά το τέλος του πειράματος, οι ληφθείσες τιμές από το σύνολο των 32 ηλεκτροδίων και των 30 ερωτήσεων, για τις 1500 χρονικές στιγμές καταγραφής της κάθε ερώτησης, αποθηκεύονταν σε ένα text αρχείο, με 1500x30 γραμμές και 32 στήλες. Πρέπει να σημειωθεί ότι έγινε κυκλική εναλλαγή των τριών τμημάτων του Hayling σε κάθε επίσκεψη, γεγονός που καθιστά τις μετρήσεις ανεξάρτητες από τη σειρά των tests.

Συνολικά, ολόκληρη η πειραματική διαδικασία είχε διάρκεια περί τα 30 λεπτά της ώρας.

2.4 Βιβλιογραφία

- [1] **Declaration of Helsinki of the World Medical Association on Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects**, adopted in 1964 and amended in 1975, 1983, 1989, 1996 and 2000.
- [2] Ε. Νάνου, **Ανάπτυξη μεθοδολογίας μελέτης και αξιολογήσης της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στα ηλεκτρικά σήματα του εγκεφάλου**, Διδακτορική Διατριβή, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο (2007) Ελλάδα.
- [3] L. Pragiatis, A. Sotiriou, E. Nanou, E. Kapareliotis, V. Tsiafakis, C. Papageorgiou, C. Capsalis, **Electromagnetic compatibility between simulated GSM base station at 1800 MHz and EEG signals**, 4th International Workshop, Biological Effects of Electromagnetic Fields Proceedings Greece (2006) 1137-1143.
- [4] E. Kapareliotis, E. Nanou, V. Tsiafakis, A. Sotiriou, L. Pragiatis, C. Capsalis, **Electromagnetic Compatibility between WiFi Access Point and EEG Signals**, 4th International Workshop, Biological Effects of Electromagnetic Fields Greece (2006) 545-551.
- [5] A. Maganioti, L. Pragiatis, C. Capsalis, **Electromagnetic compatibility between LTE user equipment and EEG signal**, The 1st International Conference on Radiation and Dosimetry in Various Fields of Research Serbia (2012).
- [6] ETSI TS 136 521-1 V8.2.1, Technical Specification, June 2009.
- [7] D. Wechsler, **Manual for the Wechsler adult intelligence scale**, Psychological Corporation (1955) New York.
- [8] I. Beratis, A. Rabavilas, E. Nanou, C. Hountala, A. Maganioti, C. Capsalis, G. Papadimitriou, C. Papageorgiou, **Effect of initiation-inhibition and handedness on the patterns of the P50 event-related potential component: a low resolution electromagnetic tomography study**, Behavioral and Brain Functions 5 (2009)
<http://www.behavioralandbrainfunctions.com/content/5/1/51>
- [9] P. Burgess, T. Shallice, **Response suppression, initiation and strategy use following frontal lobe lesions**, Neuropsychologia 34 (1996) 263-273.
- [10] P. Burgess, T. Shallice, **Hayling Sentence Completion Test Suffolk**, Thames Valley Test Co. Ltd (1997) England.

[11] A. Maganioti, C. Papageorgiou, C. Hountala, M. Kyprianou, A. Rabavilas, G. Papadimitriou, C. Capsalis, **Wi-Fi electromagnetic fields exert gender related alterations on EEG**, 6th International Workshop, Biological Effects of Electromagnetic Fields Bodrum (2010).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 : ΜΟΤΙΒΑ
ΕΝΕΡΓΟΠΟΙΗΣΗΣ ΤΗΣ ΚΟΡΥΦΩΣΗΣ P600 ΤΩΝ
ΠΡΟΚΛΗΤΩΝ ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ

Στο κεφάλαιο αυτό αναλύεται η μέθοδος επεξεργασίας της κορύφωσης P600 των Π.Δ. και τα αποτελέσματα που προέκυψαν. Περιγράφονται διεξοδικά οι στατιστικές μέθοδοι που χρησιμοποιούνται, καταγράφονται τα συμπεράσματα που προκύπτουν και γίνεται προσπάθεια ερμηνείας και αξιολόγησης αυτών.

3.1 Η κορυφή P600

Η κορυφή P600 των Π.Δ. εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 500-800ms μετά το ερέθισμα και αντιστοιχεί στη χρονική περίοδο τελικής οργάνωσης, ελέγχου και εκτέλεσης της απόφασης που επιλέγεται, όταν ο οργανισμός εκτίθεται σε εκλυτικό ερέθισμα ή σύμπλοκο ερεθισμάτων, που έχουν ψυχολογική σπουδαιότητα.

Έχει καθιερωθεί ως δείκτης συγχρονισμού σημαντικών και συντακτικών διαστάσεων, σε λειτουργίες βασισμένες στη γνώση και γενικά σε λειτουργίες που διέπονται από κανόνες [1][2][3][4][5]. Επιπλέον, το P600 έχει συσχετισθεί με τη «λειτουργική μνήμη» [6][7]. Συγκεκριμένα, έχει βρεθεί ότι μειώνεται το πλάτος του, ενώ εκτείνεται η διάρκεια του σε άτομα με μικρής χωριτικότητας λειτουργική μνήμη [8][9].

3.2 Στατιστική Επεξεργασία

3.2.1 Ανάλυση της Διακύμανσης

Η ανάλυση της διακύμανσης (ANalysis Of VAriance – ANOVA) είναι μία στατιστική μέθοδος, με την οποία η μεταβλητότητα που υπάρχει σ' ένα σύνολο δεδομένων διασπάται στις επιμέρους συνιστώσες της, με στόχο την κατανόηση της σημαντικότητας των διαφορετικών πηγών προέλευσής της. Η ανάπτυξη της μεθοδολογίας οφείλεται στον θεμελιωτή της σύγχρονης στατιστικής επιστήμης, Άγγλο στατιστικολόγο Sir Ronald Aylmer Fisher (1890-1962). Στην πραγματικότητα η ANOVA περιλαμβάνει μία ομάδα στατιστικών μεθόδων καταλλήλων για την ανάλυση δεδομένων που προκύπτουν από πειραματικούς σχεδιασμούς.

Στόχος κάθε στατιστικού πειράματος είναι ο προσδιορισμός και έλεγχος της επίδρασης μίας ή περισσότερων ανεξάρτητων (independent) μεταβλητών στην υπό μελέτη μεταβλητή που καλείται εξαρτημένη (dependent) ή απόκριση (response). Οι ανεξάρτητες μεταβλητές αναφέρονται συνήθως σαν παράγοντες (factors) και μπορεί να είναι είτε ποσοτικές, είτε ποιοτικές. Οι τιμές του παράγοντα που προσδιορίζονται στο πείραμα λέγονται επίπεδα (levels).

Πρόκειται ουσιαστικά για μια συλλογή στατιστικών μοντέλων και των σχετικών διαδικασιών τους, όπου η μεταβλητότητα που παρατηρείται διαχωρίζεται σε τμήματα

εξαιτίας διαφορετικών μεταβλητών. Υπάρχουν διάφορα είδη μοντέλων ανάλογα με τον αριθμό των συνθηκών και το πώς εφαρμόζονται στα εξεταζόμενα άτομα, τα βασικότερα εκ των οποίων είναι:

- *One-way ANOVA* : χρησιμοποιείται για τον έλεγχο των διαφορών μεταξύ τριών ή περισσότερων ανεξάρτητων μεταβλητών.
- *One-way ANOVA για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις* : χρησιμοποιείται όταν τα άτομα υποβάλλονται σε επαναλαμβανόμενες μετρήσεις.
- *Παραγοντική ANOVA* : χρησιμοποιείται όταν πρόκειται να μελετηθούν τα αποτελέσματα δύο ή περισσότερων μεταβλητών.

3.2.2 Ανάλυση Κύριων Συνιστωσών

Ο σκοπός της ανάλυσης κυρίων συνιστωσών (Principal Component Analysis – PCA) είναι ο σχηματισμός ενός μικρού σχετικά αριθμού γραμμικών συνδυασμών ενός συνόλου μεταβλητών (κύριες συνιστώσες), που θα διατηρεί όσο το δυνατόν περισσότερη από την πληροφορία των αρχικών μεταβλητών. Είναι η καλύτερη μέθοδος μείωσης του αριθμού των μεταβλητών, καθιστώντας έτσι πιο εύκολες και κατανοητές αναλύσεις περιγραφικού τύπου, παλινδρόμησης, ομαδοποίησης κ.α. όταν πρέπει να εφαρμοστούν σε δείγματα που περιέχουν ένα μεγάλο αριθμό αρχικών μεταβλητών. Η ανάλυση κυρίων συνιστωσών δύναται να θεωρηθεί και ως προσπάθεια προσέγγισης των γραμμικών σχέσεων σε ένα σύνολο μεταβλητών. Η πρώτη παρουσίαση της μεθόδου έγινε από τον Pearson (1901) [10], ενώ ο Hotelling (1933) [11] την εξέλιξε σε σημαντικό βαθμό.

Οι κύριες συνιστώσες είναι διανύσματα που σχηματίζονται σαν γραμμικοί συνδυασμοί των μεταβλητών του συνόλου των δεδομένων και κατασκευάζονται έτσι ώστε να είναι κάθετα μεταξύ τους (στον πολυδιάστατο χώρο που ορίζουν ανάλογα με το πλήθος τους) και να αντιπροσωπεύουν, κατά φθίνουσα τάξη, ποσοστά της αρχικής μεταβλητότητας των δεδομένων. Τα αποτελέσματα της τεχνικής των κυρίων συνιστωσών προκύπτουν μετά από ανάλυση του πίνακα συνδιακύμανσης ή του πίνακα συσχέτισης των δεδομένων. Με αυτόν τον τρόπο δεν χρησιμοποιούνται τα ίδια τα δεδομένα για την εξαγωγή συμπερασμάτων αλλά η "εσωτερική δομή συσχέτισής" τους.

3.2.3 Πολυμεταβλητή Ανάλυση της Διακύμανσης

Η πολυμεταβλητή ανάλυση διακύμανσης (Multivariate ANalysis Of VAriance – MANOVA) είναι μία γενίκευση της ANOVA που επιτρέπει την ανάλυση δεδομένων που περιέχουν περισσότερες από μία εξαρτημένες μεταβλητές [12]. Η MANOVA ελέγχει τις διαφορές ομάδων μέσα από πολλαπλές ποσοτικές εξαρτημένες μεταβλητές, βασιζόμενη σε κατηγορικές μεταβλητές που παίζουν το ρόλο των ανεξάρτητων μεταβλητών. Υπάρχουν τρεις βασικές κατηγορίες MANOVA:

- *Hotelling's T* : πρόκειται για το αντίστοιχο t-test της MANOVA δηλαδή μία ανεξάρτητη μεταβλητή δύο επιπέδων και πολλές εξαρτημένες.
- *One – way MANOVA* : είναι το αντίστοιχο F-test της one-way ANOVA, δηλαδή μια πολυεπίπεδη ανεξάρτητη κατηγορική μεταβλητή και πολλές εξαρτημένες.
- *Παραγοντική MANOVA* : πρόκειται για το αντίστοιχο της παραγοντικής ANOVA με πολλές ανεξάρτητες μεταβλητές και πολλές εξαρτημένες.

Εν κατακλείδει, στόχος της πολυμεταβλητής ανάλυσης είναι η μείωση των δεδομένων - μεταβλητών υπό διερεύνηση, μέσω της κατασκευής περιληπτικών μεταβλητών και την ερμηνεία κρυμμένων χαρακτηριστικών της πραγματικότητας.

3.2.4 Post- hoc συγκρίσεις

Οι post- hoc ή αλλιώς «εκ των υστέρων» συγκρίσεις ακολουθούν την ανάλυση ANOVA (ή MANOVA) εφόσον αυτή έχει καταλήξει σε στατιστικά σημαντικές διαφορές. Πρόκειται για μία διαδικασία κατά την οποία διερευνούμε την ύπαρξη πιθανών διαφορών σε όλους τους δυνατούς συνδυασμούς ζευγών ομάδων μεταβλητών.

Στην πράξη, οι post-hoc αναλύσεις συνήθως ασχολούνται με την εύρεση προτύπων και / ή σχέσεων μεταξύ υποομάδων του δείγματος που διαφορετικά θα παρέμεναν απαρατήρητα και ανεξερεύνητα. Οι post-hoc δοκιμές επεκτείνουν σε μεγάλο βαθμό το εύρος και την ικανότητα των μεθόδων που μπορούν να εφαρμοστούν σε αναγνωριστική έρευνα, περιορίζοντας την πιθανότητα λανθασμένης ανακάλυψης σημαντικών επιπτώσεων μεταξύ υποομάδων του πληθυσμού.

Υπάρχουν δύο είδη post- hoc συγκρίσεων:

- Κατά Ζεύγη (*pairwise*), όπου γίνονται συγκρίσεις δύο μέσων. Ο αριθμός των εκτελούμενων συγκρίσεων καθορίζεται από τα επίπεδα της ανεξάρτητης μεταβλητής και για a επίπεδα γίνονται $a * \frac{(a-1)}{2}$ συγκρίσεις.
- Κατά Ζεύγη και με άλλους (*pairwise and otherwise*), όπου κάθε σύγκριση περιλαμβάνει το ελάχιστο δύο συνθήκες (π.χ η ομάδα 1 και 2 vs 3). Ο αριθμός των εκτελούμενων συγκρίσεων καθορίζεται από τα επίπεδα της ανεξάρτητης μεταβλητής και για a επίπεδα γίνονται $1 + \frac{3a-1}{2} - 2a$ συγκρίσεις.

3.2.5 Μέθοδος διόρθωσης του Bonferroni

Σε αρκετές περιπτώσεις, η ανάλυση των δεδομένων μιας μελέτης μπορεί να περιλαμβάνει έναν πολύ μεγάλο αριθμό ελέγχων των υποθέσεων ανάλογα με τον αριθμό των προσδιοριστών και των εκβάσεων που διερευνώνται. Έτσι, εάν σε μια μελέτη διεξαχθούν πολλαπλοί έλεγχοι των υποθέσεων και η τιμή α διατηρηθεί ίση με 0.05 σε κάθε έλεγχο της υπόθεσης ξεχωριστά, τότε αυξάνεται σημαντικά το ποσοστό των ψευδώς θετικών αποτελεσμάτων των ελέγχων, κάτι που πρέπει να ληφθεί σοβαρά υπόψη πριν από την ανάλυση των δεδομένων [13]. Στην περίπτωση αυτή, εφαρμόζονται ορισμένες στατιστικές δοκιμασίες, η συχνότερη των οποίων είναι η διόρθωση κατά Bonferroni (Bonferroni's correction) [14], που προτάθηκε από τον Ιταλό μαθηματικό Carlo Emilio Bonferroni (1892–1960). Σύμφωνα με τη μέθοδο του Bonferroni, εάν κατά την ανάλυση των δεδομένων μιας μελέτης πρόκειται να διεξαχθούν n έλεγχοι, τότε η συνολική τιμή α (για όλους τους ελέγχους της ανάλυσης) διαιρείται με το συνολικό αριθμό των ελέγχων, που είναι ίσος με n . Με τον τρόπο αυτό μειώνεται η τιμή α για κάθε έλεγχο ξεχωριστά, έτσι ώστε η συνολική τιμή α της μελέτης να διατηρηθεί ίση με 0.05. Είναι σαφές ότι εάν δεν εφαρμοστεί η διόρθωση κατά Bonferroni, τα αποτελέσματα μπορεί να είναι τελείως παραπλανητικά, καθώς μια τιμή P ίση με 0.001 είναι στατιστικά σημαντική (οδηγώντας δυστυχώς στο συμπέρασμα ότι υπάρχει σχέση μεταξύ προσδιοριστή και συχνότητας εμφάνισης της έκβασης) χωρίς τη διόρθωση κατά Bonferroni, αλλά δεν είναι στατιστικά σημαντική έπειτα από τη διόρθωση κατά Bonferroni και εφόσον η ανάλυση των δεδομένων της μελέτης περιλαμβάνει τουλάχιστον 50 ελέγχους των υποθέσεων.

3.3 Μεθοδολογία

3.3.1 Πειραματική Διαδικασία

Για να γίνει η μελέτη της κορυφής P600 των Π.Δ. [15] χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα από δύο διαφορετικά πειράματα, τα οποία περιγράφονται αναλυτικά στην παράγραφο 2.3.1. Τα πειράματα αυτά σχεδιάστηκαν και εκτελέστηκαν με σκοπό τη μελέτη της επίδρασης μονοχρωματικής ακτινοβολίας, παρόμοιας με αυτή που εκπέμπεται από κινητό τηλέφωνο, στις συχνότητες των 900 και 1800MHz αντίστοιχα, στη λειτουργία του εγκεφάλου.

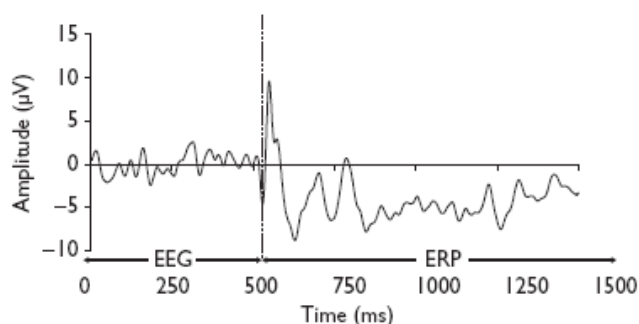
Συνοπτικά αναφέρεται ότι διαφορετικές ομάδες υγιών ατόμων έλαβαν μέρος στο κάθε πείραμα, οι οποίες ωστόσο είχαν ανάλογους μέσους όρους ηλικίας και ετών εκπαίδευσης. Η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε και στις δύο περιπτώσεις περιελάμβανε 16 ηλεκτρόδια και η «δοκιμασία» στην οποία υποβλήθηκαν οι συμμετέχοντες ήταν το test απομνημόνευσης αριθμών Wechsler. Κάθε εξεταζόμενος υποβλήθηκε στο test δύο φορές, τη μία υπό την επίδραση της ακτινοβολίας και την άλλη χωρίς. Ο χρόνος ανάμεσα στις δύο επισκέψεις ήταν 15 ημέρες, ενώ η σειρά της έκθεσης στο Η/Μ πεδίο ήταν τυχαία. Τέλος, τα πειράματα ήταν “single blind”. Κατά τη διεξαγωγή των πειραμάτων αποθηκεύονταν 1500 τιμές, δηλαδή 1500msec, εκ των οποίων τα 500 πρώτα ήταν το εγκεφαλικό σήμα πριν την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (HEΓ ηρεμίας), ενώ τα επόμενα 1000msec αντιστοιχούσαν στο εγκεφαλικό σήμα μετά την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (Π.Δ.).

3.3.2 Επεξεργασία των μετρήσεων

Τα ληφθέντα σήματα ανά άτομο και επίσκεψη πέρασαν αρχικά από ένα πρώτο στάδιο επεξεργασίας, κατά το οποίο αφαιρέθηκε η ενίσχυση για να έρθουν σε πραγματική κλίμακα, πολλαπλασιάστηκαν με το 10^6 για να μετατραπούν σε μV και επίσης πολλαπλασιάστηκαν με το -1 για να έρθουν σε μορφή οικεία στους ψυχιάτρους. Στη συνέχεια υπολογίστηκε ο γενικός μέσος όρος όλων των τιμών του HEΓ για όλες τις ερωτήσεις – 52 ερωτήσεις x 500 τιμές – και για κάθε ηλεκτρόδιο. Η τιμή που προέκυψε αφαιρέθηκε από κάθε τιμή του HEΓ. Επόμενο βήμα ήταν ο υπολογισμός του μέσου όρου των τελευταίων 100 τιμών του HEΓ (401-500msec) όλων των ερωτήσεων – 52 ερωτήσεις x 100 τιμές – για κάθε ηλεκτρόδιο, ο οποίος αφαιρέθηκε από όλες τις τιμές των Π.Δ.. Τέλος, για τη βελτιστοποίηση του σηματοθορυβικού λόγου υπολογίστηκε ο μέσος όρος των 52

επαναλήψεων σε κάθε ηλεκτρόδιο, για κάθε άτομο, σε κάθε επίσκεψή του. Οι παραπάνω διεργασίες κατέληξαν στη δημιουργία δύο αρχείων για κάθε άτομο, το ένα με τα δεδομένα υπό την επίδραση ακτινοβολίας και το άλλο χωρίς. Το κάθε ένα από τα δύο αρχεία περιείχε 1500 x 16 τιμές, του μέσου όρου των 52 ερωτήσεων σε κάθε χρονική στιγμή, για κάθε ηλεκτρόδιο.

Ένα αντιπροσωπευτικό διάγραμμα του συνολικού σήματος για ένα άτομο κι ένα ηλεκτρόδιο παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα.



Σχήμα 16: Ενδεικτικό διάγραμμα των 1500 τιμών πλάτους του ηλεκτροδίου Fz.

Για τον προσδιορισμό της κορυφής P600 βρέθηκε το πλάτος κι η χρονική στιγμή εμφάνισης της, για κάθε ηλεκτρόδιο (εκτός του ηλεκτροδίου της γείωσης) και για κάθε άτομο, ως το μέγιστο πλάτος του σήματος στο χρονικό διάστημα 500-800msec μετά το ακουστικό ερέθισμα. Για όλα τα στάδια της επεξεργασίας που περιγράφονται αναπτύχθηκαν κώδικες σε Matlab που τα υλοποιούσαν.

Προκαταρκτικός στατιστικός έλεγχος έδειξε ότι τα πλάτη κι ο λανθάνων χρόνος εμφάνισης του P600 για κάθε ηλεκτρόδιο ακολουθούν κανονική κατανομή. Αντίστοιχος έλεγχος έδειξε ότι τα παραπάνω μεγέθη ακολουθούν πολυμεταβλητή κανονική κατανομή και για το σύνολο των ηλεκτροδίων. Επιπλέον, οι δύο περιπτώσεις ακτινοβολίας (900MHz και 1800MHz) ελέγχθηκαν ως προς την επίδραση που είχαν στο πλάτος και στο χρόνο εμφάνισης του P600. Τα αποτελέσματα αυτής της ανάλυσης επέτρεψαν την ενοποίηση των δεδομένων που προήλθαν από τα δύο πειράματα υπό την επίδραση H/M ακτινοβολίας, σε ένα κοινό παράγοντα που ονομάστηκε «EMF on».

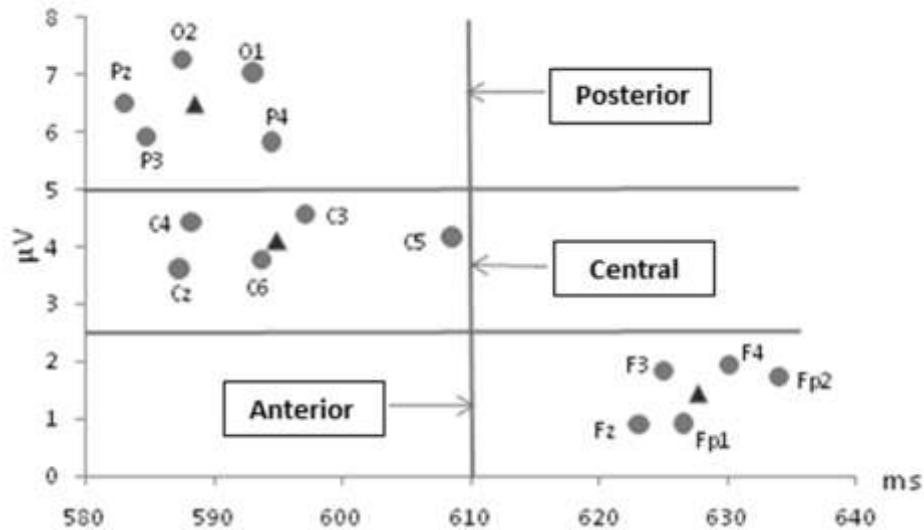
Η ισχύς των ανωτέρω προϋποθέσεων καθιστά επιτρεπτή και εφικτή τη χρήση πολυμεταβλητών, παραμετρικών διαδικασιών, όπως είναι η ανάλυση της διακύμανσης για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις, η ανάλυση κύριων συνιστωσών και η πολυμεταβλητή ανάλυση της διακύμανσης.

Συγκεκριμένα, ο χρόνος εμφάνισης και το πλάτος της κορυφής P600 για τα 15 ηλεκτρόδια υποβλήθηκαν ξεχωριστά σε ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων, με τα ηλεκτρόδια να είναι ο εντός των ατόμων παράγοντας. Η διαδικασία αυτή ακολουθήθηκε από post-hoc συγκρίσεις. Μία ξεχωριστή ανάλυση αφορούσε στην ανάλυση παραγόντων του πλάτους και του χρόνου εμφάνισης του P600 στα 15 ηλεκτρόδια με τη μέθοδο του PCA, ακολουθούμενη από ορθογώνια περιστροφή των παραγόντων που προέκυψαν. Τα αποτελέσματα των δύο μεθόδων, της ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων και του PCA, τέθηκαν υπό σύγκριση.

Η τελευταία επεξεργασία στην οποία υποβλήθηκαν οι παράμετροι πλάτος και λανθάνων χρόνος εμφάνισης της κορύφωσης P600 ήταν η MANOVA, με το φύλο και την πειραματική συνθήκη (παρουσία ή απουσία ακτινοβολίας) ως μεταξύ των ατόμων παράγοντες. Οι διαφορές στις μέσες τιμές των προαναφερθέντων παραμέτρων ανάμεσα στους άντρες και τις γυναίκες, υπό την επίδραση ή μη της ακτινοβολίας τέθηκαν σε post-hoc συγκρίσεις, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο διόρθωσης του Bonferroni. Τέλος, το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας καθορίστηκε στο 0.05.

3.4 Αποτελέσματα

Αναφορικά με τις μέσες τιμές του πλάτους των κορυφών P600, η ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων απέδειξε ότι αυτές διαφέρουν σημαντικά στα 15 ηλεκτρόδια ($F_{14,1078}=34.2$, $p<0.01$). Όπως αποκάλυψε η post-hoc ανάλυση, υπάρχουν τρεις ομάδες ηλεκτροδίων. Το Σχήμα 17 δείχνει ότι η μέση τιμή των πλατών των πρόσθιων ηλεκτροδίων ($1.45 \pm 5.69 \mu\text{V}$) είναι σημαντικά χαμηλότερη από εκείνη των οπίσθιων ($6.50 \pm 3.89 \mu\text{V}$). Τέλος, οι μέσες τιμές των πλατών των κεντρικών ηλεκτροδίων βρίσκονται μεταξύ αυτών των δύο άκρων ($4.11 \pm 4.93 \mu\text{V}$).



Σχήμα 17: Διάγραμμα σημείων των πλατών σε σχέση με τον λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης της κορυφής P600 για όλα τα ηλεκτρόδια. Τα τρίγωνα δείχνουν τη μέση τιμή της κάθε ομάδας.

Από την άλλη πλευρά, η ανάλυση παραγόντων των πλατών του P600 αποκάλυψε δύο παράγοντες που εξηγούν το 78,2% της συνολικής διακύμανσης. Όπως φαίνεται στον Πίνακα 6, αυτοί οι δύο παράγοντες αντιστοιχούν σε δύο διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου. Τα πρόσθια ηλεκτρόδια (Fp1, Fz, Fp2, F3, F4) έχουν υψηλές φορτίσεις μόνο στον πρώτο παράγοντα, ενώ τα οπίσθια ηλεκτρόδια (O2, P4, P3, Pz, O1) ανήκουν μόνο στο δεύτερο παράγοντα. Τα κεντρικά ηλεκτρόδια (C3, C4, C5, C6, Cz) παρουσιάζουν υψηλές φορτίσεις και στους δύο παράγοντες.

Lead	AMPLITUDES			LATENCIES		
	Factors		Mean ± SD	Factors		Mean ± SD
	1	2		1	2	
Fp1	0.94		Anterior 1.45±5.69	0.85		Anterior 628±86
Fz	0.89			0.82		
Fp2	0.87			0.79		
F3	0.83			0.75		
F4	0.77			0.74		
C5	0.69	0.60	Central 4.11±4.93	0.68	0.58	Central 595±74
C6	0.69	0.65		0.65	0.52	
C3	0.52	0.77		0.58	0.45	
Cz	0.64	0.69		0.50	0.63	

C4	0.60	0.65		0.55	0.61	
O2		0.85	Posterior 6.50±3.89		0.83	Posterior 589±68
P4		0.81			0.79	
P3		0.74			0.77	
Pz		0.73			0.74	
O1		0.55			0.70	

Πίνακας 6: Ανάλυση παραγόντων στα πλάτη και τον λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης της κορυφής P600.

Οι τιμές αντιστοιχούν στις φορτίσεις των μεταβλητών για τον κάθε παράγοντα. Οι μη σημαντικές φορτίσεις (< 0.50) δεν εμφανίζονται.

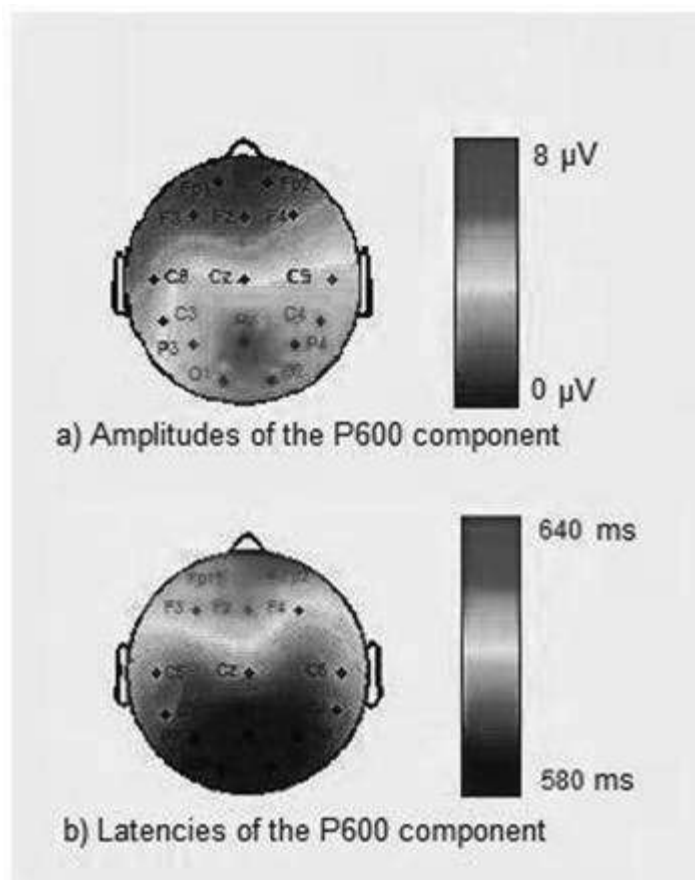
Η διάκριση των ηλεκτροδίων μέσω της ανάλυσης παραγόντων συνάδει με τη διαφοροποίηση του εύρους τιμών των ηλεκτροδίων, όπως προκύπτει από τα αποτελέσματα της ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων. Και οι δύο μέθοδοι οδηγούν σε τρεις διακριτές εντοπισμένες ομάδες: στην πρώτη ανήκουν τα πρόσθια ηλεκτρόδια, στη δεύτερη τα κεντρικά και στην τρίτη ομάδα είναι τα οπίσθια ηλεκτρόδια.

Σχετικά με τις μέσες τιμές του λανθάνοντα χρόνου εμφάνισης του P600, η ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων κατέληξε ότι είναι σημαντικά διαφορετικές στα 15 ηλεκτρόδια ($F_{14,1078}=6.4$, $p<0.01$). Σύμφωνα με την post-hoc ανάλυση, υπάρχουν δύο διαφορετικές ομάδες ηλεκτροδίων (Σχήμα 17). Η μέση τιμή του χρόνου εμφάνισης του P600 στα πρόσθια ηλεκτρόδια ($628 \pm 86\text{msec}$) είναι σημαντικά υψηλότερη από εκείνη των οπίσθιων ηλεκτροδίων ($589 \pm 68\text{msec}$). Σε ότι αφορά τα κεντρικά ηλεκτρόδια βρίσκονται μεταξύ αυτών των δύο ομάδων ($595 \pm 74\text{msec}$), προσεγγίζοντας τις τιμές των οπίσθιων ηλεκτροδίων.

Η ανάλυση παραγόντων του λανθάνοντα χρόνου εμφάνισης του P600 αποκάλυψε δύο παράγοντες που εξηγούν το 66,6% της συνολικής διακύμανσης. Αυτοί οι δύο παράγοντες αντιστοιχούν σε δύο διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου (Πίνακας 6). Τα πρόσθια ηλεκτρόδια (Fp1, Fz, Fp2, F3, F4) έχουν υψηλές φορτίσεις μόνο στον πρώτο παράγοντα, ενώ τα οπίσθια ηλεκτρόδια (O2, P4, P3, Pz, O1) ανήκουν μόνο στο δεύτερο παράγοντα. Τα κεντρικά ηλεκτρόδια (C3, C4, C5, C6, Cz) παρουσιάζουν υψηλές φορτίσεις και στους δύο παράγοντες. Όπως δείχνει το Σχήμα 17, ο λανθάνων χρόνος εμφάνισης του P600 διαχωρίζει τα ηλεκτρόδια σε δύο διαφορετικές εντοπισμένες ομάδες: στην πρώτη ανήκουν τα κεντρικά και τα οπίσθια ηλεκτρόδια με τιμές μικρότερες από 610msec και στη δεύτερη ανήκουν τα πρόσθια ηλεκτρόδια με τιμές μεταξύ 610 και 640msec.

Η διαφοροποίηση των ηλεκτροδίων με βάση το χρόνο εμφάνισης του P600 στην οποία οδήγησε η παραγοντική ανάλυση είναι σε συμφωνία με τις σημαντικές διαφορές ανάμεσα στα ηλεκτρόδια που κατέδειξε η ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων.

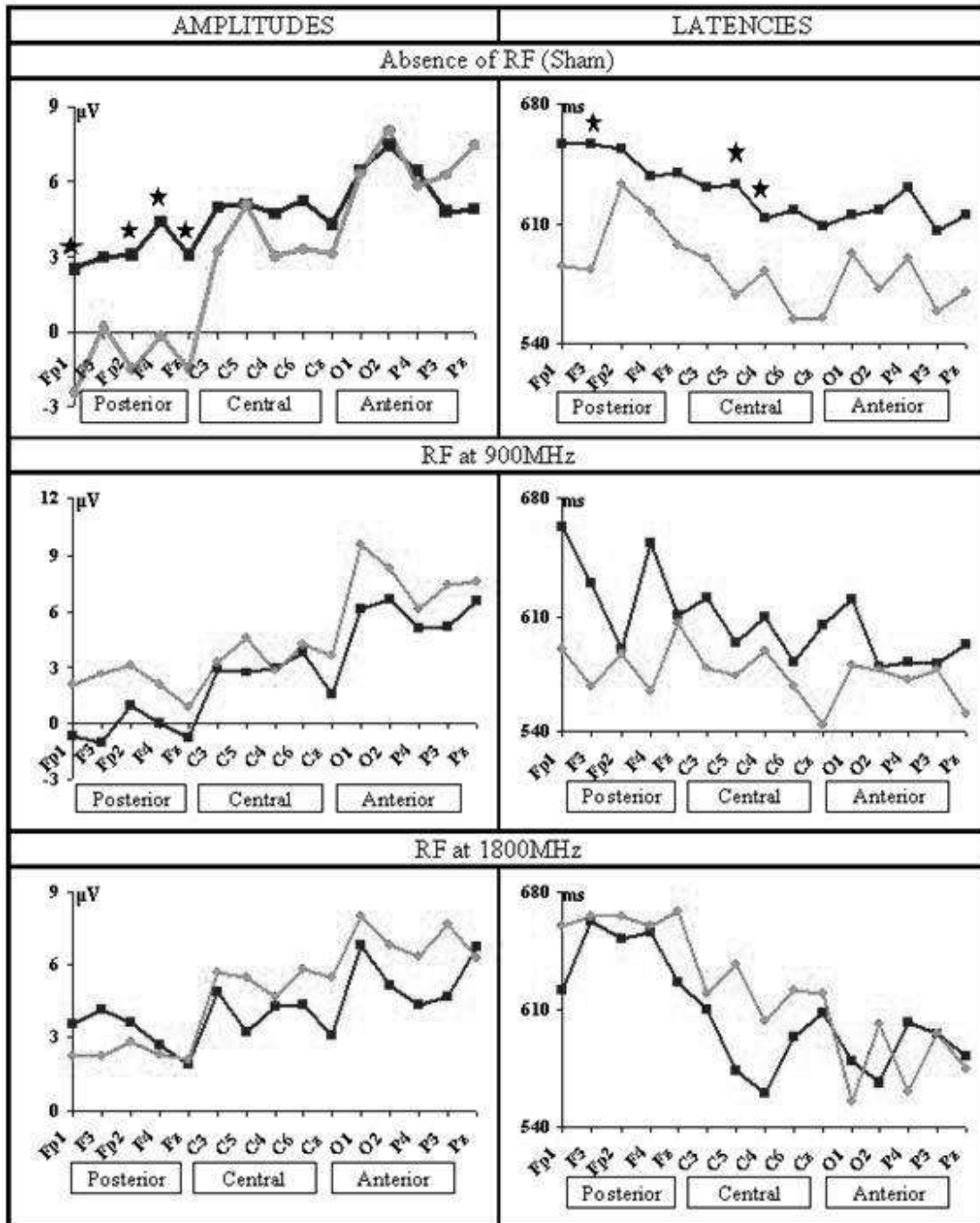
Τα πρότυπα ενεργοποίησης του πλάτους και του λανθάνοντα χρόνου εμφάνισης του P600 παρουσιάζονται στα Σχήματα 18 και 19. Όπως φαίνεται, η ενεργοποίηση της κορυφής P600 εμφανίζεται πιο νωρίς και πιο έντονα στην περιοχή των οπίσθιων ηλεκτροδίων, ενώ επίσης νωρίς αλλά με λιγότερο έντονο τρόπο ενεργοποιείται στα κεντρικά ηλεκτρόδια. Αντίθετα, η ενεργοποίηση στα πρόσθια ηλεκτρόδια λαμβάνει χώρα περίπου 40msec αργότερα, με σημαντικά μειωμένη ένταση.



Σχήμα 18: Απεικόνιση των ολικών μέσων των α) πλατών και β) λανθάνοντων χρόνων εμφάνισης της κορυφής P600.

Εκτός από τη σημαντική επίδραση των ηλεκτροδίων, τόσο τα πλάτη όσο και ο χρόνος εμφάνισης του P600 φάνηκε να επηρεάζονται σημαντικά από την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με το φύλο. Το φαινόμενο αυτό εκδηλώνεται στα πρόσθια ηλεκτρόδια αναφορικά με τα πλάτη και στα κεντρικά ηλεκτρόδια αναφορικά με το χρόνο εμφάνισης. Όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα 19, στην περίπτωση απουσίας της ακτινοβολίας, οι

γυναίκες έχουν σημαντικά χαμηλότερα πλάτη στα ηλεκτροδια Fz, F4, Fp1 και Fp2 και νωρίτερους χρόνους εμφάνισης στα C4, C5 και F3 από ότι οι άντρες. Αυτές οι διαφορές εξαλείφονται από την παρουσία της ακτινοβολίας τόσο στα 900MHz, όσο και στα 1800MHz.



Σχήμα 19: Μέσες τιμές πλάτους και λανθάνοντα χρόνου εμφάνισης της κορυφής P600 για τους άντρες (μαύρες γραμμές) και τις γυναίκες (γκρι γραμμές) κατά την απουσία ακτινοβολίας, στα 900 MHz και στα 1800 MHz. Οι στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στα δύο φύλα επισημαίνονται με αστερίσκο.

3.5 Συμπεράσματα

Η ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων και η ανάλυση κύριων παραγόντων για τα πλάτη και τους λανθάνοντες χρόνους εμφάνισης της κορυφής P600 παρήγαγαν ομόλογα αποτελέσματα, κατατάσσοντας τα ηλεκτρόδια της κεφαλής σε τρεις κατηγορίες με σαφώς καθορισμένα σύνορα. Η κορυφή P600 εμφανίζεται νωρίτερα στα οπίσθια και τα κεντρικά ηλεκτρόδια (βρεγματο-κεντρικά), με μείωση της έντασης από τα οπίσθια στα κεντρικά. Η κορυφή έρχεται στα πρόσθια ηλεκτρόδια 40msec αργότερα με ακόμα πιο μειωμένα πλάτη. Αυτό σημαίνει ότι υπάρχουν διαφορετικές περιοχές στο κεφάλι, όπου τα ηλεκτρόδια συμπεριφέρονται με κοινό τρόπο, ο οποίος διαφέρει από τα ηλεκτρόδια των υπόλοιπων περιοχών. Μία ενδιαφέρουσα παρατήρηση είναι ότι οι διαφορές μεταξύ αρσενικών και θηλυκών ατόμων σε περίπτωση απουσίας ακτινοβολίας παρατηρούνται ταυτόχρονα στα διάφορα ηλεκτρόδια εντός της ίδιας περιοχής, τόσο για τα πλάτη (πρόσθια ηλεκτρόδια) όσο και για το χρόνο εμφάνισης (κεντρικά ηλεκτρόδια) του P600.

Τα ευρήματα της παρούσας μελέτης απεκάλυψαν διαφοροποιήσεις που σχετίζονται με το φύλο κατά την απουσία ακτινοβολίας, οι οποίες εξαφανίζονται με την παρουσία της ακτινοβολίας. Συγκεκριμένα, στην περίπτωση απουσίας ακτινοβολίας οι γυναίκες εμφάνισαν σημαντικά χαμηλότερη πλάτη στα ηλεκτρόδια Fz, F4, Fp1 και Fp2 ενώ στα C4, C5 και F3 το P600 εμφανίστηκε νωρίτερα από ότι στους άνδρες. Αυτές οι διαφορές εξαφανίστηκαν στην παρουσία της ακτινοβολίας.

Όπως προαναφέρθηκε, έχει υποστηριχθεί ότι το P600 σχετίζεται με γλωσσικές και / ή μη γλωσσικές διεργασίες, όπως η λειτουργική μνήμη. Παρά το γεγονός ότι η βιολογική βάση για τις διαφορές εξαιτίας του φύλου στην γνωστική λειτουργία παραμένει ασαφής, έχει διατυπωθεί η υπόθεση ότι οι γυναίκες και οι άνδρες διαφέρουν ως προς την νευρική οργάνωση των γλωσσικών λειτουργιών, δηλαδή, ως προς τον εντοπισμό των λειτουργιών στην αριστερή ή στη δεξιά πλευρά του εγκεφάλου. Διαφοροποιήσεις στην επεξεργασία του λόγου εξαιτίας του φύλου έχουν αναφερθεί κυρίως με χρήση λειτουργικής απεικόνισης του εγκεφάλου και μεθόδων συμπεριφοράς. Μερικές από αυτές τις μελέτες διαπίστωσαν διαφορές στη χρησιμοποιούμενη πλευρά του εγκεφάλου οφειλόμενες στο φύλο, κατά την αναγνώριση λέξεων [16][17][18]. Σε μια ανάλυση των διαφορών λόγω φύλου στην επεξεργασία της γλώσσας [19], η επίδραση της αρνητικής κορυφής N400 βρέθηκε νωρίτερα και μεγαλύτερη στις γυναίκες, ενώ η επίδραση των Ύστερων Θετικών Συστατικών (Late Positive Complex –LPC) όπως είναι η κυματομορφή P600, ήταν μεγαλύτερη στους άνδρες.

Η συγκεκριμένη μελέτη αποτελεί ίσως την πρώτη προσπάθεια ηλεκτροφυσιολογικής διερεύνησης των επιπτώσεων της Η/Μ ακτινοβολίας στην κορυφή Ρ600 των Π.Δ.. Η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας και του φύλου μπορεί να σχετίζονται τόσο με τη διαφοροποίηση στην επεξεργασία των πληροφοριών που εμφανίζουν τα δύο φύλα, όπως αναφέρεται παραπάνω, όσο και με τη φύση της αλληλεπίδρασης των ραδιοσυχνοτήτων με τα βιολογικά συστήματα. Για την εξήγηση της επίδρασης των ραδιοσημάτων στον ανθρώπινο εγκέφαλο έχουν προταθεί διάφοροι μηχανισμοί [20].

Εν κατακλείδει, η εφαρμογή της ανάλυσης κύριων συνιστωσών παρέχει ένα επαρκές μοντέλο της χωρικής κατανομής των Π.Δ. που αντιστοιχούν στην κυματομορφή Ρ600, το οποίο επιβεβαιώνεται και από την ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων. Αυτή η προσέγγιση μπορεί να είναι πολύ χρήσιμη σε μια περίοδο όπου η πολυκάναλη καταγραφή της λειτουργίας του εγκεφάλου τείνει να γίνει κανόνας, παρέχοντας πολύτιμες πληροφορίες για τους ψυχοφυσιολογικούς δείκτες, συμπληρωματικά στα συμβατικά μέτρα.

3.6 Βιβλιογραφία

- [1] C. Cook, D. Saucier, A. Thomas, F. Prato, **Exposure to ELF magnetic and ELF-modulated radiofrequency fields: the time course of physiological and cognitive effects observed in recent studies**, *Bioelectromagnetics* 27 (2006) 613-627.
- [2] R. Croft, J. Chandler, A. Burgess, R. Barry, J. Williams, A. Clarke, **Acute mobile phone operation affects neural function in humans**, *Clinical Neurophysiology* 113 (2002) 1623-1632.
- [3] J. Daltrozzo, N. Wioland, B. Kotchoubey, **Sex differences in two event-related potentials components related to semantic priming**, *Archives of Sexual Behavior* 36 (2007) 555-568.
- [4] J. Dien, W. Khoe, G. Mangun, **Evaluation of PCA and ICA of simulated ERPs: Promax vs. Infomax rotations**, *Human Brain Mapping* 28 (2007) 742-763.
- [5] F. Ferreri, G. Curcio, P. Pasqualetti, L. De Gennaro, R. Fini, P. Rossini, **Mobile phone emissions and human brain excitability**, *Annals of Neurology* 60 (2006) 188-196.
- [6] G. Freude, P. Ullsperger, S. Eggert, I. Ruppe, **Effects of microwaves emitted by cellular phones on human slow brain potentials**, *Bioelectromagnetics* 19 (1998) 384-387.
- [7] A. Friederici, K. Steinhauer, S. Frisch, **Lexical integration: sequential effects of syntactic and semantic information**, *Memory & Cognition* 27 (1999) 438-453.
- [8] A. Friederici, **Event-related brain potential studies in language**, *Current Neurology and Neuroscience Reports* 4 (2004) 466-470.
- [9] P. Graben, S. Gerth, S. Vasishth, **Towards dynamical system models of language related brain potentials**, *Cognitive Neurodynamics* 2 (2008) 229-255.
- [10] K. Pearson, **On Lines and Planes of Closest Fit to Systems of Points in Space**, *Philosophical Magazine* 2 (1901) 559-572.
- [11] H. Hotelling, **Analysis of a complex of statistical variable into principal components**, *Journal of Educational Psychology* 24 (1933) 417-441.
- [12] J. Bray, S. Maxwell, **Multivariate Analysis of Variance**, Sage Publications (1985).

- [13] P. Bofetta, J. McLaughlin, C. La Vecchia, R. Tarone, L. Lipworth, W. Blot, **False-positive results in cancer epidemiology: A plea for epistemological modesty**, *Journal of National Cancer Institute* 100 (2008) 988–995.
- [14] J. Shaffer, **Multiple Hypothesis Testing**, *Annual Review of Psychology* 46 (1995) 561–584.
- [15] A. Maganioti, C. Hountala, C. Papageorgiou, M. Kyprianoy, A. Rabavilas, C. Capsalis, **Principal component analysis of the P600 waveform: RF and gender effects**, *Neuroscience Letters* 478 (2010) 19-23.
- [16] H. Hill, F. Ott, C. Herbert, M. Weisbrod, **Response Execution in Lexical Decision Tasks Obscures Sex-specific Lateralization Effects in Language Processing: Evidence from Eventrelated Potential Measures during Word Reading**, *Cerebral Cortex* 16 (2006) 978-989.
- [17] S. Ortigue, G. Thut, T. Landis, C. Michel, **Time-resolved sex differences in language lateralization**, *Brain* 128 (2005) 28.
- [18] P. Walla, B. Hufnagl, G. Lindinger, L. Deecke, W. Lang, **Physiological evidence of gender differences in word recognition: a magnetoencephalographic (MEG) study**, *Brain Research Cognitive Brain Research* 12 (2001) 49–54.
- [19] J. Daltrozzo, N. Wioland, B. Kotchoubey, **Sex differences in two event-related potentials components related to semantic priming**, *Archives of Sexual Behavior* 36 (2007) 555-568.
- [20] F. Ferreri, G. Curcio, P. Pasqualetti, L. De Gennaro, R. Fini, P. Rossini, **Mobile phone emissions and human brain excitability**, *Annals of Neurology* 60 (2006) 188-196.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 : ΣΥΝΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ

ΣΗΜΑΤΩΝ Π.Δ. ΜΕ ΜΕΘΟΔΟΥΣ ΧΡΟΝΟΛΟΓΙΚΩΝ

ΣΕΙΡΩΝ

Στο παρόν κεφάλαιο μελετάται η συνδιακύμανση ανάμεσα σε σήματα Π.Δ., χρησιμοποιώντας μεθόδους χρονολογικών σειρών και συγκεκριμένα τη μέθοδο της συνολοκλήρωσης. Γίνεται αναλυτική περιγραφή των θεωρητικών εννοιών καθώς και της διαδικασίας που ακολουθείται κατά την εφαρμογή της μεθόδου στα δεδομένα. Τέλος, παρατίθενται τα αποτελέσματα που προκύπτουν και τα συμπεράσματα που εξάγονται.

4.1 Χρονοσειρές

4.1.1 Ανάλυση Χρονοσειρών

Με τον όρο χρονοσειρά εννοούμε συνήθως μια ακολουθία $\{x_t: t = 0, 1, 2, \dots\}$, όπου κάθε x_t εκφράζει την κατά την χρονική στιγμή t κατάσταση ενός συστήματος το οποίο εξελίσσεται στο χρόνο, κατά τυχαίο εν γένει τρόπο (στοχαστικό σύστημα). Οι χρονοσειρές μπορούν να αφορούν διακριτά μεγέθη x_t σε διακριτό χρόνο t , διακριτά μεγέθη x_t σε συνεχή χρόνο t , συνεχή μεγέθη x_t σε διακριτό χρόνο t , και συνεχή μεγέθη x_t σε συνεχή χρόνο t .

Μερικά πολύ απλά μοντέλα χρονοσειρών, τα οποία από μόνα τους δεν έχουν ενδιαφέρον αλλά βοηθούν στο κτίσιμο σύνθετων μοντέλων, είναι τα παρακάτω:

- **Ανεξάρτητες ισόνομες τυχαίες μεταβλητές:** πρόκειται για μία ακολουθία $\{X_n\}$ για την οποία ισχύει: $P(X_1 \leq x_1, X_2 \leq x_2, \dots, X_n \leq x_n) = P(X_1 \leq x_1)P(X_2 \leq x_2) \dots P(X_n \leq x_n)$ με $E\{X_t\} = 0 \forall t$.
- **Λευκός θόρυβος (white noise):** είναι μία ακολουθία $\{e_t\}$ ασυσχέτιστων τυχαίων μεταβλητών, κάθε μία από τις οποίες έχει $E\{e_t\}=0$ και $\text{Var}\{e_t\}=\sigma^2$.
- **Τυχαίος περίπατος (random walk):** πρόκειται για μία ακολουθία $\{S_t\}$, $t=1, \dots, n$, για την οποία ισχύει $S_t=X_1+X_2+\dots+X_t$ όπου $\{X_t\}$ ακολουθία με $E\{X_t\}=0$ και $\text{Var}\{X_t\}=\sigma^2$.

Υπάρχει πληθώρα στατιστικών μεθόδων για την ανάλυση των χρονοσειρών, οι οποίες χωρίζονται σε δυο κατηγορίες, αυτές που βασίζονται στη μελέτη συναρτήσεων που εξαρτώνται από το χρόνο και σε αυτές οι οποίες εξαρτώνται από τις συχνότητες και ερευνούν τις περιοδικές ιδιότητες που μπορεί να έχει η σειρά.

Τα τρία κυριότερα στοιχεία της ανάλυσης χρονοσειρών είναι η περιγραφή, η επεξήγηση και η πρόβλεψη των εξαρτημένων δεδομένων. Η περιγραφή επιτυγχάνεται με τη βοήθεια διάφορων γραφημάτων, ενώ η επεξήγηση χρησιμοποιώντας κάποιας μορφής μοντέλα για να εξερευνηθούν οι μηχανισμοί δημιουργίας της χρονοσειράς.

Από την άλλη πλευρά, για να προβλεφθούν οι μελλοντικές τιμές της χρονοσειράς χρησιμοποιείται ένα μοντέλο με βάση τις μέχρι σήμερα τιμές τις ίδιας χρονοσειράς, είτε ακόμα και σε συνδυασμό με τις μέχρι σήμερα τιμές μιας άλλης χρονοσειράς, η οποία εξελίσσεται παράλληλα με την πρώτη και επιδρά πάνω σ' αυτή, οπότε μιλάμε για πολυμεταβλητές χρονοσειρές.

4.1.2 Στασιμότητα

Ένα από τα κυριότερα χαρακτηριστικά μίας χρονοσειράς είναι η στασιμότητα. Μια χρονοσειρά θεωρείται στάσιμη όταν οι διακυμάνσεις των τιμών της δε διαφοροποιούνται με το χρόνο. Μια μη στάσιμη χρονοσειρά μπορεί να έχει τάσεις (trends), δηλαδή αργές αλλαγές στη μέση τιμή της με το χρόνο. Μια μη στάσιμη χρονοσειρά μπορεί επίσης να παρουσιάζει περιοδικότητα, που όταν αναφέρεται σε συγκεκριμένες περιόδους που σχετίζονται με φυσικές εποχές του έτους (μήνα, τρίμηνο, τετράμηνο) λέγεται και εποχικότητα.

Οι χρονολογικές σειρές μπορεί να είναι αυστηρά στάσιμες, ασθενώς στάσιμες (ή απλά στάσιμες) ή μη στάσιμες:

- **Αυστηρά στάσιμη** χαρακτηρίζεται μια χρονολογική σειρά αν η κατανομή που ακολουθεί παραμένει αμετάβλητη διαχρονικά, δηλαδή η πιθανότητα για ένα μέγεθος να βρίσκεται μέσα σε ένα συγκεκριμένο διάστημα τιμών είναι η ίδια τώρα, όπως στο παρελθόν και στο μέλλον.
- **Ασθενώς στάσιμη** ή **απλά στάσιμη** χαρακτηρίζεται μια χρονολογική σειρά όταν ο μέσος όρος της, η διακύμανση της και η συνδιακύμανση της είναι σταθερά για οποιοδήποτε δείγμα δηλαδή:
 - ο μέσος $E(X_t) = \mu$ είναι σταθερός για όλα τα t
 - η διακύμανση $\text{Var}(X_t) = E(X_{t-\mu})^2 = \sigma^2$ είναι σταθερή για όλα τα t
 - η συνδιακύμανση $\text{Cov}(X_t, X_{t+k}) = E[(X_{t-\mu})(X_{t+k-\mu})] = \gamma_k$ είναι σταθερή για όλα τα T και $k \neq 0$
- **Μη στάσιμη** χαρακτηρίζεται μια χρονολογική σειρά όταν μία ή περισσότερες από τις 3 συνθήκες για στασιμότητα που αναφέρθηκαν προηγουμένως δεν εκπληρώνεται.

4.1.3 Απαλοιφή Τάσης και Περιοδικότητας

Η μη στασιμότητα αποτελεί σοβαρό πρόβλημα στην ανάλυση χρονοσειρών και ιδιαίτερα όταν γίνεται προσπάθεια προβλέψεων. Σε χρονοσειρές με έντονη περιοδικότητα ή εποχικότητα είναι χρήσιμο πρώτα να ουδετεροποιηθεί η επίδραση της περιοδικής ή εποχικής συνιστώσας πριν γίνει ανάλυση της χρονοσειράς.

Γενικά μια χρονοσειρά μπορεί να διαχωριστεί σε τρεις συνιστώσες ως εξής:

$$X_t = \mu_t + s_t + Y_t,$$

όπου μ_t είναι η συνιστώσα της τάσης, s_t η συνιστώσα της περιοδικότητας για κάποια περίοδο d ($s_{t-d} = s_t$) και Y_t είναι η χρονοσειρά των υπολοίπων, αν αφαιρεθεί από την παρατηρούμενη χρονοσειρά η τάση και η περιοδικότητα. Η τάση κι η περιοδικότητα είναι και οι δύο συναρτήσεις του χρόνου και δεν περιέχουν πληροφορία για τη δυναμική του συστήματος, δηλαδή την εξάρτηση της παρατήρησης X_t από τις προηγούμενες παρατηρήσεις.

Υπάρχουν δύο είδη τάσης που καθιστούν μία χρονολογική σειρά μη στάσιμη:

- η ντετερμινιστική τάση, η οποία μπορεί να περιγραφεί ικανοποιητικά ως κάποια γνωστή συνάρτηση του χρόνου,
- η στοχαστική τάση, η οποία είναι τυχαία και δεν περιγράφεται ικανοποιητικά από καμία γνωστή συνάρτηση του χρόνου.

Για να εξαλειφθεί η ντετερμινιστική τάση και η περιοδικότητα και να διερευνηθεί η δυναμική του συστήματος, θα πρέπει, αφού εκτιμηθούν οι συναρτήσεις μ_t και s_t , να αφαιρεθούν από τη X_t , για να προκύψει τελικά η χρονοσειρά των υπολοίπων Y_t . Μια χρονολογική σειρά X_t με ντετερμινιστική τάση, μπορεί να μετατραπεί σε στάσιμη εάν υπολογιστούν οι πρώτες διαφορές της, δηλαδή

$$Y_t = X_t - X_{t-1} = (1 - L)X_t$$

όπου L ο τελεστής υστέρησης για τον οποίο ισχύει $L * X_t = X_{t-1}$, ή τις δεύτερες διαφορές και ούτω καθεξής. Κατά αυτό τον τρόπο, η χρονολογική σειρά λέγεται ότι «**ολοκληρώνεται**» στη συγκεκριμένη τάξη. Γενικά, αν μία μη στάσιμη χρονολογική σειρά X_t μετατρέπεται σε στάσιμη αφού πάρουμε τις d διαφορές της, τότε λέμε ότι X_t είναι ολοκληρωμένη d τάξης και συμβολίζεται ως $I(d)$. Αν δε μετατρέπεται σε στάσιμη όσες διαφορές και να πάρουμε τότε λέμε ότι η X_t είναι μη ολοκληρωμένη.

4.1.4 Έλεγχοι Στασιμότητας

Για να διερευνηθεί η στασιμότητα σε μια χρονοσειρά, μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφορες μέθοδοι, τεχνικές καθώς και στατιστικοί έλεγχοι. Υπάρχουν οι οπτικοί έλεγχοι, οι οποίοι είναι άτυποι και παρέχουν κατά προσέγγιση πληροφόρηση μέσω κάποιων διαγραμμάτων. Εκτός αυτών, υπάρχουν κι οι τυπικοί έλεγχοι, οι οποίοι μπορούν να διακριθούν σε δύο κατηγορίες, στους κλασσικούς ελέγχους, οι οποίοι περιλαμβάνουν την έννοια της συνάρτησης αυτοσυσχέτισης, και στους σύγχρονους ελέγχους, οι οποίοι περιλαμβάνουν την έννοια των μοναδιαίων ριζών.

Η πιο συνηθισμένοι σύγχρονοι έλεγχοι είναι ο Απλός κι ο Επαυξημένος Έλεγχος των Dickey Fuller (DF test και ADF test) [1][2], η μεθοδολογία των Phillips και Perron (PP) [3], η Γενικευμένη Μέθοδος των Ελαχίστων Τετραγώνων των Dickey-Fuller (DF-GLS), ο Έλεγχος του Βέλτιστου Σημείου των Elliott, Rothenberg και Stock (ERS) [4], ο Έλεγχος Μοναδιαίας Ρίζας των Serena Ng και Pierre Perron (Ng and Perron) [5] κι ο Έλεγχος των Kwiatkowski, Phillips, Schmidt και Shin (KPSS) [6].

Ο Έλεγχος KPSS διαφέρει από τους προηγούμενους ελέγχους ως προς τη μηδενική του υπόθεση, η οποία αφορά στη στασιμότητα της σειράς, ενώ οι υπόλοιποι έλεγχοι έχουν ως μηδενική υπόθεση τη μη στασιμότητά της. Αυτό δίνει μια σημαντική εναλλακτική λύση, δεδομένου ότι σε πολλές περιπτώσεις ενδιαφέρει ο έλεγχος της στασιμότητας κι όχι της μη στασιμότητας λόγω μοναδιαίας ρίζας.

4.1.4.1 Έλεγχος KPSS

Ο έλεγχος των Kwiatkowski, Phillips, Schmidt, and Shin (KPSS) (1992) [6] χρησιμοποιείται για την επιβεβαίωση της στασιμότητας στη μηδενική υπόθεση και βασίζεται στον πολλαπλασιαστική Lagrange (LM). Υπό τη μηδενική υπόθεση της στασιμότητας, οι Kwiatkowski Phillips, Schmidt, and Shin παλινδρόμησαν τη χρονική σειρά X_t πάνω στη σταθερά r_0 και υπολόγισαν το άθροισμα των καταλοίπων S_t ως εξής:

$$X_t = r_0 + \varepsilon_t$$

$$S_t = \sum_{i=1}^t \hat{\varepsilon}_i = \sum_{i=1}^t (X_i - \hat{r}_0) = \sum_{i=1}^t (X_i - \bar{X}), \quad \text{με } t = 1, 2, \dots, T$$

οπότε ο στατιστικός έλεγχος των KPSS υπολογίζεται ως ακολούθως:

$$LM = \hat{n}_\mu = \frac{T^{-2} \sum_{t=1}^T S_t^2}{\hat{\lambda}^2(q)}$$

όπου λ^2 δείχνει τον εκτιμητή των Newey-West του φάσματος των καταλοίπων στη συχνότητα μηδέν και T το μέγεθος των παρατηρήσεων. Η τιμή της στατιστικής συνάρτησης του ελέγχου των KPSS συγκρίνεται με τις κρίσιμες τιμές των Kwiatkowski Phillips, Schmidt, and Shin.

4.1.5 Συνολοκλήρωση

Όταν τα δεδομένα που χρησιμοποιούνται σε ένα υπόδειγμα, δεν προέρχονται από στάσιμες χρονικές σειρές εμφανίζεται το πρόβλημα της κίβδηλης ή νόθου παλινδρόμησης (spurious regression) [7]. Το πρόβλημα της κίβδηλης παλινδρόμησης μπορεί επίσης να συμβεί όταν δύο χρονικές σειρές σε μια παλινδρόμηση έχουν σε μεγάλο βαθμό υψηλή συσχέτιση, ενώ δεν έχουν καμιά πραγματική σχέση μεταξύ τους. Η υψηλή συσχέτιση οφείλεται στην ύπαρξη χρονικών τάσεων και στις δύο χρονικές σειρές [8].

Ο έλεγχος της συνολοκλήρωσης (co-integration) αποτελεί μία από τις ευρέως χρησιμοποιούμενες μεθόδους για την εξέταση των μακροχρόνιων σχέσεων μεταξύ χρονοσειρών. Το φαινόμενο της συνολοκλήρωσης παρατηρείται όταν ο γραμμικός συνδυασμός δύο ή περισσότερων μη στάσιμων χρονοσειρών είναι μία στάσιμη χρονοσειρά. Η θεωρία της συνολοκλήρωσης βασίζεται στο ότι αν υπάρχει μακροχρόνια ισορροπία μεταξύ δύο μεταβλητών τότε, η βραχυχρόνια συμπεριφορά τους μπορεί να διαφέρει από τη μακροχρόνια, αλλά σταδιακά θα προσαρμόζεται κάθε φορά σε αυτή [9]. Με αυτόν τον τρόπο δίνεται η δυνατότητα εξακρίβωσης πραγματικών σχέσεων μεταξύ δύο σειρών, αποφεύγοντας τον κίνδυνο της νόθου παλινδρόμησης, ανεξάρτητα από το εάν οι χρονοσειρές που εξετάζονται είναι στάσιμες.

Η βασικότερη μεθοδολογία που ακολουθείται για τον έλεγχο της συνολοκλήρωσης δύο χρονοσειρών είναι αυτή των Engle και Granger, η οποία ονομάζεται και μέθοδος συνολοκλήρωσης βάσει των καταλοίπων, και στηρίζεται στον έλεγχο της στασιμότητας των καταλοίπων.

Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή, αν δύο ή περισσότερες μη στάσιμες μεταβλητές είναι ολοκληρωμένες ίδιου βαθμού - έστω d - τότε αυτές θεωρείται ότι συνολοκληρώνονται εφόσον υπάρχει γραμμικός τους συνδυασμός ή διάνυσμα γραμμικών τους συνδυασμών, που να είναι βαθμού ολοκλήρωσης b , μικρότερου του βαθμού ολοκλήρωσης d ($b < d$) των μεταβλητών αυτών. Δηλαδή αν $Y_t \sim I(1)$, και $X_t \sim I(1)$ και ο γραμμικός τους συνδυασμός είναι στάσιμος $I(0)$ τότε λέμε ότι αυτές είναι συνολοκληρωμένες τάξης $(d-b)$ και συμβολίζονται $CI(d-b)$.

Πιο συγκεκριμένα, η μέθοδος πραγματοποιείται σε δύο στάδια. Στο πρώτο ελέγχεται η τάξη ολοκλήρωσης των δύο σειρών, κι αν βρεθεί διαφορετική, τότε δεν υπάρχει συνολοκλήρωση μεταξύ των εξεταζόμενων σειρών. Από την άλλη πλευρά, αν οι δύο

χρονοσειρές είναι ολοκληρωμένες της ίδιας τάξης, τότε γίνεται εκτίμηση της εξίσωσης συνολοκλήρωσης, με τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων:

$$Y_t = \beta_0 + \beta_1 X_t + u_t$$

Σε δεύτερη φάση ελέγχεται η στασιμότητα των καταλοίπων u_t με τη μεθοδολογία των μοναδιαίων ριζών. Εφόσον ισχύει η υπόθεση της στασιμότητας των καταλοίπων, τότε οι εξεταζόμενες σειρές είναι συνολοκληρωμένες [9].

4.2 Μεθοδολογία

4.2.1 Πειραματική Διαδικασία

Η μέθοδος της συνολοκλήρωσης εφαρμόστηκε σε δεδομένα προερχόμενα από δύο διαφορετικά πειράματα, τα οποία σχεδιάστηκαν και εκτελέστηκαν με σκοπό τη μελέτη της επίδρασης μονοχρωματικής ακτινοβολίας, εκπεμπόμενης από κινητό τηλέφωνο στις συχνότητες των 900 και 1800 MHz αντίστοιχα, στη λειτουργία του εγκεφάλου και περιγράφονται αναλυτικά στην παράγραφο 2.3.1.

Συνοπτικά αναφέρεται ότι στο κάθε πείραμα έλαβαν μέρος διαφορετικές ομάδες υγιών ατόμων, με ανάλογους μέσους όρους ηλικίας και ετών μόρφωσης. Η διάταξη για την καταγραφή του σήματος του εγκεφάλου που χρησιμοποιήθηκε περιελάμβανε 16 ηλεκτρόδια και η «δοκιμασία» στην οποία υποβλήθηκαν οι συμμετέχοντες ήταν το test απομνημόνευσης αριθμών Wechsler. Κάθε εξεταζόμενος υποβλήθηκε στο test δύο φορές, τη μία υπό την επίδραση της ακτινοβολίας και την άλλη χωρίς. Ο χρόνος ανάμεσα στις δύο επισκέψεις ήταν 15 ημέρες, ενώ η σειρά της έκθεσης στο Η/Μ πεδίο ήταν τυχαία. Τέλος, το πείραμα ήταν “single blind”. Κατά τη διεξαγωγή του πειράματος αποθηκεύονταν 1500 τιμές, δηλαδή 1500msec, εκ των οποίων τα 500 πρώτα msec, ήταν το εγκεφαλικό σήμα πριν την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (ΗΕΓ ηρεμίας), ενώ τα επόμενα 1000msec, ήταν το εγκεφαλικό σήμα μετά την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (Π.Δ.).

4.2.2 Επεξεργασία των μετρήσεων

Για την επεξεργασία των μετρήσεων αναπτύχθηκαν κώδικες σε Matlab. Τα ληφθέντα σήματα ανά άτομο και επίσκεψη πέρασαν από ένα πρώτο στάδιο επεξεργασίας κατά το οποίο αφαιρέθηκε η ενίσχυση για να έρθουν σε πραγματική κλίμακα, πολλαπλασιάστηκαν με το 10^6 για να μετατραπούν σε μV και επίσης πολλαπλασιάστηκαν με το -1 για να έρθουν σε μορφή οικεία στους ψυχιάτρους. Έπειτα, υπολογίστηκε ο γενικός μέσος όρος όλων των τιμών του ΗΕΓ, όλων των ερωτήσεων – 52 ερωτήσεις x 500 τιμές – για κάθε ηλεκτρόδιο (εκτός του ηλεκτροδίου αναφοράς) και αφαιρέθηκε από όλες τις τιμές του ΗΕΓ, του αντίστοιχου ηλεκτροδίου. Στη συνέχεια υπολογίστηκε ο μέσος όρος των τελευταίων 100 τιμών του ΗΕΓ όλων των ερωτήσεων – 52 ερωτήσεις x 100 τιμές – για κάθε ηλεκτρόδιο και αφαιρέθηκε από όλες τις τιμές των Π.Δ. του αντίστοιχου ηλεκτροδίου. Τέλος, για τη βελτιστοποίηση του σηματοθορυβικού λόγου υπολογίστηκε ο μέσος όρος των 52 επαναλήψεων σε κάθε ηλεκτρόδιο, για κάθε άτομο και κάθε επίσκεψή του.

Τα τελικά δεδομένα για ανάλυση, για κάθε άτομο και κάθε συνθήκη (ακτινοβολία ή μη), αποτελούνταν από το σύνολο των 1500 τιμών πλάτους που ελήφθησαν για κάθε ηλεκτρόδιο, και αντιστοιχούσαν στα 1500msec του χρόνου καταγραφής.

Στη συνέχεια απομονώθηκαν οι 1000 τιμές που αντιστοιχούν στα Π.Δ. και έγινε έλεγχος της στασιμότητάς τους. Πιο συγκεκριμένα, μέσω του KPSS test ελέγχθηκε η στασιμότητα των σημάτων Π.Δ. για κάθε ηλεκτρόδιο και σε κάθε άτομο. Εάν τα Π.Δ. βρίσκονταν μη στάσιμα (γεγονός το οποίο ισχύει), γινόταν λήψη των διαφορών τους με κατάλληλο τρόπο, όπως έχει περιγραφεί στην παράγραφο 4.1.3. Η διαδικασία επαναλαμβανόταν μέχρι το KPSS test να υποδείξει στασιμότητα, γεγονός που επετεύχθη μετά τη λήψη των δεύτερων ή τρίτων διαφορών του σήματος. Ο έλεγχος μηδενικής υπόθεσης στασιμότητας γινόταν με την τιμή 0.119 της ασυμπτωτικής κατανομής (άνω όριο) του KPSS test.

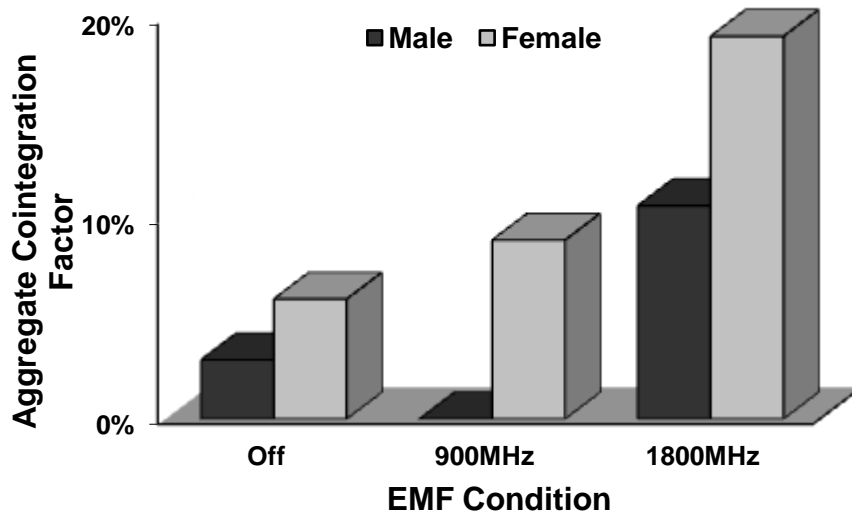
Σε κάθε άτομο, τα σήματα Π.Δ. ηλεκτροδίων που είχαν βαθμό ολοκλήρωσης ίδιας τάξης ελέγχθηκαν ως προς τη συνολοκλήρωσή τους. Για το σκοπό αυτό, στα εν λόγω ζεύγη των Π.Δ. γινόταν παλινδρόμηση και ελεγχόταν ο βαθμός ολοκλήρωσης των καταλοίπων. Αν ο βαθμός αυτός ήταν μικρότερος από αυτόν των Π.Δ. τότε υπήρχε συνολοκλήρωση ανάμεσα στις δύο σειρές. Για κάθε άτομο και για κάθε συνθήκη δημιουργήθηκε ένας 15x15 πίνακας, του οποίου οι γραμμές κι οι στήλες αντιστοιχούσαν στα 15 ηλεκτρόδια της κεφαλής. Εφόσον τα ηλεκτρόδια i και j βρέθηκε ότι συνολοκληρώνονται, τοποθετήθηκε ο αριθμός 1 στη θέση $[i, j]$ του πίνακα. Σε αντίθετη περίπτωση τοποθετήθηκε ο αριθμός 0.

Στη συνέχεια, για κάθε ηλεκτρόδιο έγινε άθροιση της αντίστοιχης στήλης και ως αποτέλεσμα προέκυψε ένα διάνυσμα 1x15 με τον ακριβή αριθμό των συνολοκληρώσεων για κάθε ηλεκτρόδιο του συγκεκριμένου ατόμου. Έπειτα, ο αριθμός αυτός κανονικοποιήθηκε διαιρούμενος με το μέγιστο αριθμό πιθανών συνολοκληρώσεων, δηλαδή το 14. Η κανονικοποιημένη πλέον τιμή ονομάστηκε παράγοντας συνολοκλήρωσης (Cointegration Factor – CF) των ηλεκτροδίων και κυμαινόταν ανάμεσα στο 0 και το 1. Αντίστοιχα, ο μέσος όρος των CF των ηλεκτροδίων ονομάστηκε συνολικός παράγοντας συνολοκλήρωσης (Aggregate Cointegration Factor – ACF) [10].

Ο συνολικός παράγοντας ACF υποβλήθηκε σε ANOVA δύο μεταβλητών με το φύλο (άντρες, γυναίκες) και την πειραματική συνθήκη έκθεσης σε Η/Μ ακτινοβολία (off, 900MHz, 1800MHz) ως ανεξάρτητους παράγοντες. Αντίστοιχα, οι CF στα 15 ηλεκτρόδια υποβλήθηκαν σε MANOVA με ίδιους ανεξάρτητους παράγοντες. Τέλος, οι CF υποβλήθηκαν σε ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων για όλα τα άτομα και όλες τις μετρήσεις, έτσι ώστε να εξεταστεί κατά πόσο διαφέρουν ανάλογα με τα ηλεκτρόδια. Με τον τρόπο αυτό, ουσιαστικά ελέγχθηκε η χωροταξική διαφοροποίηση των CF. Η στατιστική σημαντικότητα τέθηκε στο 0.05.

4.3 Αποτελέσματα

Η ανάλυση διακύμανσης με τον παράγοντα ACF ως εξαρτημένη μεταβλητή και τη συνθήκη ακτινοβολίας (off, 900MHz, 1800MHz), το φύλο (άντρες, γυναίκες) και την αλληλεπίδρασή τους ως ανεξάρτητους παράγοντες αποκάλυψε σημαντική επίδραση της ακτινοβολίας ($F_{2,77}=4$, $p=0.022$), καθώς και του φύλου ($F_{1,77}=4$, $p=0.048$), αλλά κανένα αποτέλεσμα λόγω της αλληλεπίδρασής τους. Στο σχήμα που ακολουθεί φαίνεται η κατεύθυνση αυτών των διαφορών ανάμεσα στις πειραματικές συνθήκες και το φύλο. Οι post-hoc συγκρίσεις που έγιναν χρησιμοποιώντας τη μέθοδο διόρθωσης του Bonferroni έδειξαν ότι οι γυναίκες εμφανίζουν γενικά σημαντικά υψηλότερο παράγοντα ACF από ότι οι άντρες ($p=0.048$). Επιπλέον, η παρουσία Η/Μ πεδίου γενικά αυξάνει τον παράγοντα ACF. Ως αποτέλεσμα ο παράγοντας ACF είναι σημαντικά υψηλότερος κατά την παρουσία Η/Μ πεδίου στα 1800MHz από ότι κατά την απουσία του ($p=0.029$).



Σχήμα 20: Μέσος όρος των συνολικών παραγόντων συνολοκλήρωσης για κάθε φύλο και συνθήκη έκθεσης.

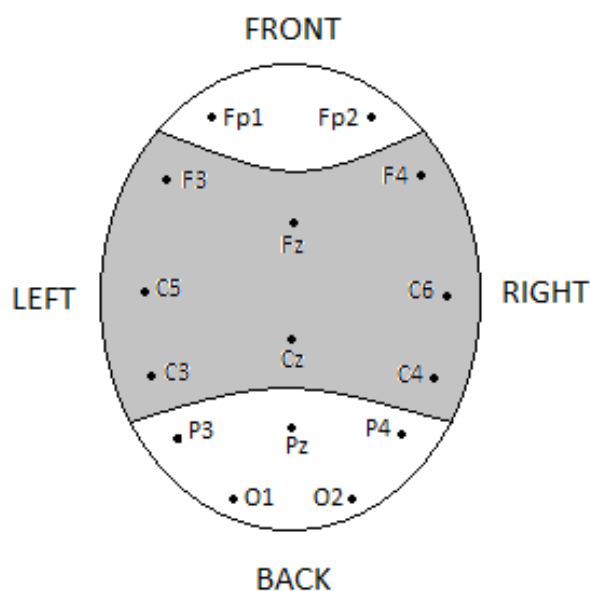
Για να γίνει περαιτέρω εκτίμηση της επίδρασης της ακτινοβολίας και του φύλου στον παράγοντα CF για κάθε ηλεκτρόδιο ξεχωριστά, οι παράγοντες CF των 15 ηλεκτροδίων υποβλήθηκαν σε MANOVA με την πειραματική συνθήκη (off, 900MHz, 1800MHz), το φύλο (άντρες, γυναίκες) και την αλληλεπίδρασή τους ως ανεξάρτητους παράγοντες. Στον πίνακα που ακολουθεί παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για όλα τα ηλεκτρόδια. Οι στατιστικά σημαντικές διαφορές επισημαίνονται με έντονη γραφή. Και πάλι η μεταβλητότητα του παράγοντα CF των ηλεκτροδίων οφείλεται κυρίως στο είδος της έκθεσης στην Η/Μ ακτινοβολία και δευτερευόντως στο φύλο, ενώ η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με το φύλο δεν προκαλεί κάποια σημαντική επίδραση. Τα αποτελέσματα αυτά ήταν περισσότερο εμφανή στα ηλεκτρόδια F3, C5, C3, C6, C4, O1, Pz και Cz.

	EMF	Gender	EMF x Gender
Lead	p-value	p-value	p-value
Fp1	0.445	0.302	0.3
F3	0.036	0.044	0.43
C5	0	0.035	0.218
C3	0.023	0.011	0.517
Fp2	0.561	0.174	0.709
F4	0.174	0.114	0.346
C6	0.045	0.2	0.624

C4	0.005	0.008	0.676
O1	0.023	0.546	0.629
O2	0.457	0.142	0.516
P4	0.035	0.505	0.936
P3	0.067	0.13	0.435
Pz	0.017	0.295	0.775
Cz	0.036	0.027	0.503
Fz	0.249	0.102	0.684

Πίνακας 7: Στατιστικές διαφορές (*p-values*) των διαφόρων παραγόντων του πειράματος στον παράγοντα συνολοκλήρωσης των ηλεκτροδίων.

Η ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων με τις τιμές του CF των 15 ηλεκτροδίων ως τον εντός των ατόμων παράγοντα απέδειξε ότι υπάρχουν σημαντικές διαφορές ανάμεσα στους μέσους όρους των CF σε διαφορετικές τοποθεσίες του κεφαλιού ($F_{14,77}=3.7$, $p<0.001$). Όπως φαίνεται στο Σχήμα 21, τα ηλεκτρόδια με υψηλές τιμές του παράγοντα CF φαίνεται να συγκεντρώνονται στα κεντρικά και πλευρικά τμήματα του κεφαλιού, ενώ τα ηλεκτρόδια με χαμηλές τιμές του CF συναθροίζονται κυρίως στα οπίσθια, αλλά επίσης και στα εμπρόσθια ηλεκτρόδια.



Σχήμα 21: Μέσος όρος των παραγόντων συνολοκλήρωσης στις διαφορετικές περιοχές του κεφαλιού. Η γκρι περιοχή σηματοδοτεί παράγοντες συνολοκλήρωσης μεγαλύτερους από 7.5%, ενώ οι λευκές περιοχές με παράγοντες μικρότερους από 7.5%.

4.4 Συμπεράσματα

Όπως σημειώνει ο Granger, "η συνολοκλήρωση υποδηλώνει συν-κινήσεις μεταξύ των μεταβλητών με τάση, που μπορούν να αξιοποιηθούν για τον έλεγχο της ύπαρξης σχέσεων ισορροπίας μέσα σε ένα πλήρως δυναμικό πλαίσιο προδιαγραφών» [10]. Στην παρούσα μελέτη, ο συντελεστής συνολοκλήρωσης ορίστηκε ως η ικανότητα των σημάτων Π.Δ. να συμμεταβάλλονται στο χρόνο. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι τιμές των παραγόντων συνολοκλήρωσης ακολουθούν συγκεκριμένα πρότυπα, σχηματίζοντας διακριτές περιοχές στο κεφάλι. Συγκεκριμένα, τα κεντρικά και τα πλευρικά ηλεκτρόδια διαχωρίζονται από τα πρόσθια και τα οπίσθια, καθώς εμφανίζουν σχετικά υψηλές τιμές CFs. Επιπλέον, οι γυναίκες έχουν σημαντικά υψηλότερο CF από τους άνδρες, ενώ η παρουσία της Η/Μ ακτινοβολίας αύξησε τις τιμές των CFs σε όλα τα άτομα.

Οι παραπάνω διαπιστώσεις φαίνεται να είναι σε αντιστοιχία με άλλα ευρήματα σχετικά με τα τυπικά χαρακτηριστικά των Π.Δ. Συγκεκριμένα, όσον αφορά τις επιπτώσεις της Η/Μ ακτινοβολίας, μελέτες σε σήματα ΗΕΓ έδειξαν αύξηση της φασματικής ενέργειας του ρυθμού άλφα [12][13][14]. Αντίστοιχες μελέτες σε σήματα Π.Δ. έχουν επιδείξει μείωση στο πλάτος και στο λανθάνοντα χρόνο απόκρισης της κορυφής N100, αλλά αύξηση στο λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης της κορυφής P300 [15]. Στο πλαίσιο αυτό, έχει αποδειχθεί ότι το Η/Μ πεδίο διαμορφώνει τις αποκρίσεις σχετικές με ερέθισμα αποσυγχρονισμού / συγχρονισμού (Event Related Desynchronization / Event Related Synchronization - ERD / ERS) στις συχνότητες 4 - 8Hz του ΗΕΓ [16]. Με βάση αυτές τις παρατηρήσεις προκύπτει το συμπέρασμα ότι η έκθεση σε Η/Μ πεδίο θα μπορούσε να επηρεάσει την εγκεφαλική δραστηριότητα μέσω θερμικών και μη θερμικών μηχανισμών [17][18].

Ωστόσο, μια σειρά από μελέτες απέτυχαν να βρουν επιπτώσεις της Η/Μ ακτινοβολίας στη φυσιολογία του ανθρώπινου εγκεφάλου [19][20]. Αυτό μπορεί να αποδοθεί στο γεγονός ότι οι μελέτες αυτές επικεντρώθηκαν όχι στη συνολική καταγραφή του Π.Δ., αλλά μόνο σε ορισμένα συστατικά του. Αντίθετα, στα πλαίσια της παρούσας μελέτης αναλύθηκε το συνολικό σήμα Π.Δ., και συγκεκριμένα η ικανότητα συνολοκλήρωσής του, η οποία εμφανίζει μια πιο έγκυρη εικόνα των επιπτώσεων της Η/Μ ακτινοβολίας στα Π.Δ.

Οι σχετιζόμενες με το φύλο διαφορές των CF μπορεί να συνδέονται με διαφορετικές στρατηγικές που ενεργοποιούνται λόγω της διαφορετικής λειτουργικής οργάνωσης του εγκεφάλου των δύο φύλων, όπως υποδεικνύεται από την

ψυχοφυσιολογικές και νευροβιολογικές μελέτες [21][22][23][24]. Επίσης φαίνεται να υπάρχουν συνεπείς ενδείξεις ότι η συνοχή του ΗΕΓ ποικίλλει συστηματικά ανάλογα με το φύλο [25].

Τέλος, η ακουστική φύση του προειδοποιητικού ερεθίσματος που χρησιμοποιήθηκε κατά τη διεξαγωγή του πειράματος για την πρόκληση των Π.Δ. μπορεί να είναι η πιθανή αιτία που επηρεάζει τη δραστηριότητα των Π.Δ. στην κροταφική-βρεγματική περιοχή [26][27], δημιουργώντας τις ίδιες διακριτές ομάδες με αυτές στις οποίες οδήγησαν κι οι τιμές των CFs. Εξ όσων γνωρίζουμε, αυτή είναι η πρώτη προσπάθεια να εφαρμοστεί η έννοια της συνολοκλήρωσης στη μελέτη της συμμεταβολής των σημάτων Π.Δ. Η συνολοκλήρωση φαίνεται να είναι ένα πολλά υποσχόμενο εργαλείο για τη μελέτη των λειτουργικών αλληλεπιδράσεων μεταξύ των διαφόρων τοποθεσιών του εγκεφάλου. Επίσης, η μέθοδος μπορεί να εφαρμοστεί σε δεδομένα ΗΕΓ, τα οποία λαμβάνονται υπό διαφορετικές κλινικές και τεχνικές πειραματικές συνθήκες.

4.5 Βιβλιογραφία

- [1] D. Dickey, W. Fuller, **Distribution of the Estimators for Autoregressive Time Series with a Unit Root**, Journal of the American Statistical Association 1 74 (1979) 427-431.
- [2] D. Dickey, W. Fuller, **Likelihood Ratio Statistics for Autoregressive Time Series With a Unit Root**, Econometrica 49 (1981) 1057 - 1072.
- [3] P. Phillips, P. Perron, **Testing for a Unit Root in Time Series Regression**, Biometrika 75 (1988) 335 - 346.
- [4] G. Elliott, T. Rothenberg, J. Stock **Efficient Tests for an Autoregressive Unit Root**, Econometrica 64 (1996) 813-836.
- [5] S. Ng, P. Perron, **Lag Selection and the Construction of Unit Root Tests with Good Size and Power**, Econometrica 69 (2001) 1519-1554.
- [6] D. Kwiatkowski, P. Phillips, P. Schmidt, Y. Shin, **Testing the null hypothesis of stationarity against the alternative of a unit root**, Journal of Econometrics 54 (1992) 159-178.
- [7] P. Phillips, **Understanding spurious regressions in econometrics**, Journal of Econometrics 33 (1986) 30.
- [8] C. Granger, P. Newbold, **Spurious regression in econometrics**, Journal of Econometrics 2 (1974) 111-120.
- [9] R. Engle, C. Granger, **Co-integration and error correction representation estimation and testing**, Econometrica 55 (1987) 251-276.
- [10] A. Maganioti, C. Hountala, C. Papageorgiou, A. Rabavilas, G. Papadimitriou, C. Capsalis, **Cointegration of ERP signals in experiments with different EMF conditions**, Health 2 (2010) 400-406.
- [11] J. Dolado, J. Gonzalo, F. Marmol, **A Companion to Theoretical Econometrics**, In Baltagi, B.H. (ed.). Blackwell Reference Online (2009) 634-654,
http://www.blackwellreference.com/public/book?id=g9781405106764_9781405106764).
- [12] H. Laufs, A. Kleinschmidt, A. Beyerle, E. Eger, A. Salek-Haddadi, C. Preibisch, K. Krakow, **EEG-correlated fMRI of human alpha activity**, NeuroImage 19 (2003) 1463-1476.

- [13] R. Croft, J. Chandler, A. Burgess, R. Barry, J. Williams, A. Clarke, **Acute Mobile phone operation affects neural function in humans**, *Clinical Neurophysiology* 113 (2002) 1623-1632.
- [14] G. Curcio, M. Ferrara, F. Moroni, G. D'Inzeo, M. Bertini, L. De Gennaro, **Is the brain influenced by a phone call? An EEG study of resting wakefulness**, *Neuroscience Research* 53 (2005) 265-270.
- [15] D. Hamblin, A. Wood, R. Croft, C. Stough, **Examining the effects of electromagnetic fields emitted by GSM mobile phones on human event-related potentials and performance during an auditory task**, *Clinical Neurophysiology* 115 (2004) 171-178.
- [16] C. Krause, C. Björnberg, M. Pesonen, A. Hulten, T. Liesivuori, M. Koivisto, A. Revonsuo, M. Laine, H. Hämäläinen, **Mobile phone effects on children's event-related oscillatory EEG during an auditory memory task**, *International Journal of Radiation Biology* 82 (2006) 443-450.
- [17] L. Challis, **Mechanisms for interaction between RF fields and biological tissue**, *Bioelectromagnetics Supplement 7* (2005) 98-106.
- [18] E. Valentini, G. Curcio, F. Moroni, M. Ferrara, L. De Gennaro, M. Bertini, **Neurophysiological effects of mobile phone electromagnetic fields on humans: a comprehensive review**, *Bioelectromagnetics* 28 (2007) 415-432.
- [19] D. Hamblin, R. Croft, A. Wood, C. Stough, J. Spong, **The sensitivity of human event-related potentials and reaction time to mobile phone emitted electromagnetic fields**, *Bioelectromagnetics* 27 (2006) 265-273.
- [20] K. Yuasa, N. Arai, S. Okabe, Y. Tarusawa, T. Nojima, R. Hanajima, Y. Terao, Y. Ugawa, **Effects of thirty minutes mobile phone use on the human sensory cortex**, *Clinical Neurophysiology* 117 (2006) 900-905.
- [21] W. Skrandies, P. Reik, C. Kunze, **Topography of evoked brain activity during mental arithmetic and language tasks: sex differences**, *Neuropsychologia* 37 (1999) 421-430.
- [22] M. Briere, G. Forest, S. Chouinard, R. Godbout, **Evening and morning EEG differences between young men and women adults**, *Brain and Cognition* 53 (2003) 145-148.

- [23] W. Dimpfel, W. Wedekind, I. Keplinger, **Gender difference in electrical brain activity during presentation of various film excerpts with different emotional content**, European Journal of Medical Research 8 (2003) 192-198.
- [24] O. Razumnikova, N. Vol'f, **Gender differences in interhemisphere interactions during distributed and directed attention**, Neuroscience and Behavioral Physiology 37 (2007) 429-434.
- [25] R. Barry, A. Clarke, R. McCarthy, M. Selikowitz, S. Johnstone, J. Rushby, **Age and effects in EEG coherence: I. Developmental trends in normal children**, Clinical Neurophysiology 115 (2004) 2252-2258.
- [26] C. Haarala, S. Aalto, H. Hautzel, L. Julkunen, J. Rinne, M. Laine, B. Krause, H. Hämäläinen, **Effects of a 902 MHz mobile phone on cerebral blood flow in humans: a PET study**, Neuroreport 14 (2003) 2019-2023.
- [27] C. Cinel, A. Boldini, R. Russo, E. Fox, **Effects of mobile phone electromagnetic fields on an auditory order threshold task**, Bioelectromagnetics 28 (2007) 493- 496.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 : ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΣΗΜΑΤΩΝ

ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ

Στο κεφάλαιο αυτό αναλύεται η μέθοδος επεξεργασίας σημάτων ΗΕΓ που προέκυψαν κατά τη διεξαγωγή πειραμάτων υπό την επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας εκπεμπόμενη από WiFi access point. Περιγράφονται διεξοδικά οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται, καταγράφονται τα συμπεράσματα που προκύπτουν και γίνεται προσπάθεια ερμηνείας και αξιολόγησης αυτών.

5.1 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση

Πολλές έρευνες έχουν γίνει τα τελευταία χρόνια σχετικά με τις πιθανές επιδράσεις των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων ραδιοσυχνοτήτων σε βιολογική ύλη. Το μεγαλύτερο μέρος αυτής της έρευνας αφορά τις ενδεχόμενες επιπτώσεις στην υγεία από τα κινητά τηλέφωνα ή άλλες κινητές συσκευές επικοινωνίας.

Υπάρχουν αρκετές μελέτες που περιέλαβαν άτομα τα οποία εκτελούσαν διάφορες εργασίες, ενώ εκτίθονταν σε ραδιοσυχνότητες [1][2][3][4][5][10][6]. Οι μελέτες αυτές καταλήγουν στο συμπέρασμα ότι ορισμένες πτυχές της γνωστικής λειτουργίας και κάποια μέτρα της φυσιολογίας του εγκεφάλου μπορεί να επηρεαστούν από την έκθεση σε ακτινοβολία παρόμοια με αυτή που εκπέμπεται από κινητά τηλέφωνα. Σημαντικό ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι η επίδραση της Η/Μ ακτινοβολίας βρέθηκε να σχετίζεται με το φύλο [7][8].

Πολύ συχνές και συνεχώς αυξανόμενες πηγές έκθεσης σε ραδιοσυχνότητες είναι πλέον τα ασύρματα δίκτυα που επιτρέπουν υψηλής ταχύτητας πρόσβαση στο Διαδίκτυο και υπηρεσίες, όπως το WiFi. Αναπόφευκτα, έχει αυξηθεί η ανησυχία για πιθανές επιπτώσεις στην υγεία από την έκθεση αυτή, ωστόσο λίγη έρευνα έχει αφιερωθεί στη διερεύνηση των πιθανών αυτών επιπτώσεων σε βιολογικά συστήματα.

Οι περισσότερες από τις μελέτες που έχουν διεξαχθεί, σχετικά με τη διερεύνηση των βιολογικών επιπτώσεων της ακτινοβολίας του WiFi στους ανθρώπους, ασχολούνται κατά κύριο λόγο με την ποσότητα της ενέργειας που απορροφάται από τον ανθρώπινο ιστό και ως εκ τούτου περιορίζεται στη μέτρηση του Ειδικού Ρυθμού Απορρόφησης (Specific Absorption Rate -SAR). Μια άλλη προσέγγιση, αφορά πειραματικές διαδικασίες που ασχολούνται με την έκθεση ολόκληρου του σώματος ζώων σε σήματα εκπεμπόμενα από WiFi access point [9].

Με βάση τα ανωτέρω, μπορεί να υποτεθεί ότι η ηλεκτροφυσιολογική δραστηριότητα του εγκεφάλου, όπως αντικατοπτρίζεται στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα - άλφα, βήτα, θήτα και δέλτα ρυθμός - σε συνεργασία με γνωστικές λειτουργίες, θα μπορούσε να είναι χρήσιμη στον προσδιορισμό πιθανών παθοφυσιολογικών μεταβολών προκαλούμενων από WiFi σήματα και της σύνδεσής τους με το φύλο. Για το σκοπό αυτό, στα πλαίσια της παρούσας διατριβής μελετήθηκε κατά πόσο η παρουσία του σήματος WiFi επηρεάζει τη δραστηριότητα του ΗΕΓ.

5.2 Μετασχηματισμός Fourier

Ο όρος Μετασχηματισμός Fourier (Fourier Transform - FT) αναφέρεται σε μία αυστηρώς ορισμένη μαθηματική διεργασία η οποία αποσυνθέτει μία συνάρτηση σε άθροισμα άπειρων περιοδικών, ημιτονοειδών και συνημιτονοειδών συναρτήσεων. Οφείλει το όνομά του στο Γάλλο μαθηματικό και φυσικό Joseph Fourier (1768-1830), σύμφωνα με τον οποίο κάθε περιοδική και συνεχή συνάρτηση μπορεί να γραφεί σαν άθροισμα ημιτόνων και συνημιτόνων. Το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού είναι μία νέα συνάρτηση με διαφορετικό πεδίο ορισμού, επίσης γνωστή ως Μετασχηματισμός Fourier ή ως φάσμα, η οποία περιγράφει το κατά πόσον συμμετέχει κάθε στοιχειώδες ημίτονο στον σχηματισμό της αρχικής συνάρτησης (έστω $f(t)$).

$$\mathbb{F}\{f(t)\} = \mathcal{F}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$

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 συχνοτήτων.

Ο αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier, δηλαδή η ανασύνθεση της αρχικής συνάρτησης $f(t)$, από τις συχνοτικές συνιστώσες της γίνεται μέσω της σχέσης:

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

Ο FT δύναται να εφαρμοστεί σε κάθε συνάρτηση $f(t)$ η οποία ικανοποιεί τις συνθήκες Dirichlet, δηλαδή:

- είναι μονοσήμαντη, με ένα πεπερασμένο αριθμό μέγιστων και ελαχίστων και ένα πεπερασμένο αριθμό ασυνεχειών, σε κάθε πεπερασμένο διάστημα χρόνου.
- είναι απόλυτα ολοκληρώσιμη, δηλαδή το ολοκλήρωμα της έχει πεπερασμένη τιμή:

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

Οι συνθήκες αυτές ισχύουν για όλα τα σήματα με πεπερασμένη ενέργεια.

Η μελέτη του μετασχηματισμού Fourier διαφοροποιείται σε τέσσερις κύριες μορφές ως εξής:

- Ο μετασχηματισμός Fourier για μη περιοδικά σήματα συνεχούς χρόνου.

- Η σειρά Fourier για περιοδικά σήματα συνεχούς χρόνου.
- Ο Μετασχηματισμός Fourier Διακριτού Χρόνου (Discrete Time Fourier Transform - DTFT) για μη περιοδικά διακριτά σήματα.
- Ο Διακριτός Μετασχηματισμός Fourier (Discrete Fourier Transform - DFT) για περιοδικά διακριτά σήματα.

5.2.1 Μετασχηματισμός Fourier Διακριτού Χρόνου

Ο Μετασχηματισμός Fourier Διακριτού Χρόνου (DTFT) ενός σήματος διακριτού χρόνου $x(n)$ είναι η αναπαράστασή του σήματος αυτού ως συνδυασμού μιγαδικών εκθετικών ακολουθιών της μορφής $e^{-i\omega n}$. Ο DTFT μίας ακολουθίας, εάν υπάρχει, είναι μοναδικός.

$$X(e^{i\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n] e^{-i\omega n}$$

Ο Αντίστροφος Μετασχηματισμός Fourier Διακριτού Χρόνου ορίζεται από το ολοκλήρωμα:

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

5.2.2 Διακριτός Μετασχηματισμός Fourier

Η δειγματοληψία της συνεχούς συνάρτησης $X(e^{i\omega})$, που προκύπτει από τον DTFT, σε ισαπέχοντα διαστήματα στη συχνότητα $\omega_k = k\Delta\omega = k\left(\frac{2\pi}{N}\right)$, όπου $k=0,1,\dots, N-1$, παράγει τα δείγματα:

$$X(k) = X\left(\frac{2\pi k}{N}\right) = X(e^{i\omega})\Big|_{\omega=2\pi k/N} = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-i2\pi kn/N}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1$$

Επιπλέον, δεδομένου ότι η $X(e^{i\omega})$ είναι περιοδική, με περίοδο 2π , μόνο τα δείγματα της βασικής περιοχής συχνοτήτων είναι απαραίτητα. Επειδή τα δείγματα αυτά προκύπτουν από τον υπολογισμό του μετασχηματισμού Fourier $X(e^{i\omega})$ σε N ισαπέχουσες διακριτές συχνότητες, η παραπάνω σχέση ονομάζεται Διακριτός Μετασχηματισμός Fourier (DFT) της $x(n)$.

Η ακολουθία $x(n)$ ανακατασκευάζεται στη συχνότητα από τα δείγματα $X(k)$, με βάση τη σχέση:

$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k) e^{i2\pi kn/N}, \quad n = 0, 1, \dots, N-1$$

Η οποία αποτελεί τον Αντίστροφο Διακριτό Μετασχηματισμό Fourier.

5.2.2.1 Το θεώρημα του Parseval

Ο DFT παρουσιάζει ορισμένες σημαντικές ιδιότητες, στις οποίες συγκαταλέγεται και το θεώρημα του Parseval. Το θεώρημα του Parseval εκφράζει τη διατήρηση της ενέργειας κατά τη μετάβαση από το πεδίο του χρόνου στο πεδίο της συχνότητας. Σύμφωνα με αυτό, το άθροισμα των τετραγώνων των τιμών των δειγμάτων ισούται με τη μέση τιμή των τετραγώνων των φασματικών γραμμών.

$$\sum_{n=0}^{N-1} |x(n)|^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |X(k)|^2$$

Η αναπαράσταση των $|X(k)|^2$ ονομάζεται φάσμα ισχύος της $x(n)$ και εξαρτάται μόνο από το μέτρο του φάσματος, κι όχι από τη φάση του.

5.2.2.2 Ταχύς Μετασχηματισμός Fourier

Ο Ταχύς Μετασχηματισμός Fourier (Fast Fourier Transform – FFT) αποτελεί μία αποδοτική αλγοριθμική μέθοδο για τον υπολογισμό του DFT κι όχι κάποιο νέο μετασχηματισμό. Στην πράξη, δεν υπάρχει μόνο ένας αλγόριθμος, αλλά πλήθος διαφορετικών αλγορίθμων που επιτυγχάνουν το σκοπό αυτό. Οι διαφορές τους βρίσκονται κυρίως στο πλήθος και το είδος των απαιτούμενων πράξεων, όλοι όμως έχουν ένα κοινό χαρακτηριστικό: χρειάζονται μόνο $(N/2) \log_2 N$ μιγαδικούς πολλαπλασιασμούς για τον υπολογισμό ενός DFT N - σημείων. Ένας από τους πιο γνωστούς και συχνά χρησιμοποιούμενους αλγόριθμους, είναι αυτός που προτάθηκε από τους Cooley και Tukey το 1965 [10] και βασίζεται στον «αποδεκατισμό στο χρόνο». Σύμφωνα με αυτόν τον αλγόριθμο, ο DFT αναλύεται σε επιμέρους DFTs, μικρότερου μήκους από τον αρχικό. Κατά αυτόν τον τρόπο μειώνεται αισθητά η υπολογιστική πολυπλοκότητα κι ως εκ τούτου βελτιώνεται η απόδοση του αλγορίθμου.

5.3 Μεθοδολογία

5.3.1 Πειραματική Διαδικασία

Στα πλαίσια της μελέτης της επίδρασης της Η/Μ εκπεμπόμενης από WiFi access point στα 2.4 GHz στο εγκεφαλικό σήμα [11], χρησιμοποιήθηκαν τα δεδομένα του test απομνημόνευσης αριθμών Wechsler, που πρόηλθαν από το πείραμα που περιγράφεται στην παράγραφο 2.3.3.

Συνοπτικά αναφέρεται ότι στο πείραμα έλαβαν μέρος 30 υγιή άτομα, 15 άντρες και 15 γυναίκες, παρόμοιας ηλικίας και μορφωτικού επιπέδου. Κάθε εξεταζόμενος υποβλήθηκε στο ακουστικό test Wechsler δύο φορές, τη μία υπό την επίδραση της ακτινοβολίας και την άλλη χωρίς. Ο χρόνος ανάμεσα στις δύο επισκέψεις ήταν 15 ημέρες, ενώ η σειρά της έκθεσης στο Η/Μ πεδίο ήταν τυχαία. Τέλος, το πείραμα ήταν “single blind”. Κατά τη διεξαγωγή του πειράματος αποθηκεύονταν 1500 τιμές, δηλαδή 1500 msec, εκ των οποίων τα 500 πρώτα msec, ήταν το εγκεφαλικό σήμα πριν την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (HEΓ), ενώ τα επόμενα 1000 msec, ήταν το εγκεφαλικό σήμα μετά την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (Π.Δ.).

5.3.2 Επεξεργασία των μετρήσεων

Για την επεξεργασία των μετρήσεων αναπτύχθηκαν κώδικες σε Matlab. Τα ληφθέντα σήματα ανά άτομο και επίσκεψη πέρασαν από ένα πρώτο στάδιο επεξεργασίας, κατά το οποίο αφαιρέθηκε η ενίσχυση για να έρθουν σε πραγματική κλίμακα. Έπειτα, υπολογίστηκε ο γενικός μέσος όρος όλων των τιμών του HEΓ, όλων των ερωτήσεων – 52 ερωτήσεις x 500 τιμές – για κάθε ηλεκτρόδιο και αφαιρέθηκε από όλες τις τιμές του HEΓ, του αντίστοιχου ηλεκτροδίου. Τέλος, για τη βελτιστοποίηση του σηματοθορυβικού λόγου υπολογίστηκε ο μέσος όρος των 52 επαναλήψεων σε κάθε ηλεκτρόδιο, για κάθε άτομο και κάθε επίσκεψή του.

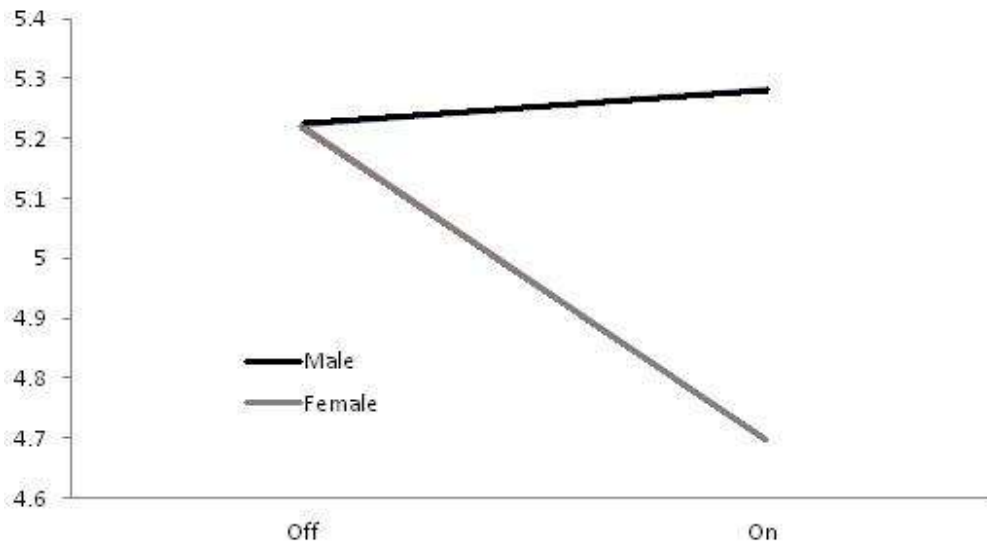
Τα τελικά δεδομένα για ανάλυση, για κάθε άτομο και κάθε συνθήκη, αποτελούνταν από το σύνολο των 500 τιμών πλάτους που ελήφθησαν για κάθε ηλεκτρόδιο, και αντιστοιχούσαν στα πρώτα 500 msec του χρόνου καταγραφής, δηλαδή στο HEΓ .

Για κάθε άτομο, κάθε συνθήκη ακτινοβολίας και κάθε ηλεκτρόδιο (εκτός των δύο ηλεκτροδίων καταγραφής του ηλεκτροφθαλμογραφήματος), υπολογίστηκε το πλάτος του ΗΕΓ στο πεδίο της συχνότητας, με βάση τον Ταχύ Μετασχηματισμό Fourier (FFT). Αυτή η ανάλυση επιβεβαίωσε το αναμενόμενο μοτίβο της φασματικής κατανομής των σημάτων, με την εμφάνιση των κορυφών εντός του εύρους των τεσσάρων βασικών ρυθμών δέλτα (0-4 Hz), θήτα (5-7 Hz), άλφα (8-13 Hz) και βήτα (14 έως 30 Hz) σε όλες τις σειρές του ΗΕΓ.

Από το πλάτος του ΗΕΓ υπολογίστηκαν οι αντίστοιχες ενέργειες, οι οποίες στη συνέχεια λογαριθμίστηκαν, έτσι ώστε η κατανομή τους για όλα τα ηλεκτρόδια και για τις δύο πειραματικές συνθήκες να μην παρεκκλίνει από την κανονική. Για κάθε ρυθμό, οι ενέργειες των τριάντα ηλεκτροδίων υποβλήθηκαν σε πολυπαραγοντική ανάλυση της διακύμανσης (MANOVA), με το φύλο (αρσενικό-θηλυκό) και την πειραματική συνθήκη (on-off) ως ανεξάρτητους παράγοντες. Τα αποτελέσματα τέθηκαν σε post-hoc κατά ζεύγη συγκρίσεις, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο διόρθωσης του Bonferroni. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο 0.05.

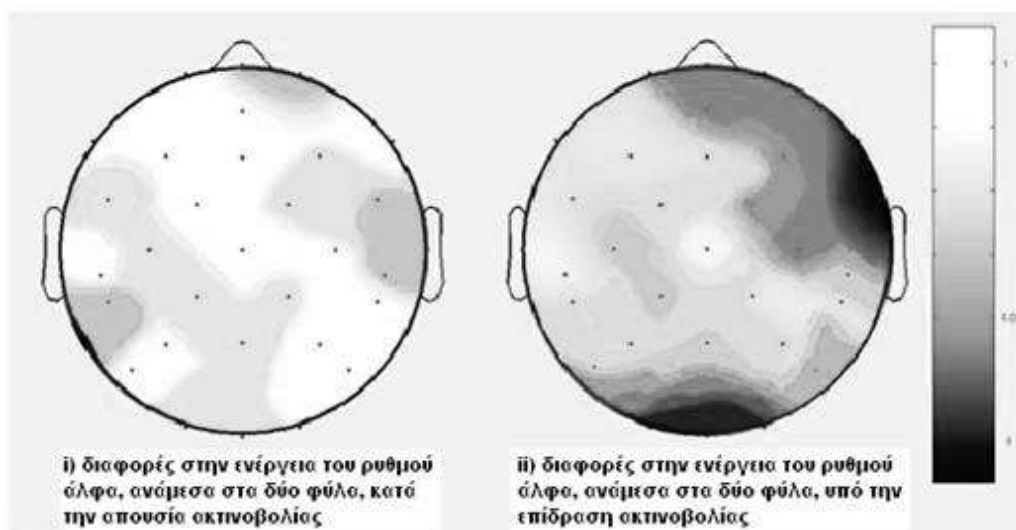
5.4 Αποτελέσματα

Η πολυπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης δεν έδειξε καμία σημαντική επίδραση του φύλου, της πειραματικής συνθήκης και της αλληλεπίδρασης των δύο με τις ενέργειες των ρυθμών δέλτα και θήτα. Αντίθετα, υπήρξε μια σημαντική αλληλεπίδραση (φύλο x ακτινοβολία) στις ενέργειες του άλφα και βήτα ρυθμού. Η φύση αυτής της αλληλεπίδρασης αντικατοπτρίζεται στο Σχήμα 22, που δείχνει τις μέσες τιμές του ρυθμού άλφα για τους άνδρες και τις γυναίκες, για τις δύο συνθήκες ακτινοβολίας στο ηλεκτρόδιο F8. Όπως φαίνεται, κατά την απουσία της Η/Μ ακτινοβολίας οι ενέργειες της άλφα μπάντας των δύο φύλων είναι πρακτικά οι ίδιες. Η παρουσία της ακτινοβολίας δεν έχει καμία επίδραση στις ενέργειες των ανδρών, ενώ αντίθετα μείωσε τις ενέργειες των γυναικών. Ως αποτέλεσμα, οι γυναίκες εμφάνισαν σημαντικά χαμηλότερη ενέργεια, σε σύγκριση με τους άντρες.



Σχήμα 22: Μέσες τιμές στην μπάντα άλφα για άνδρες και γυναίκες, για τις δύο συνθήκες ακτινοβολίας στο ηλεκτρόδιο F8.

Το ίδιο πρότυπο παρατηρήθηκε σε μια σειρά ηλεκτροδίων (FC6, F8, Fp2, Fpz, C4, O2, Oz και O1). Όπως απεικονίζεται και στο Σχήμα 23 αυτά τα ηλεκτρόδια σχηματίζουν δύο διακριτές ομάδες, μια στη δεξιά πρόσθια περιοχή του εγκεφάλου και μία δεύτερη στην ινιακή περιοχή. Είναι ενδιαφέρον, ότι όπως προέκυψε από την ανάλυση, οι ενέργειες του βήτα ρυθμού εμφανίζουν σχεδόν την ίδια συμπεριφορά.



Σχήμα 23: p-values των διαφορών ανάμεσα στους άντρες και τις γυναίκες παρουσία και μη του σήματος Wi-Fi.

5.5 Συμπεράσματα

Η σύγκριση μεταξύ των πειραματικών συνθηκών έδειξε ότι η παρουσία της ακτινοβολίας δεν είχε καμία επίδραση στις ενέργειες της άλφα και βήτα μπάντας των αρρένων. Αντίθετα, μείωσε τις αντίστοιχες ενέργειες των γυναικών, με αποτέλεσμα οι γυναίκες να εμφανίζουν σημαντικά χαμηλότερες ενέργειες, σε σύγκριση με αυτές των ανδρών.

Επιπλέον, οι ενέργειες των ρυθμών δέλτα και θήτα δεν επηρεάστηκαν σημαντικά από το φύλο, τη συνθήκη ακτινοβολίας και την αλληλεπίδρασή τους. Ωστόσο, υπήρξε μια σημαντική αλληλεπίδραση (φύλο x ακτινοβολία) στις ενέργειες του άλφα και του βήτα ρυθμού.

Ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι το πρότυπο αυτό παρατηρήθηκε για μια σειρά ηλεκτροδίων, τα οποία σχημάτιζαν δύο διαφορετικές ομάδες, μία τοποθετημένη στη δεξιά πρόσθια και η δεύτερη στην ινιακή περιοχή του εγκεφάλου.

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης μπορούν να ερμηνευθούν υπό το φώς των ψυχο φυσιολογικών και νευροαπεικονιστικών μελετών, σχετικές με την ανατομία της λειτουργίας του ΗΕΓ. Η ποσοτικοποίηση των σημάτων ΗΕΓ είχε αποδειχθεί μια χρήσιμη και κατάλληλη μέθοδος για τη μέτρηση του επιπέδου και της τοπογραφικής διανομής της ενεργοποίησης του εγκεφαλικού φλοιού, κατά τη διάρκεια γνωσιακών διεργασιών. Σε γενικές γραμμές, η λειτουργική σημασία των ποικίλων δραστηριοτήτων του εγκεφάλου μπορεί να αποδοθεί στα υποκείμενα νευρωνικά κυκλώματα. Για παράδειγμα, η δραστηριότητα της άλφα μπάντας θεωρείται ότι αντανακλά το αυξημένο επίπεδο διεγερσιμότητας των νευρώνων σε συγκεκριμένες περιοχές του φλοιού, η οποία μπορεί να σχετίζεται με αυξημένη μεταφορά πληροφοριών σε θαλαμοφλοιώδη κυκλώματα και έχει ισχυρή συσχέτιση με εργασίες μνήμη, καθώς και με τα μακροπρόθεσμα μνημονικά εγγράμματα [12][13][14][15]. Οι εκρήξεις του ρυθμού βήτα, που σχετίζονται με τις αλληλεπιδράσεις του φλοιού, μετατοπίζουν το σύστημα σε μια κατάσταση προσοχής, η οποία κατά συνέπεια, επιτρέπει το συγχρονισμό και την αντίληψη του γάμμα ρυθμού [16][17][18].

Η επίδραση της έκθεσης στην ακτινοβολία του Wi-Fi (σημαντική αλληλεπίδραση του φύλου με την ακτινοβολία στις ενέργειες του άλφα και βήτα ρυθμού) συνάδει με προηγούμενες μελέτες, σχετικές με την επίδραση του φύλου στις διαφορές που παρατηρήθηκαν στο ΗΕΓ, υπό την επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας στα 900MHz και 1800MHz,

παρόμοια με αυτή των κινητών τηλεφώνων [8][10][7][19][20][21]. Επίσης οι Smythe και Costall (2003) [22] έχουν αναφερθεί σε επιπτώσεις της έκθεσης σε Η/Μ πεδίο στην ανθρώπινη μνήμη κατά τη διάρκεια γνωσιακών εργασιών, οι οποίες εξαρτώνται από το φύλο.

Παρά το γεγονός ότι η βιολογική βάση για αυτές τις διαφορές εξαιτίας του φύλου παραμένει ασαφής, καινούρια στοιχεία παρέχουν αξιόπιστα κριτήρια για την επεξήγησή τους. Ειδικότερα, οι επιδράσεις του Η/Μ πεδίου στο κεντρικό νευρικό σύστημα έχουν θεωρηθεί δευτερεύουσες σε ότι αφορά τη βλάβη της διαπερατότητας του αιματοεγκεφαλικού φραγμού (Blood Brain Barrier - BBB) [23][24][25][26]. Σε αυτό το σημείο, είναι λογικό να θεωρηθεί η ύπαρξη των διαφορών στον αιματοεγκεφαλικό φραγμό των δύο φύλων ένα γεγονός, που θα μπορούσε να εξηγήσει τις θεμελιώδεις διαφορές μεταξύ ανδρών και γυναικών στις εγγενής γνωστικές διαδικασίες και στον τρόπο που επηρεάζονται από διαφορετικά είδη ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας [27][28][29]. Επιπλέον, υπάρχουν έρευνες που αποδεικνύουν ότι η έκθεση σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία επηρεάζει την απελευθέρωση μελατονίνης. Συγκεκριμένα έχει βρεθεί μειωμένη απέκκριση του ουρικού μεταβολίτη της μελατονίνης στα άτομα που χρησιμοποιούν κινητό τηλέφωνο για περισσότερο από 25 λεπτά την ημέρα [30]. Αυτή η παρατήρηση θα καταστεί σαφέστερη αν ληφθεί υπόψη ότι σε μια μελέτη ανάμεσα σε εφήβους βρέθηκε σημαντικά υψηλότερη συνολική, νυχτερινή και ημερήσια απέκκριση της 6-σουλφοξυ-μελατονίνης στα κορίτσια [31].

Τελικά, συνάγεται το συμπέρασμα ότι το Wi-Fi μπορεί να επηρεάσει την κανονική φυσιολογία του εγκεφάλου, μέσω αλλαγών στη διεγερσιμότητα του φλοιού που σχετίζονται με το φύλο, όπως αντανακλάται από τους άλφα και βήτα ρυθμούς του ΗΕΓ.

5.6 Βιβλιογραφία

- [1] D. Hamblin, A. Wood, R. Croft, C. Stough, **Examining the effects of electromagnetic fields emitted by GSM mobile phones on human event-related potentials and performance during an auditory task**, *Clinical Neurophysiology* 115 (2004) 171-178.
- [2] R. Jech, K. Sonka, E. Ruzicka, A. Nebuzelsky, J. Bohm, M. Juklickova, S. Nevsimalova, **Electromagnetic field of mobile phones affects visual event related potential in patients with narcolepsy**, *Bioelectromagnetics* 22 (2001) 519-528.
- [3] C. Krause, L. Sillanmaki, M. Koivisto, A. Haggqvist, C. Saarela, A. Revonsuo, M. Laine, H. Hamalainen, **Effects of electromagnetic field emitted by cellular phones on the EEG during a memory task**, *Neuroreport* 11 (2000) 761-764.
- [4] E. Maby, R. Le Bouquin Jeannes, G. Faucon, **Short-term effects of GSM mobile phones on spectral components of the human electroencephalogram**, *Proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society* (2006) 3751-3754.
- [5] A. Maganioti, C. Hountala, C. Papageorgiou, A. Rabavilas, G. Papadimitriou, C. Capsalis, **Cointegration of ERP signals in experiments with different EMF conditions**, *Health* 2 (2010) 400-406.
- [6] C. Papageorgiou, E. Nanou, V. Tsiafakis, E. Kapareliotis, K. Kontoangelos, C. Capsalis, A. Rabavilas, C. Soldatos, **Acute mobile phone effects on pre-attentive operation**, *Neuroscience Letters* 397 (2006) 99-103.
- [7] A. Maganioti, C. Hountala, C. Papageorgiou, M. Kyprianou, A. Rabavilas, C. Capsalis, **Principal component analysis of the p600 waveform: RF and gender effects**, *Neuroscience Letters* 478 (2010) 19-23.
- [8] C. Papageorgiou, E. Nanou, V. Tsiafakis, C. Capsalis, A. Rabavilas, **Gender related differences on the EEG during a simulated mobile phone signal**, *Neuroreport* 15 (2004) 2557-2560.
- [9] C. Marino, P. Galloni, F. Nasta, R. Pinto, C. Pioli, G. Lovisolo, **Measures for the exposure of newborn animals to Wi-Fi signals**, *Proceedings of Open questions in the research on biological and health effects of low-intensity RF-EMF* (2008) 12.

- [10] J. Cooley, J. Tukey, **An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series**, *Mathematics of Computation* 19 (1965) 297-301.
- [11] A. Maganioti, C. Papageorgiou, C. Hountala, M. Kyprianou, A. Rabavilas, G. Papadimitriou, C. Capsalis, **WiFi electromagnetic fields exert gender related alterations on EEG**, 6th International Workshop on Biological Effects of Electromagnetic fields (2010).
- [12] C. Neuper, G. Pfurtscheller, **Event-related dynamics of cortical rhythms: frequency-specific features and functional correlates**, *International Journal of Psychophysiology* 43 (2001) 41-58.
- [13] O. Jensen, J. Gelfand, J. Kounios, J. Lisman, **Oscillations in the alpha band (9-12 Hz) increase with memory load during retention in a short-term memory task**, *Cerebral Cortex* 12 (2002) 877-882.
- [14] S. Leiberg, W. Lutzenberger, J. Kaiser, **Effects of memory load on cortical oscillatory activity during auditory pattern working memory**, *Brain Research* 1120 (2006) 131-140.
- [15] S. Palva, M. Palva, **New vistas for alpha-frequency band oscillations**, *Trends in Neurosciences* 30 (2007) 150-158.
- [16] Wrobel, **Beta activity: a carrier for visual attention**, *Acta neurobiologiae experimentalis (Wars)* 60 (2000) 247-260.
- [17] R. Gaillard, S. Dehaene, C. Adam, S. Clémenceau, D. Hasboun, M. Baulac, L. Cohen, L. Naccache, **Converging intracranial markers of conscious access**, *PLoS Biology* 7 (2009) e61.
- [18] S. Pockett, G. Bold, W. Freeman, **EEG synchrony during a perceptual-cognitive task: widespread phase synchrony at all frequencies**, *Clinical Neurophysiology* 120 (2009) 695-708.
- [19] E. Nanou, V. Tsiafakis, E. Kapareliotis, C. Papageorgiou, A. Rabavilas, C. Capsalis, **Influence of the interaction of the 900 MHz signal with gender on EEG energy: experimental study on the influence of 900 MHz radiation on EEG**, *Environmentalist* 25 (2005) 173-179.
- [20] C. Hountala, A. Maganioti, C. Papageorgiou, E. Nanou, M. Kyprianou, V. Tsiafakis, A. Rabavilas, C. Capsalis, **The spectral power coherence of the EEG under different EMF conditions**, *Neuroscience Letters* 441 (2008) 188-192.

- [21] E. Nanou C. Hountala, A. Maganioti, C. Papageorgiou,, V. Tsiafakis, A. Rabavilas, C. Capsalis, **Influence of a 1,800 MHz electromagnetic field on the EEG energy**, Environmentalist 29 (2009) 205-209.
- [22] J. Smythe, B. Costall, **Mobile phone use facilitates memory in male, but not female, subjects**, Neuroreport 14 (2003) 243-246.
- [23] L. Salford, et al., **Permeability of the blood brain barrier induced by 915MHz electromagnetic radiation continuous wave and modulated at 8, 16, 50 and 200 Hz**, Microscopy Research and Technique 27 (1994) 535–542.
- [24] A. Schirmacher, **Electromagnetic fields (1.8 GHz) increase the permeability of sucrose of the blood–brain barrier in vitro**, Bioelectromagnetics 21 (2000) 338–345.
- [25] L. Salford, A. Brun, et al., **Nerve cell damage in mammalian brain after exposure to microwaves from GSM mobile phones**, Environmental Health Perspectives 111 (2003) 881–883.
- [26] J. Eberhardt, B. Persson, A. Brun, L. Salford, L. Malmgren, **Blood–brain barrier permeability and nerve cell damage in rat brain 14 and 28 days after exposure to microwaves from GSM mobile phones**, Electromagnetic Biology and Medicine 27 (2008) 215–229.
- [27] W. Skrandies, P. Reik, C. Kunze, **Topography of evoked brain activity during mental arithmetic and language tasks: sex differences**, Neuropsychologia 37 (1999) 421-430.
- [28] W. Dimpfel, W. Wedekind, I. Keplinger, **Gender difference in electrical brain activity during presentation of various film excerpts with different emotional content**, European Journal of Medical Research 8 (2003) 192-198.
- [29] M. Briere, G. Forest, S. Chouinard, R. Godbout, **Evening and morning EEG differences between young men and women adults**, Brain and Cognition 53 (2003) 145-148.
- [30] J. Burch, J. Reif, C. Noonan, T. Ichinose, A. Bachand, T. Koleber, M. Yost, **Melatonin metabolite excretion among cellular telephone users**, International Journal of Radiation Biology 78 (2002) 1029–1036.
- [31] H. Fideleff, H. Boquete, G. Fideleff, L. Albornoz, S. Lloret, M. Suarez, A. Esquifino, M. Honfi, D. Cardinali, **Gender-related differences in urinary 6-sulfatoxymelatonin levels in obese pubertal individuals**, Journal of pineal research 40 (2006) 214-218.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 : ΧΡΗΣΗ ΓΕΝΕΤΙΚΩΝ

ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΓΙΑ ΤΗ ΣΤΑΘΜΙΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΗΕΓ

Σε αυτό το κεφάλαιο επεξηγείται η σημασία της κανονικής κατανομής και οι λόγοι για τους οποίους θεωρείται απαραίτητο να την ακολουθούν τα ηλεκτροεγκεφαλογραφικά δεδομένα. Επιπλέον, παρουσιάζεται η θεωρία των Γενετικών Αλγορίθμων και αναλύεται ο τρόπος με τον οποίο οι Γ.Α. χρησιμοποιούνται για τη στάθμιση των δεδομένων ΗΕΓ, με στόχο την κανονικοποίηση της κατανομής τους.

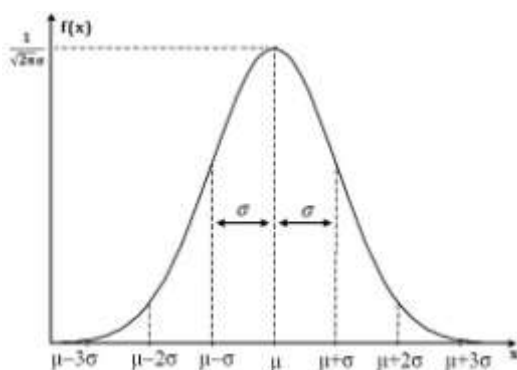
6.1 Η Κανονική Κατανομή

Μια από τις σημαντικότερες συνεχείς κατανομές στη θεωρία των Πιθανοτήτων αλλά και της Στατιστικής είναι η Κανονική Κατανομή (Κ.Κ.). Μελετήθηκε αρχικά από τον De Moivre (1667-1754) και από τον Laplace (1749 - 1827), οι οποίοι απέδειξαν ότι η διωνυμική κατανομή $B(n,p)$ προσεγγίζεται, για μεγάλο n , από την Κ.Κ. Το 1809 ο Gauss (1777 - 1855) μελετώντας τη θεωρία τυχαίων σφαλμάτων παρατήρησε ότι οι κατανομές των σφαλμάτων αυτών μπορούσαν να προσεγγιστούν ικανοποιητικά από μία συνεχή καμπύλη, η οποία αναφερόταν ως «κανονική καμπύλη των σφαλμάτων» [1]. Για το λόγο αυτό η κανονική κατανομή είναι γνωστή και ως κατανομή των σφαλμάτων (law of errors), ενώ ονομάζεται και κατανομή Gauss, ως αναγνώριση της μεγάλης συνεισφοράς του στην ανάδειξη των ιδιοτήτων και της σημασίας της.

Μια συνεχής τυχαία μεταβλητή X ακολουθεί την Κ.Κ. με παραμέτρους (μ, σ^2) ($-\infty < \mu < +\infty, \sigma > 0$), και συμβολίζεται $X \sim N(\mu, \sigma^2)$, όταν έχει συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας που δίνεται από τον τύπο:

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left\{-\frac{1}{2\sigma^2} (x-\mu)^2\right\}, x \in \mathbb{R}.$$

Η μορφή της Κ.Κ. φαίνεται στο σχήμα που ακολουθεί. Η παράμετρος μ καθορίζει τη θέση της κατανομής πάνω στον άξονα των x , γι' αυτό και ονομάζεται παράμετρος θέσης, ενώ η παράμετρος σ καθορίζει το πόσο απλώνεται η κατανομή πάνω στον άξονα των x και καλείται παράμετρος μεταβλητότητας. Είναι προφανές ότι η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας έχει κωνοειδή μορφή με κορυφή το σημείο $x = \mu$, και είναι συμμετρική ως προς τον άξονα που διέρχεται από το μ . Στο διάστημα $(\mu-3\sigma, \mu+3\sigma)$ περιέχονται όλες σχεδόν οι πιθανές τιμές της τ.μ. X . Ακόμα, η Κ.Κ. είναι ασύμπτωτη ως προς τον οριζόντιο άξονα x , ενώ η μέση τιμή, η διάμεσος και η επικρατούσα τιμή της συμπίπτουν.



Σχήμα 24: Καμπύλη Κανονικής Κατανομής.

Η ειδική περίπτωση όπου $\mu=0$, $\sigma=1$, αντιστοιχεί στην τυπική κανονική κατανομή, συμβολίζεται ως $N(0, 1)$, κι έχει συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας που δίνεται από τη σχέση:

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \exp\left\{-\frac{x^2}{2}\right\}, x \in \mathbb{R}$$

6.1.1 Στατιστικά Μέτρα Περιγραφικής Στατιστικής

Κάθε πληθυσμός δεδομένων χαρακτηρίζεται από ορισμένες ιδιότητες οι οποίες προσδιορίζουν τη φυσιογνωμία και την δομή του. Οι ιδιότητες αυτές εκφράζονται μέσω κάποιων αριθμητικών μεγεθών – μέτρων, κύριο πλεονέκτημα των οποίων είναι ότι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την διενέργεια εκτιμήσεων και τον έλεγχο στατιστικών υποθέσεων.

Διακρίνονται πέντε είδη στατιστικών μέτρων που αντιστοιχούν σε ισάριθμους τρόπους περιγραφής της κατανομής των δεδομένων και είναι τα εξής:

- Μέτρα κεντρικής τάσης: περιγράφουν την τάση που εμφανίζουν τα δεδομένα να περιστρέφονται γύρω από μια κεντρική τιμή. Ουσιαστικά, εκφράζουν την τυπική ή μέση τιμή των δεδομένων.
- Μέτρα θέσης: αντιστοιχούν σε μέτρα που αφορούν στον εντοπισμό της θέσης της κατανομής κατά μήκος του άξονα των τιμών της.
- Μέτρα διασποράς: αποτελούν μια ποσοτική αξιολόγηση της συγκέντρωσης των τιμών μιας μεταβλητής γύρω από την κεντρική τιμή.
- Μέτρα λοξότητας: καθορίζουν το είδος της ασυμμετρίας - θετική ή αρνητική.
- Μέτρα κύρτωσης: προσδιορίζουν την κατανομή των τιμών γύρω από την κεντρική τιμή σε σχέση με τις ακραίες τιμές, καθορίζοντας μονοκόρυφες καμπύλες με αιχμηρότητα.

6.1.1.1 Μέτρα Κεντρικής Τάσης

Έστω η τυχαία μεταβλητή X_i ($i = 1 \dots n$), η οποία σε τυχαίο δείγμα μεγέθους n ενός πληθυσμού, έδωσε τα αποτελέσματα x_1, x_2, \dots, x_n .

- Αριθμητικός μέσος: ορίζεται ως το άθροισμα των N παρατηρήσεων δια του πλήθους των παρατηρήσεων και ισούται με:

$$\mu = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}$$

Πιο συγκεκριμένα, αν οι παρατηρήσεις αποτελούν το σύνολο ενός πληθυσμού μεγέθους $n=N$ το μ είναι ο πληθυσμιακός μέσος, ενώ εάν $n < N$, δηλαδή οι παρατηρήσεις X_i αποτελούν απλώς ένα δείγμα n του συνολικού πληθυσμού, τότε έχουμε το δειγματικό μέσο που δίνεται από το τύπο:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$$

Στην περίπτωση ομαδοποιημένων παρατηρήσεων όπου εμπλέκονται συχνότητες f_i , το άθροισμα του αριθμητή και των δύο μέσων αντικαθίστανται από το τύπο:

$$\sum_{i=1}^N f_i x_i$$

- Αρμονικός μέσος: ο αρμονικός μέσος n παρατηρήσεων (X_1, \dots, X_n) είναι το αντίστροφο του αριθμητικού μέσου, των αντίστροφων τιμών των παρατηρήσεων, δηλαδή

$$H = \frac{N}{\sum_{i=1}^N 1/x_i} \quad \text{για πληθυσμό}$$

$$h = \frac{n}{\sum_{i=1}^n 1/x_i} \quad \text{για δείγμα}$$

- Σταθμισμένος μέσος: εάν οι τιμές x_1, x_2, \dots, x_n ενός συνόλου δεδομένων έχουν διαφορετική βαρύτητα, εκφραζόμενη μέσω των λεγόμενων συντελεστών στάθμισης w_1, w_2, \dots, w_n , τότε αντί του αριθμητικού μέσου χρησιμοποιούμε το σταθμισμένο αριθμητικό μέσο ή σταθμικό μέσο. Ο σταθμικός μέσος υπολογίζεται από τη σχέση:

$$\bar{x} = \frac{x_1 w_1 + x_2 w_2 + \dots + x_n w_n}{w_1 + w_2 + \dots + w_n} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i w_i}{\sum_{i=1}^n w_i}$$

6.1.1.2 Μέτρα Θέσης

▪ Επικρατούσα τιμή: ονομάζεται η τιμή της μεταβλητής που έχει την μεγαλύτερη συχνότητα εμφάνισης. Η επικρατούσα τιμή δεν ορίζεται μονοσήμαντα στην περίπτωση καμπύλων συχνοτήτων με πολλές κορυφές.

▪ Διάμεσος: πρόκειται για την κεντρική τιμή που προκύπτει από τη διάταξη των n παρατηρήσεων (X_1, \dots, X_n) σε αύξουσα σειρά. Η διάμεσος υπολογίζεται ως:

$x_\delta =$ το ημιάθροισμα των δύο τιμών που βρίσκονται στο μέσο της σειράς, για n άρτιο.

$x_\delta =$ η τιμή που βρίσκεται στο μέσο της σειράς, για n περιττό.

▪ Ποσοστιαία Σημεία: Το p -ποσοστιαίο σημείο αναφέρεται στην παρατήρηση εκείνη, η οποία είναι μεγαλύτερη από το $100p\%$ ακριβώς των παρατηρήσεων. Ειδικά για συγκεκριμένες τιμές του p ισχύει:

- Το σημείο $x_{1/4}$ καλείται πρώτη τεταρτητόμος κι είναι η τιμή της μεταβλητής που έχει κάτω από αυτή το 25% των παρατηρήσεων.
- Το σημείο $x_{1/2}$ είναι η τιμή της μεταβλητής που έχει κάτω από αυτή το 50% των παρατηρήσεων και προφανώς ταυτίζεται με τη διάμεσο.
- Το σημείο $x_{3/4}$ ονομάζεται τρίτη τεταρτητόμος και αντιστοιχεί στην τιμή της μεταβλητής που έχει κάτω από αυτή το 75% των παρατηρήσεων.

6.1.1.3 Μέτρα Διασποράς

Ένα από τα βασικότερα γνωρίσματα των στατιστικών δεδομένων είναι η μεταβλητότητα, δηλαδή η διασπορά των τιμών σε ένα σύνολο δεδομένων. Η μεταβλητότητα δείχνει πόσο αντιπροσωπευτικό είναι το μέτρο θέσης, σε σχέση με όλες τις μετρήσεις του συνόλου των δεδομένων. Ομοιογενή δεδομένα χαρακτηρίζονται από μικρό αριθμό διαφοροποίησης. Στην περίπτωση πλήρους ομοιότητας, η μεταβλητότητα είναι 0 και ο αριθμητικός μέσος αποτελεί το πληρέστερο μέτρο περιγραφής. Τα μέτρα που χρησιμοποιούνται για την μέτρηση της μεταβλητότητας μιας κατανομής είναι:

▪ Εύρος ή Κύμανση: ορίζεται ως η διαφορά μεταξύ της μεγαλύτερης και της μικρότερης τιμής ενός συνόλου δεδομένων.

$$R = X_{\max} - X_{\min}$$

- Μέση Απόλυτη Απόκλιση: είναι ο αριθμητικός μέσος των απόλυτων τιμών των αποκλίσεων των τιμών των δεδομένων από τον αριθμητικό τους μέσο και δίνεται από τους τύπους:

$$MAA = \frac{\sum_{i=1}^N |x_i - \mu|}{N} \quad \text{για πληθυσμό}$$

$$mma = \frac{\sum_{i=1}^n |x_i - \bar{x}|}{n} \quad \text{για δείγμα}$$

Η μέση απόκλιση λαμβάνει μεγάλες τιμές στην περίπτωση που οι παρατηρήσεις (x_1, x_2, \dots, x_n) βρίσκονται μακριά από το μέσο τους και μηδενική τιμή όταν οι παρατηρήσεις ισούνται μεταξύ τους ($x_1 = x_2 = \dots = x_n$).

- Διακύμανση ή Διασπορά: ορίζεται ως ο αριθμητικός μέσος των τετραγώνων των αποκλίσεων των τιμών της μεταβλητής από τον αριθμητικό μέσο και ορίζεται από τη σχέση:

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2 \quad \text{για πληθυσμό}$$

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad \text{για δείγμα}$$

- Τυπική Απόκλιση: ονομάζεται η τετραγωνική ρίζα της διακύμανσης και αποτελεί δείκτη του βαθμού διασποράς των τιμών γύρω από τον αριθμητικό μέσο.

$$\sigma = \sqrt{\sigma^2} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2} \quad \text{για πληθυσμό}$$

$$s = \sqrt{s^2} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad \text{για δείγμα}$$

Μεγάλες τιμές των μέτρων δηλώνουν μεγάλη μεταβλητότητα των τιμών του πληθυσμού και συνεπώς μεγάλη απόσταση των παρατηρήσεων από το μέσο. Αν όλες οι τιμές της μεταβλητής είναι ίσες μεταξύ τους, για όλες τις παρατηρήσεις θα ισχύει $(x_i - \mu)^2 = 0$ και στην περίπτωση αυτή η διακύμανση και η τυπική απόκλιση θα είναι μηδενικές.

6.1.1.4 Μέτρα Ασυμμετρίας και Κύρτωσης

Δύο πολύ σημαντικά μέτρα που καθορίζουν τη μορφή και το σχήμα μίας κατανομής είναι η ασυμμετρία και η κύρτωση της. Η ασυμμετρία αναφέρεται στην απόκλιση του

διαγράμματος της κατανομής συχνοτήτων από το διάγραμμα της κανονικής κατανομής ενώ η κυρτότητα στο πόσο πεπλατυσμένο είναι το διάγραμμα την κατανομής συχνοτήτων.

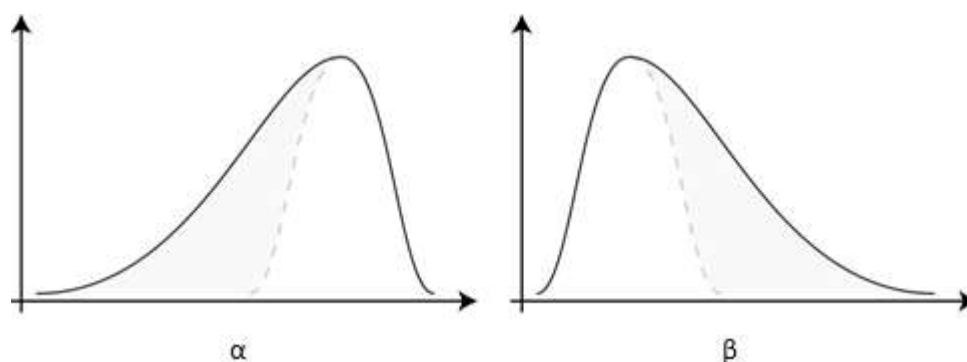
- Συντελεστής Ασυμμετρίας: Η κατανομή ενός πληθυσμού μπορεί να είναι είτε συμμετρική, είτε μη συμμετρική. Στην πρώτη περίπτωση η κορυφή, η διάμεσος και η μέση τιμή συμπίπτουν. Στις άλλες περιπτώσεις ένα από τα τμήματα στα οποία χωρίζει την κατανομή η κορυφή περιέχει περισσότερες παρατηρήσεις από το άλλο. Υπάρχουν δύο ειδών ασυμμετρίες, η θετική και η αρνητική. Στη θετική ασυμμετρία οι περισσότερες παρατηρήσεις, καθώς επίσης κι η διάμεσος και η μέση τιμή, βρίσκονται δεξιά της κορυφής. Στην περίπτωση αυτή μάλιστα ισχύει $M_0 < x_δ < x$. Αντιθετα, στην αρνητική ασυμμετρία οι περισσότερες παρατηρήσεις, και κατά συνέπεια η διάμεσος και η μέση τιμή, βρίσκονται αριστερά της κορυφής και ισχύει $x < x_δ < M_0$.

Σαν αριθμητικό μέτρο καθορισμού της ασυμμετρίας συνήθως χρησιμοποιείται ο αδιάστατος συντελεστής ασυμμετρίας που βασίζεται στην τρίτη κεντρική ροπή και ορίζεται ως:

$$\alpha_3 = \frac{\mu_3}{\sigma^3}, \text{ όπου } \mu_3 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^3 \text{ για πληθυσμό}$$

$$\alpha_3 = \frac{\mu_3}{s^3}, \text{ όπου } \mu_3 = \frac{n}{(n-1)(n-2)} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3 \text{ για δείγμα}$$

Όταν $\alpha_3 > 0$ η ασυμμετρία είναι θετική, ενώ όταν $\alpha_3 < 0$ η ασυμμετρία είναι αρνητική. Στην κανονική κατανομή ισχύει $\alpha_3 = 0$.



Σχήμα 25: Κατανομή α. αρνητικής και β. θετικής ασυμμετρίας.

- Συντελεστής Κυρτότητας: χαρακτηρίζει το ύψος της κορυφής της κατανομής και δίνει πληροφορίες για την αιχμηρότητα της καμπύλης. Μια κατανομή η οποία έχει σχετικά μεγάλη μέγιστη συχνότητα (κορυφή) και επομένως μεγάλη συγκέντρωση τιμών γύρω από

το μέσο λέγεται λεπτόκυρτη, ενώ αν η μέγιστη συχνότητα της είναι σχετικά μικρή λέγεται πλατύκυρτη. Κατανομές που προσεγγίζουν την κανονική κατανομή λέγονται μεσόκυρτες.

Ένα μέτρο που εκφράζει το βαθμό κυρτότητας μιας κατανομής είναι ο συντελεστής κύρτωσης του Pearson ο οποίος ορίζεται από τον τύπο:

$$\beta_2 = \frac{\mu_4}{\sigma^4}, \quad \text{όπου } \mu_4 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^4$$

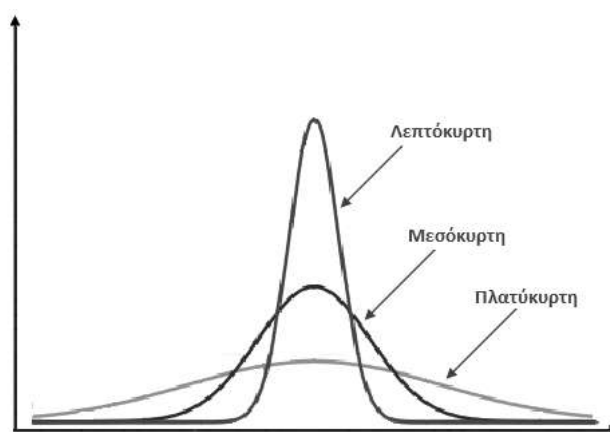
Όταν $\beta_2=3$ η καμπύλη είναι μεσόκυρτη. Αντίθετα, $\beta_2<3$ αντιστοιχεί σε πλατύκυρτη κατανομή και $\beta_2>3$ σε λεπτόκυρτη.

Συχνά, η κύρτωση μίας κατανομής υπολογίζεται από τη διαφορά (β_2-3) . Στην περίπτωση αυτή, τιμές κύρτωσης αρνητικές αντιστοιχούν σε πλατύκυρτη κατανομή, ενώ θετικές τιμές υποδηλώνουν λεπτόκυρτη καμπύλη. Η μεσόκυρτη καμπύλη έχει τιμή κύρτωσης 0.

Ένας άλλος τύπος υπολογισμού που χρησιμοποιείται για την κυρτότητα μίας κατανομής είναι:

$$\beta_2 = \frac{\mu_4}{s^4} - 3 \frac{(N-1)^2}{(N-2)(N-3)}, \quad \text{όπου } \mu_4 = \frac{N(N+1)}{(N-1)(N-2)(N-3)} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^4$$

Σύμφωνα και με αυτόν τον τύπο, τιμές κύρτωσης αρνητικές αντιστοιχούν σε πλατύκυρτη κατανομή, ενώ θετικές τιμές υποδηλώνουν λεπτόκυρτη καμπύλη. Η μεσόκυρτη καμπύλη έχει τιμή κύρτωσης 0.



Σχήμα 26: Λεπτόκυρτη, Μεσόκυρτη και Πλατύκυρτη κατανομή.

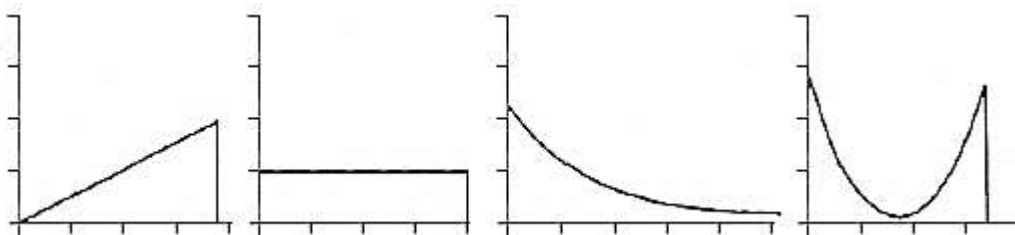
6.2 Το Κεντρικό Οριακό Θεώρημα

Η Κανονική Κατανομή θεωρείται η σπουδαιότερη κατανομή της Θεωρίας Πιθανοτήτων και της Στατιστικής για δύο λόγους κυρίως. Ο πρώτος είναι ότι πολλές τυχαίες μεταβλητές περιγράφονται ικανοποιητικά από την Κ.Κ. ή περιγράφονται από κατανομές που μπορούν να προσεγγισθούν από αυτή. Ο δεύτερος έχει να κάνει με τις ιδιότητες της Κ.Κ. οι οποίες είναι άκρως αξιοποιήσιμες στη Στατιστική Συμπερασμαματολογία. Ουσιαστικά, η κανονική κατανομή, αποτελεί το θεμέλιο της Στατιστικής Συμπερασμαματολογίας.

Το μεγάλο εύρος εφαρμογών της Κ.Κ., οφείλεται σε ένα πολύ ισχυρό θεωρητικό αποτέλεσμα της Θεωρίας Πιθανοτήτων το οποίο επιβεβαιώνεται και πειραματικά. Πρόκειται για το Κεντρικό Οριακό Θεώρημα (ΚΟΘ), τις βάσεις του οποίου έθεσαν δύο μεγάλοι μαθηματικοί, ο Abraham De Moivre το 1733 και, έναν αιώνα περίπου αργότερα, το 1812, ο Laplace.

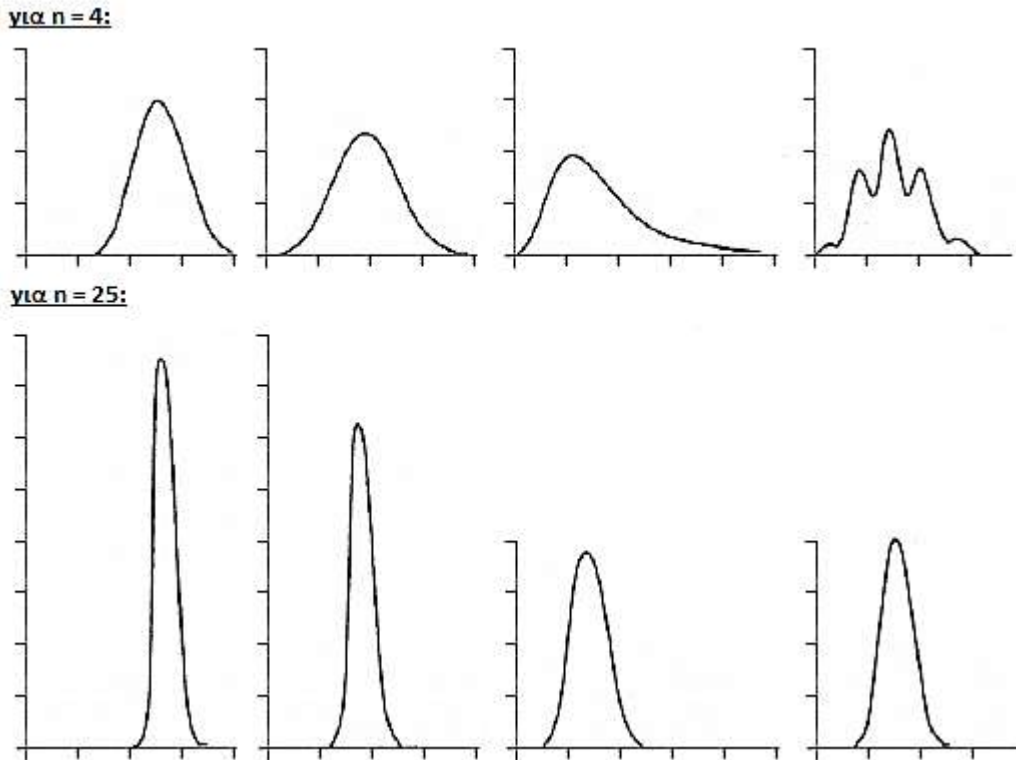
Σύμφωνα με το ΚΟΘ, αν από ένα πληθυσμό που ακολουθεί οποιαδήποτε κατανομή με μέση τιμή μ και διακύμανση σ^2 , επιλεγθεί ένα τυχαίο δείγμα μεγέθους n και υπολογιστούν οι μέσοι όροι τους, τότε για μεγάλα n (θεωρητικά $n \rightarrow \infty$) η κατανομή αυτών των μέσων (των δειγματικών) είναι κατά προσέγγιση Κ.Κ., με μέση τιμή επίσης μ και διασπορά σ^2/n [2].

Έστω, για παράδειγμα, οι παρακάτω κατανομές τεσσάρων πληθυσμών:



Σχήμα 27: Γραφική απεικόνιση τεσσάρων πληθυσμών.

Εφαρμόζοντας το ΚΟΘ, οι κατανομές των δειγματικών τους μέσων, για δυο διαφορετικά μεγέθη n , θα είναι αντίστοιχα:



Σχήμα 28: Κανονική προσέγγιση κατανομών για $n=4$ και για $n=25$.

Όπως είναι φανερό, όσο πιο μεγάλο είναι το μέγεθος n των δειγμάτων, τόσο περισσότερο και πιο εμφανώς προσεγγίζει η κατανομή των δειγματικών μέσων την Κ.Κ. Στην πράξη, $n \geq 30$ είναι αρκετό για την επίτευξη ικανοποιητικών προσεγγίσεων.

Επιπλέον, το ΚΟΘ συνδέει την Κ.Κ. με οποιαδήποτε άλλη κατανομή, αφού δεν προϋποθέτει απαραίτητως κανονικότητα των κατανομών των παρατηρήσεων. Έτσι, αν από ένα πληθυσμό που ακολουθεί οποιαδήποτε κατανομή με μέση τιμή μ και διασπορά σ^2 , επιλεγθούν τυχαία δείγματα μεγέθους n και υπολογιστεί το άθροισμα των παρατηρήσεων κάθε δείγματος, τότε για μεγάλα n (θεωρητικά $n \rightarrow \infty$) η κατανομή αυτών των αθροισμάτων είναι κατά προσέγγιση Κ.Κ. με μέση τιμή επίσης $n\mu$ και διακύμανση $n\sigma^2$. Δηλαδή, αν S_n αντιστοιχεί στην τυχαία μεταβλητή που εκφράζει αυτά τα αθροίσματα, τότε ισχύει κατά προσέγγιση $S_n \sim N(n\mu, n\sigma^2)$.

6.3 Έλεγχος Kolmogorov – Smirnov

Ένα σημαντικό πρόβλημα στην στατιστική είναι η εξεύρεση πληροφορίας σχετικά με την μορφή της κατανομής από την οποία προέρχεται ένα τυχαίο δείγμα. Είναι γνωστό ότι οι περισσότεροι έλεγχοι γίνονται με την προϋπόθεση ότι (υπό την H_0) το τυχαίο δείγμα

προέρχεται από μια συγκεκριμένη κατανομή. Συνεπώς είναι αρκετά χρήσιμη η δυνατότητα να ελέγχουμε αν κάποια δεδομένα προέρχονται από μια συγκεκριμένη κατανομή ή όχι.

Έλεγχοι αυτής της μορφής καλούνται «έλεγχοι καλής προσαρμογής» των δεδομένων σε μια συγκεκριμένη κατανομή και τέτοιοι έχουν προταθεί αρκετοί. Μια πρώτη εποπτική εικόνα για τα δεδομένα δίνεται από ορισμένους «εμπειρικούς» ελέγχους, οι οποίοι γίνονται μέσω συγκεκριμένων γραφημάτων, ωστόσο τα γραφήματα αυτά δεν οδηγούν με απόλυτη «ασφάλεια» σε κάποια απόφαση. Οι πιο σημαντικοί έλεγχοι καλής προσαρμογής είναι το χ -τετράγωνο και το Kolmogorov-Smirnov (K-S) test.

Το κριτήριο K-S χρησιμοποιείται για τον έλεγχο καλής προσαρμογής ενός τυχαίου δείγματος σε μία δεδομένη συνεχή κατανομή ($H_0: X_i \sim F_0$). Το κριτήριο K-S βασίζεται στην διαφορά της εμπειρικής συνάρτησης κατανομής (που προέρχεται από το δείγμα) και της αναμενόμενης F_0 (υπό την H_0). Πιο συγκεκριμένα, αν X_1, X_2, \dots, X_n είναι ένα τυχαίο δείγμα, η εμπειρική συνάρτηση κατανομής του δείγματος αυτού είναι:

$$\widehat{F}_n(x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n I(X_i \leq x) = \frac{\#\{X_i \leq x\}}{n}$$

(όπου $I(X_i \leq x) = 1$ ή 0 ανάλογα με το αν $X_i \leq x$ ή όχι), η οποία ως γνωστό αποτελεί εκτίμηση της συνάρτησης κατανομής των X_i , διότι (από το νόμο των μεγάλων αριθμών, θέτοντας $Y_i = I(X_i \leq x)$):

$$\widehat{F}_n(x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n I(X_i \leq x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i \xrightarrow[n \rightarrow \infty]{} E(Y_i) = 0P(Y_i = 0) + 1P(Y_i = 1) = P(Y_i = 1) = P(X_i \leq x) = F(x)$$

για κάθε x . Επομένως, υπό την H_0 , η εκτίμηση της συνάρτησης κατανομής θα πρέπει να είναι «κοντά» στην F_0 . Αντίθετα, αν δεν ισχύει η H_0 αναμένουμε σημαντική απόκλιση της εκτίμησης της συνάρτησης κατανομής από την F_0 . Για να κατασκευάσουμε έναν έλεγχο με βάση αυτόν τον συλλογισμό, θα πρέπει να ορίσουμε μία «απόσταση» μεταξύ των δύο κατανομών (της εκτίμησης της συνάρτησης κατανομής και της F_0) και να απορρίπτουμε την H_0 όταν αυτή η απόσταση γίνεται «μεγάλη». Σχετικά με αυτό ισχύει ο επόμενος ορισμός:

Αν F, G είναι δύο συναρτήσεις κατανομής στον \mathbb{R} , τότε η ποσότητα $d_K(F, G) = \sup_{x \in \mathbb{R}} \{|F(x) - G(x)|\}$ καλείται απόσταση Kolmogorov μεταξύ της F και της G . Σύμφωνα με τα παραπάνω, θα απορρίπτουμε την $H_0: X_i \sim F_0$ όταν η στατιστική συνάρτηση

$$D_n = d_K(\widehat{F}_n, F_0) = \sup_{x \in \mathbb{R}} \{|\widehat{F}_n(x) - F_0(x)|\}$$

λαμβάνει «ασυνήθιστα» μεγάλες τιμές, δηλαδή όταν $D_n > c$. Το κριτήριο αυτό είναι γνωστό ως κριτήριο Kolmogorov-Smirnov και η στατιστική συνάρτηση D_n καλείται ελεγχοσυνάρτηση Kolmogorov-Smirnov. Προκειμένου να χρησιμοποιήσουμε το συγκεκριμένο κριτήριο θα πρέπει να προσδιορίσουμε την κατανομή της τυχαίας μεταβλητής D_n υπό την H_0 , έτσι ώστε να υπολογίσουμε το c (για δεδομένο επίπεδο σημαντικότητας) και το p -value ενός δείγματος.

Επιπλέον, αποδεικνύεται ότι η κατανομή της στατιστικής συνάρτησης D_n δεν εξαρτάται από την F_0 , γεγονός που επιτρέπει τη χρήση του κριτηρίου αυτού, οποιαδήποτε κι αν είναι η κατανομή από την οποία προέρχεται το δείγμα (υπό την H_0). Τέτοιοι έλεγχοι καλούνται *απαραμετρικοί έλεγχοι* (η κατανομή της στατιστικής συνάρτησης που χρησιμοποιούμε και επομένως η κρίσιμη περιοχή και το p -value δεν εξαρτώνται από την κατανομή του δείγματος υπό την H_0). Κατά συνέπεια, το Kolmogorov – Smirnov είναι *απαραμετρικό test*.

6.4 Κανονική Κατανομή και ΗΕΓ

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, ένας θεμελιώδης κανόνας της παραμετρικής στατιστικής είναι ο κανόνας της ανεξάρτητης Κ.Κ. ή αλλιώς Γκαουσιανής Κατανομής, όπου κάθε μέτρηση είναι ανεξάρτητη από όλες τις άλλες. Η Γκαουσιανή Κατανομή, ειδικά όταν χρησιμοποιείται σε στατιστικά test πολλών μεταβλητών, εξασφαλίζει την ανεξαρτησία των μετρήσεων ή τη μηδενική συσχέτιση ανάμεσα σε διαφορετικές μετρήσεις.

Ωστόσο, πρέπει να σημειωθεί ότι η Κανονική είναι μία υποθετική κατανομή, η οποία σε διαδικασίες μέτρησης και δειγματοληψίας δεν επιτυγχάνεται ποτέ. Δηλαδή, η ιδανική γκαουσιανή εξίσωση μπορεί να προσεγγισθεί μόνο μαθηματικά, ενώ στην πραγματικότητα δεν μπορεί ποτέ να αναπαραχθεί ακριβώς. Ως εκ τούτου, κατά τη λήψη και επεξεργασία δεδομένων μέτρησης, ειδική μέριμνα πρέπει να λαμβάνεται έτσι ώστε να ελαχιστοποιείται η απόκλιση από την Κ.Κ. Ο σημαντικότερος λόγος γι' αυτό είναι ότι κατανομές πολλών διαφορετικών συχνοτήτων μπορούν να μειωθούν σε μία κοινή κατανομή, για την οποία θα υπάρχει μία ακριβής και γνωστή σχέση ανάμεσα στο z -σκορ και την τάξη του ποσοστιαίου σημείου [3]. Κατά αυτόν τον τρόπο, συγκρίσεις ανάμεσα σε Π.Δ. και δεδομένα ΗΕΓ μπορούν να γίνουν με μεγαλύτερη ακρίβεια [4].

Από την άλλη πλευρά, σύμφωνα με το ΚΟΘ, αναμένεται οι τιμές του ΗΕΓ να προσεγγίζουν την Κ.Κ. καθώς αυξάνεται το μέγεθος του δείγματος, υπό την προϋπόθεση ότι δεν υπάρχουν τεχνικές αλλοιώσεις στη μέτρηση ή πειραματικά σφάλματα. Κάτι τέτοιο όμως δε φαίνεται να ισχύει καθώς τα δεδομένα του ΗΕΓ προέρχονται από πραγματικές μετρήσεις και ως τέτοιες αναποφευχτά εμπεριέχουν σφάλματα. Τα σφάλματα αυτά, όπως όλα τα σφάλματα μετρήσεων, μπορούν να περιγραφούν από την κατανομή πιθανότητας που ακολουθούν. Όπως χαρακτηριστικά αναφέρεται σε εγχειρίδιο της Εθνικής Αεροναυπηγικής και Διαστημικής Υπηρεσίας της Αμερικής (National Aeronautical Space Agency - NASA), τα σφάλματα μέτρησης είναι τυχαίες μεταβλητές που ακολουθούν κατανομές πιθανοτήτων [5]. Για συγκεκριμένο τύπο σφάλματος μέτρησης, η κατανομή πιθανότητας είναι μία μαθηματική περιγραφή που συνδέει τη συχνότητα εμφάνισης μίας τιμής μέτρησης, με την τιμή αυτή καθαυτή. Οι περισσότερες εφαρμογές μετρήσεων «μολύνονται» από σφάλματα τα οποία ακολουθούν στην πλειοψηφία τους κανονική ή λογαριθμοκανονική κατανομή. Δεδομένου ότι στο ίδιο εγχειρίδιο της NASA αναφέρεται ότι όλα τα σφάλματα μέτρησης ακολουθούν Κ.Κ., εκτός εάν υπάρχουν πληροφορίες για το αντίθετο, δεχόμαστε ότι και τα σφάλματα στη μέτρηση του ΗΕΓ ακολουθούν Κ.Κ.

Όλα τα ανωτέρω ισχύουν τόσο για τη μέτρηση του ΗΕΓ στο χρόνο, όσο και για την κατανομή των τιμών ΗΕΓ ανά τις επαναλήψεις-ερωτήσεις, σε μία χρονική στιγμή μέτρησης. Αναφορικά με τα δεδομένα της παρούσας διατριβής, η πρώτη περίπτωση αναφέρεται στην κατανομή των 1500 τιμών πλάτους του ΗΕΓ ανά ερώτηση και ηλεκτρόδιο, ενώ η δεύτερη στην κατανομή των τιμών πλάτους του ΗΕΓ στις 30 ερωτήσεις ανά χρονική στιγμή και ηλεκτρόδιο. Το πλήθος του δείγματος θεωρείται επαρκές, σύμφωνα με το ΚΟΘ, και στις δύο περιπτώσεις.

Για να βελτιωθούν τα στατιστικά χαρακτηριστικά δεδομένων ΗΕΓ, κυρίως της κατανομής τους στο χρόνο, συχνά υπόκεινται σε διάφορους μετασχηματισμούς πριν την τελική τους επεξεργασία. Η υπάρχουσα βιβλιογραφία αποκαλύπτει πληθώρα μετασχηματισμών κανονικοποίησης δεδομένων ΗΕΓ. Ένας πολύ διαδεδομένος μετασχηματισμός είναι η λογαριθμοποίηση των αρχικών δεδομένων ή η μετατροπή τους με βάση τη συνάρτηση logit [6]:

$$\text{logit}(p) = \log\left(\frac{p}{1-p}\right)$$

Άλλοι μετασχηματισμοί που έχουν κατά καιρούς προταθεί είναι οι $\log(x+1)$, \sqrt{x} , $\sqrt[3]{x}$, $\frac{1}{\sqrt{x}}$ and $\sin^{-1}(\sqrt{x})$ [7][8][9].

Επιπλέον αυτών, υπάρχει κι ένα εύρος πιο συστηματικών μεθόδων για τη μετατροπή κατανομών κατά τρόπο τέτοιο ώστε να προσεγγίζουν την κανονική. Box–Cox μετασχηματισμοί [10] ή ad hoc μέθοδοι χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις κατανομών, για τις οποίες δεν υπάρχει γνωστός μετασχηματισμός που να πετυχαίνει κανονικότητα.

Ωστόσο, αξίζει να σημειωθεί ότι αυθαίρετη επιλογή του μετασχηματισμού που θα εφαρμοστεί στις μετρήσεις ΗΕΓ δεν εγγυάται βελτίωση της κανονικότητας της κατανομής του δείγματος. Παράλληλα, εύκολα αποδεικνύεται ότι ενώ κάποιοι μετασχηματισμοί μπορεί να μετατρέπουν κάποιες κατανομές σε κανονική ή έστω κατά προσέγγιση κανονική, αυτοί οι ίδιοι μετασχηματισμοί μπορεί να χειροτερεύσουν την κανονικότητα άλλων κατανομών [11].

6.5 Θεωρία Γενετικών Αλγορίθμων

Υπάρχουν πολλές περιπτώσεις προβλημάτων, τα οποία εξαιτίας του μεγέθους τους, καθιστούν απαγορευτική τη χρήση κλασικών μεθόδων αναζήτησης για την επίλυση τους. Τέτοιου είδους προβλήματα που προκύπτουν συχνά σε εφαρμογές αφορούν σε προβλήματα βελτιστοποίησης.

Στις περιπτώσεις αυτές βρίσκουν εφαρμογή πιθανοκρατικοί αλγόριθμοι, οι οποίοι αν και δεν εγγυώνται ότι θα βρουν τη βέλτιστη λύση, είναι ικανοί να επιστρέψουν μια αρκετά καλή λύση σε εύλογο χρονικό διάστημα. Μια κατηγορία τέτοιων αλγορίθμων επίλυσης προβλημάτων είναι οι Γενετικοί Αλγόριθμοι (Γ.Α.), των οποίων ο βασικός μηχανισμός είναι εμπνευσμένος από τη Δαρβινική θεωρία της εξέλιξης της φύσης. Οι γενετικοί αλγόριθμοι εκτελούν μία αναζήτηση στο χώρο των υποψηφίων λύσεων, με στόχο την εύρεση αποδεκτών, σύμφωνα με κάποιο κριτήριο, λύσεων.

Πιο συγκεκριμένα, οι Γ.Α. ανήκουν σε μία κατηγορία συστημάτων επίλυσης προβλημάτων, ευρύτερα γνωστή με τον όρο Εξελικτικοί Αλγόριθμοι. Στην ίδια κατηγορία ανήκουν κι ο εξελικτικός προγραμματισμός, οι στρατηγικές εξέλιξης, τα συστήματα ταξινόμησης και ο γενετικός προγραμματισμός. Οι αλγόριθμοι αυτοί διατηρούν έναν πληθυσμό κωδικοποιημένων πιθανών λύσεων του προβλήματος, και περνώντας από γενιά σε γενιά, δημιουργούν συνεχώς νέους πληθυσμούς πιθανών λύσεων, εξελίσσοντας τους προηγούμενους πληθυσμούς.

Πατέρας των Γ.Α., στη μορφή που τους γνωρίζουμε σήμερα, θεωρείται ο John Holland [12]. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, η κύρια ιδέα στην οποία βασίζεται η λειτουργία των Γ.Α. είναι η θεωρία της εξέλιξης, όπως αυτή απαντάται στη φύση. Σύμφωνα με τον κανόνα της φυσικής επιλογής, οι οργανισμοί που δε μπορούν να επιβιώσουν στο περιβάλλον τους πεθαίνουν, ενώ οι υπόλοιποι πολλαπλασιάζονται μέσω της αναπαραγωγής. Οι απόγονοι παρουσιάζουν μικρές διαφοροποιήσεις από τους προγόνους τους, ενώ συνήθως υπερισχύουν αυτοί που συγκεντρώνουν τα καλύτερα χαρακτηριστικά. Σποραδικά συμβαίνουν τυχαίες μεταλλάξεις, από τις οποίες οι περισσότερες οδηγούν τα μεταλλαγμένα άτομα στο θάνατο, αν και είναι πιθανό, πολύ σπάνια όμως, να οδηγήσουν στη δημιουργία νέων "καλύτερων" οργανισμών. Επιπλέον, αν το περιβάλλον μεταβάλλεται με αργούς ρυθμούς, τα διάφορα είδη μπορούν να εξελίσσονται σταδιακά ώστε να προσαρμόζονται σε αυτό.

6.5.1 Μηχανισμός Γενετικών Αλγορίθμων

Οι Γενετικοί Αλγόριθμοι είναι αρκετά απλοί στην υλοποίησή τους. Οι τιμές για τις παραμέτρους του συστήματος πρέπει να κωδικοποιούνται με τρόπο ώστε να αναπαρασταθούν από μια μεταβλητή που περιέχει σειρά χαρακτήρων ή δυαδικών ψηφίων (0/1). Αυτή η μεταβλητή μιμείται το «γενετικό κώδικα» που υπάρχει στους ζωντανούς οργανισμούς.

Ο αλγόριθμος ξεκινά με ένα σύνολο λύσεων, οι οποίες συνιστούν τον πληθυσμό. Μέσα σε ένα πληθυσμό υπάρχουν τα άτομα (individuals) ή γενότυποι (genotypes). Κάθε άτομο ή γενότυπος αποτελείται από χρωμοσώματα (chromosomes). Στους Γ.Α. συνήθως τα άτομα αποτελούνται από ένα μόνο χρωμόσωμα. Τα χρωμοσώματα αποτελούνται από γονίδια (genes) που είναι διατεταγμένα σε γραμμική ακολουθία. Κάθε γονίδιο επηρεάζει την κληρονομικότητα ενός ή περισσότερων χαρακτηριστικών. Τα γονίδια κάποιων συγκεκριμένων χαρακτηριστικών γνωρισμάτων του ατόμου βρίσκονται και σε συγκεκριμένες θέσεις του χρωμοσώματος, που καλούνται loci. Κάθε χαρακτηριστικό του ατόμου μπορεί να εμφανιστεί με διάφορες μορφές, ανάλογα με την κατάσταση στην οποία βρίσκεται το αντίστοιχο γονίδιο που το επηρεάζει. Οι διαφορετικές αυτές καταστάσεις που μπορεί να πάρει το γονίδιο καλούνται alleles (τιμές χαρακτηριστικού γνωρίσματος).

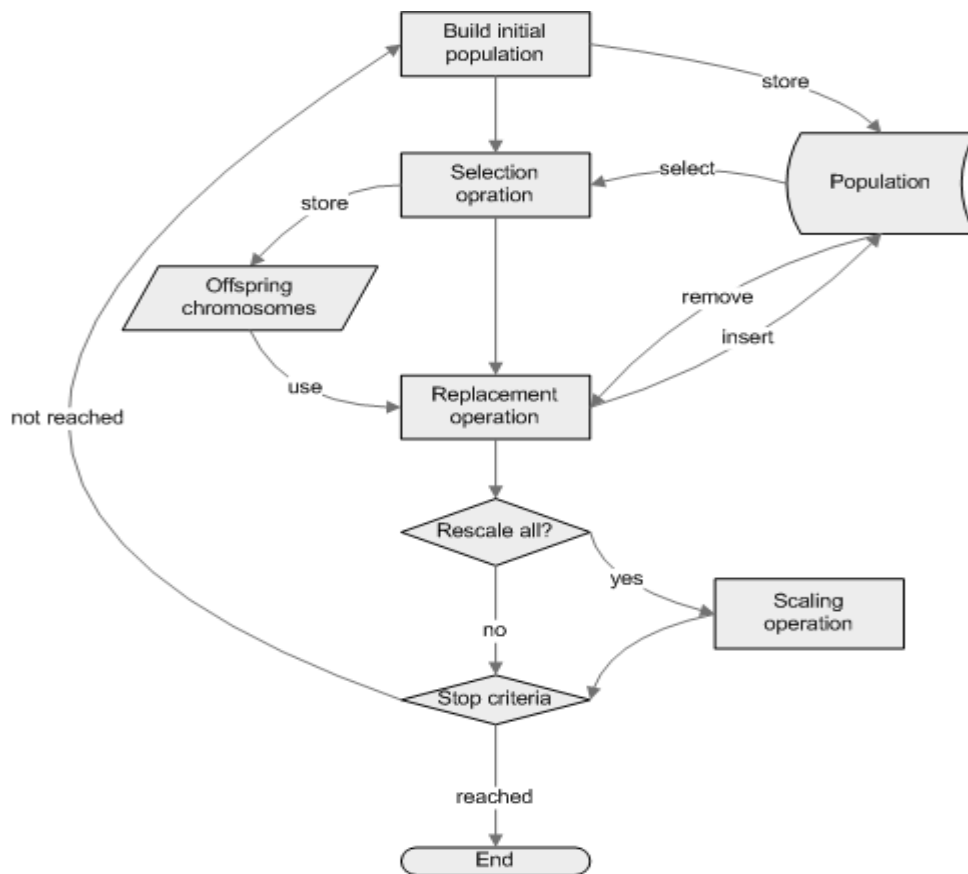
Κάθε γενότυπος αναπαριστά μια πιθανή λύση σε ένα πρόβλημα. Το «αποκωδικοποιημένο» περιεχόμενο ενός συγκεκριμένου χρωμοσώματος καλείται

φαινότυπος (phenotype). Μια διαδικασία εξέλιξης που εφαρμόζεται σε ένα πληθυσμό χρωμοσωμάτων αντιστοιχεί σε ένα εκτενές ψάξιμο σε ένα διάστημα πιθανών λύσεων. Για την επιτυχημένη έκβαση ενός τέτοιου ψαξίματος απαιτείται η εξισορρόπηση δύο αντικρουόμενων διαδικασιών. Συγκεκριμένα, απαιτείται η εκμετάλλευση και η διατήρηση των καλύτερων λύσεων, καθώς και η όσο το δυνατόν καλύτερη εξερεύνηση του διαστήματος.

Η αποτίμηση των διαφορετικών λύσεων γίνεται με τη βοήθεια μιας συνάρτησης που δίνει το μέτρο ικανότητας της λύσης και η οποία ονομάζεται αντικειμενική συνάρτηση ή συνάρτηση κόστους. Μέσω της αντικειμενικής συνάρτησης, κάθε λύση δοκιμάζεται για το πόσο κοντά φέρνει την αντίδραση του συστήματος στην επιθυμητή. Οι λύσεις που βρίσκονται πιο κοντά στην επιθυμητή, σε σχέση με τις άλλες, σύμφωνα με το μέτρο που μας δίνει η συνάρτηση κόστους, αναπαράγονται στην επόμενη γενιά λύσεων και λάμβανουν μια τυχαία μετάλλαξη.

Ο Γ.Α. στη γενική του μορφή ακολουθεί τα εξής βήματα:

- Τυχαία δημιουργία ενός αρχικού πληθυσμού Π , με N υποψήφιας, ωστόσο μη αποδεκτές ή μη βέλτιστες λύσεις.
- Βαθμολόγηση - έλεγχος του πόσο κοντά βρίσκεται σε μια αποδεκτή λύση - κάθε υποψήφιας λύσης, χρησιμοποιώντας την αντικειμενική συνάρτηση.
- Σχηματισμός $N/2$ ζευγάρων, όχι απαραίτητα μοναδικών γονέων, δίνοντας μεγαλύτερη προτεραιότητα στις πλέον κατάλληλες λύσεις.
- Διασταύρωση κάθε ζευγαριού, από την οποία προκύπτουν δύο νέες λύσεις, οι απόγονοι (offsprings).
- Μετάλλαξη ενός ή περισσότερων γονιδίων των γονέων από όπου προκύπτουν νέοι απόγονοι.
- Ο νέος πληθυσμός Π' αποτελείται από το σύνολο των απογόνων και συνήθως αποτελεί βελτίωση του προηγούμενου πληθυσμού.
- Η διαδικασία επαναλαμβάνεται για το νέο πληθυσμό Π' .



Σχήμα 29: Διάγραμμα ροής Γ.Α.

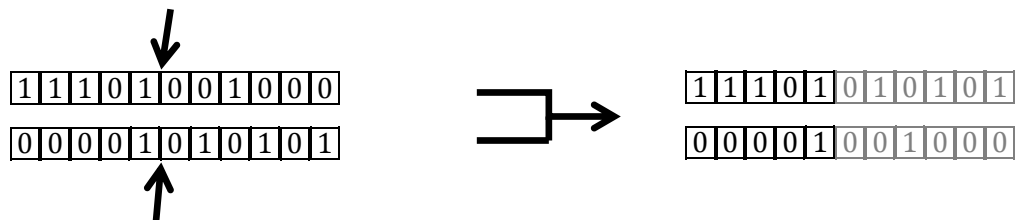
Επαναλαμβάνοντας αυτή τη διαδικασία για αρκετές γενιές, οι τυχαίες μεταλλάξεις σε συνδυασμό με την επιβίωση και αναπαραγωγή των γονιδίων/λύσεων που πλησιάζουν καλύτερα το επιθυμητό αποτέλεσμα θα παράγουν ένα γονίδιο/λύση, που θα περιέχει τις τιμές για τις παραμέτρους που ικανοποιούν όσο καλύτερα γίνεται την αντικειμενική συνάρτηση. Οι πιο συνηθισμένες συνθήκες τερματισμού είναι η εύρεση μιας τέλειας λύσης με βάση τη συνάρτηση κόστους ή η σύγκλιση όλων των λύσεων σε μία. Συνήθως, όσο περισσότερες γενιές περνούν, τόσο καλύτερες λύσεις βρίσκονται. Συχνά όμως παρατηρείται το φαινόμενο ο αλγόριθμος να βρεθεί σε τοπικό μέγιστο, από το οποίο να μη μπορεί να προχωρήσει. Για το λόγο αυτό υπάρχουν διαφορετικές εκδοχές του αλγόριθμου, ανάλογα με τη μορφή του εκάστοτε προβλήματος.

6.5.1.1 Διασταύρωση και Μετάλλαξη

Δύο από τις πιο βασικές και σημαντικές διαδικασίες που βοηθούν στο σχηματισμό νέων λύσεων κατά την εκτέλεση ενός Γ.Α. είναι η διασταύρωση και η μετάλλαξη.

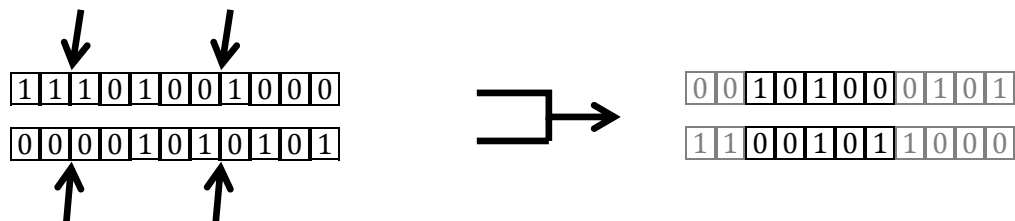
Η διασταύρωση συνδυάζει τα στοιχεία των χρωμοσωμάτων δύο γονέων για να δημιουργήσει δύο νέους απογόνους. Ουσιαστικά ανταλλάσσονται κομμάτια από τους γονείς σε συγκεκριμένα σημεία, τα οποία ονομάζονται σημεία διασταύρωσης. Η διασταύρωση, ανάλογα με τα σημεία στα οποία εφαρμόζεται, ποικίλλει ως εξής:

- Διασταύρωση ενός σημείου.



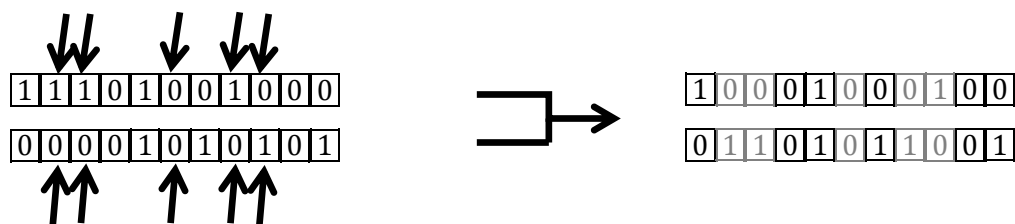
Σχήμα 30: Διασταύρωση ενός σημείου.

- Διασταύρωση δύο σημείων.



Σχήμα 31: Διασταύρωση δύο σημείων.

- Ομοιόμορφη διασταύρωση.



Σχήμα 32: Ομοιόμορφη διασταύρωση.

Από την άλλη πλευρά, η διαδικασία της μετάλλαξης αλλάζει αυθαίρετα ένα ή περισσότερα γονίδια ενός συγκεκριμένου χρωμοσώματος. Η τυχαία αλλαγή των γονιδίων γίνεται με πιθανότητα ίση με το ρυθμό μετάλλαξης.



Σχήμα 33: Μετάλλαξη ενός σημείου.

6.6 Μετατροπή Κατανομής ΗΕΓ σε Κανονική με Χρήση Γ.Α.

Στα κεφάλαια που ακολουθούν γίνεται μία προσπάθεια εφαρμογής των Γ.Α. σε πειραματικά δεδομένα ΗΕΓ, με σκοπό να μετατραπεί η κατανομή τους ανά τις ερωτήσεις σε κανονική, ή έστω να την προσεγγίσει. Όπως έχει περιγραφεί στο Κεφάλαιο 2, κατά τη διεξαγωγή των πειραμάτων, λαμβάνονταν μετρήσεις ΗΕΓ από ένα σύνολο ερωτήσεων, των οποίων ο αριθμός διέφερε ανάλογα με το test στο οποίο υποβάλετο ο εξεταζόμενος – 52 ερωτήσεις για το WAIS και 30 ερωτήσεις για το HSCT. Στη συνέχεια, υπολογιζόταν ο μέσος όρος των τιμών όλων των ερωτήσεων, ως μέθοδος αποθορυβοποίησης των δεδομένων.

Η προσέγγιση που έγινε στα πλαίσια της παρούσας διατριβής, αφορά στη στάθμιση των τιμών πλάτους ΗΕΓ που αντιστοιχούν σε κάθε ερώτηση μίας χρονικής στιγμής, με τρόπο τέτοιο ώστε η κατανομή τους να προσεγγίσει την κανονική. Για τον υπολογισμό των συντελεστών στάθμισης της τιμής κάθε ερώτησης χρησιμοποιήθηκαν οι Γ.Α..

Επιπλέον όσων έχουν ήδη αναφερθεί για τα πλεονεκτήματα και την αναγκαιότητα επίτευξης Κ.Κ., υπάρχει και η ουσιαστική σημασία αυτού, διότι a priori οι τιμές που αντιστοιχούν σε κάθε μία από τις ερωτήσεις του ίδιου test, αναμένεται να ακολουθούν Κ.Κ.. Αυτό εξηγείται από το γεγονός ότι τα test διεξάγονται υπό τις ίδιες συνθήκες και στο ίδιο άτομο κάθε φορά. Συγκεκριμένα για το HSCT οι ερωτήσεις έχουν και τον ίδιο βαθμό δυσκολίας. Έτσι λοιπόν κάθε απόκλιση από την Κ.Κ. θεωρείται ότι οφείλεται σε τεχνικές αλλοιώσεις της μέτρησης ή πειραματικά σφάλματα και θα πρέπει να αίρεται.

Τα νέα, σταθμισμένα δεδομένα που θα προκύψουν από αυτή τη διαδικασία μπορούν και πάλι να χρησιμοποιηθούν δια του μέσου όρου τους για οποιουδήποτε είδους επεξεργασία, ανάλογα με τις απαιτήσεις κάθε ερευνητή.

6.7 Βιβλιογραφία

- [1]. Μ. Μπούτσικας, **Σημειώσεις Στατιστικής III: Η κανονική κατανομή**, Τμήμα Οικονομικής Επιστήμης Πανεπιστημίου Πειραιώς, (2003).
- [2]. Γ. Παπαδόπουλος, **Διδακτικές Σημειώσεις “Το Κεντρικό Οριακό Θεώρημα”**, Τμήμα Μαθηματικών Γεωπονικού Πανεπιστημίου Αθηνών.
- [3]. G.A. Ferguson, **Statistical Analysis in Psychology and Education**, 4th Edition, McGraw-Hill (1976), New York.
- [4]. R.W. Thatcher, **Normative EEG Databases and EEG Biofeedback**, Journal of Neurotherapy 2 (1998) 8 – 39.
- [5]. **Measurement Uncertainty Analysis Principles and Methods**, NASA Measurement Quality Assurance Handbook – ANNEX 3 (2010) 13-14.
- [6]. E.R. John, H. Ahn, L. Prichep, M. Trepetin, D. Brown, H. Kaye, **Developmental equations for the electroencephalogram**, Science 210 (1980) 1255–1258.
- [7]. T. Gasser, P. Bacher, J. Mocks, **Transformations towards the normal distribution of broad band spectral parameters of the EEG**, Electroencephalography Clinical Neurophysiology 53 (1982) 119–124.
- [8]. B.S. Oken, K.H. Chiappa, **Short-term variability in EEG frequency analysis**, Electroencephalography Clinical Neurophysiology 69 (1988) 191–198.
- [9]. B. Guillaume, S. Charbonnier, F. Chapotot, A. Buguet, L. Bourdon, P. Baconnier, **Comparison Between Five Classifiers for Automatic Scoring of Human Sleep Recordings**, Studies in Computational Intelligence 4 (2005) 113-127.
- [10]. G. Box, D.R.Cox, **An analysis of transformations**, Journal of the Royal Statistical Society: Series B 26 (1964) 211–252.
- [11]. S.J. van Albada, P.A. Robinson, **Transformation of arbitrary distributions to the normal distribution with application to EEG test-retest reliability**, Journal of Neuroscience Methods 161 (2007) 205–211.
- [12]. J.H. Holland, **Adaptation in natural and artificial life**, Ann Arbor: The University of Michigan Press (1975), USA.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 : ΑΝΑΛΥΣΗ ΕΝΕΡΓΕΙΑΚΟΥ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΟΥ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΗΕΓ ΚΑΙ ΗΜΓ

Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο ελέγχεται η κανονικότητα της κατανομής των τιμών της ενέργειας ανά ερώτηση, σημάτων που προέρχονται από μετρήσεις ΗΕΓ και ΗΜΓ. Τα αποτελέσματα αυτού του ελέγχου προκύπτουν αρνητικά και οι Γ.Α. επιστρατεύονται για να σταθμίσουν τα δεδομένα. Επαναλαμβάνεται ο ίδιος έλεγχος στα σταθμισμένα δεδομένα και παραθέτονται τα αποτελέσματα.

7.1 Το Ηλεκτρομυογράφημα

Το Ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ) είναι μία πειραματική τεχνική που έχει σχέση με την ανάπτυξη – εξέλιξη, καταγραφή και ανάλυση των μυοηλεκτρικών σημάτων, τα οποία διαμορφώνονται από φυσιολογικές παραμέτρους στην επιφάνεια της μεμβράνης της μυϊκής ίνας. Υπάρχουν δύο είδη ΗΜΓ αναφορικά με την κατάσταση του υπό μέτρηση μύ:

- το Νευρολογικό, το οποίο αποτελεί την ανάλυση της μυϊκής απάντησης στον εξωτερικό ηλεκτρικό ερεθισμό, όντας ο μύς σε στατική κατάσταση.
- το Κινησιολογικό, όπου αναφέρεται στη μελέτη της νευρομυϊκής δραστηριοποίησης μυών, οι οποίοι βρίσκονται σε κατάσταση εργασίας, λειτουργικών κινήσεων ή προπόνησης.

Επιπλέον αυτής της κατηγοριοποίησης, το ΗΜΓ χαρακτηρίζεται κι από τη μέθοδο με την οποία λαμβάνεται:

- κατά την επιφανειακή ΗΜΓ χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια επιφάνειας Ag-AgCl, τα οποία τοποθετούνται στην επιφάνεια του δέρματος. Τα ηλεκτρόδια αυτά ανιχνεύουν το σήμα του ΗΜΓ μέσω του δέρματος με χρήση ηλεκτρολυτικής πάστας ή γέλης. Τα επιφανειακά ηλεκτρόδια μετρούν το σήμα από την ευρύτερη περιοχή στην οποία είναι προσαρτημένα κι όχι από ένα συγκεκριμένο μύ. Για το λόγο αυτό όταν πρόκειται για ΗΜΓ προερχόμενο από τέτοια ηλεκτρόδια θα πρέπει να αντιμετωπίζεται ως «ΗΜΓ περιοχής» κι όχι ως «ΗΜΓ μύς».
- κατά τη βελονοειδή ΗΜΓ γίνεται χρήση ηλεκτροδίων βάθους. Πρόκειται για ενδομυϊκά ηλεκτρόδια, τα οποία εισέρχονται στον ιστό του μυ, μέσω του δέρματος [1][2].

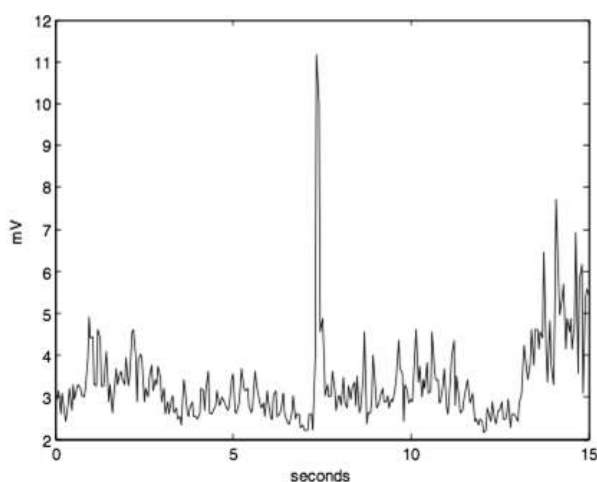
Τα επιφανειακά ηλεκτρόδια γενικά προτιμώνται από τα ενδομυϊκά, καθώς δεν έχουν επεμβατικό χαρακτήρα. Στις έρευνες που αφορούν θέματα ψυχο – φυσιολογίας, η χρήση των επιφανειακών ηλεκτροδίων είναι σχεδόν αποκλειστική.

7.1.1 Καταγραφή επιφανειακού ΗΜΓ

Για την καταγραφή του ΗΜΓ χρησιμοποιούνται δύο ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στον επιμήκη άξονα του μύς. Τα διπολικά επιφανειακά ηλεκτρόδια καταγράφουν το αλγεβρικό άθροισμα των ηλεκτρικών δυναμικών από έναν αριθμό μυϊκών ινών του προς εξέταση μύ, δίνοντας τελικά τη διαφορά των δυναμικών που ανιχνεύθηκαν από τους δυο πόλους [3]. Οι απόψεις των ερευνητών σχετικά με την απόσταση των κέντρων αυτών των πόλων

διαφέρουν. Σύμφωνα με τους Delaat & Steenberghe πρέπει να είναι 2.5cm, για τους Myrgray & Klineberg είναι 2cm, για τους Kroon & Naeije πρέπει να είναι 1.9cm και σύμφωνα με τους Dahan & Boitte είναι 1cm [4][5][1]. Το σύστημα των ηλεκτροδίων της επιφανειακής ηλεκτρομυογραφίας περιλαμβάνει επίσης κι ένα μονό ηλεκτρόδιο αναφοράς, το οποίο τοποθετείται είτε στον λοβό του αυτιού, είτε γύρω από την κεφαλή (μορφή ταινίας), είτε υπερκείμενα του μετωπιαίου μύ.

Το λαμβανόμενο ηλεκτρομυογραφικό σήμα φιλτράρεται και «καθαρίζεται» από θορύβους, ήχους και παρεμβολές εξωγενούς προέλευσης, ενώ παράλληλα ενισχύεται από τον πολλαπλασιαστή της ΗΜΓ συσκευής. Παρουσιάζεται στην οθόνη του υπολογιστή με θετική κυματομορφή (integrated EMG), με δυνατότητα να αρχειοθετηθεί και να αποτυπωθεί σε χαρτί από τον εκτυπωτή του συστήματος [4][6][7].

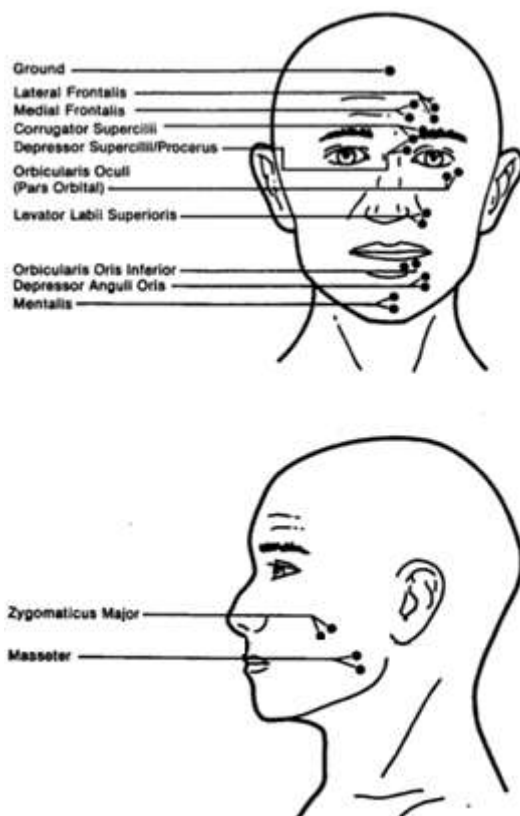


Σχήμα 34: Ενδεικτικό σήμα ΗΜΓ.

7.1.2 Τοποθέτηση επιφανειακών ηλεκτροδίων προσώπου

Στη βιβλιογραφία, ολοένα και πληθαίνουν οι μελέτες που χρησιμοποιούν το ΗΜΓ προσώπου για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με τα συναισθήματα του ατόμου. Σύμφωνα με τον Ekman [8], συγκεκριμένες εκφράσεις του προσώπου αντιστοιχούν σε συγκεκριμένα συναισθήματα, και με βάση το σύστημα FACS (Facial Action Coding System) υπάρχει αντιστοιχία μεταξύ της κίνησης συγκεκριμένων μυών του προσώπου και της συναισθηματικής κατάστασης του ατόμου.

Ένας «άτλαντας» για το μυϊκό σύστημα του προσώπου και την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων προτάθηκε από τους Fridlund και Cacioppo [9].



Σχήμα 35: Θέσεις επιφανειακών διπολικών ηλεκτροδίων ΗΜΓ για καταγραφή σημάτων από κύριους μύες του προσώπου.

7.2 Ενέργεια βιολογικού σήματος

Σήμα καλείται οποιαδήποτε φυσική ποσότητα που μεταβάλλεται με το χρόνο, το χώρο ή οποιαδήποτε άλλη ανεξάρτητη μεταβλητή και μεταφέρει πληροφορία. Αντίστοιχα βιολογικά σήματα ή βιοσήματα είναι τα σήματα που χρησιμοποιούνται στον τομέα της βιοιατρικής τεχνολογίας και προκύπτουν ως έξοδοι διεργασιών από βιολογικά συστήματα. Τα σήματα αυτά δίνουν χρήσιμες πληροφορίες για την κατανόηση της λειτουργίας αλλά και των παθοφυσιολογικών μηχανισμών ενός φυσιολογικού συστήματος. Ως προς την φύση τους, τα σήματα αυτά μπορούν να χωριστούν σε ηλεκτρικά, μηχανικά και χημικά.

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

Τα βιοσήματα μπορούν επίσης να διαχωριστούν σε συνεχή και διακριτά, ανάλογα με το αν η κυματομορφή είναι συνεχής ή διακριτή συνάρτηση του χρόνου, αντίστοιχα. Μία άλλη κατηγοριοποίηση τους αφορά στο κατά πόσο η τιμή τους σε μία συγκεκριμένη χρονική στιγμή είναι πλήρως καθορισμένη και προκύπτει από κάποιο μαθηματικό τύπο ή προκύπτει βάσει πιθανοτικών κριτηρίων. Με βάση αυτό το κριτήριο, τα βιοσήματα διακρίνονται σε αιτιοκρατικά ή στοχαστικά, αντίστοιχα. Συνήθως τα πραγματικά σήματα δεν είναι ποτέ αιτιοκρατικά. Τέλος, τα βιολογικά σήματα χωρίζονται σε περιοδικά και μη περιοδικά.

Τα πιο συνήθη, ως προς την κλινική τους χρήση, βιοσήματα είναι τα ηλεκτρικά και συγκεκριμένα το Ηλεκτρονευρογράφημα, το Ηλεκτρομυογράφημα, το Ηλεκτροκαρδιογράφημα, το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και το Ηλεκτρογαστρογράφημα.

Το ενεργειακό περιεχόμενο ή απλά η ενέργεια ενός συνεχούς σήματος υπολογίζεται από το παρακάτω ολοκλήρωμα:

$$E_x = \int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt$$

Η παραπάνω ποσότητα αποτελεί στοιχείο για το μέγεθος του σήματος και αντιστοιχεί στο εμβαδό του χωρίου, που βρίσκεται κάτω από την καμπύλη της συνάρτησης που περιγράφει το σήμα υψωμένο στο τετράγωνο. Η ενέργεια είναι ποσότητα μαθηματικά προσπελάσιμη κι είναι ενδεικτική της ενέργειας που μπορεί να εξαχθεί από το σήμα.

Αναφορικά με τα βιολογικά σήματα συνεχούς χρόνου, όπως αυτά που αποτελούν αντικείμενο της παρούσας διατριβής, ο υπολογισμός της ενέργειας τους μπορεί να γίνει είτε στο πεδίο της συχνότητας, αφού υποβληθούν σε μετασχηματισμό Fourier, είτε στο πεδίο του χρόνου, ως άθροισμα των τετραγώνων των τιμών πλάτους κάθε χρονικής στιγμής.

7.3 Μεθοδολογία

7.3.1 Πειραματική Διαδικασία

Σχετικά με την ανάλυση του ενεργειακού τους περιεχομένου χρησιμοποιήθηκαν τα σήματα ΗΕΓ και ΗΜΓ που πρόηλθαν από το πείραμα που περιγράφεται στην παράγραφο 2.3.2. Για τη λήψη των σημάτων ΗΜΓ χρησιμοποιήθηκαν τα ηλεκτρόδια 2, 13, 20 και 30, τα οποία τοποθετήθηκαν σε συγκεκριμένα σημεία του προσώπου του εκάστοτε εξεταζόμενου. Τα ηλεκτρόδια 12 και 21 χρησιμοποιήθηκαν για τη μέτρηση ΗΟΓ κι από τα υπόλοιπα 26 μετρήθηκε το σήμα του εγκεφάλου.

Συνοπτικά αναφέρεται ότι στο πείραμα έλαβαν μέρος 64 υγιή άτομα, 31 δεξιόχειρες (14 γυναίκες, 17 άντρες) και 33 αριστερόχειρες (16 γυναίκες, 17 άντρες), παρόμοιας ηλικίας και μορφωτικού επιπέδου. Από την επεξεργασία εξαιρέθηκαν 9 άτομα, καθώς οι μετρήσεις τους κρίθηκαν αναξιόπιστες από τον αρμόδιο γιατρό. Κάθε εξεταζόμενος υποβλήθηκε άπαξ στα τρία μέρη του test συμπλήρωσης προτάσεων ΗSCT. Κατά τη διεξαγωγή του πειράματος αποθηκεύονταν 1500 τιμές, δηλαδή 1500msec, εκ των οποίων τα 500 πρώτα msec, ήταν το εγκεφαλικό και ΗΜΓ σήμα πριν την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (ΗΕΓ και ΗΜΓ ηρεμίας), ενώ τα επόμενα 1000msec, ήταν το εγκεφαλικό και ΗΜΓ σήμα μετά την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (Π.Δ.).

7.3.2 Επεξεργασία των μετρήσεων

Για την επεξεργασία των μετρήσεων αναπτύχθηκαν κώδικες σε Matlab. Τα ληφθέντα σήματα ανά άτομο πέρασαν από ένα πρώτο στάδιο επεξεργασίας κατά το οποίο αφαιρέθηκε η ενίσχυση για να έρθουν σε πραγματική κλίμακα, πολλαπλασιάστηκαν με το 10^6 για να μετατραπούν σε μV και επίσης πολλαπλασιάστηκαν με το -1 για να έρθουν σε μορφή οικεία στους ψυχίατρους. Στη συνέχεια, υπολογίστηκε ο γενικός μέσος όρος όλων των τιμών του ΗΕΓ και ΗΜΓ ηρεμίας, όλων των ερωτήσεων – 30 ερωτήσεις x 500 τιμές – για κάθε ηλεκτρόδιο και αφαιρέθηκε από όλες τις τιμές του ΗΕΓ και ΗΜΓ ηρεμίας. Τέλος, υπολογίστηκε ο μέσος όρος των τελευταίων 100 τιμών του ΗΕΓ και ΗΜΓ ηρεμίας, όλων των ερωτήσεων – 30 ερωτήσεις x 100 τιμές – για κάθε ηλεκτρόδιο και αφαιρέθηκε από όλες τις τιμές των Π.Δ..

Τα τελικά δεδομένα για ανάλυση, για κάθε άτομο και κάθε ένα από τα τρία μέρη Hayling test, αποτελούνταν από το σύνολο των 1500 τιμών πλάτους που ελήφθησαν για κάθε ηλεκτρόδιο, και αντιστοιχούσαν στα 1500msec του χρόνου καταγραφής, για κάθε μία από τις 30 ερωτήσεις του εκάστοτε test.

7.3.2.1 Υπολογισμός ενέργειας ΗΕΓ και ΗΜΓ

Για τον υπολογισμό της ενέργειας του ΗΕΓ και του ΗΜΓ των δεδομένων υλοποιήθηκε κατάλληλος κώδικας σε Matlab. Ο υπολογισμός περιορίστηκε στις 500 πρώτες τιμές του σήματος, καθώς αυτές αντιστοιχούν στα σήματα ηρεμίας, όπως έχει ήδη αναφερθεί. Συγκεκριμένα, για κάθε ένα από τα 32 ηλεκτρόδια και κάθε μία από τις 30 ερωτήσεις αθροίστηκαν τα τετράγωνα του πλάτους του σήματος κάθε ενός από τα 500 πρώτα msec. Τα τελικά δεδομένα για ανάλυση που προέκυψαν, αντιστοιχούσαν στην ενέργεια κάθε ερώτησης, σε κάθε ηλεκτρόδιο – 30 ερωτήσεις x 32 ηλεκτρόδια. Η διαδικασία αυτή, καθώς και όλες όσες ακολούθησαν, εφαρμόστηκε μόνο στο δεύτερο μέρος του HSCT. Υπενθυμίζεται ότι σε αυτό το test ο εξεταζόμενος καλείται να συμπληρώσει την τελευταία λέξη στην πρόταση που άκουσε, με τρόπο τέτοιο ώστε να μην προκύπτει λογικό νόημα, πρόκειται δηλαδή για τη συνθήκη ελέγχου. Σημειώνεται, ότι από την παρούσα επεξεργασία δεν εξαιρέθηκαν τα ηλεκτρόδια του ΗΟΓ, καθώς θεωρήθηκε ότι κάτι τέτοιο θα βοηθούσε στη γενίκευση της προτεινόμενης μεθόδου.

7.3.2.2 Έλεγχος κατανομής των δεδομένων

Στη συνέχεια της επεξεργασίας των δεδομένων, ελέγχθηκε η κανονικότητα της κατανομής των τιμών της ενέργειας στις 30 ερωτήσεις. Ο έλεγχος αυτός επεκτάθηκε σε όλα τα ηλεκτρόδια και όλα τα άτομα και έγινε με τρεις διαφορετικούς τρόπους.

7.3.2.2.1 Ιστόγραμμα συχνοτήτων

Η κανονικότητα ενός εξεταζόμενου μεγέθους μπορεί να απεικονιστεί γραφικά με το Ιστόγραμμα Συχνοτήτων, μέσω του οποίου παρέχεται μία πρώτη αλλά σαφής εικόνα της κατανομής των δεδομένων.

Για τη δημιουργία αυτών των γραφημάτων, τα προς εξέταση δεδομένα ομαδοποιήθηκαν και χωρίστηκαν σε κλάσεις ίσου πλάτους. Στον οριζόντιο άξονα ενός συστήματος ορθογωνίων αξόνων σημειώθηκαν, με κατάλληλη κλίμακα, τα όρια των κλάσεων. Στη συνέχεια, κατασκευάστηκαν διαδοχικά ορθογώνια (ιστοί), καθένα από τα οποία είχε βάση ίση με το πλάτος της κλάσης και ύψος τέτοιο, ώστε το εμβαδόν του να ισούται με τη συχνότητα της κλάσης αυτής. Τέλος, σε κάθε ιστόγραμμα συμπεριλήφθηκε η καμπύλη συχνοτήτων που αντιστοιχεί στην Κ.Κ., για διευκόλυνση του αναγνώστη.

7.3.2.2.2 Kolmogorov – Smirnov

Η κανονικότητα ή μη του δείγματος επιβεβαιώνεται στατιστικά μέσω του παραμετρικού ελέγχου Kolmogorov – Smirnov . Όπως έχει ήδη αναφερθεί, βάσει του ελέγχου αυτού γίνεται αποδεκτή ή απορρίπτεται η αρχική υπόθεση ότι η κατανομή είναι κανονική.

Στη συγκεκριμένη περίπτωση, οι ενέργειες των 30 ερωτήσεων ήταν τα μεγέθη που υποβλήθηκαν στο test κανονικότητας Kolmogorov – Smirnov. Το test εφαρμόστηκε σε όλα τα ηλεκτρόδια, για όλα τα άτομα. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας τέθηκε στο 5%.

7.3.2.2.3 Μέτρα Ασυμμετρίας και Κύρτωσης

Η απόκλιση της κατανομής ενός σήματος από τη Γκαουσιανή μπορεί να ελεγχθεί μέσω του υπολογισμού των ροπών υψηλότερης τάξης όπως είναι η ασυμμετρία (ροπή τρίτης τάξης) και η κύρτωση (ροπή τέταρτης τάξης) και της απόκλισης τους από τις αντίστοιχες θεωρητικές τιμές της κανονικής κατανομής [10]. Επιπλέον, δείγματα που προσεγγίζουν την Κ.Κ. εμφανίζουν μικρότερες τιμές τυπικής απόκλισης [11].

7.3.2.3 Εφαρμογή Γενετικών Αλγορίθμων

Με το πέρας των ανωτέρω ελέγχων διαπιστώθηκε ότι οι τιμές ενέργειας των 30 ερωτήσεων απέτυχαν να προσεγγίσουν την Κ.Κ.. Προκειμένου να αρθεί αυτή η αποτυχία επιστρατεύτηκαν οι Γ.Α.. Για το σκοπό αυτό υλοποιήθηκε κατάλληλος κώδικας σε περιβάλλον Matlab, ο οποίος καλούσε το εργαλείο optimtool GA. Κατά την εκτέλεση του αλγόριθμος έπαιρνε ως είσοδο τις 30 τιμές ενέργειας που αντιστοιχούσαν σε ένα ηλεκτρόδιο ενός ατόμου, και υπολογίζοντας κατάλληλες τιμές βαρών για κάθε μία από αυτές τις τιμές, καλούνταν να ελαχιστοποιήσει την ακόλουθη αντικειμενική συνάρτηση:

$$\text{objective function} = \text{kurt}_w^2 + \text{skew}_w^2 + \left(\sum_{i=1}^{30} w_i - 30 \right)^2$$

όπου kurt_w και skew_w οι τιμές των συντελεστών της κύρτωσης και της ασυμμετρίας των σταθμισμένων δεδομένων και $\sum_{i=1}^{30} w_i$ το άθροισμα των 30 βαρών.

Για να ληφθεί υπόψη η επίδραση των βαρών, κατά των υπολογισμό των στατιστικών μεγεθών που αφορούσαν στα σταθμισμένα δεδομένα οι εξισώσεις τροποποιήθηκαν ως εξής:

- Σταθμισμένος μέσος όρος:

$$\bar{x}_w = \frac{\sum_{i=1}^{30} x_i w_i}{\sum_{i=1}^{30} w_i}$$

- Σταθμισμένη τυπική απόκλιση:

$$s_w = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{30} (w_i x_i - \bar{x}_w)^2}{M - 1}}$$

- Σταθμισμένος συντελεστής ασυμμετρίας:

$$\text{skew}_w = \frac{M}{(M - 1)(M - 2)} \frac{\sum_{i=1}^{30} (w_i x_i - \bar{x}_w)^3}{s_w^3}$$

- Σταθμισμένος συντελεστής κύρτωσης:

$$\text{kurt}_w = \frac{M(M + 1)}{(M - 1)(M - 2)(M - 3)} \frac{\sum_{i=1}^{30} (w_i x_i - \bar{x}_w)^4}{s_w^4} - \frac{3(M - 1)^2}{(M - 2)(M - 3)}$$

όπου $M = \sum_{i=1}^{30} w_i$, το άθροισμα των βαρών.

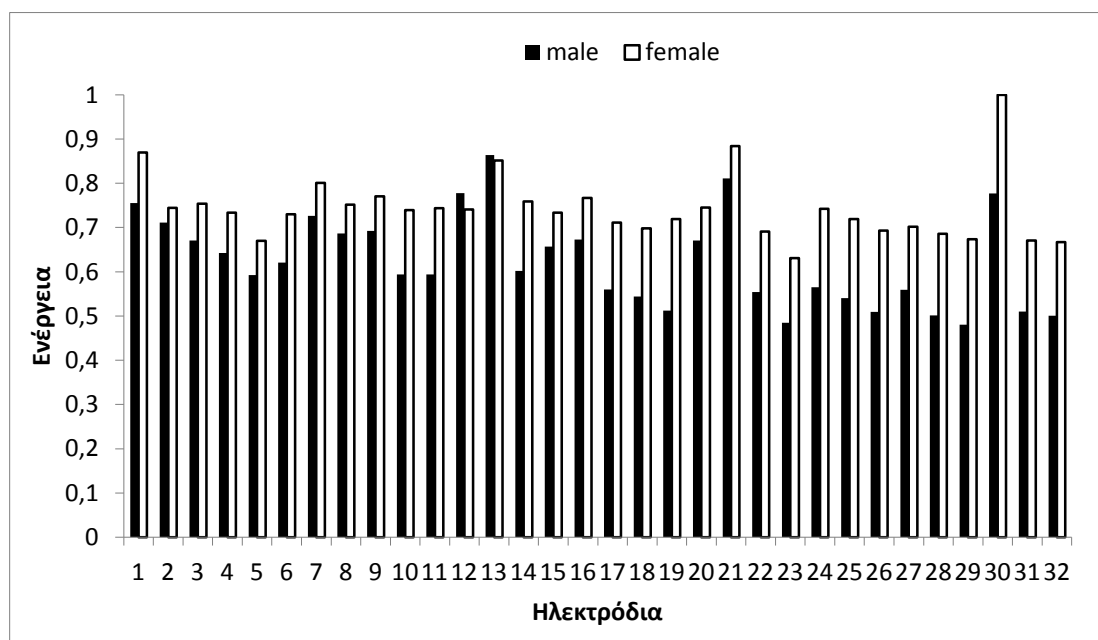
Η εφαρμογή των Γ.Α. έγινε στις ενέργειες των ερωτήσεων όλων των ηλεκτροδίων κι όλων των ατόμων. Τα όρια των βαρών τέθηκαν μεταξύ 0.1 και 2, έτσι ώστε να ικανοποιηθεί ευκολότερα η απαίτηση που θέλει το άθροισμά τους να προσεγγίζει τον αριθμό 30. Ο αριθμός των γενεών τέθηκε στο 300, ενώ κριτήριο για τον τερματισμό του αλγορίθμου αποτέλεσε η τιμή της αντικειμενικής συνάρτησης. Γενικά επιτεύχθηκαν τιμές αντικειμενικής συνάρτησης τουλάχιστον της τάξης του 10^{-3} , καθώς στις περιπτώσεις που η τιμή της υπερέβαινε αυτή την τάξη μεγέθους, η διαδικασία επαναλαμβανόταν. Τούτο σημαίνει ότι ο

Γ.Α. κατάφερε να υπολογίσει τέτοιες τιμές βαρών ώστε το άθροισμά τους να πλησιάζει την τιμή 30 αφενός και αφετέρου οι συντελεστές κύρτωσης κι ασυμμετρίας των σταθμισμένων δεδομένων σχεδόν να μηδενιστούν. Ωστόσο, υπήρξαν λίγες περιπτώσεις που παρόλες τις επαναλήψεις δεν επιτεύχθηκε χαμηλή τιμή αντικειμενικής συνάρτησης, με αποτέλεσμα να εμφανίζονται τιμές ακόμη και της τάξης του 10^3 .

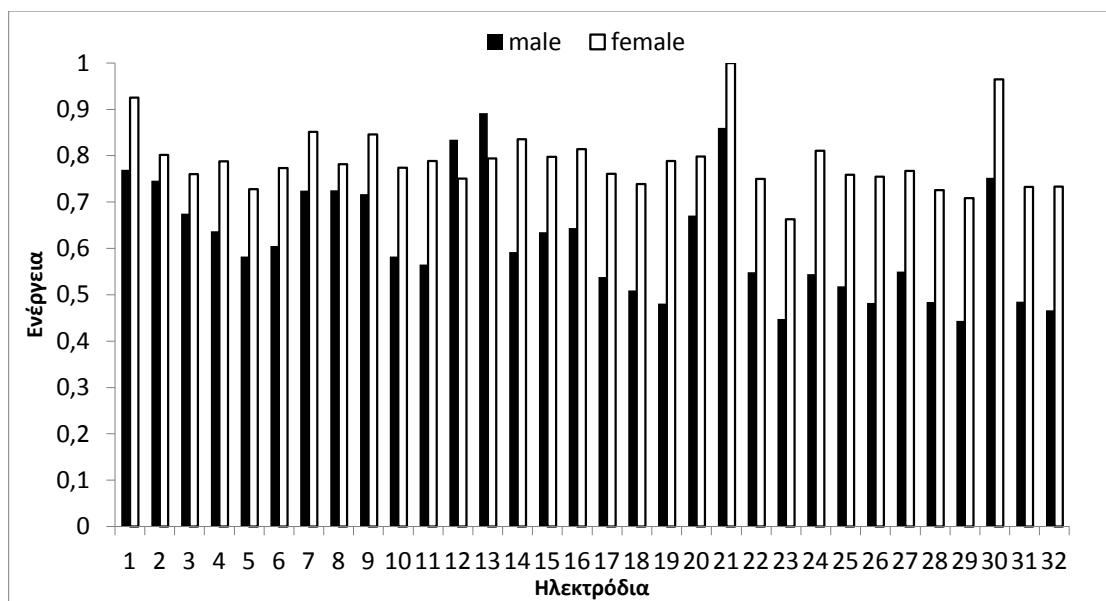
Τα βάρη που υπολογίστηκαν από το Γ.Α. πολλαπλασιάστηκαν με τις αντίστοιχες τιμές ενέργειας και τα γινόμενα που προέκυψαν αποτέλεσαν τα σταθμισμένα δεδομένα. Σε αυτά εφαρμόστηκαν εκ νέου οι έλεγχοι κανονικότητας που περιγράφηκαν προηγουμένως.

7.3.3 Αποτελέσματα

Πριν την παρουσίαση των αποτελεσμάτων σχετικά με την κατανομή των τιμών της ενέργειας στις 30 ερωτήσεις, κρίνεται σκόπιμο να γίνει μία αναφορά στις τιμές της ενέργειας αυτές καθαυτές, του συνολικού δείγματος ανδρών και γυναικών. Τα γραφήματα που ακολουθούν αναπαριστούν τις συνολικές ενέργειες ανά ηλεκτρόδιο, του μέσου όρου των γυναικών και των ανδρών ξεχωριστά, τόσο για τα αρχικά όσο και για τα σταθμισμένα δεδομένα.



Σχήμα 36: Ραβδόγραμμα συνολικής ενέργειας ανδρών και γυναικών για κάθε ηλεκτρόδιο, υπολογισμένη από τα αρχικά δεδομένα.

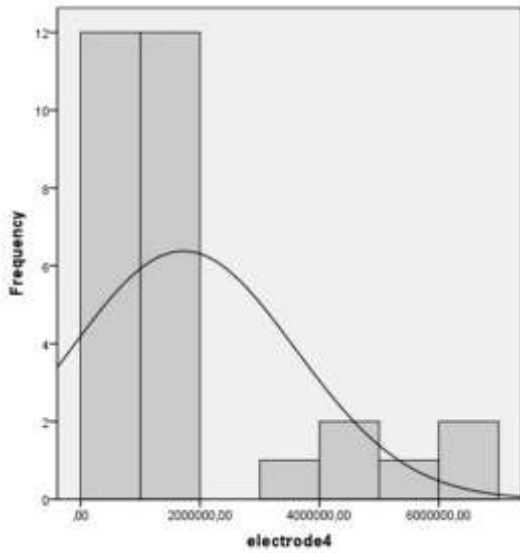


Σχήμα 37: Ραβδόγραμμα συνολικής ενέργειας ανδρών και γυναικών για κάθε ηλεκτρόδιο, υπολογισμένη από τα σταθμισμένα δεδομένα.

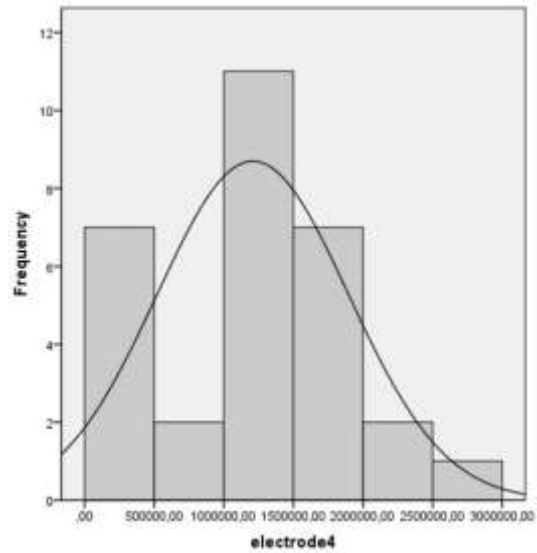
Είναι προφανές ότι οι γυναίκες εμφανίζουν μεγαλύτερες τιμές ενέργειας από ότι οι άνδρες, στην πλειονότητα των ηλεκτροδίων, διαφορά που γίνεται εντονότερη στα σταθμισμένα δεδομένα. Γενικά, η στάθμιση των δεδομένων φαίνεται να οξύνει τις παρατηρήσεις, καθώς όλες οι διαφορές εμφανίζονται μεγενθυμένες. Η παρατήρηση αυτή ισχύει ακόμη και για τα ηλεκτρόδια 12 και 13, τα οποία είχαν ανάστροφη συμπεριφορά, αναφορικά με τις ενέργειες ανδρών και γυναικών σε σχέση με τα υπόλοιπα-.

7.3.3.1 Ιστογράμμα Συχνοτήτων αρχικών και σταθμισμένων δεδομένων

Μία πρώτη σύγκριση μεταξύ των κατανομών των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων έγινε μέσω των ιστογραμμάτων συχνοτήτων που κατασκευάστηκαν. Παρακάτω παρουσιάζονται ενδεικτικά κάποια από αυτά.

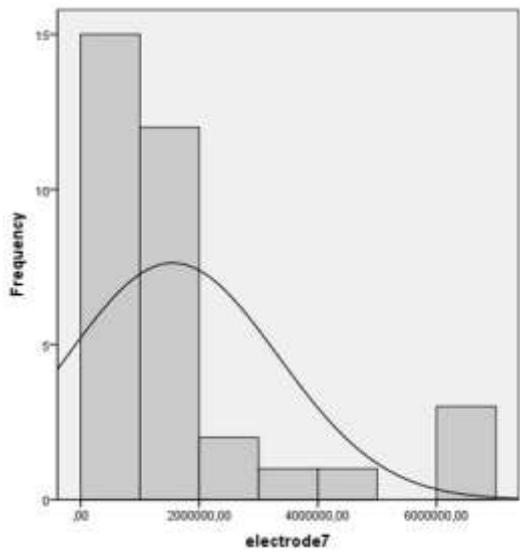


(α)

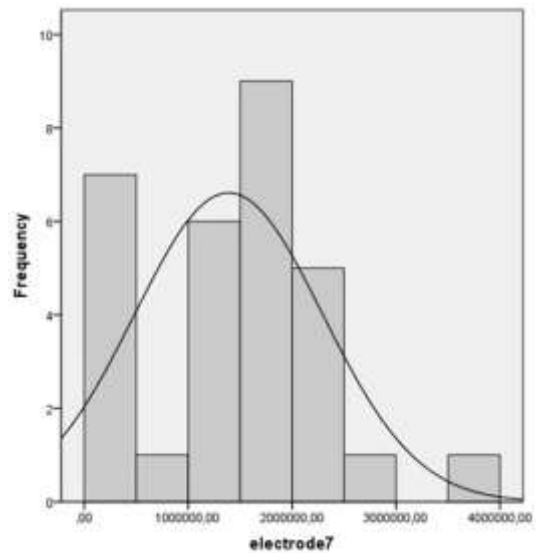


(β)

Σχήμα 38: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 4, σε ένα άτομο.

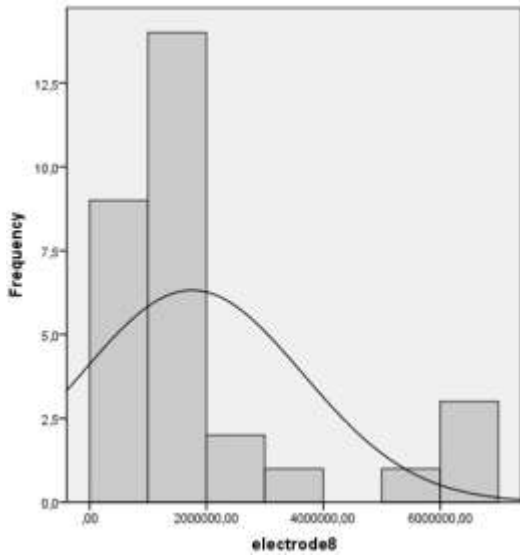


(α)

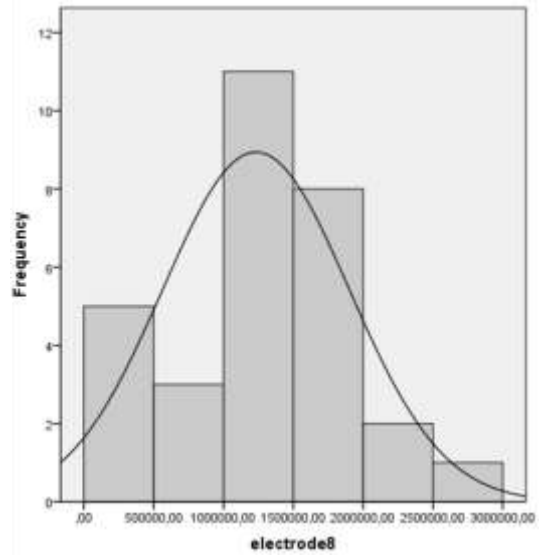


(β)

Σχήμα 39: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 7, σε ένα άτομο.

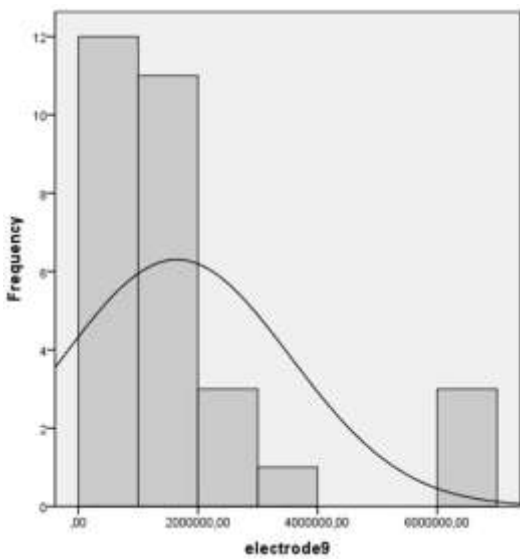


(α)

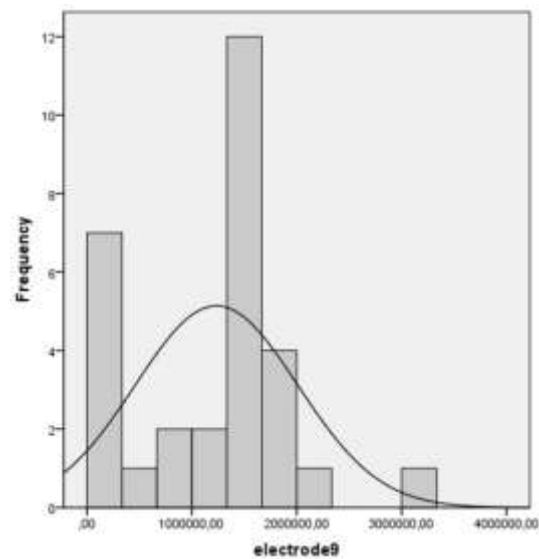


(β)

Σχήμα 40: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 8, σε ένα άτομο.

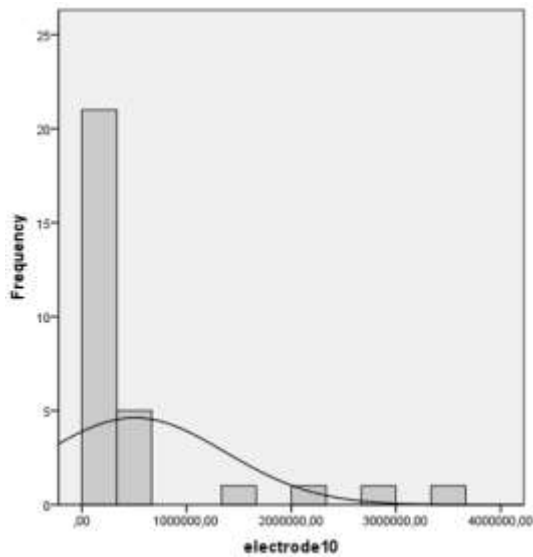


(α)

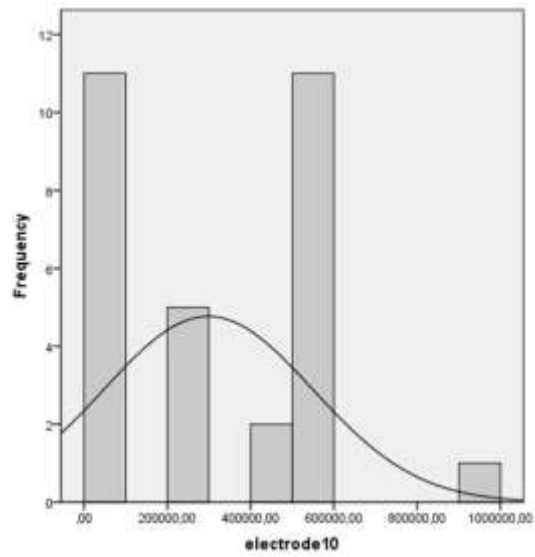


(β)

Σχήμα 41: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 9, σε ένα άτομο.

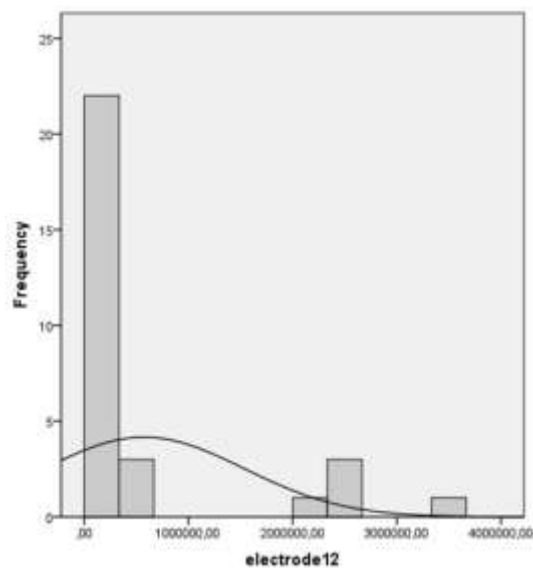


(α)

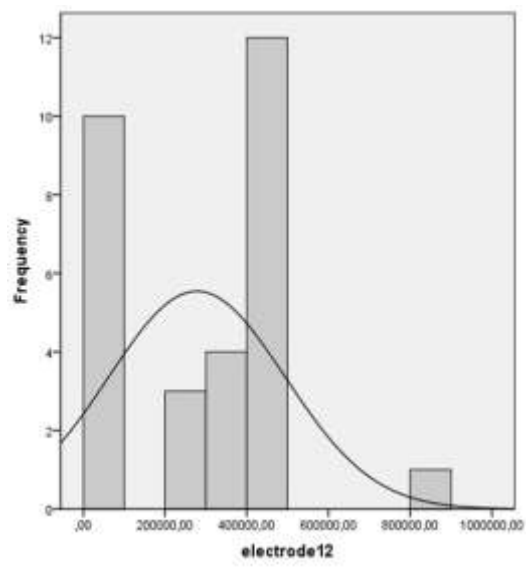


(β)

Σχήμα 42: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 10, σε ένα άτομο.

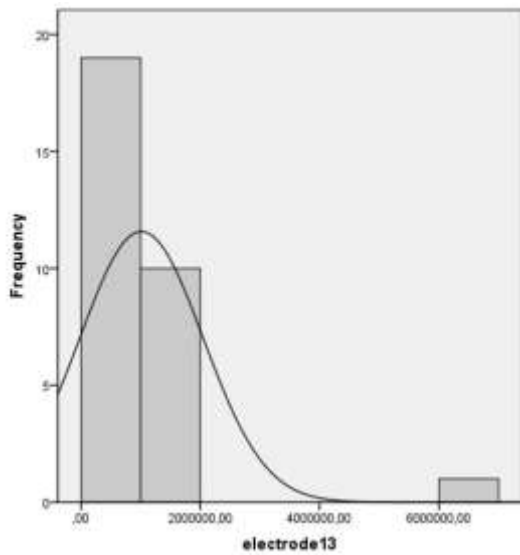


(α)

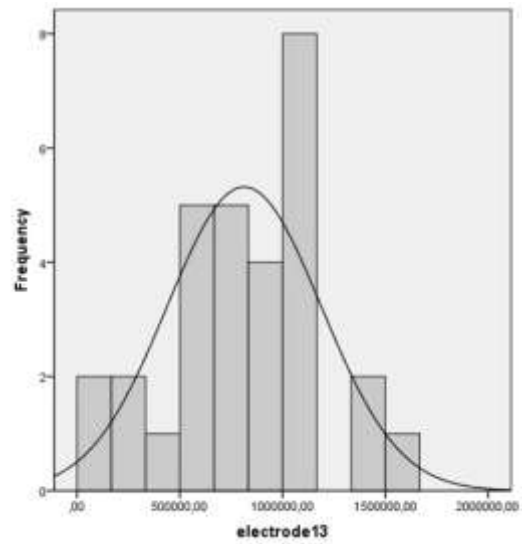


(β)

Σχήμα 43: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 12, σε ένα άτομο.

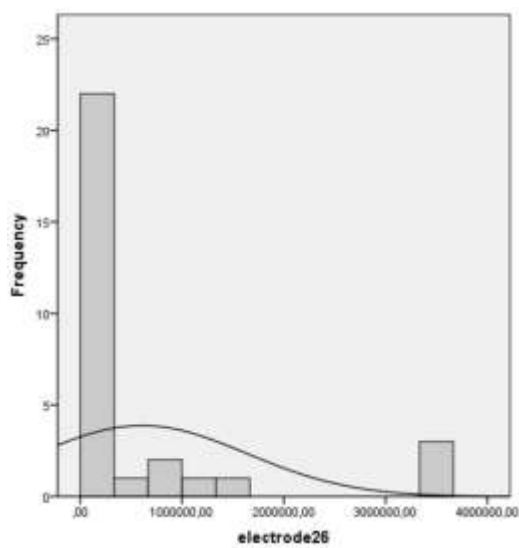


(α)

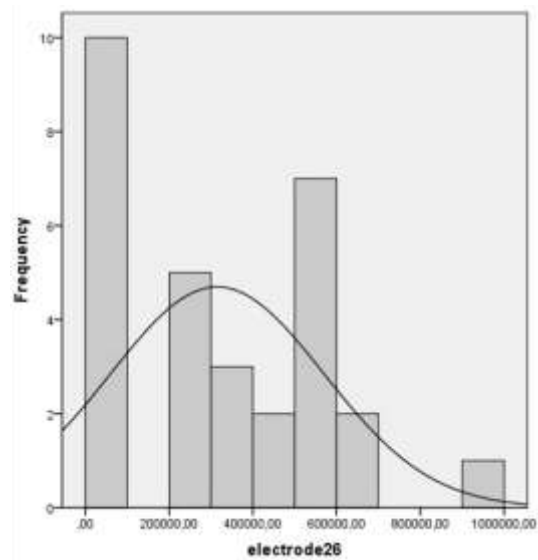


(β)

Σχήμα 44: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 13, σε ένα άτομο.

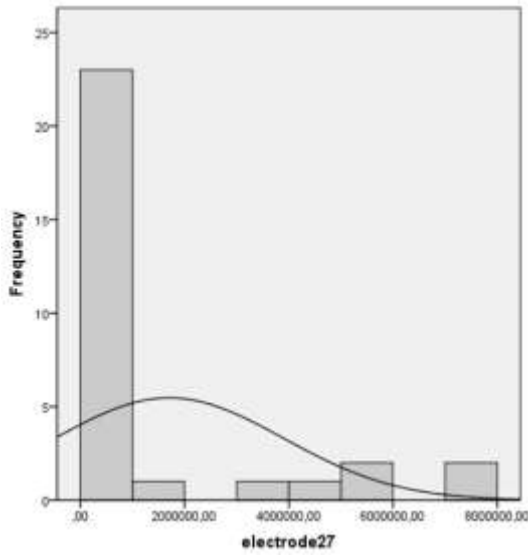


(α)

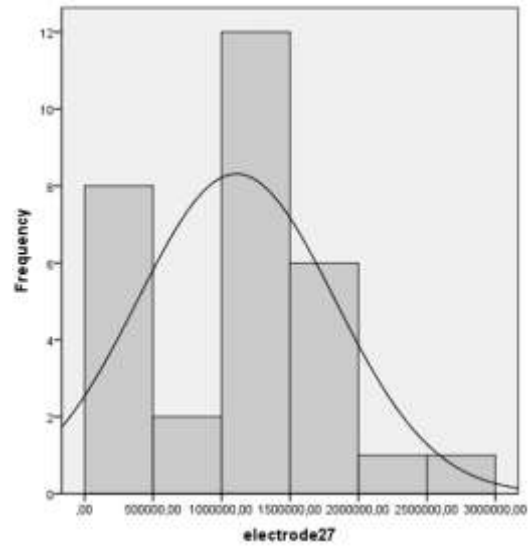


(β)

Σχήμα 45: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 26, σε ένα άτομο.

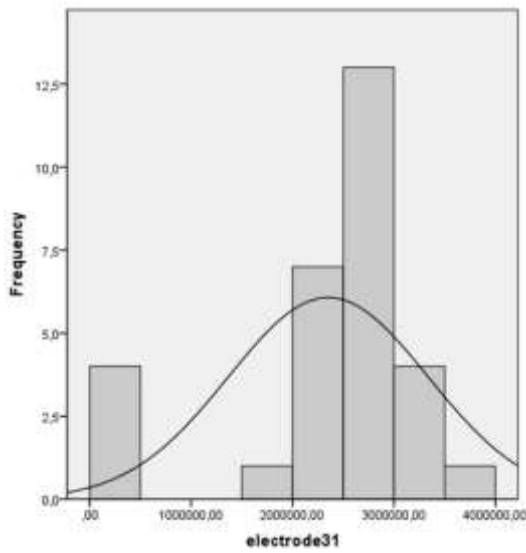


(α)

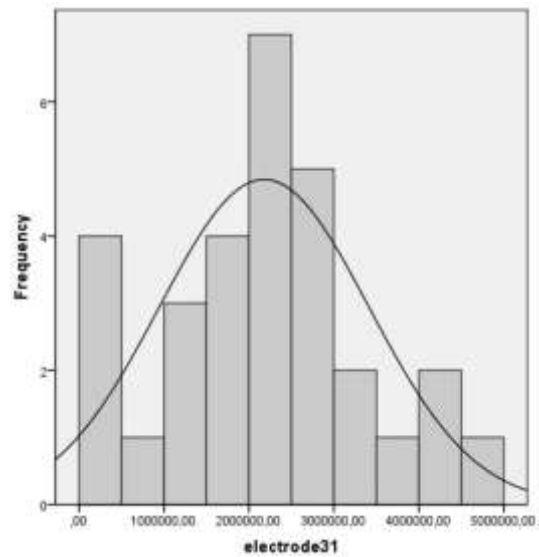


(β)

Σχήμα 46: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 27, σε ένα άτομο.



(α)



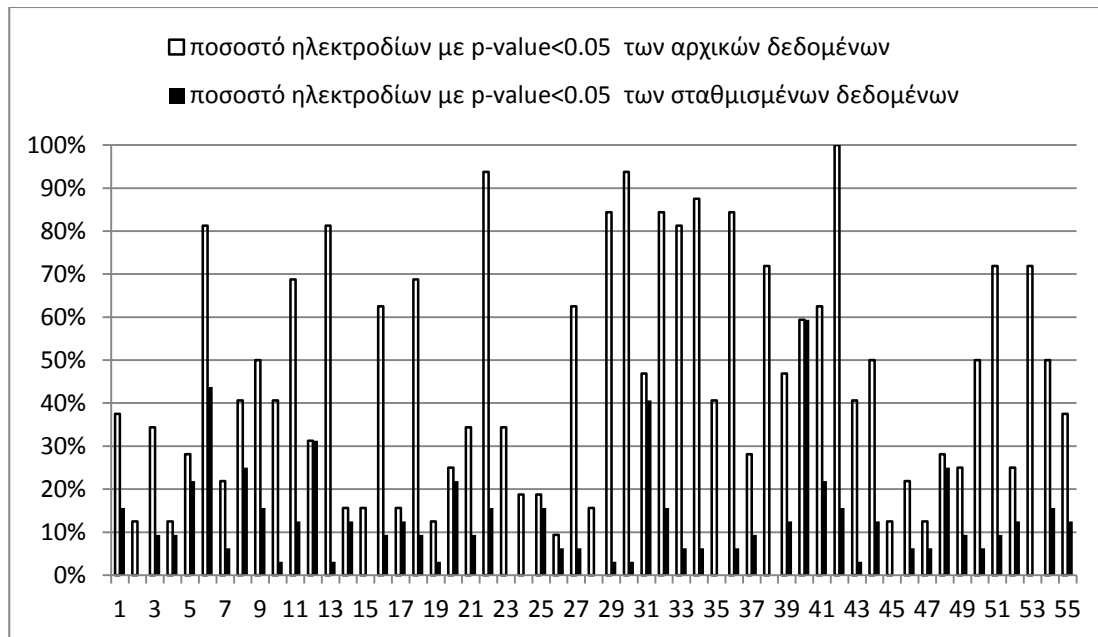
(β)

Σχήμα 47: Κατανομή των ερωτήσεων πριν (α) και μετά (β) τη στάθμιση των δεδομένων, για το ηλεκτρόδιο 31, σε ένα άτομο.

Όπως διαπιστώνεται από τα διαγράμματα, η καμπύλη της κατανομής των δεδομένων μετά την στάθμισή τους, προσεγγίζει πολύ περισσότερο την καμπύλη της κανονικής, συγκρινόμενη με αυτή των αρχικών. Οι παρατηρήσεις εμφανίζουν μεγαλύτερη πυκνότητα κοντά στο μέσο της κατανομής και η τιμή της τυπικής απόκλισης μειώνεται σημαντικά. Παράλληλα, αναφορικά με τη συμμετρία τους παρατηρείται εμφανής βελτίωση. Αναμφίβολα όμως, ακόμη και μετά τη στάθμιση, η καμπύλη που προκύπτει δεν ταυτίζεται με την χαρακτηριστική κωδωνοειδή μορφή (καμπάνα) της Κανονικής Κατανομής, παρόλο που τη θυμίζει πολύ περισσότερο. Αυτό συμβαίνει διότι για μικρά δείγματα δεν αναμένεται το ιστόγραμμα να δίνει το σχήμα καμπάνας της Κ.Κ.. Ακόμα και για δεδομένα που προέρχονται από Κ.Κ. είναι δυνατόν να παρατηρηθούν σημαντικές αποκλίσεις. Συνήθως δεχόμαστε ότι η τ.μ. Χ ακολουθεί κανονική κατανομή όταν το ιστόγραμμα φαίνεται να διατηρεί κάποια σχετική συμμετρία, με τις υψηλότερες συχνότητες να παρουσιάζονται στα κεντρικά διαστήματα τιμών, γεγονός που στην περίπτωση των σταθμισμένων δεδομένων φαίνεται γενικά να ισχύει.

7.3.3.2 Test Kolmogorov – Smirnov στα αρχικά και στα σταθμισμένα δεδομένα

Κατά την εκτέλεση του test K-S υπολογίστηκαν τα p-values των υπό εξέταση κατανομών. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας τέθηκε στο 5% κι ως εκ τούτου τιμές p-value μεγαλύτερες του 0.05 θεωρήθηκε ότι αντιστοιχούν σε κανονική κατανομή. Παρακάτω απεικονίζεται το ποσοστό των ηλεκτροδίων με p-value μικρότερη του 0.05 – δηλαδή το ποσοστό των ηλεκτροδίων στα οποία η κατανομή των ενεργειών στις 30 ερωτήσεις δεν προσεγγίζει την κανονική – πριν και μετά τη στάθμιση των δεδομένων, σε κάθε άτομο.



Σχήμα 48: Ραβδόγραμμα ποσοστών ηλεκτροδίων με $p\text{-value} < 0.05$ πριν και μετά τη στάθμιση των δεδομένων σε όλα τα άτομα.

Με εξαίρεση δύο άτομα (βλ. 12 και 40 στο Σχ. 48), το ποσοστό των ηλεκτροδίων με $p\text{-value} < 0.05$ μειώθηκε σημαντικά, γεγονός που σημαίνει ότι η στάθμιση των δεδομένων βελτίωσε σε μεγάλο βαθμό την κανονικότητα της κατανομής των ενεργειών των ερωτήσεων, στην πλειονότητα των ηλεκτροδίων και σχεδόν σε όλα τα άτομα.

7.3.3.3 Υπολογισμός συντελεστών ασυμμετρίας και κύρτωσης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων

Ο τελικός έλεγχος της κατανομής των ενεργειών των 30 ερωτήσεων βασίστηκε στη σύγκριση των τιμών των συντελεστών της κύρτωσης και της ασυμμετρίας, με τις αντίστοιχες θεωρητικές που αντιστοιχούν στην Κ.Κ.. Εξάλλου, η ίδια η διαδικασία του υπολογισμού των βαρών για τη στάθμιση των δεδομένων και τη μετατροπή της κατανομής τους σε κανονική, αυτές ακριβώς τις τιμές καλούνταν, μέσω των Γ.Α., να εξισώσει με τις αντίστοιχες θεωρητικές. Υπενθυμίζεται ότι για την Κ.Κ., οι τιμές των συντελεστών κύρτωσης και ασυμμετρίας, με βάση τους τύπους υπολογισμού που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, είναι κι οι δύο μηδέν.

Ακολούθως παρατίθενται συγκριτικά διαγράμματα των συντελεστών αυτών, όπως υπολογίστηκαν τόσο από τα αρχικά όσο κι από τα σταθμισμένα δεδομένα. Διευκρινίζεται ότι οι τύποι που χρησιμοποιήθηκαν στη φάση αυτή για τον υπολογισμό των συντελεστών

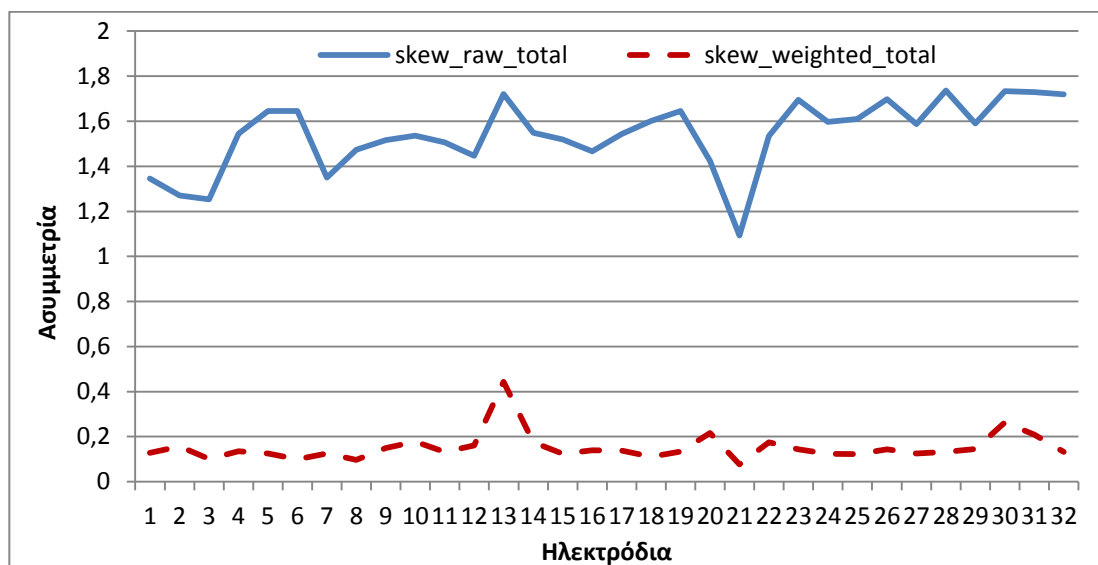
δεν λάμβαναν υπόψη την επίδραση των βαρών. Είναι κοινοί και για τις δύο περιπτώσεις αρχικών και σταθμισμένων δεδομένων κι είναι αυτοί που περιγράφονται στην παράγραφο 6.1.1.4.

Συγκριτικά διαγράμματα συντελεστή ασυμμετρίας

Ο συντελεστής της ασυμμετρίας της κατανομής των τιμών της ενέργειας των 30 ερωτήσεων, τόσο για τα αρχικά, όσο και για τα σταθμισμένα δεδομένα, υπολογίστηκε από την ακόλουθη σχέση, στην οποία είναι N=30:

$$\alpha_3 = \frac{1}{s^3} \frac{N}{(N-1)(N-2)} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^3$$

Στο διάγραμμα που ακολουθεί παρουσιάζονται οι μέσοι όροι των τιμών του συντελεστή ασυμμετρίας όλων των ατόμων, για κάθε ηλεκτρόδιο, των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.



Σχήμα 49: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.

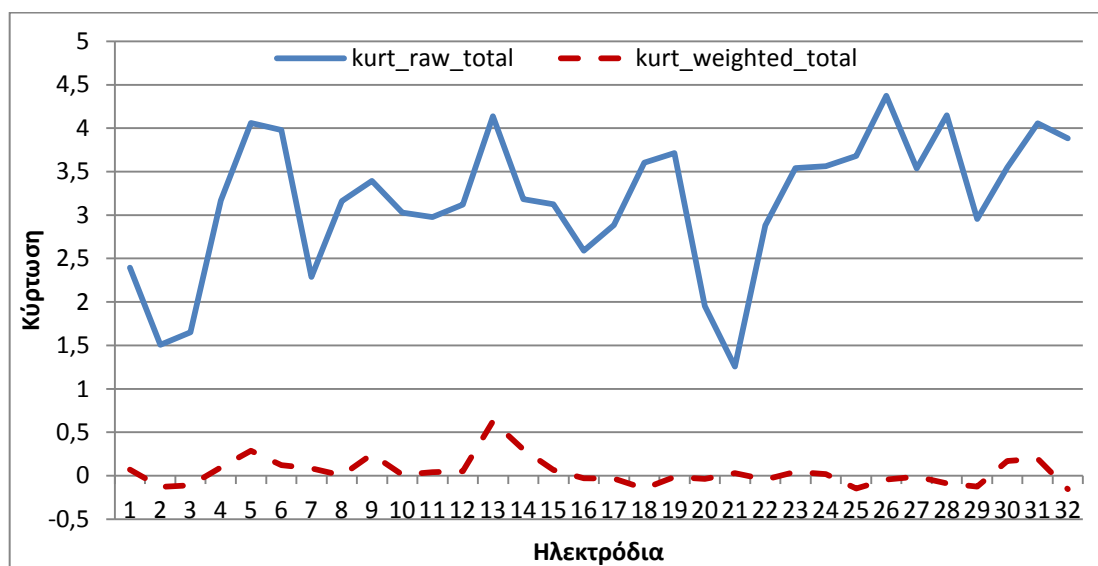
Είναι παραπάνω από προφανής η βελτίωση του συντελεστή, ο οποίος για τα αρχικά δεδομένα έπαιρνε τιμές που κυμαίνονταν πολύ υψηλά, μεταξύ 1.0 και 1.5. Μετά τη στάθμιση, η πλειονότητα των ατόμων και των ηλεκτροδίων εμφανίζει συντελεστή ασυμμετρίας με τιμή σχεδόν μηδενική.

Συγκριτικά διαγράμματα συντελεστή κυρτότητας

Ο συντελεστής της κύρτωσης της κατανομής των τιμών της ενέργειας των 30 ερωτήσεων, τόσο για τα αρχικά, όσο και για τα σταθμισμένα δεδομένα, υπολογίστηκε από την ακόλουθη σχέση, στην οποία $N=30$:

$$\beta_4 = \frac{1}{s^4} \frac{N(N+1)}{(N-1)(N-2)(N-3)} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^4 - 3 \frac{(N-1)^2}{(N-2)(N-3)}$$

Στο διάγραμμα που ακολουθεί παρουσιάζονται οι μέσοι όροι των τιμών του συντελεστή κύρτωσης όλων των ατόμων, για κάθε ηλεκτρόδιο, των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.



Σχήμα 50: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κυρτότητας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.

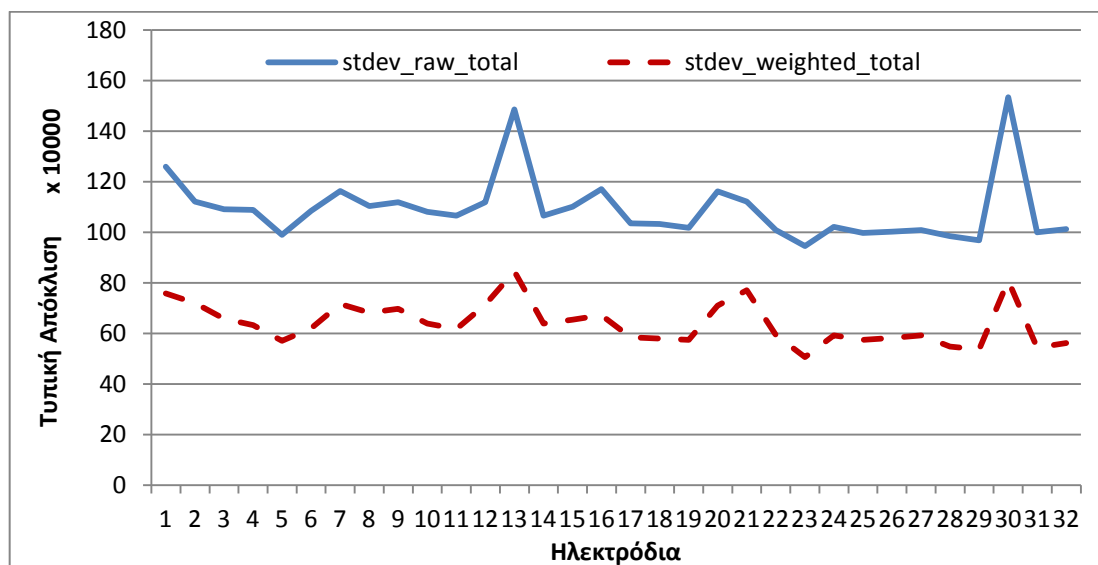
Και στην περίπτωση του συντελεστή κύρτωσης είναι αναμφισβήτητη η βελτίωση που παρουσιάζεται, καθώς στα αρχικά δεδομένα οι τιμές του κυμαίνονταν από 1.5 έως 4.5, ενώ στα σταθμισμένα παίρνει τιμές πολύ κοντά στο 0.

Συγκριτικά διαγράμματα τυπικής απόκλισης

Η τυπική απόκλιση μίας κατανομής είναι το μέτρο της μεταβλητότητας των τιμών του δείγματος και κατ'επέκταση της απόστασης των παρατηρήσεων από το μέσο. Συνεπώς, μείωση της τιμής της παραπέμπει σε δείγματα που προσεγγίζουν καλύτερα την Κ.Κ.. Η τιμή

της τυπικής απόκλισης της κατανομής των τιμών της ενέργειας των 30 ερωτήσεων, τόσο για τα αρχικά, όσο και για τα σταθμισμένα δεδομένα, υπολογίστηκε από την ακόλουθη σχέση, στην οποία είναι $N=30$:

$$s = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$$



Σχήμα 51: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.

Όπως φαίνεται, υπάρχει αξιοσημείωτη πτώση στην τιμή της τυπικής απόκλισης των σταθμισμένων έναντι των αρχικών δεδομένων. Το γεγονός αυτό, σε συνδυασμό με τη βελτίωση των συντελεστών ασυμμετρίας και κυρτότητας, συνηγορεί στην παραδοχή ότι με τη στάθμιση των τιμών της ενέργειας των ερωτήσεων, η κατανομή τους μετατράπηκε ή έστω προσέγγισε περισσότερο την Κανονική.

7.4 Συμπεράσματα

Στο παρόν κεφάλαιο έγινε μία προσπάθεια να αναλυθεί το ενεργειακό περιεχόμενο σημάτων ΗΕΓ και ΗΜΓ, που ελήφθησαν από πείραμα χωρίς επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας.

Η πρώτη διαπίστωση της συγκεκριμένης επεξεργασίας συνδέεται με τις διαφορές στις ενέργειες, οι οποίες σχετίζονται με το φύλο των συμμετεχόντων. Συγκεκριμένα, σε όλα

τα ηλεκτρόδια πλην δύο, οι γυναίκες εμφάνισαν υψηλότερες τιμές ενέργειας από ότι οι άντρες.

Στη συνέχεια ελέγχθηκε η ισχύς του ΚΟΘ στην κατανομή των τιμών ενέργειας στις ερωτήσεις του Γ' μέρους του HSCT. Ο έλεγχος ήταν πολλαπλός, ωστόσο δεν κατέληξε στο επιθυμητό αποτέλεσμα.

Οι Γ.Α. επιστρατεύθηκαν για τον υπολογισμό κατάλληλων συντελεστών στάθμισης, οι οποίοι πολλαπλασιαζόμενοι με την τιμή ενέργειας κάθε ερώτησης, θα κανονικοποιούσαν την κατανομή τους. Ουσιαστικά αναζητήθηκε ένα εργαλείο, το οποίο επεμβαίνοντας σε πρώιμο στάδιο στις αρχικές μετρήσεις, θα βοηθούσε στη σωστότερη αποθρομβοποίηση τους.

Η συνηθέστερη πρακτική λήψης σημάτων ΗΕΓ που αναφέρεται στη βιβλιογραφία, προτείνει την καταγραφή τους μέσω πολλών επαναλήψεων και την εξαγωγή του μέσου όρου αυτών. Η προαναφερθείσα διαδικασία, προσθέτει ένα επιπλέον βήμα στην επικρατούσα μεθοδολογία αποθρομβοποίησης δεδομένων ΗΕΓ που προέρχονται από test ερωτο-αποκρίσεων, ενώ επεκτείνεται και σε δεδομένα ΗΜΓ. Ως αποτέλεσμα, ο μέσος όρος των τιμών των βιοσημάτων που αντιστοιχούν σε κάθε μία ερώτηση υπολογίζεται τελικά μέσω του σταθμισμένου, αντί του αριθμητικού μέσου. Κατά αυτόν τον τρόπο λαμβάνονται υπόψη αν μη τι άλλο, οι διαφοροποιήσεις των πειραματικών σφαλμάτων που εισάγονται σε κάθε ερώτηση και προέρχονται κυρίως από τον εξεταζόμενο. Σε αυτά μπορεί να συγκαταλέγονται αλλοιώσεις που προκαλούνται από το βλεφάρισμα, από ακούσιες κινήσεις αλλά και από αλλαγές στη νοητική κατάσταση του ατόμου, που πιθανόν να σχετίζονται με κούραση ή ακόμη και με διαδικασίες μάθησης. Η στάθμιση της τιμής κάθε ερώτησης με διαφορετικό συντελεστή αποσκοπεί στην εξομάλυνση αυτών των διαφορών, ενώ η θέσμιση χρήση του μέσου όρου των πολλαπλών επαναλήψεων δεν καταργείται.

7.5 Βιβλιογραφία

- [1]. J. Dahan, C. Boitte, **Comparison of the reproducibility of EMG signals recorded from human masseter and lateral pterygoid muscles**, Journal of Dental Research 65 (1986) 441-447.
- [2]. M. Bakke, E. Moller, **Distortion of maximal elevator activity by unilateral premature tooth contact**, Scandinavian Journal of Dental Research 80 (1980) 67-75.
- [3]. A.J. Miller, K. Vargervik, D. Phillips, **Neuromuscular adaptation of craniofacial muscles to altered oral sensation**, American Journal of Orthodontics 87 (1985) 303-310.
- [4]. G.M. Murray, I.J. Klineberg, **A standardized system for evoking reflexes in human jaw elevator muscles**, Journal of Oral Rehabilitation 11 (1984) 361-372.
- [5]. G.W. Kroon, M. Naeije, **Electromyographic evidence of local muscle fatigue in a subgroup of patients with myogenous craniomandibular disorders**, Archives of Oral Biology 37 (1992) 215-218.
- [6]. K. Holmgren, A. Sheikholeslam, C. Riise, **An electromyographic study of the immediate effect of an occlusal splint on the postural activity of the anterior temporal and masseter muscles in different body positions with and without visual input**, Journal of Oral Rehabilitation 12 (1985) 483-490.
- [7]. M. Naeije, T.L. Hansson, **Electromyographic screening of myogenous and arthrogenous TMJ dysfunction patients**, Journal of Oral Rehabilitation 13 (1986) 433-441.
- [8]. P. Ekman, R. Levenson, W. Friesen, **Autonomic nervous system activity distinguishes among emotions**, Science 221 (1983) 1208-1210.
- [9]. A. Fridlund, J. Cacioppo, **Guidelines for human electromyographic research**, Psychophysiology 23 (1986) 567-589.
- [10]. S. Sanei, J.A. Chambers, **EEG Signal Processing**, Chapter 2, Wiley (2007) 50-51.
- [11]. F. Velasco, S.P. Verma, **Importance of skewness and kurtosis statistical tests for outlier detection and elimination in evaluation of geochemical reference materials**, Mathematical Geology 30 (1998) 109-128.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8 : ΣΤΑΘΜΙΣΗ ΤΙΜΩΝ ΗΕΓ

ΜΕ ΚΟΙΝΟΥΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΕΣ ΣΤΑΘΜΙΣΗΣ

Στο κεφάλαιο που ακολουθεί εξελίσσεται η μεθοδολογία αποθρομβοποίησης των σημάτων ΗΕΓ που βασίστηκε στους Γενετικούς Αλγορίθμους. Υπολογίζονται κοινοί συντελεστές βαρών και εφαρμόζονται σε ολόκληρο το ΗΕΓ ηρεμίας. Στη συνέχεια, οι ίδιοι συντελεστές εφαρμόζονται και στο σήμα των Π.Δ., ενώ τα σταθμισμένα δεδομένα ελέγχονται ως προς την κανονικότητα της κατανομής τους.

8.1 Η φύση του σήματος ΗΕΓ

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα απεικονίζει την ηλεκτροφυσιολογική δραστηριότητα του εγκεφάλου την οποιαδήποτε δεδομένη στιγμή. Στα υγιή άτομα, το πλάτος κι οι συχνότητες του σήματος ΗΕΓ ηρεμίας ποικίλλουν με βάση την κατάσταση του εξεταζόμενου, όπως η εγρήγορση ή ο ύπνος. Επίσης, η ηλικία είναι ένας ακόμη παράγοντας που επηρεάζει τα χαρακτηριστικά του σήματος του ΗΕΓ. Πέραν όμως αυτών, το ΗΕΓ είναι ένα στάσιμο με την ευρεία έννοια σήμα κι ως τέτοιο παρουσιάζει σταθερό στο χρόνο φασματικό περιεχόμενο. Υπό αυτή την έννοια, δεν κρίνεται απαραίτητη η γνώση των χρονικών στιγμών που εμφανίζονται οι διάφορες φασματικές συνιστώσες, καθώς όλες οι συχνότητες υπάρχουν σε όλους τους χρόνους.

Από την άλλη πλευρά, τα σήματα ΗΕΓ θεωρούνται γενικά στοχαστικά. Ωστόσο, οι Meghdadi κ.α. Ο πρότειναν μία μέθοδο, η οποία ανίχνευσε ντετερμινιστικά συστατικά σε αυτά. Το γεγονός αυτό θα μπορούσε να θεωρηθεί ότι υποδηλώνει πως το σήμα του ΗΕΓ έχει ντετερμινιστική φύση, η οποία όμως «μολύνεται» από στοχαστικό θόρυβο.

Ο θόρυβος στο μετρούμενο σήμα του εγκεφάλου σε κατάσταση ηρεμίας οφείλεται, όπως έχει ήδη αναλυθεί, στη διάταξη καταγραφής, στο κρανίο και στους ιστούς που παρεμβάλλονται ανάμεσα στο παραγόμενο από τον εγκέφαλο σήμα και τα ηλεκτρόδια μέτρησης, αλλά και σε αλλοιώσεις που αντιστοιχούν σε σήματα προερχόμενα από διαφορετικές βιολογικές διεργασίες, που όμως μετριοούνται και προστίθενται σε αυτό.

Όταν κατά τη μέτρηση του ΗΕΓ το άτομο υποβάλλεται σε νοητικές διεργασίες, ο θόρυβος που καταγράφεται μαζί με το σήμα του εγκεφάλου προέρχεται από όλους τους παραπάνω παράγοντες και επιπλέον από την ίδια τη διαδικασία της σκέψης. Αυτή η τελευταία παράμετρος είναι που διαφοροποιεί το ΗΕΓ ηρεμίας από τα Π.Δ. και επί της ουσίας αυτή καθιστά τα τελευταία μη στάσιμα.

Στη συνέχεια της διατριβής έγινε μία προσπάθεια εξέλιξης της μεθοδολογίας αποθορυβοποίησης που προτάθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο και βασίστηκε στους Γ.Α., κατά τρόπο τέτοιο ώστε να λαμβάνεται υπόψη η ίδια η φύση του σήματος του ΗΕΓ και των Π.Δ.. Στο πλαίσιο αυτό υπολογίστηκαν και εφαρμόστηκαν κοινοί συντελεστές στάθμισης σε ολόκληρο το σήμα του ΗΕΓ, με στόχο τη μετατροπή της κατανομής των τιμών κάθε επανάληψης, σε κάθε χρονική στιγμή, σε κανονική.

Η ιδέα επεκτάθηκε και στα Π.Δ., με τον εφαρμογή των ίδιων βαρών που υπολογίστηκαν από το ΗΕΓ ηρεμίας και στο σήμα που ακολουθούσε το ερέθισμα. Η λογική ήταν ότι, ως ένα βαθμό, οι αιτίες του θορύβου είναι κοινοί και στα δύο σήματα. Μάλιστα, το σύνολο των πηγών του θορύβου στο ΗΕΓ ηρεμίας μεταφέρονται αυτούσιοι και στα Π.Δ.. Έτσι, η αποθορυβοποίηση που εφαρμόζεται στο ΗΕΓ μπορεί να θεωρηθεί ως μία προσέγγιση «βασικών συνθηκών», η οποία πιθανότατα να έχει ισχύ και στο σήμα των Π.Δ. που ακολουθεί.

Φυσικά, δεν πρέπει να αγνοηθεί το γεγονός ότι η εγκεφαλική λειτουργία υπό ερέθισμα επηρεάζεται κι από άλλους παράγοντες, όπως είναι η διαδικασία της νόησης και πιθανόν η διαδικασία της μάθησης. Συνεπώς, η εφαρμογή των συντελεστών στάθμισης, που προέρχονται από το ΗΕΓ ηρεμίας, στα Π.Δ. θα καταφέρει να άρει μόνο τις πηγές θορύβου που είναι κοινές στα δύο σήματα και υπάρχουν καθόλη τη διάρκεια της καταγραφής. Ακόμη κι αυτό όμως, εφόσον επιτευχθεί, θα είναι ένα πολύ σημαντικό βήμα στην ερμηνεία και στην αξιολόγηση των σημάτων των Π.Δ. και στην αποκρυπτογράφηση των μηχανισμών που υπόκεινται αυτών.

8.2 Μεθοδολογία

8.2.1 Πειραματική Διαδικασία

Τα σήματα του ΗΕΓ που σταθμίστηκαν με κοινές τιμές βαρών, προήλθαν από το πείραμα που περιγράφεται στην παράγραφο 2.3.4., κατά το οποίο μελετήθηκε η επίδραση μη μονοχρωματικής Η/Μ ακτινοβολίας W-CDMA, συχνότητας 737MHz στο εγκεφαλικό σήμα. Το σήμα του εγκεφάλου μετρήθηκε από 30 ηλεκτρόδια.

Συνοπτικά αναφέρεται ότι στο πείραμα έλαβαν μέρος 15 υγιή άτομα, 8 άντρες και 7 γυναίκες, παρόμοιας ηλικίας και μορφωτικού επιπέδου. Κάθε εξεταζόμενος υποβλήθηκε στα τρία μέρη του test συμπλήρωσης προτάσεων HSCT δύο φορές, τη μία υπό την επίδραση της ακτινοβολίας και την άλλη χωρίς. Ο χρόνος ανάμεσα στις δύο επισκέψεις ήταν 20 ημέρες, ενώ η σειρά της έκθεσης στο Η/Μ πεδίο ήταν τυχαία. Τέλος, το πείραμα ήταν “single blind”. Κατά τη διεξαγωγή του πειράματος αποθηκεύονταν 1500 τιμές, δηλαδή 1500msec, εκ των οποίων τα 500 πρώτα msec, ήταν το εγκεφαλικό σήμα πριν την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (ΗΕΓ ηρεμίας), ενώ τα επόμενα 1000msec, ήταν το εγκεφαλικό σήμα μετά την έναρξη του ηχητικού μηνύματος (Π.Δ.).

8.2.2 Επεξεργασία των μετρήσεων

Για την επεξεργασία των μετρήσεων αναπτύχθηκαν κώδικες σε Matlab. Τα ληφθέντα σήματα ανά άτομο πέρασαν από ένα πρώτο στάδιο επεξεργασίας κατά το οποίο αφαιρέθηκε η ενίσχυση για να έρθουν σε πραγματική κλίμακα, πολλαπλασιάστηκαν με το 10^6 για να μετατραπούν σε μV και επίσης πολλαπλασιάστηκαν με το -1 για να έρθουν σε μορφή οικεία στους ψυχίατρους. Κατά την παρούσα επεξεργασία δεν αφαιρέθηκε από τα αρχικά δεδομένα ο γενικός μέσος όρος όπως είθισται. Η επιλογή αυτή υιοθετήθηκε σε μία προσπάθεια να παραμείνουν τα δεδομένα όσο γίνεται πιο ακατέργαστα, έτσι ώστε να ελεγχθεί η αποτελεσματικότητα της προτεινόμενης μεθοδολογίας, ανεπηρέαστη από έταιρες επεξεργασίες.

Τα τελικά δεδομένα για ανάλυση, για κάθε άτομο και κάθε ένα από τα τρία μέρη του HCST, αποτελούνταν από το σύνολο των 1500 τιμών πλάτους που ελήφθησαν για κάθε ηλεκτρόδιο, και αντιστοιχούσαν στα 1500msec του χρόνου καταγραφής, για κάθε μία από τις 30 ερωτήσεις του εκάστοτε test.

8.2.3 Εφαρμογή Γενετικών Αλγορίθμων

Στη συνέχεια της επεξεργασίας των δεδομένων χρησιμοποιήθηκαν μόνο οι μετρήσεις που προέρχονταν από το Γ' μέρος του HCST. Υπενθυμίζεται ότι σε αυτό το test ο εξεταζόμενος καλείται να επαναλάβει την τελευταία λέξη από την πρόταση που άκουσε και αποτελεί τη «συνθήκη ελέγχου». Έπειτα, απομονώθηκαν οι ερωτήσεις από 10 χρονικές στιγμές του ΗΕΓ. Η επιλογή έγινε ξεκινώντας από το 25ms, με βήμα 50ms. Εναλλακτικά, απομονώθηκαν 50 χρονικές στιγμές ΗΕΓ, από το 5ms και ανά 10ms.

Μέσω των Γ.Α. έγινε προσπάθεια στάθμισης των 30 ερωτήσεων και από τις 10 χρονικές στιγμές με κοινά βάρη. Κατά τα γνωστά, υλοποιήθηκε κώδικας σε Matlab, ο οποίος καλούσε το εργαλείο `optimtool` GA. Κατά την εκτέλεση του ο αλγόριθμος έπαιρνε ως είσοδο τις 30×10 τιμές σήματος ΗΕΓ που αντιστοιχούσαν σε ένα ηλεκτρόδιο ενός ατόμου, και υπολογίζοντας 30 κατάλληλες τιμές βαρών, κοινές για όλες τις χρονικές στιγμές, καλούνταν να ελαχιστοποιήσει την ακόλουθη αντικειμενική συνάρτηση:

$$\text{objective function} = \text{kurt}_w^2 + \text{skew}_w^2 + \left(\sum_{i=1}^{30} w_i - 30 \right)^2$$

όπου $kurt_w$ και $skew_w$ οι τιμές των συντελεστών της κύρτωσης και της ασυμμετρίας των σταθμισμένων δεδομένων, ενώ ο όρος $\sum_{i=1}^{30} w_i$ αντιστοιχεί στο άθροισμα των 30 βαρών. Ο έλεγχος γινόταν ξεχωριστά για κάθε μία χρονική στιγμή, ωστόσο το τελικό αποτέλεσμα τις συνυπολόγιζε όλες. Και σε αυτή την περίπτωση οι εξισώσεις που χρησιμοποιήθηκαν κατά των υπολογισμό των στατιστικών μεγεθών που αφορούσαν στα σταθμισμένα δεδομένα, ήταν αυτές που περιγράφονται στην παράγραφο 7.3.2.3.

Η εφαρμογή των Γ.Α. έγινε σε όλα τα ηλεκτρόδια και όλα τα άτομα. Τα όρια των βαρών τέθηκαν μεταξύ 0.1 και 2, έτσι ώστε να ικανοποιηθεί ευκολότερα η απαίτηση το άθροισμά τους να προσεγγίζει τον αριθμό 30. Ο αριθμός των γενεών τέθηκε στο 300, ενώ κριτήριο για τον τερματισμό του αλγορίθμου αποτέλεσε η τιμή της αντικειμενικής συνάρτησης. Όποτε κρινόταν απαραίτητο η διαδικασία επαναλαμβανόταν και τελικά επιτεύχθηκαν πολύ χαμηλές τιμές αντικειμενικής συνάρτησης. Πρέπει να σημειωθεί ότι οι τιμές της αντικειμενικής συνάρτησης κατά την παρούσα μελέτη ήταν υψηλότερες από αυτές που προέκυψαν στη μελέτη που περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Αυτό ήταν ως ένα βαθμό αναμενόμενο, καθώς στην προκειμένη περίπτωση ο Γ.Α. καλούνταν να υπολογίσει τέτοιες τιμές βαρών ώστε να σταθμίσει κατάλληλα 10 σειρές ερωτήσεων κι όχι μόνο μία. Ωστόσο, οι τιμές της αντικειμενικής συνάρτησης στις οποίες κατέληξε ο Γ.Α. ήταν παραπάνω από ανεκτές.

Οι συντελεστές στάθμισης που υπολογίστηκαν από το Γ.Α. πολλαπλασιάστηκαν με τις τιμές του εγκεφαλικού σήματος όλων των κατεγραφέντων χρονικών στιγμών, για την αντίστοιχη ερώτηση. Υπενθυμίζεται ότι για κάθε ηλεκτρόδιο, οι αντιστοιχούσες σε κάθε μία από τις 30 ερωτήσεις τιμές βαρών που υπολογιστήκαν, ήταν κοινές και για τις 1500 χρονικές στιγμές του σήματος. Τα γινόμενα που προέκυψαν αποτέλεσαν τα σταθμισμένα δεδομένα.

8.2.4 Αποτελέσματα

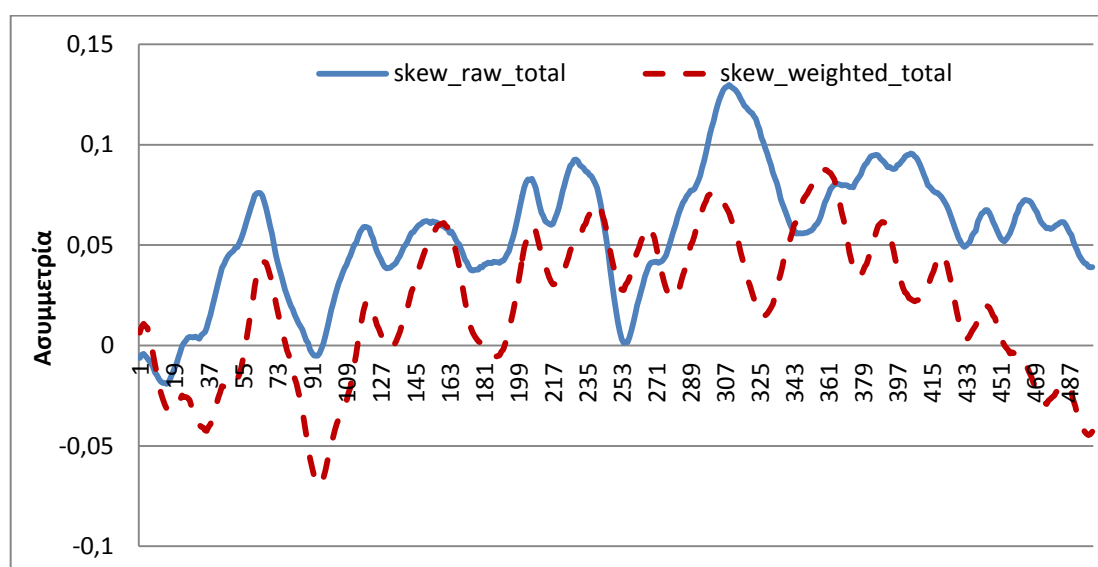
Για την αξιολόγηση της μεθόδου υπολογίστηκαν οι τιμές των συντελεστών κυρτότητας και ασυμμετρίας τόσο των αρχικών όσο και των σταθμισμένων δεδομένων. Οι εξισώσεις που χρησιμοποιήθηκαν είναι αυτές που περιγράφονται στην παράγραφο 7.3.3.3 και είναι κοινές και για την περίπτωση των σταθμισμένων δεδομένων. Ο υπολογισμός αυτός έγινε για το συνολικό χρόνο καταγραφής του σήματος του εγκεφάλου. Ακολουθούν τα συγκριτικά διαγράμματα των συντελεστών ασυμμετρίας και κύρτωσης για τα αρχικά και τα

σταθμισμένα δεδομένα, τόσο για το ΗΕΓ ηρεμίας όσο και για το συνολικό σήμα (ΗΕΓ και Π.Δ.).

8.2.4.1 Υπολογισμός συντελεστών ασυμμετρίας και κυρτότητας ΗΕΓ

Συγκριτικά διαγράμματα συντελεστή ασυμμετρίας

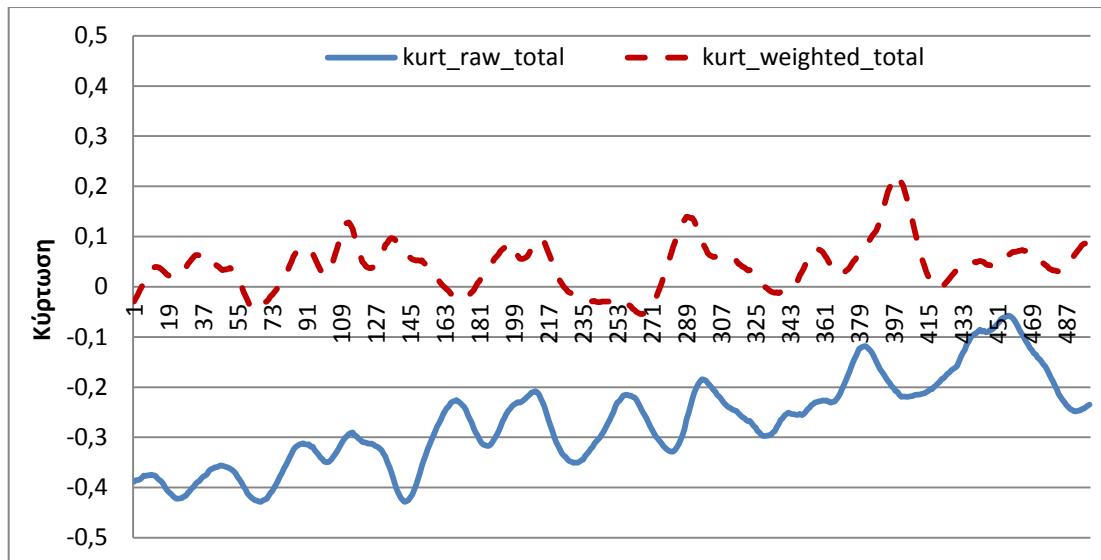
Στο διάγραμμα που ακολουθεί παρουσιάζονται οι μέσοι όροι των τιμών του συντελεστή ασυμμετρίας, σε κάθε χρονική στιγμή του ΗΕΓ ηρεμίας, όλων των ατόμων και όλων των ηλεκτροδίων, των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.



Σχήμα 52: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων για τις 500 τιμές του ΗΕΓ ηρεμίας.

Συγκριτικά διαγράμματα συντελεστή κυρτότητας

Στο παρακάτω διάγραμμα παρουσιάζονται οι μέσοι όροι των τιμών του συντελεστή κύρτωσης σε κάθε χρονική στιγμή του ΗΕΓ ηρεμίας, όλων των ατόμων και όλων των ηλεκτροδίων, των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.



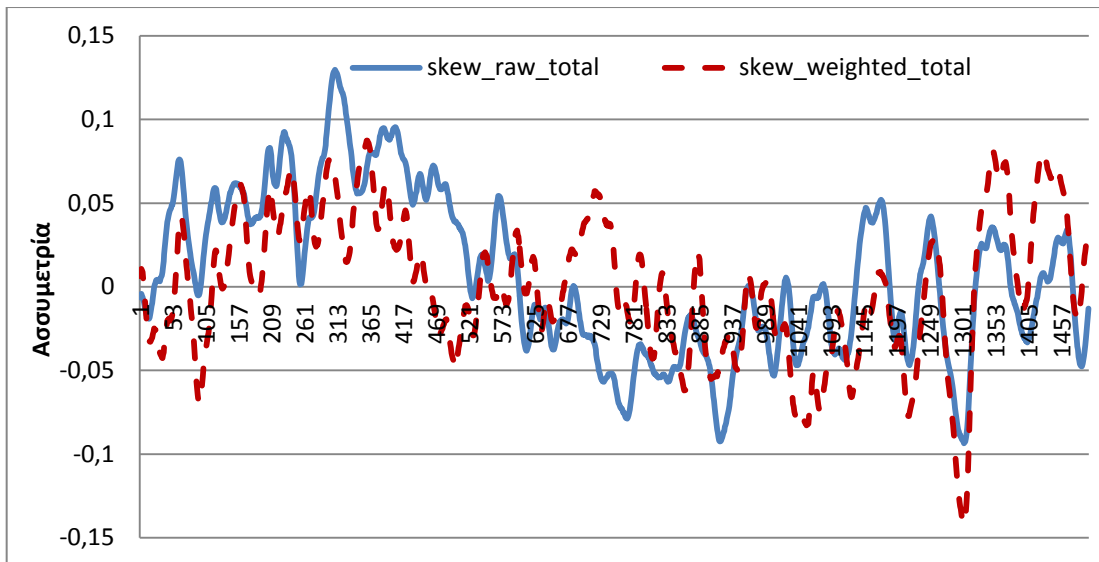
Σχήμα 53: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κυρτότητας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων για τις 500 τιμές του ΗΕΓ ημερίας.

Όπως φαίνεται, η στάθμιση όλων των τιμών του σήματος ΗΕΓ με κοινούς συντελεστές, βελτιώνει αισθητά τους συντελεστές ασυμμετρίας και κύρτωσης των δεδομένων. Η βελτίωση αυτή είναι πολύ πιο εμφανής στο συντελεστή κυρτότητας, ωστόσο γενικά μικρότερες τιμές παρουσιάζει κι ο συντελεστής ασυμμετρίας των σταθμισμένων έναντι των αρχικών δεδομένα.

8.2.4.2 Υπολογισμός συντελεστών ασυμμετρίας και κυρτότητας ΗΕΓ και Π.Δ.

Συγκριτικά διαγράμματα συντελεστή ασυμμετρίας

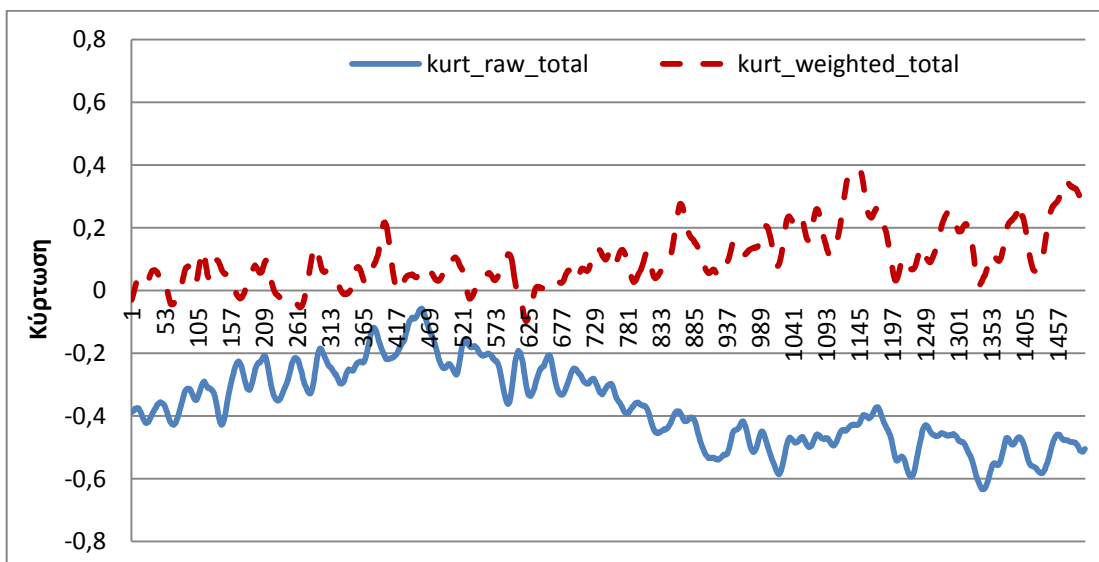
Οι μέσοι όροι των τιμών του συντελεστή ασυμμετρίας σε κάθε χρονική στιγμή του συνολικού καταγεγραμμένου σήματος, όλων των ατόμων και όλων των ηλεκτροδίων, των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων φαίνονται στο ακόλουθο διάγραμμα.



Σχήμα 54: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων για τις 1500 τιμές ολόκληρου του σήματος.

Συγκριτικά διαγράμματα συντελεστή κυρτότητας

Αντίστοιχα, παρακάτω εμφανίζονται οι μέσοι όροι των τιμών του συντελεστή κύρτωσης σε κάθε χρονική στιγμή του συνολικού καταγεγραμμένου σήματος, όλων των ατόμων και όλων των ηλεκτροδίων, των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων.



Σχήμα 55: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κυρτότητας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων για τις 1500 τιμές ολόκληρου του σήματος.

Είναι φανερό ότι η στάθμιση και των 1500 τιμών του σήματος του εγκεφάλου με μία κοινή ομάδα συντελεστών, η οποία έχει προκύψει από 10 χρονικές στιγμές του ΗΕΓ, δεν έχει θεαματικά αποτελέσματα. Φυσικά, το γεγονός αυτό ήταν αναμενόμενο κι έχει εξηγηθεί και αναλυθεί επαρκώς στην αρχή του κεφαλαίου. Παρόλα αυτά, και ιδιαίτερα σε ότι αφορά το συντελεστή κύρτωσης, δεν μπορεί να αγνοηθεί η έστω και μικρής κλίμακας βελτίωση που παρουσιάζεται. Άλλωστε, αυτό ήταν το ζητούμενο εξ αρχής κι όχι η απόλυτη ταύτιση των τιμών των εν λόγω συντελεστών με τις αντίστοιχες θεωρητικές της Κ.Κ..

8.2.5 Συμπεράσματα

Η εφαρμογή των συντελεστών στάθμισης που υπολογίστηκαν με βάση 10 χρονικές στιγμές του ΗΕΓ στο συνολικό σήμα φάνηκε να έχει αποτέλεσμα, αλλά όχι σε όλες τις περιπτώσεις ατόμων και ηλεκτροδίων και ενίοτε μόνο στον ένα εκ των μέτρων ασυμμετρίας και κύρτωσης που τέθηκαν υπό σύγκριση.

Σε μία προσπάθεια βελτίωσης του αποτελέσματος, όπου κρίθηκε απαραίτητο, υπολογίστηκαν μέσω των Γ.Α. κοινά βάρη για τις 50 χρονικές στιγμές ΗΕΓ αντί τις 10. Αυτό έγινε με στόχο να αυξηθεί το εύρος της εφαρμογής των βαρών αρχικά στο σήμα ΗΕΓ και κατ'επέκταση πιθανόν και στα Π.Δ.. Ωστόσο, οι συντελεστές στάθμισης που υπολογίστηκαν τοιουτοτρόπως δεν παρουσίασαν καμία διαφορετική και ουσιαστική επίδοση κατά την εφαρμογή τους στα σήματα των Π.Δ., αναφορικά με τους συντελεστές ασυμμετρίας και κύρτωσης. Συνεπώς, εν γένει κρίνεται περιττή η αύξηση της πολυπλοκότητας της μεθόδου με τη χρήση 50 χρονικών στιγμών, για τον υπολογισμό των συντελεστών στάθμισης.

Μία δεύτερη προσέγγιση στο θέμα της βελτίωσης της αποτελεσματικότητας της μεθόδου αφορούσε στις περιπτώσεις εκείνες όπου η στάθμιση των δεδομένων φάνηκε να έχει επίδραση μόνο στον ένα εκ των συντελεστών ασυμμετρίας και κυρτότητας. Για το λόγο αυτό, ο συντελεστής που παρουσίαζε «πρόβλημα» πολλαπλασιάστηκε με συντελεστές που κυμαίνονταν από 10 έως 50 στην έκφραση της αντικειμενικής συνάρτησης. Δηλαδή, ο Γ.Α. κλήθηκε να υπολογίσει τιμές βαρών που θα μηδένιζαν καταρχάς το συγκεκριμένο συντελεστή, αφού η συνεισφορά του στο άθροισμα που αποτελούσε την αντικειμενική συνάρτηση ήταν ως και 50 φορές μεγαλύτερη από των έταιρων όρων. Ούτε αυτή η στρατηγική όμως επέφερε τα επιθυμητά αποτελέσματα και γι'αυτό αποκλείστηκε.

Τελικά, φαίνεται ότι αναφορικά με το σήμα ΗΕΓ, η κατανομή των τιμών που προκύπτουν από τις πολλές επαναλήψεις σε κάθε χρονική στιγμή του είναι δυνατό να

προσεγγίσει την κανονική, εφόσον γίνει στάθμιση όλων των δεδομένων με κοινούς συντελεστές βαρους. Το σημαντικό και το διαφορετικό αυτού του συμπεράσματος, από αυτό στο οποίο κατέληξε η μελέτη του προηγούμενου κεφαλαίου, είναι ότι αρκεί μία ομάδα συντελεστών στάθμισης για να εφαρμοστεί σε ολόκληρο το ΗΕΓ.

Όπως είναι γνωστό ο έλεγχος κανονικότητας έχει νόημα σε ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ηρεμίας, όπου ικανοποιείται η συνθήκη στασιμότητας. Στην περίπτωση μη στάσιμων χρονοσειρών, όπως είναι τα προκλητά δυναμικά, πρέπει να μετασχηματιστούν κατάλληλα, έτσι ώστε πρωτίστως να ικανοποιηθεί η συνθήκη στασιμότητας κι έπειτα να ελεγχθεί η κανονικότητα της κατανομής. Τίθεται λοιπόν εύλογα το ερώτημα κατά πόσο η επέκταση του ελέγχου της κατανομής, μέσω των συντελεστών κυρτότητας κι ασυμμετρίας, και στα Π.Δ. έχει νόημα. Η απάντηση είναι ότι ο έλεγχος έγινε αναφορικά με την κατανομή των τιμών του εγκεφαλικού σήματος που κατεγράφηκε σε κάθε επανάληψη, σε συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Συνεπώς, η μη στασιμότητα του σήματος κατά τη διάρκεια της νοητικής διεργασίας, η οποία εξελίσσεται στο χρόνο, δεν επηρεάζει την κατανομή των ερωτήσεων κάθε χρονικής στιγμής.

Τελικά, φαίνεται ότι ο τρόπος που επιλέχθηκε με τον υπολογισμό συντελεστών βαρύτητας από το σήμα ΗΕΓ και η στάθμιση του σήματος των Π.Δ. με αυτούς, βρίσκει έστω μικρής κλίμακας εφαρμογή. Υπάρχουν πολλές περιπτώσεις ατόμων και ηλεκτροδίων όπου οι συντελεστές ασυμμετρίας και κύρτωσης εμφανίζονται βελτιωμένοι, έναντι αυτών που αντιστοιχούν στα αρχικά δεδομένα, παρόλο που η βελτίωση δεν είναι της τάξης που παρουσιάζεται στο σήμα ΗΕΓ. Κάτι τέτοιο όμως, είναι ουσιαστικά ανέφικτο με βάση τη μέθοδο που αναπτύχθηκε και δεν αναμενόταν εξ αρχής.

8.3 Βιβλιογραφία

A.H. Meghdadi, Y. Aghakhani, R. Fazel-Rezai, **Detecting Determinism in EEG Signals using Principal Component Analysis and Surrogate Data Testing**, Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 1 (2006) 6209-6212.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9 : ΣΥΝΕΙΣΦΟΡΑ ΚΑΙ
ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

9.1 Συμπεράσματα της Διδακτορικής Διατριβής

Στην παρούσα διατριβή προτείνονται εξελιγμένες μεθοδολογίες επεξεργασίας και ανάλυσης δεδομένων ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, με στόχο την εξαγωγή νευροφυσιολογικών συμπερασμάτων. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται πειραματικά δεδομένα ΗΕΓ επιφανείας, τα οποία λαμβάνονται κατά την διάρκεια ακουστικών δοκιμασιών Wechsler και Hayling. Επιπλέον, εξετάζεται η επίδραση διαφορετικών ειδών ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στα σήματα αυτά.

Κατά τη στατιστική ανάλυση της κορύφωσης P600 παρήχθησαν αποτελέσματα σύμφωνα με τα οποία τα ηλεκτρόδια της κεφαλής κατατάχθηκαν σε τρεις κατηγορίες, με σαφώς καθορισμένα σύνορα. Επιπλέον, αποκαλύφθηκαν διαφοροποιήσεις που σχετίζονται με το φύλο κατά την απουσία ακτινοβολίας, οι οποίες εξαφανίζονται με την παρουσία της ακτινοβολίας. Η συγκεκριμένη μελέτη αποτέλεσε ίσως την πρώτη προσπάθεια ηλεκτροφυσιολογικής διερεύνησης των επιπτώσεων της Η/Μ ακτινοβολίας στην κορυφή P600 των Π.Δ.. Η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας και του φύλου μπορεί να σχετίζεται τόσο με τη διαφοροποίηση στην επεξεργασία των πληροφοριών που εμφανίζουν τα δύο φύλα, όσο και με τη φύση της αλληλεπίδρασης των ραδιοσυχνοτήτων με τα βιολογικά συστήματα. Εν κατακλείδει, η εφαρμογή της ανάλυσης κύριων συνιστωσών παρέχει ένα επαρκές μοντέλο της χωρικής κατανομής των Π.Δ. που αντιστοιχούν στην κυματομορφή P600, το οποίο επιβεβαιώνεται και από την ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων. Αυτή η προσέγγιση μπορεί να είναι πολύ χρήσιμη σε μια περίοδο όπου η πολυκάναλη καταγραφή της λειτουργίας του εγκεφάλου τείνει να γίνει κανόνας, παρέχοντας πολύτιμες πληροφορίες για τους ψυχοφυσιολογικούς δείκτες, συμπληρωματικά στα συμβατικά μέτρα.

Η μελέτη της συνδιακύμανσης ανάμεσα σε σήματα Π.Δ., χρησιμοποιώντας τη μέθοδο της συνολοκλήρωσης, ανέδειξε και πάλι διακριτές περιοχές στο κεφάλι. Ο συντελεστής συνολοκλήρωσης ορίστηκε ως η ικανότητα των σημάτων Π.Δ. να συμμεταβάλλονται στο χρόνο και τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι τιμές των παραγόντων συνολοκλήρωσης ακολουθούν συγκεκριμένα πρότυπα. Παράλληλα με τη χωρική διάκριση των διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου βρέθηκε ότι οι γυναίκες εμφάνισαν σημαντικά υψηλότερο συντελεστή συνολοκλήρωσης από τους άνδρες, ενώ η παρουσία της Η/Μ ακτινοβολίας φάνηκε να αυξάνει τις τιμές των συντελεστών αυτών σε όλα τα άτομα. Εξ όσων γνωρίζουμε, αυτή ήταν η πρώτη προσπάθεια να εφαρμοστεί η έννοια της συνολοκλήρωσης στη μελέτη της συμμεταβολής των σημάτων Π.Δ.. Η συνολοκλήρωση

φαίνεται να είναι ένα πολλά υποσχόμενο εργαλείο για τη μελέτη των λειτουργικών αλληλεπιδράσεων μεταξύ των διαφόρων τοποθεσιών του εγκεφάλου. Επίσης, η μέθοδος μπορεί να εφαρμοστεί σε δεδομένα ΗΕΓ, τα οποία λαμβάνονται υπό διαφορετικές κλινικές και τεχνικές πειραματικές συνθήκες.

Στα πλαίσια της μελέτης της επίδρασης της Η/Μ ακτινοβολίας εκπεμπόμενης από WiFi access point στα 2.4 GHz στο εγκεφαλικό σήμα, η σύγκριση μεταξύ των πειραματικών συνθηκών αποκάλυψε μία σημαντική αλληλεπίδραση του φύλου με την ακτινοβολία στις ενέργειες του άλφα και βήτα ρυθμού, ενώ οι ενέργειες των ρυθμών δέλτα και θήτα δεν επηρεάστηκαν σημαντικά από το φύλο, τη συνθήκη ακτινοβολίας και την αλληλεπίδρασή τους. Το μοτίβο αυτό παρατηρήθηκε για μια σειρά ηλεκτροδίων, τα οποία σχημάτιζαν δύο διαφορετικές ομάδες, μία τοποθετημένη στη δεξιά πρόσθια και η δεύτερη στην ινιακή περιοχή του εγκεφάλου. Τελικά, συνάγεται το συμπέρασμα ότι το Wi-Fi μπορεί να επηρεάσει την κανονική φυσιολογία του εγκεφάλου, μέσω αλλαγών στη διεγερσιμότητα του φλοιού που σχετίζονται με το φύλο, όπως αντανακλάται από τις άλφα και βήτα συχνότητες του ΗΕΓ.

Η πρώτη διαπίστωση της ανάλυσης του ενεργειακού περιεχομένου σημάτων ΗΕΓ και ΗΜΓ, που ελήφθησαν από πείραμα χωρίς επίδραση Η/Μ ακτινοβολίας, αφορά στις σχετιζόμενες με το φύλο αποκλίσεις που παρατηρήθηκαν. Επιπλέον, από τον έλεγχο κανονικότητας των τιμών της ενέργειας ανά ερώτηση προέκυψε ότι, αντίθετα με ότι αναμενόταν, η κατανομή τους δεν είναι κανονική. Η μέθοδος που αναπτύχθηκε χρησιμοποίησε τους Γ.Α. για τη στάθμιση των αρχικών δεδομένων, με τρόπο τέτοιο ώστε να επιτευχθεί η κανονικότητα της κατανομής τους. Η διαδικασία αυτή φάνηκε να βελτιώνει την κατανομή του ενεργειακού περιεχομένου των ερωτήσεων, ως προς την προσέγγιση της Κανονικής. Αυτό που τελικά προτείνεται από την παρούσα μελέτη είναι ο εμπλουτισμός της πρακτικής λήψης και αποθρομβοποίησης σημάτων ΗΕΓ που αναφέρεται στη βιβλιογραφία και βασίζεται στην καταγραφή τους μέσω πολλών επαναλήψεων και την εξαγωγή του μέσου όρου αυτών, με ένα επιπλέον βήμα στάθμισης αυτών. Κατά συνέπεια, ο μέσος όρος των τιμών του σήματος του εγκεφάλου που αντιστοιχούν σε κάθε μία ερώτηση θα υπολογίζεται τελικά μέσω του σταθμισμένου, αντί του αριθμητικού μέσου. Η στάθμιση της τιμής κάθε ερώτησης με διαφορετικό συντελεστή αποσκοπεί στην εξομάλυνση των διαφορών λόγω των πειραματικών σφαλμάτων, ενώ η θέσμιση χρήση του μέσου όρου των πολλαπλών επαναλήψεων δεν καταργείται.

Η προαναφερθείσα μεθοδολογία αποθρομβοποίησης εξελίχθηκε υπολογίζοντας κοινούς συντελεστές βαρών για ολόκληρο το ΗΕΓ ηρεμίας, οι οποίοι εφαρμόστηκαν και στο σήμα των Π.Δ.. Ο έλεγχος κανονικότητας των σταθμισμένων δεδομένων είχε θετικά αποτελέσματα αναφορικά με το σήμα ΗΕΓ. Αντίθετα, η στάθμιση του σήματος των Π.Δ. φάνηκε να έχει αποτέλεσμα, αλλά όχι σε όλες τις περιπτώσεις ατόμων και ηλεκτροδίων και ενίοτε μόνο στον ένα εκ των μέτρων ασυμμετρίας και κύρτωσης, που τέθηκαν υπό σύγκριση. Το γεγονός αυτό δεν είναι απαραίτητα αρνητικό, αν ληφθεί υπόψη η ίδια η φύση των σημάτων ΗΕΓ και Π.Δ.

9.2 Μελλοντικές Προοπτικές της Διδακτορικής Διατριβής

Τελειώνοντας τη διδακτορική διατριβή θεωρείται ιδιαίτερης σημασίας η συνέχιση κι η προέκτασή της. Μία πρώτη προσέγγιση στο πλαίσιο αυτό θα μπορούσε να είναι η διαξαγωγή επιπλέον πειράματων, σχεδιασμένα με διαφορετικές παραμέτρους. Αυτές θα μπορούσαν να αφορούν αρχικά στο είδος του εκπεμπόμενου σήματος. Καθώς οι τεχνολογίες επικοινωνιών ολοένα και εξελίσσονται, κι ο άνθρωπος εκτίθεται καθημερινά σε πληθώρα Η/Μ σημάτων, θα είχε ενδιαφέρον η μελέτη της επίδρασης των σημάτων αυτών στη λειτουργία του ανθρώπινου εγκεφάλου. Σε αυτή την κατεύθυνση έχουν ήδη πραγματοποιηθεί δύο πειράματα με το σήμα του WiFi και του W-CDMA αντίστοιχα, τα δεδομένα των οποίων επιδέχονται περαιτέρω επεξεργασία και μελέτη. Η τροποποίηση των πειραμάτων θα μπορούσε επίσης να αφορά στη χρησιμοποίηση πιο πολύπλοκων πρωτοκόλλων, με στόχο την απόκτηση πιο εξειδικευμένης γνώσης σχετικά με το ποιές συγκεκριμένες πλευρές της γνωσιακής λειτουργίας επηρεάζονται από τα διάφορα σήματα Η/Μ ακτινοβολίας.

Αναφορικά με τις στατιστικές μεθόδους επεξεργασίας που έχουν χρησιμοποιηθεί στην παρούσα μελέτη, επωφελής θα ήταν η επανάληψή τους, λαμβάνοντας υπόψη κι άλλους παράγοντες που πιθανώς επηρεάζουν τα εγκεφαλικά σήματα. Τέτοιοι είναι η εξοικείωση του εξεταζόμενου με την πειραματική διαδικασία, διάφορα χαρακτηριστικά του εξεταζόμενου όπως ποιό χέρι χρησιμοποιεί στη γραφή, αλλά κι αν κάνει χρήση ασύρματου ακουστικού Bluetooth όταν μιλά στο κινητό του τηλέφωνο, ή αν βρίσκεται συχνά σε περιβάλλον με WiFi. Κάτι ακόμη που θα μπορούσε να αξιοποιηθεί κατά τη στατιστική μελέτη είναι το ψυχομετρικό προφίλ του εξεταζόμενου, όπως προκύπτει από την αξιολόγηση των αντίστοιχων test, από τον αρμόδιο ψυχίατρο.

Η μεθοδολογία που αναπτύχθηκε κατά την εκπόνηση της διατριβής αυτής και βασίστηκε στη θεωρία των Γ.Α. θεωρείται πολλά υποσχόμενη κι ως εκ τούτου κρίνεται σκόπιμο να επεκταθεί και να τελειοποιηθεί. Μεγάλο ενδιαφέρον θα παρουσίαζε η εφαρμογή των Γ.Α. σε δεδομένα που έχουν ήδη αναλυθεί. Κατά αυτό τον τρόπο, τα σταθμισμένα πλέον δεδομένα θα μπορούσαν να υποβληθούν στις ίδιες τεχνικές επεξεργασίας με τα αρχικά κι έπειτα να γίνει σύγκριση των αποτελεσμάτων. Εφόσον αποδειχθεί αυτό που αναμένεται, δηλαδή ότι η σταθμιση των δεδομένων οξύνει και κάνει πιο εμφανείς τις όποιες παρατηρήσεις, τότε θα έχει επιτευχθεί μία ιδιαζόντως κρίσιμη και σημαντική πρόοδος στην αποκρυπτογράφηση της εγκεφαλικής λειτουργίας και τη μελέτη της επίδρασης της Η/Μ ακτινοβολίας σε αυτή.

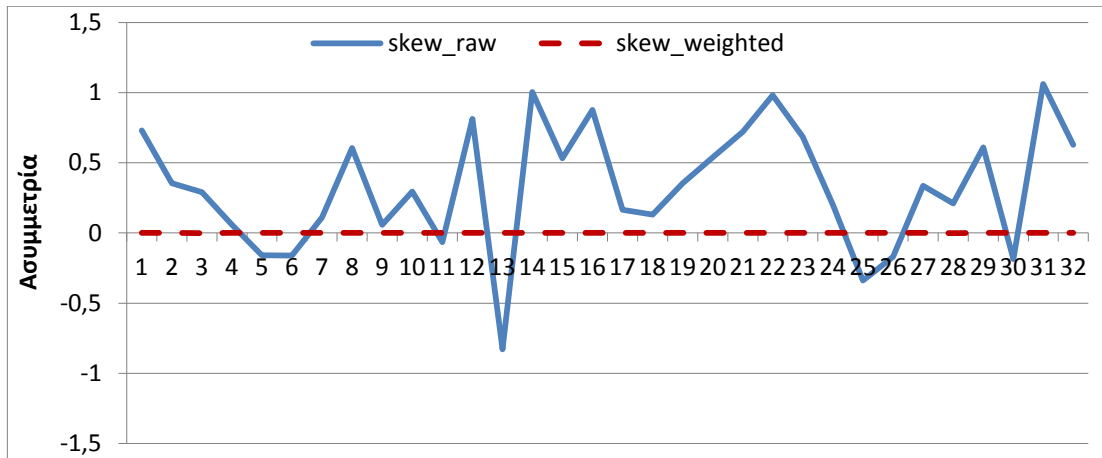
Αφού εδραιωθεί η προαναφερθείσα μεθοδολογία και αποδειχθεί η ωφέλεια κι η ισχύς της, χρήσιμο θα ήταν να επεκταθεί η εφαρμογή της σε δεδομένα άλλων πειραματικών διαδικασιών, που και πάλι θα αφορούν μετρήσεις βιοσημάτων μέσω πολλών επαναλήψεων. Φυσικά, θα είναι αναγκαίο να γίνουν οι κατάλληλες μετατροπές και προσαρμογές της μεθόδου, με βάση τη φύση του πειράματος και το είδος του σήματος που θα καλείται να επεξεργαστεί.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ 7^{ου}

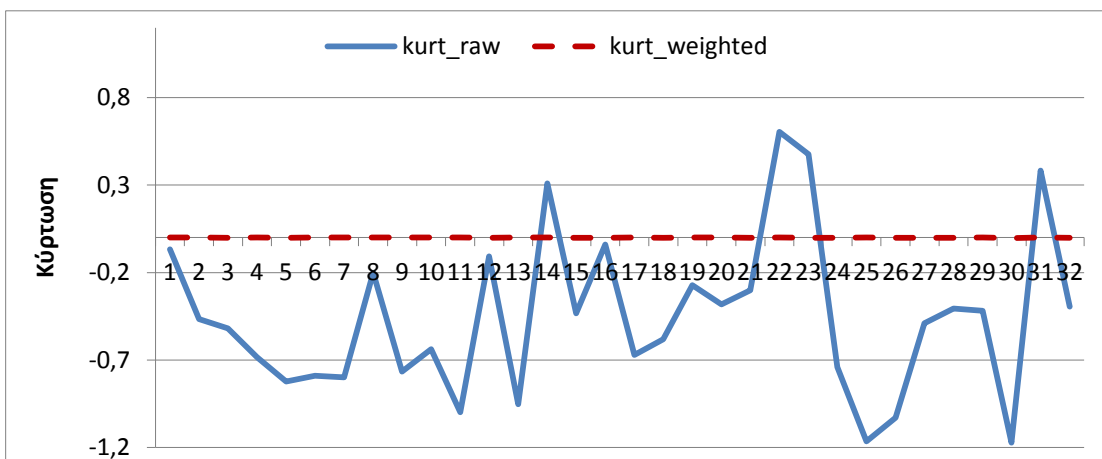
ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ - ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ

ΑΣΥΜΜΕΤΡΙΑΣ ΚΑΙ ΚΥΡΤΩΣΗΣ ΑΝΑ ΑΤΟΜΟ

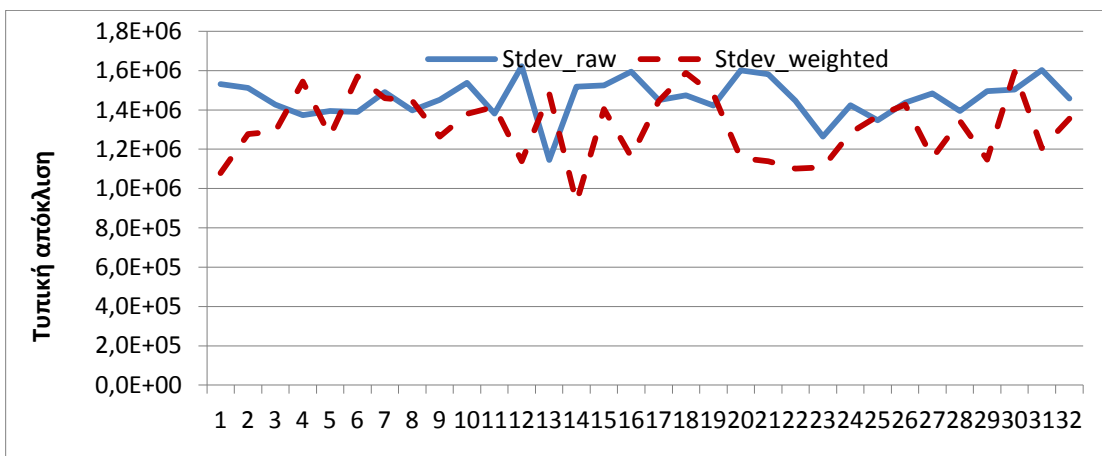
Άτομο 2



Σχήμα 56: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 2.

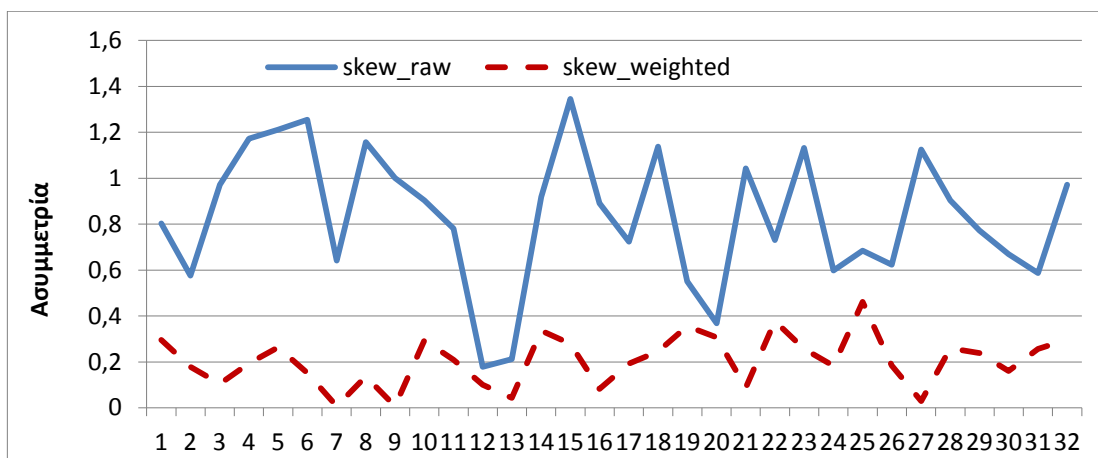


Σχήμα 57: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 2.

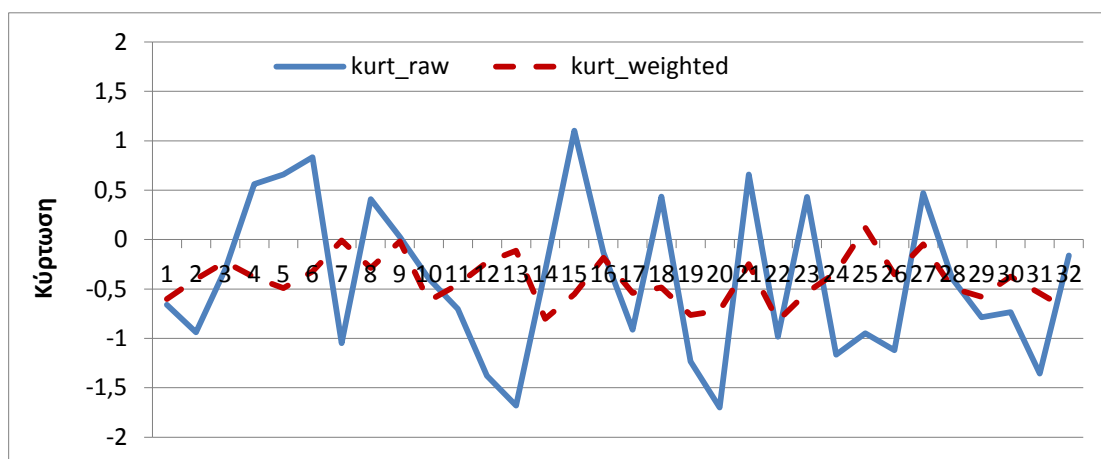


Σχήμα 58: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης – Άτομο 2.

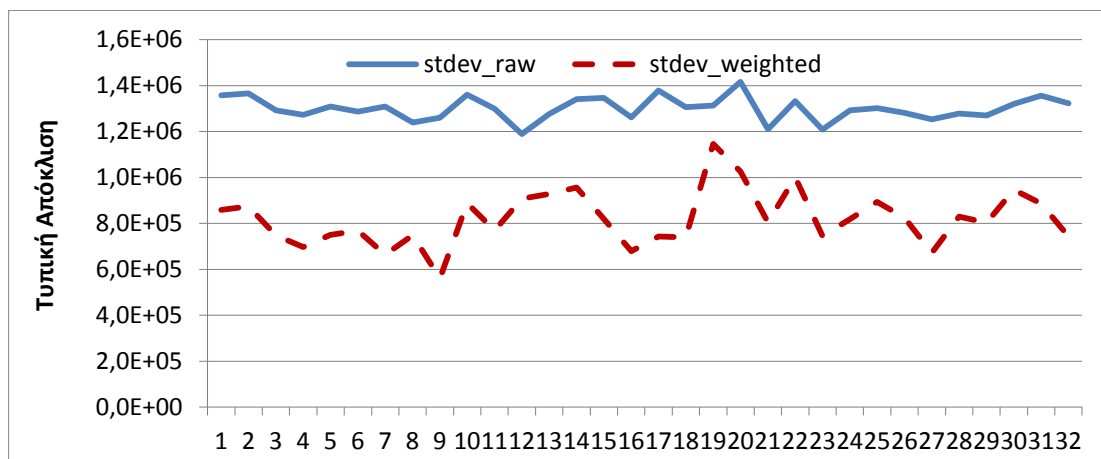
Άτομο 13



Σχήμα 59: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 13.

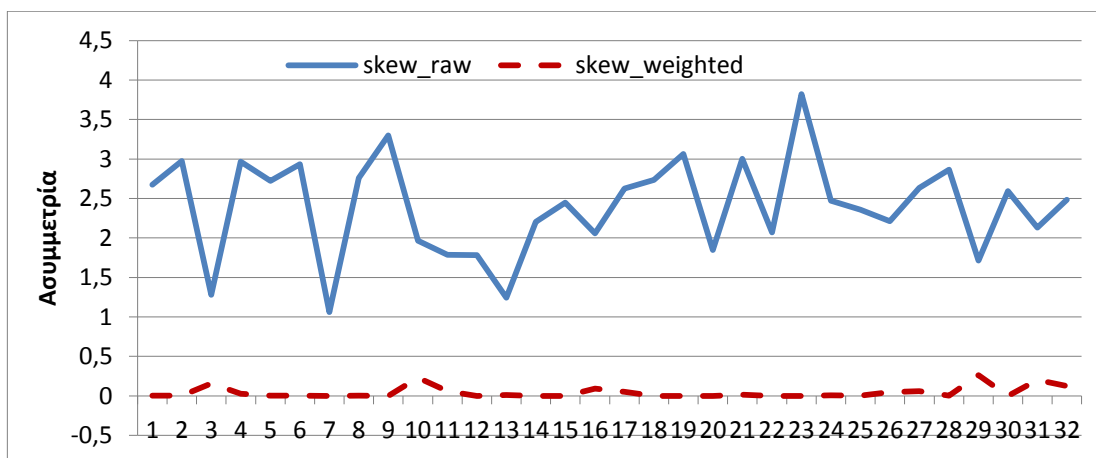


Σχήμα 60: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 13.

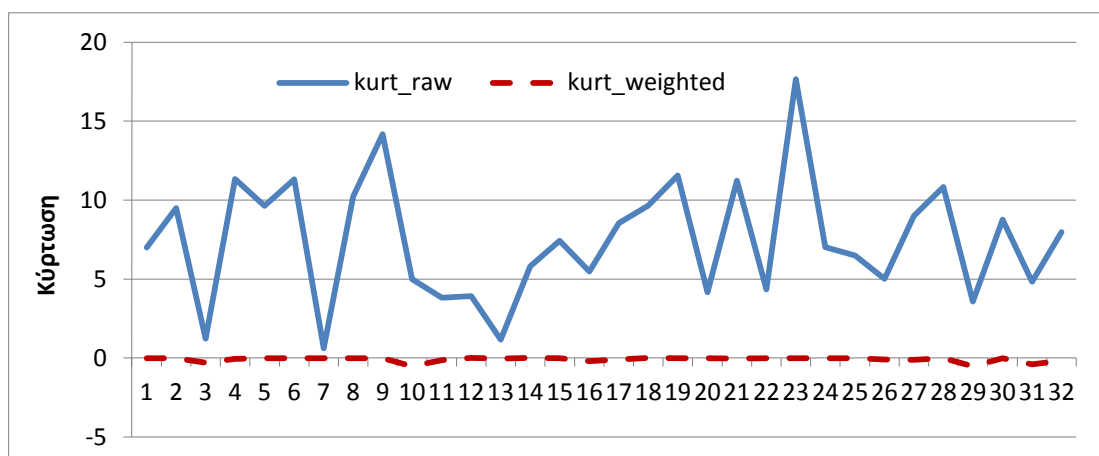


Σχήμα 61: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης – Άτομο 13.

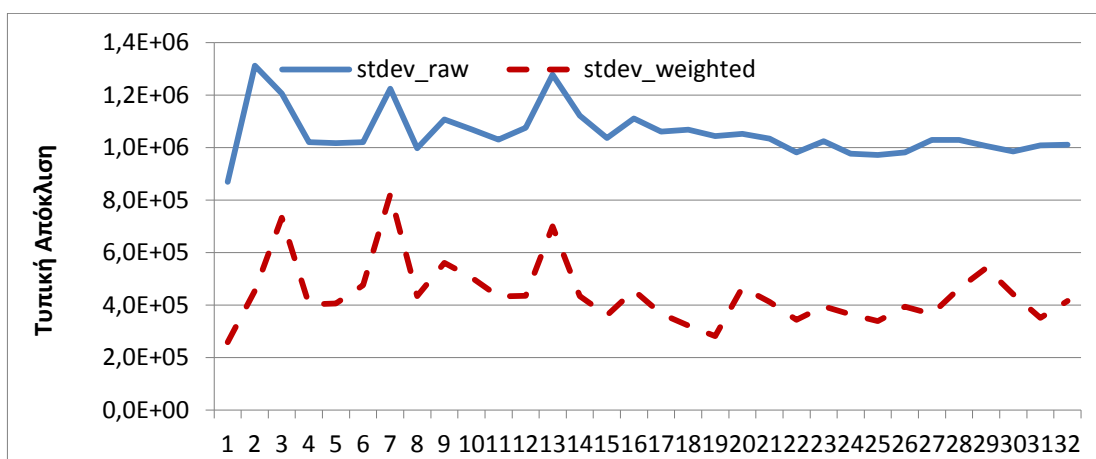
Άτομο 26



Σχήμα 62: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 26.

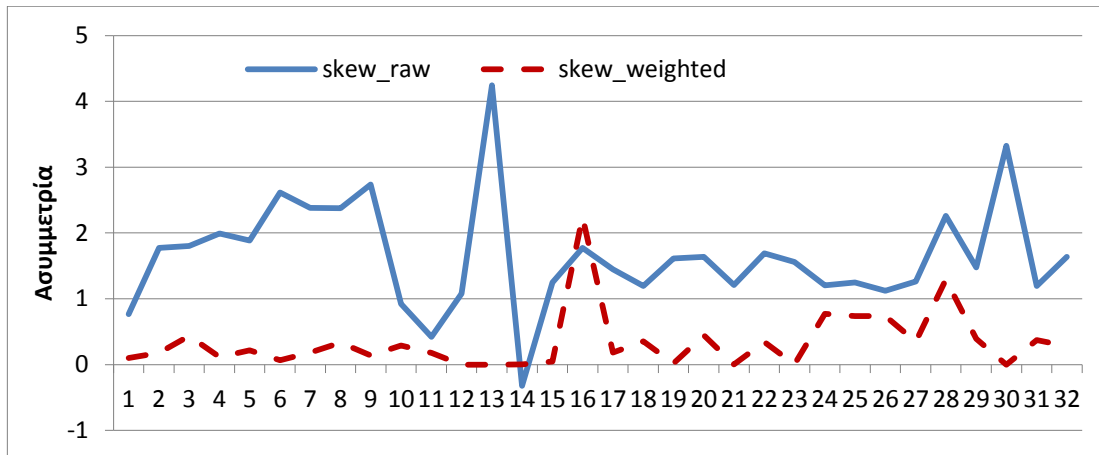


Σχήμα 63: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 26.

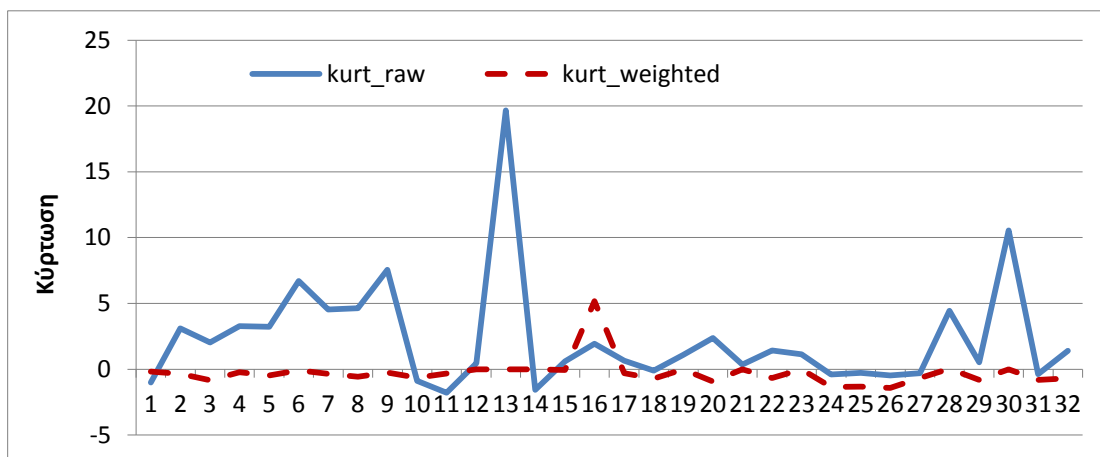


Σχήμα 64: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης – Άτομο 26.

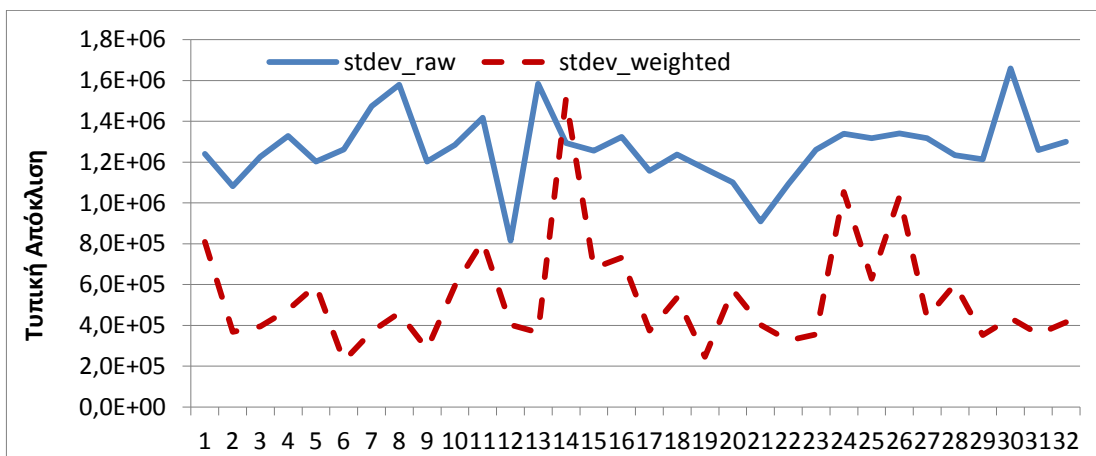
Άτομο 36



Σχήμα 65: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 36.

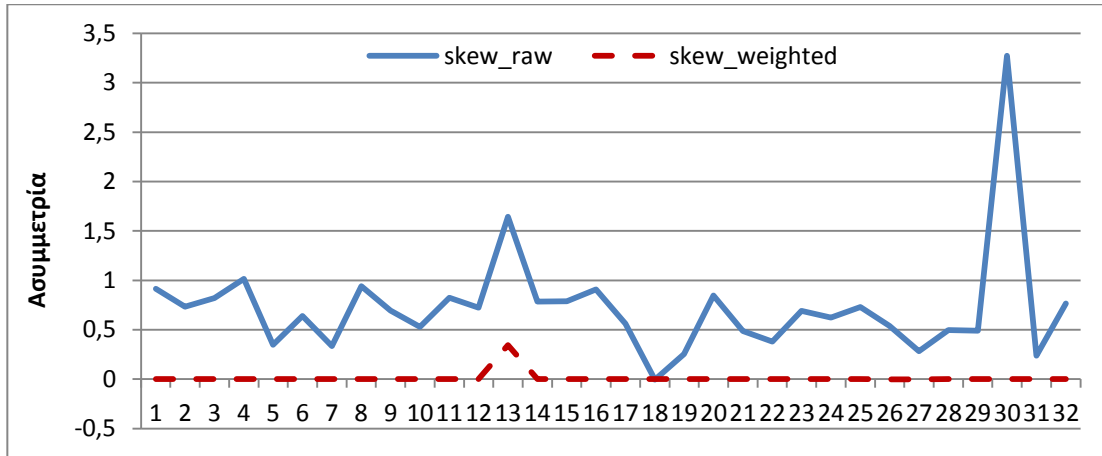


Σχήμα 66: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 36.

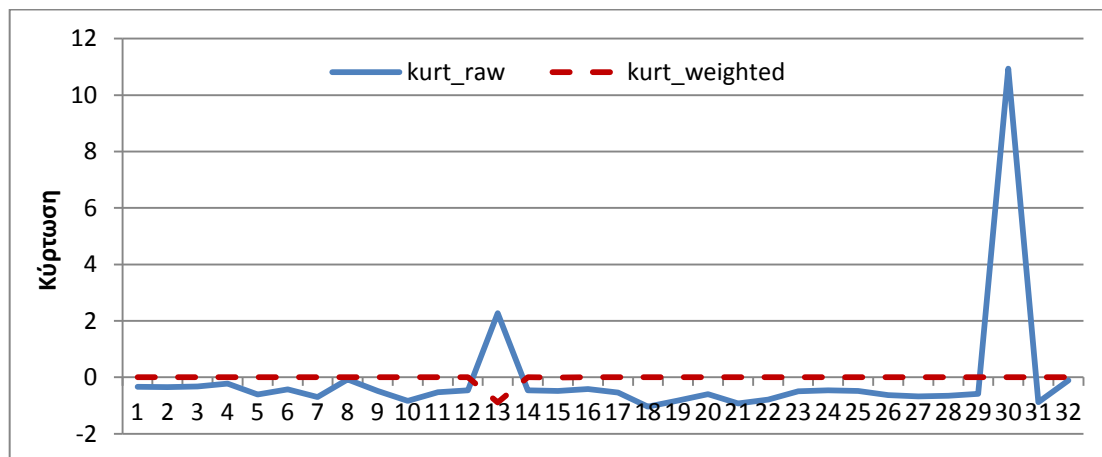


Σχήμα 67: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης – Άτομο 36.

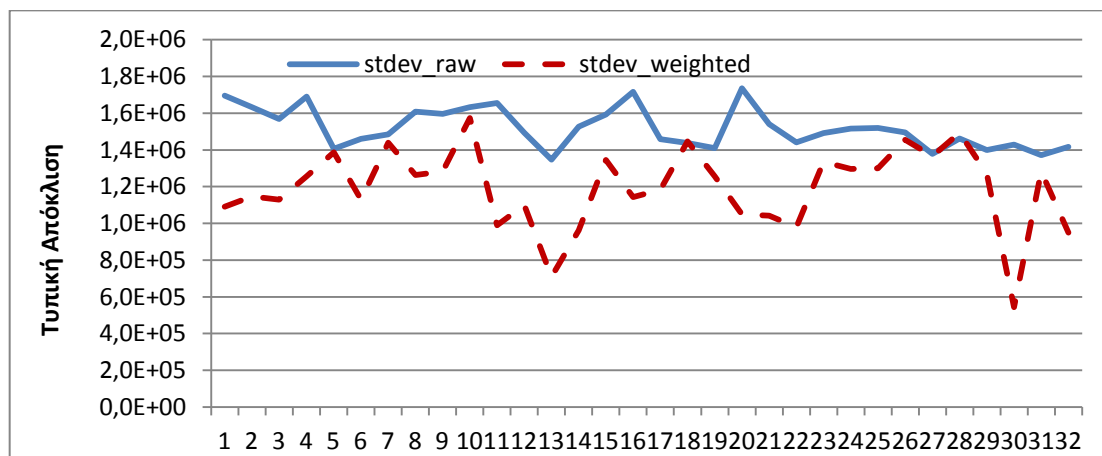
Άτομο 43



Σχήμα 68: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 43.

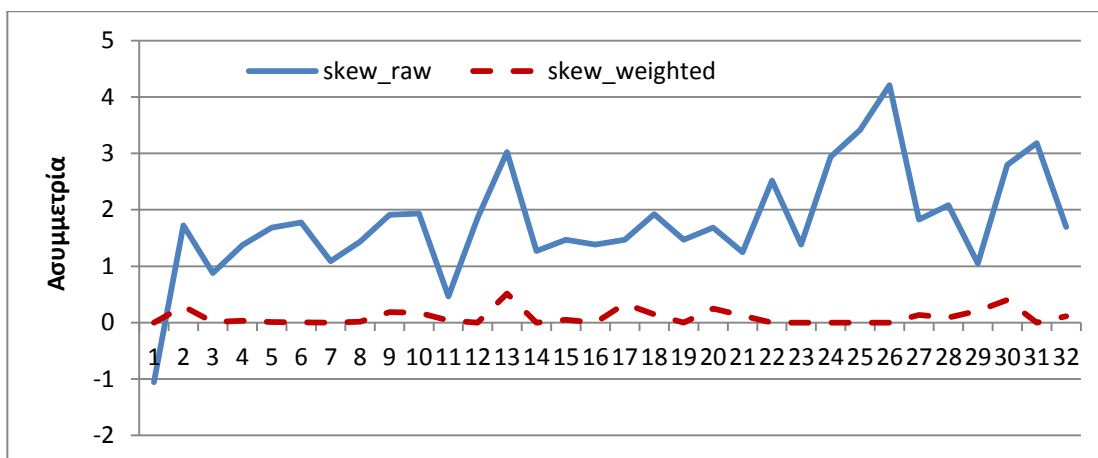


Σχήμα 69: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 43.

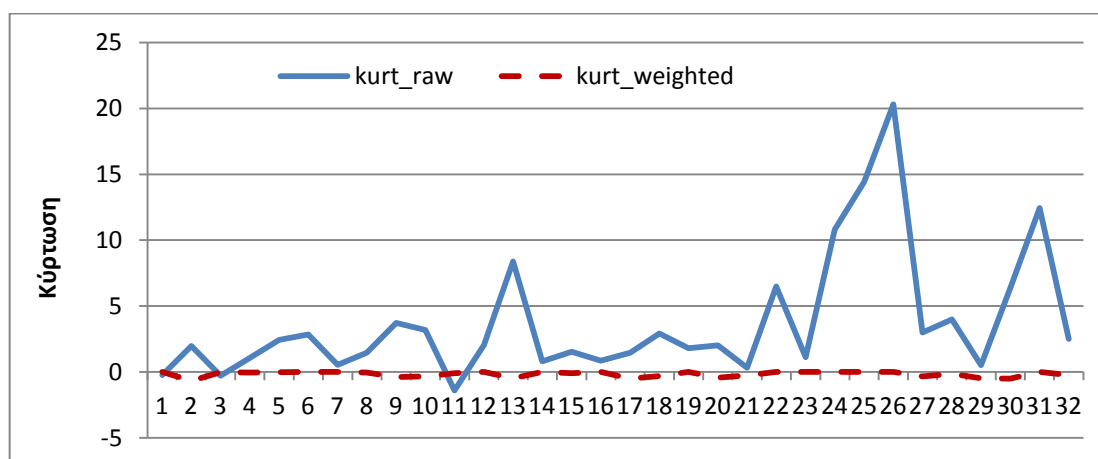


Σχήμα 70: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης – Άτομο 43.

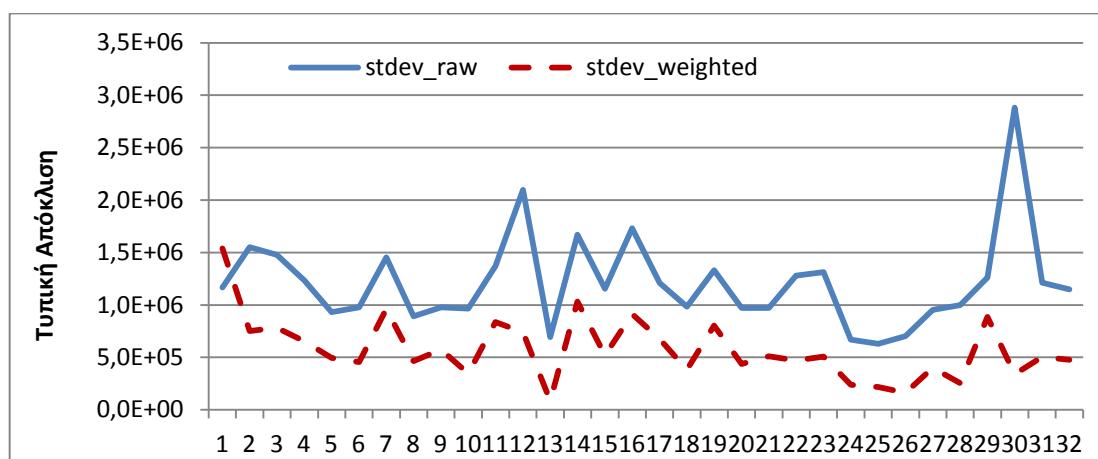
Άτομο 50



Σχήμα 71: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 50.

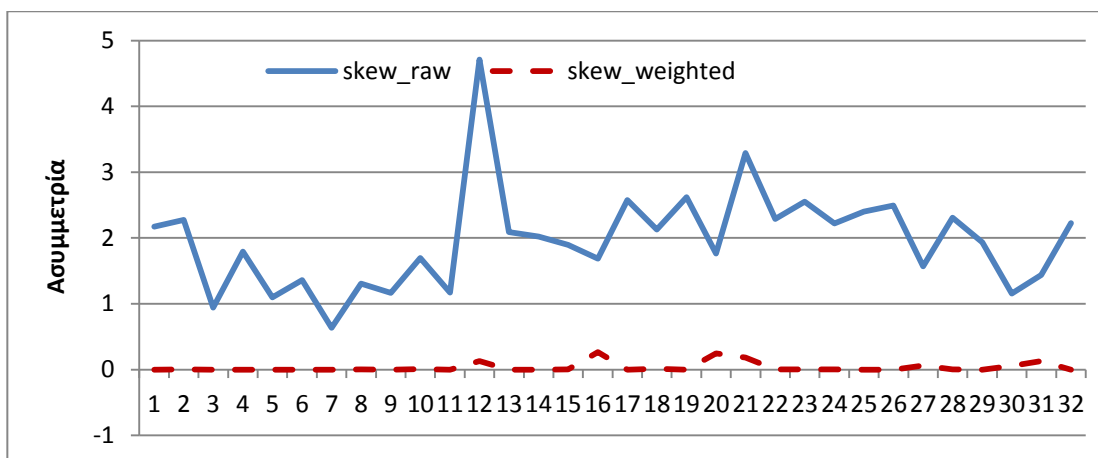


Σχήμα 72: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 50.

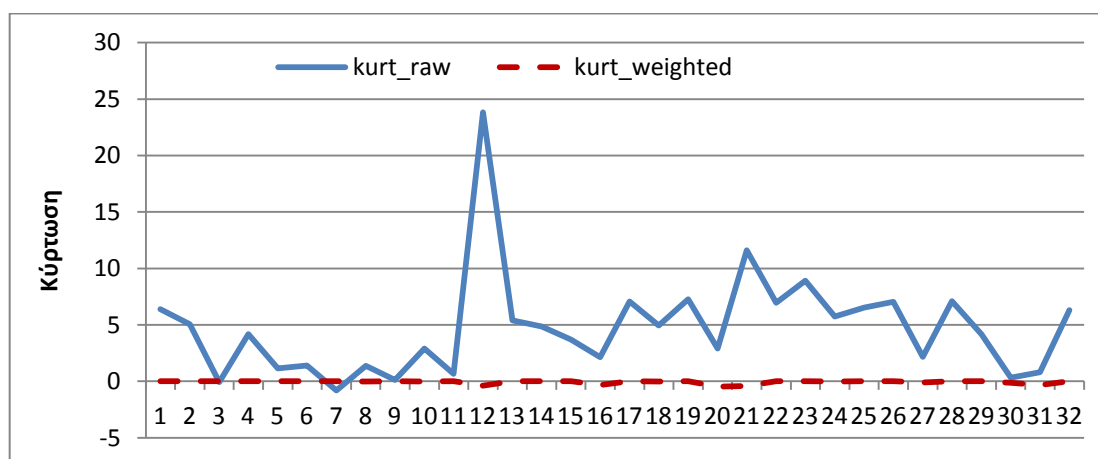


Σχήμα 73: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης – Άτομο 50.

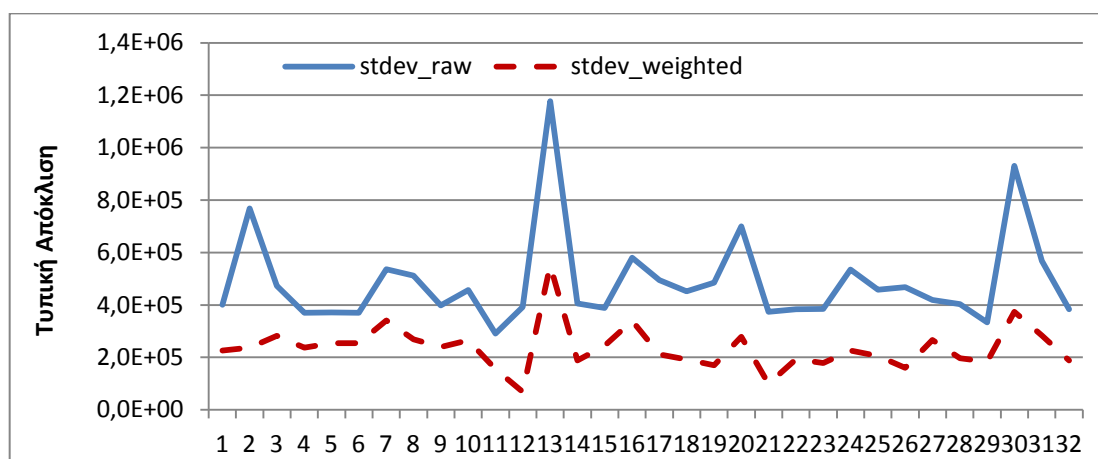
Άτομο 57



Σχήμα 74: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας – Άτομο 57.



Σχήμα 75: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης – Άτομο 57.



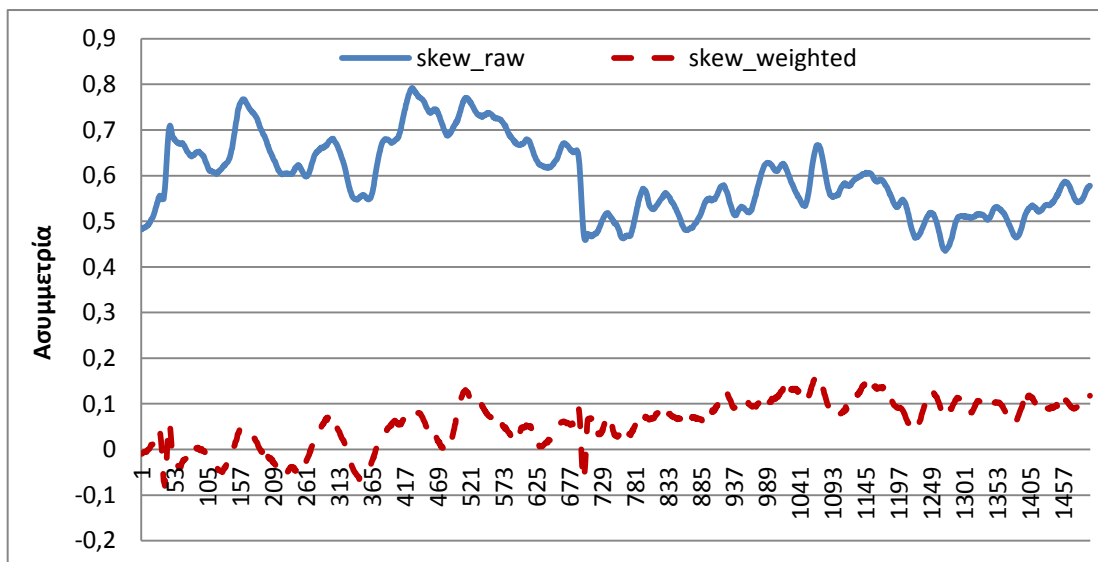
Σχήμα 76: Συγκριτικό διάγραμμα της τυπικής απόκλισης – Άτομο 57.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ 8^{ου}

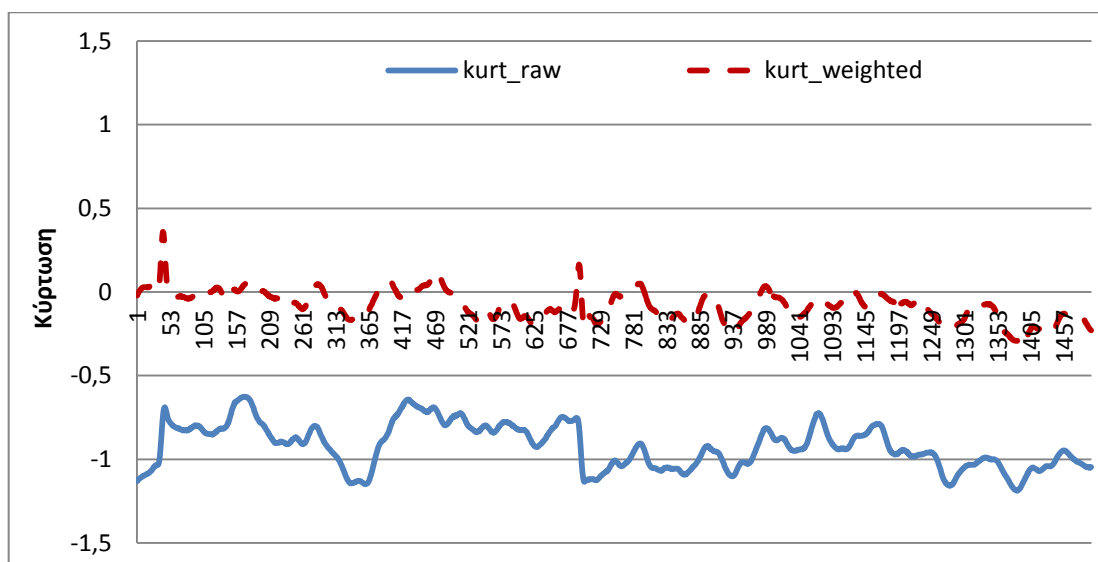
ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ - ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ

ΑΣΥΜΜΕΤΡΙΑΣ ΚΑΙ ΚΥΡΤΩΣΗΣ ΑΝΑ ΑΤΟΜΟ

Άτομο 1_OFF_Ηλεκτρόδιο 2

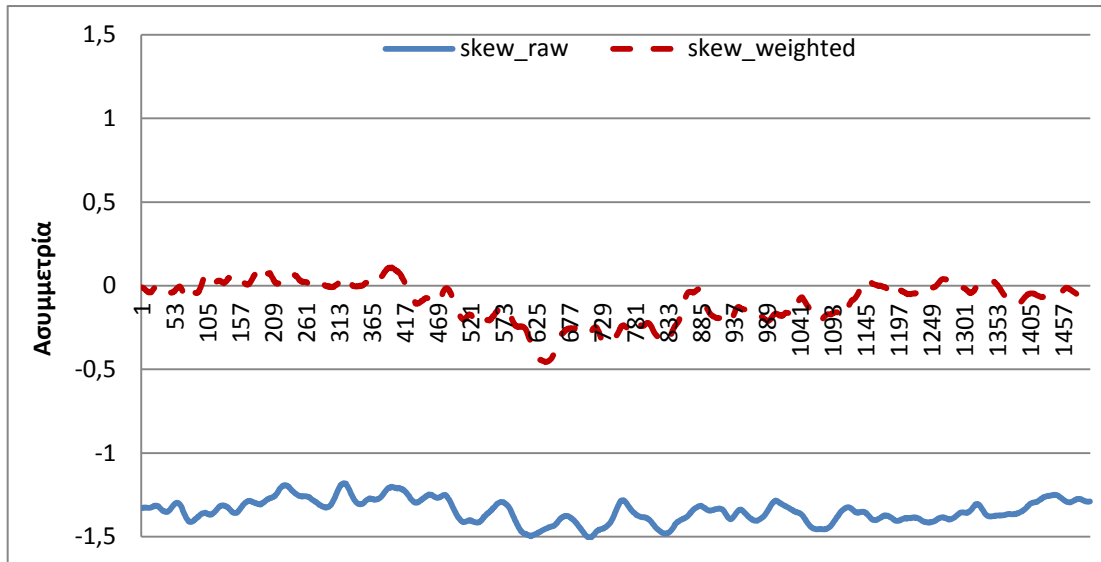


Σχήμα 77: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 1_OFF_Ηλεκτρόδιο 2.

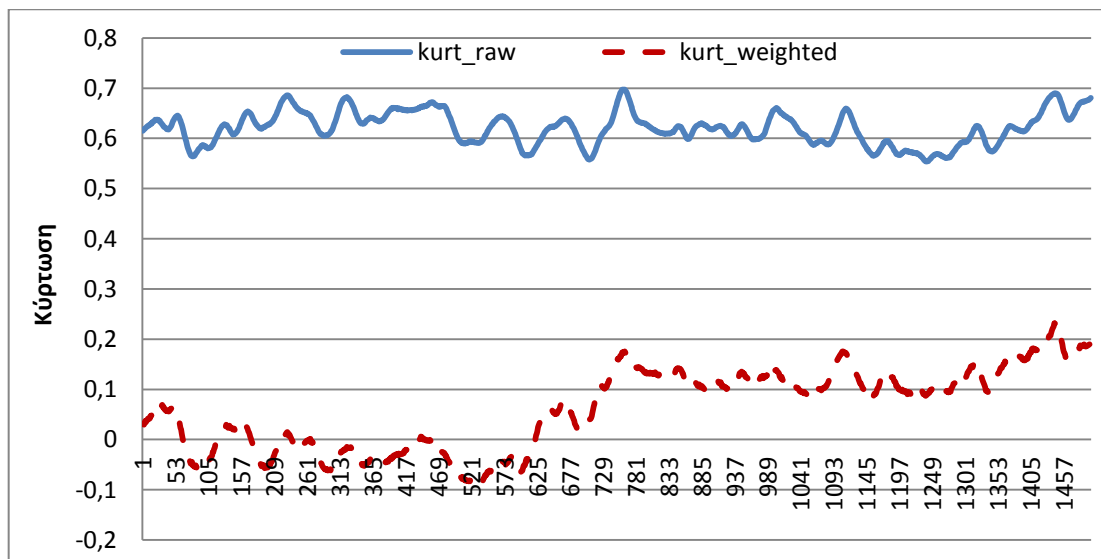


Σχήμα 78: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 1_OFF_Ηλεκτρόδιο 2.

Άτομο 1_ON_Ηλεκτρόδιο 2

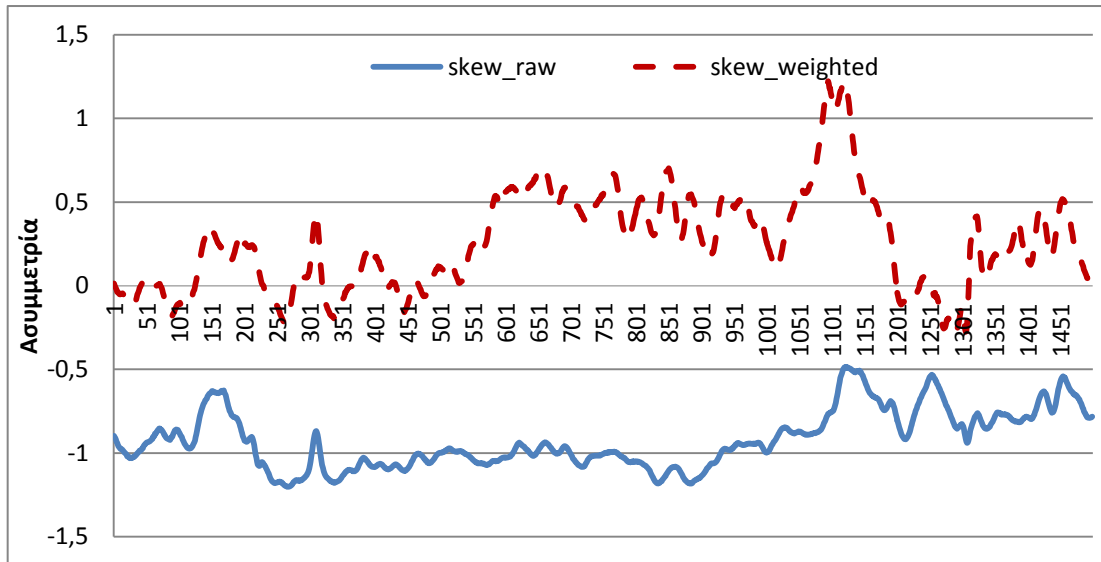


Σχήμα 79: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 1_ON_Ηλεκτρόδιο 2.

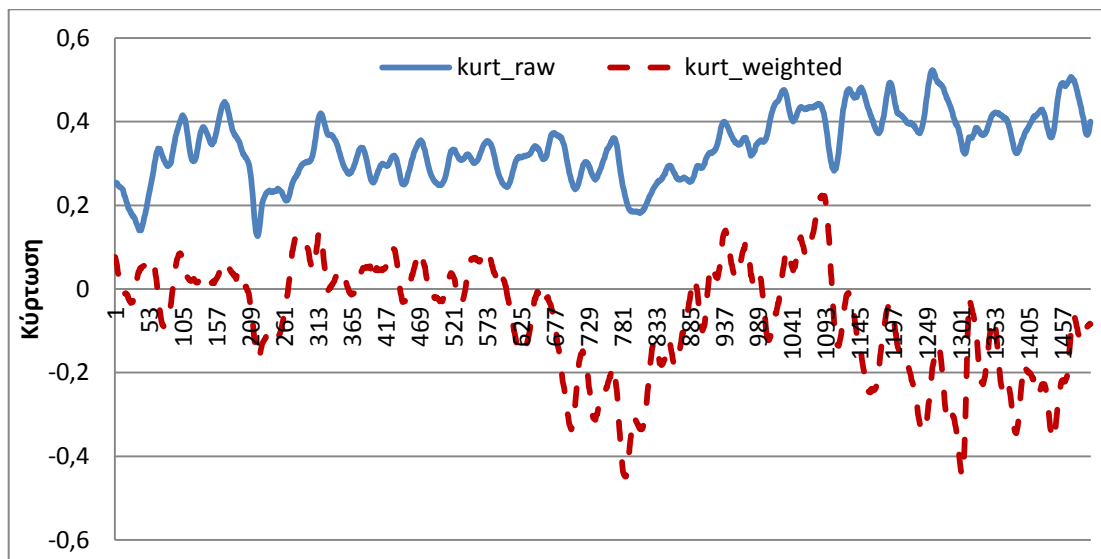


Σχήμα 80: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 1_ON_Ηλεκτρόδιο 2.

Άτομο 4_OFF_Ηλεκτρόδιο 5

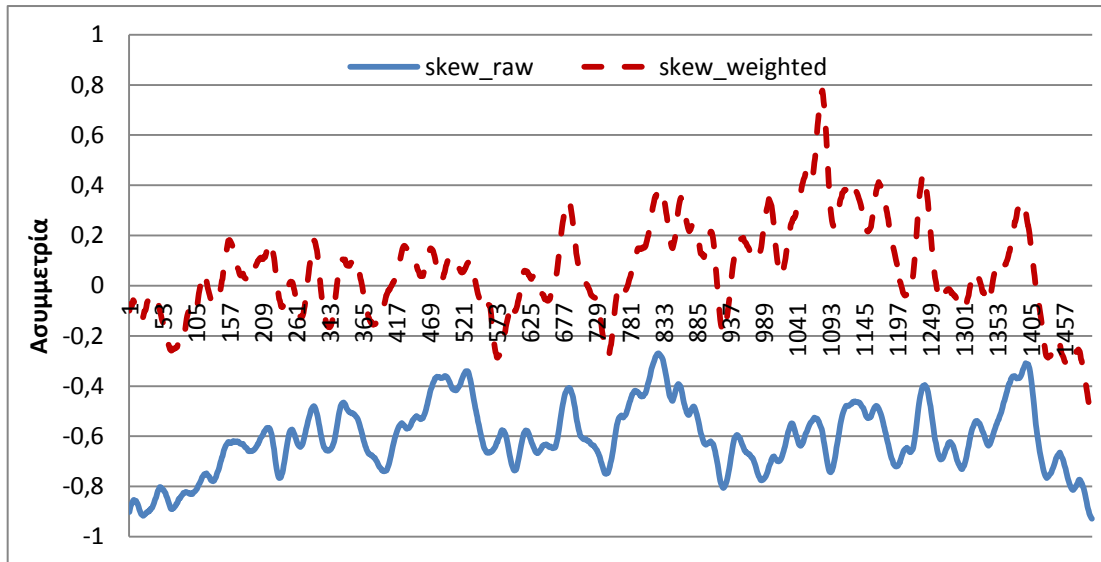


Σχήμα 81: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 4_OFF_Ηλεκτρόδιο 5.

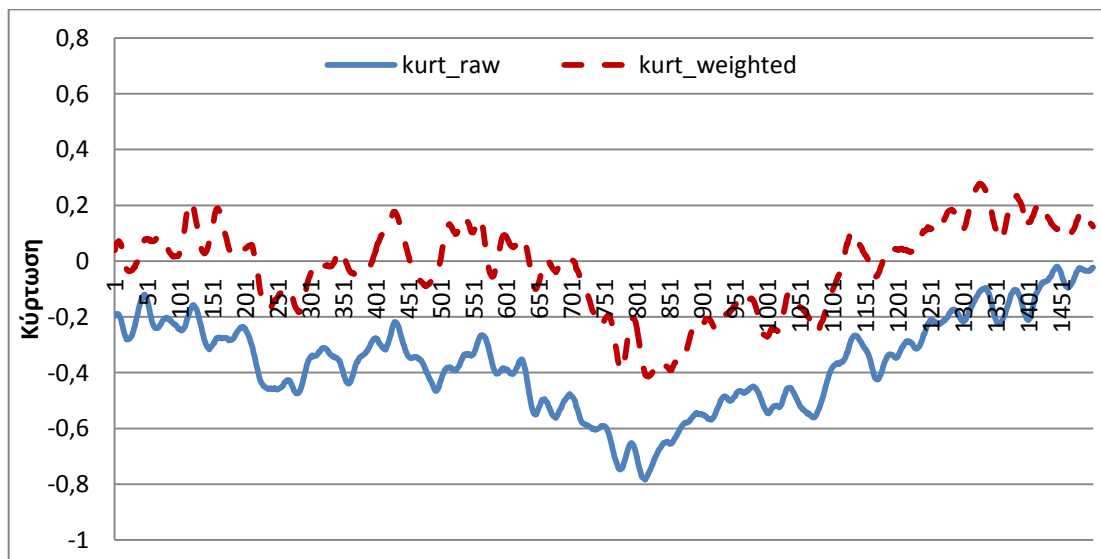


Σχήμα 82: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 4_OFF_Ηλεκτρόδιο 5.

Άτομο 4_ON_Ηλεκτρόδιο 5

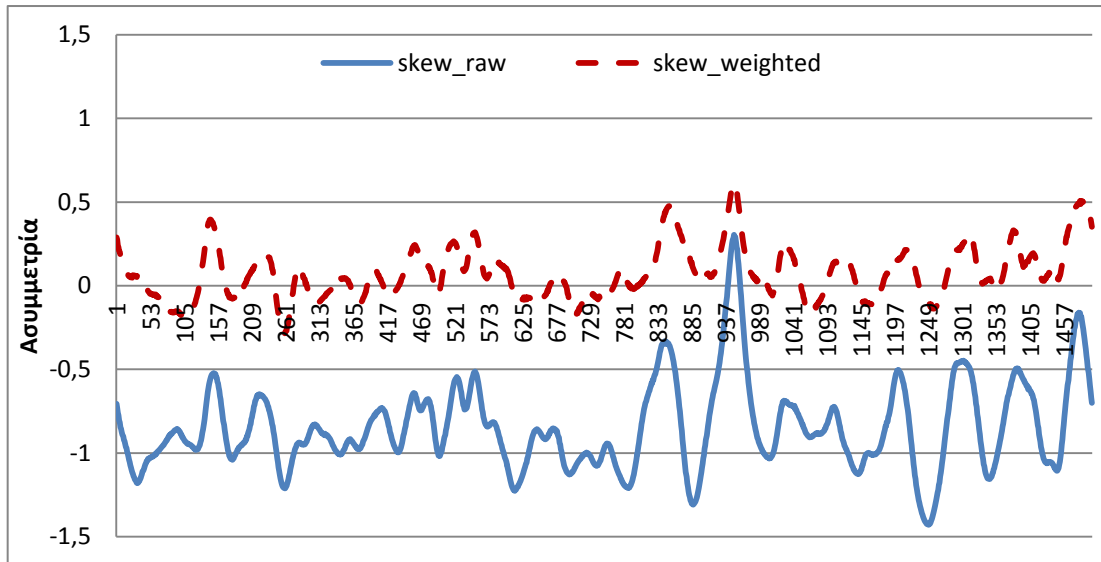


Σχήμα 83: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 4_ON_Ηλεκτρόδιο 5.

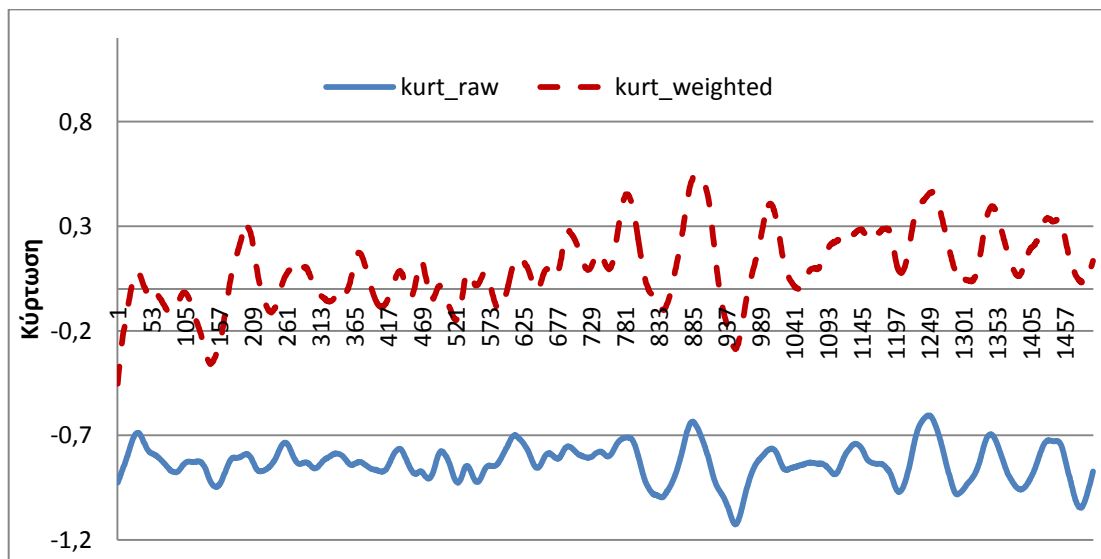


Σχήμα 84: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 4_ON_Ηλεκτρόδιο 5.

Άτομο 8_OFF_Ηλεκτρόδιο 9

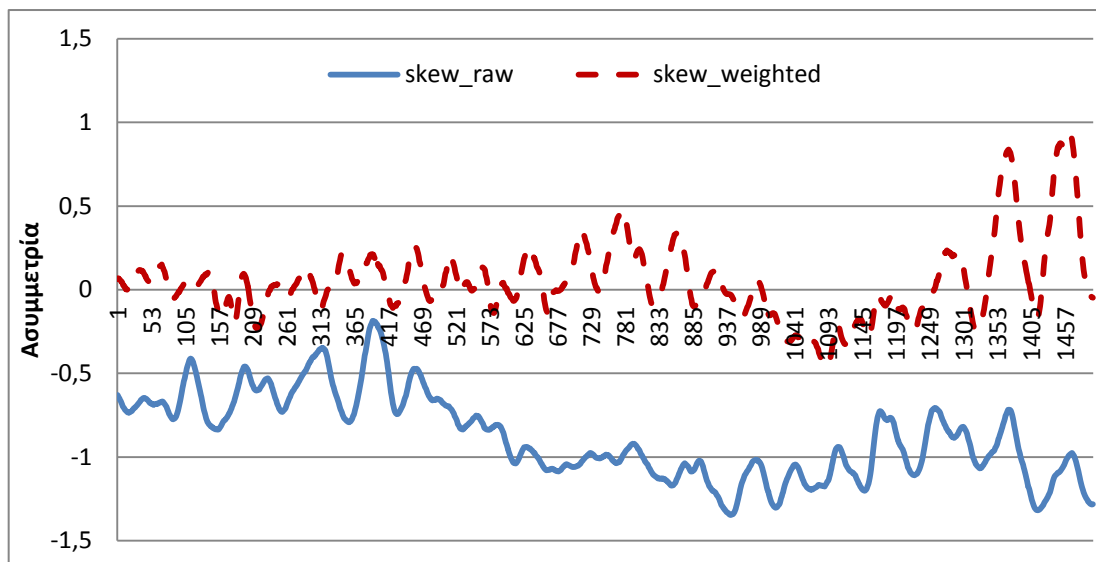


Σχήμα 85: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 8_OFF_Ηλεκτρόδιο 9.

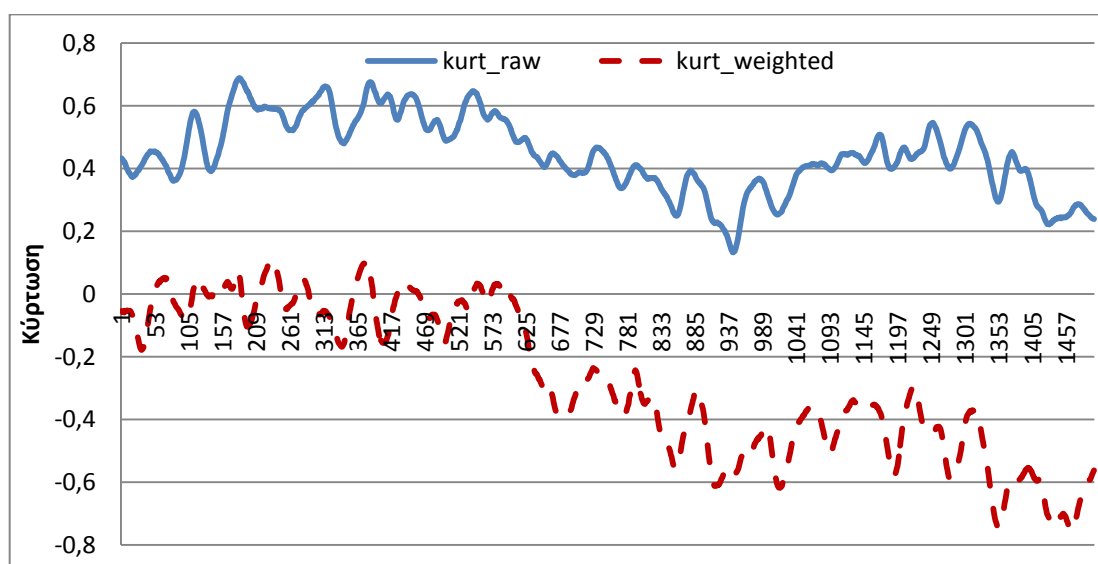


Σχήμα 86: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 8_OFF_Ηλεκτρόδιο 9.

Άτομο 10_OFF_Ηλεκτρόδιο 11

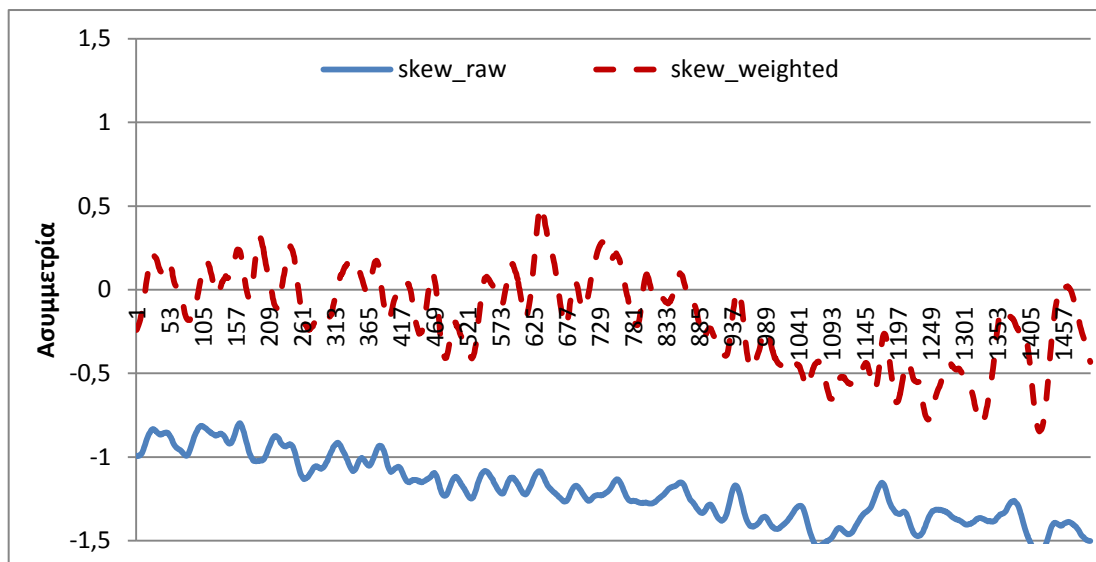


Σχήμα 87: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 10_OFF_Ηλεκτρόδιο 11.

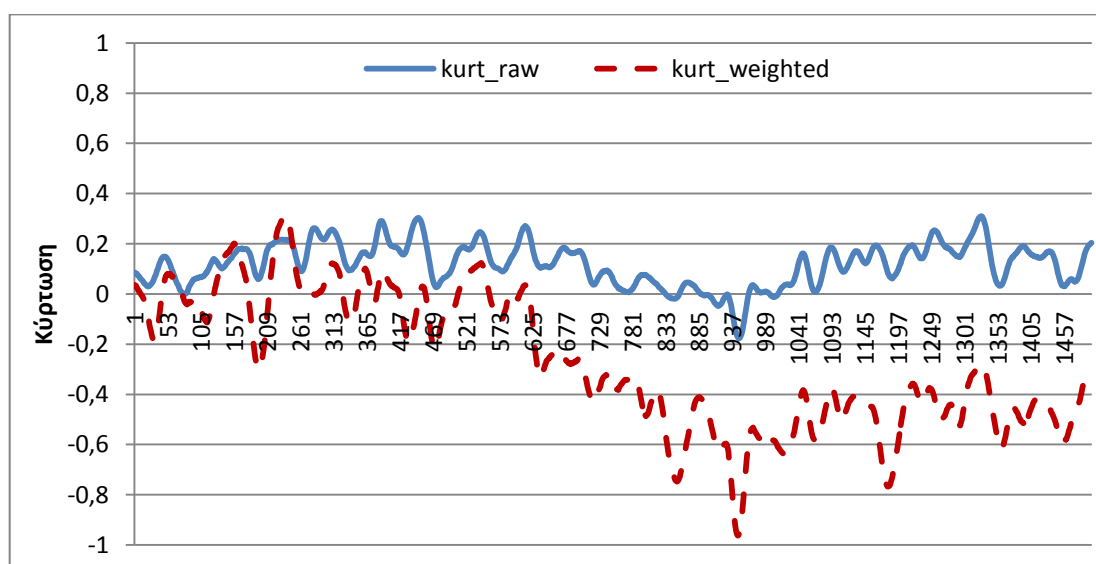


Σχήμα 88: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 10_OFF_Ηλεκτρόδιο 11.

Άτομο 10_OFF_Ηλεκτρόδιο 32

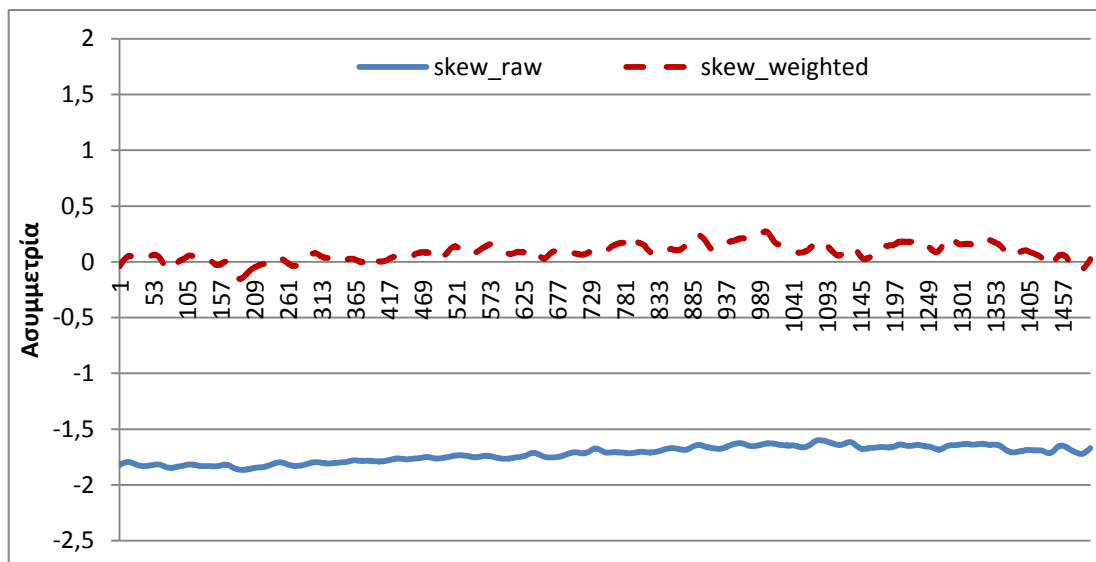


Σχήμα 89: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 10_OFF_Ηλεκτρόδιο 32.

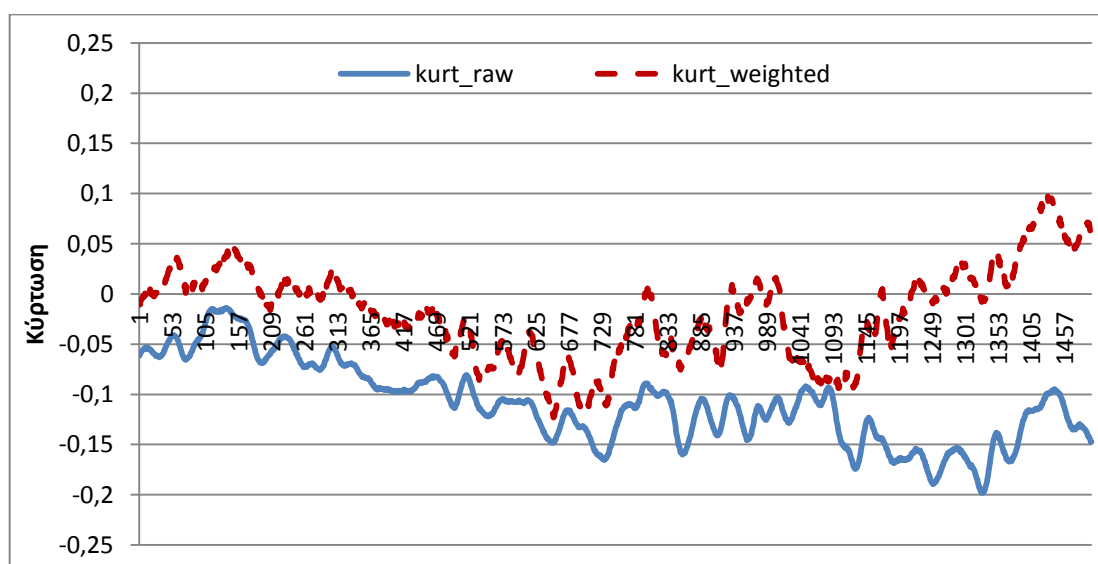


Σχήμα 90: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 10_OFF_Ηλεκτρόδιο 32.

Άτομο 11_OFF_Ηλεκτρόδιο 12



Σχήμα 91: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή ασυμμετρίας των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 11_OFF_Ηλεκτρόδιο 12.



Σχήμα 92: Συγκριτικό διάγραμμα του συντελεστή κύρτωσης των αρχικών και των σταθμισμένων δεδομένων – Άτομο 11_OFF_Ηλεκτρόδιο 12.