



ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΔΥΤΙΚΗΣ ΕΛΛΑΔΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ ΚΑΙ ΟΙΚΟΝΟΜΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΜΜΕ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΑΙ ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ
ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΣΗΜΑΤΟΣ:
ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΤΗΝ ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΗΜΑΤΩΝ
ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ**

ΕΙΡΗΝΗ ΙΩΑΝΝΙΔΟΥ

ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΚΟΥΤΡΑΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ

ΠΥΡΓΟΣ, 2017

[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

ΠΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ

Πιστοποιείται ότι η πτυχιακή εργασία με θέμα:

**«ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΑΙ ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΨΗΦΙΑΚΗΣ
ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΣΗΜΑΤΟΣ: ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΤΗΝ ΑΝΑΛΥΣΗ
ΣΗΜΑΤΩΝ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ»**

της φοιτήτριας του Τμήματος ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΜΜΕ

ΙΩΑΝΝΙΔΟΥ ΕΙΡΗΝΗΣ

A.M.: 1631

παρουσιάστηκε δημόσια και εξετάστηκε στο Τμήμα ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΜΜΕ στις

_____ / _____ / _____

Ο ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ

Ο ΠΡΟΕΔΡΟΣ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ

Δρ. ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ ΚΟΥΤΡΑΣ

Δρ. ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ ΚΟΥΤΡΑΣ
ΕΠΙΚ. ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

ΥΠΕΥΘΥΝΗ ΔΗΛΩΣΗ ΠΕΡΙ ΜΗ ΛΟΓΟΚΛΟΠΗΣ

Βεβαιώνω ότι είμαι συγγραφέας αυτής της εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της, είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχω αναφέρει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Ακόμα δηλώνω ότι αυτή η γραπτή εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά και αποκλειστικά και ειδικά για την συγκεκριμένη πτυχιακή εργασία και ότι θα αναλάβω πλήρως τις συνέπειες εάν η εργασία αυτή αποδειχθεί ότι δεν μου ανήκει.

ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΣΠΟΥΔΑΣΤΗ 1

ΑΜ

ΥΠΟΓΡΑΦΗ

.....ΙΩΑΝΝΙΔΟΥ ΕΙΡΗΝΗ

.....1631



[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστώ ιδιαίτερα τον επιβλέποντα καθηγητή μου, **Δρ. Αθανάσιο Κούτρα**, ο οποίος στάθηκε αρωγός σε όλα τα στάδια της ολοκλήρωσης της παρούσας εργασίας, μέσω της καθοδήγησης και των πολύτιμων συμβουλών που μου προσέφερε, καθώς και μέσω της ευκαιρίας να αποκομίσω εμπειρία στον τομέα της νευροπληροφορικής με την ανάθεση του συγκεκριμένου θέματος, κάνοντας ακόμη πιο έντονο το ενδιαφέρον μου για το πεδίο αυτό.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον άνθρωπο που είχε τον πιο σημαντικό ρόλο για την ολοκλήρωση του πειραματικού σταδίου: τον **Ιωάννη Ζουρίδη**, με τη βοήθεια του οποίου κατέστη δυνατή η σχεδίαση του κλινικού πρωτοκόλλου αλλά και η επιτυχημένη καταγραφή των εγκεφαλικών μετρήσεων.

Ευχαριστώ επίσης τον **Γεώργιο Καλλίρη**, για την αμέριστη συμπαράσταση του, αλλά για και το ότι με ώθησε στην ενασχόληση με το πεδίο των πολυμεσικών εφαρμογών και την διερεύνηση του κόσμου των ηλεκτρονικών παιχνιδιών.

Ένα ακόμη ευχαριστώ χρωστάω σε όλους τους **φίλους και συναδέλφους** μου που πίστεψαν σε μένα και με ενθάρρυναν σε κάθε στάδιο των σπουδών μου και συνέβαλαν με τα σχόλια, την κριτική και τις γνώσεις τους στην αντιμετώπιση των εκάστοτε δυσκολιών.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες θέλω να εκφράσω και προς **την οικογένειά μου και κυρίως τους γονείς μου Γαβριήλ και Μαρία** για την διαχρονική συμπαράστασή τους και την υλική και ηθική στήριξη των επιλογών μου.

Φυσικά, οφείλω το μεγαλύτερο "ευχαριστώ", σε όλους **εκείνους που συμμετείχαν εθελοντικά στη πειραματική διαδικασία**, δίνοντας μου την ευκαιρία να εφαρμόσω τον αλγόριθμο σε πραγματικές συνθήκες.

[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα πτυχιακή εργασία με τίτλο **"Ανάπτυξη και υλοποίηση αλγόριθμων ψηφιακής επεξεργασίας σήματος: εφαρμογή στην ανάλυση σημάτων του εγκεφάλου"** εκπονήθηκε στα πλαίσια του προγράμματος σπουδών του τμήματος **"Πληροφορικής και ΜΜΕ"**, του ΑΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας, βασιζόμενη σε ελληνική και ξένη βιβλιογραφία, καθώς και σε πρωτογενή εμπειρική έρευνα. Οι καταγραφές και όλες οι διαδικασίες του πειράματος έγιναν στο **εργαστήριο Νευροφυσιολογίας** του τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Πατρών.

Επηρεασμένη από το ενδιαφέρον μου τόσο γύρω από το πεδίο της **ανάπτυξης αλγορίθμων**, όσο και την **επεξεργασία σήματος**, και διατηρώντας πάντα μια ιδιαίτερη αγάπη για τον κόσμο των **ηλεκτρονικών παιχνιδιών**, η εργασία αυτή αποτελεί μια **προσπάθεια εφαρμογής των γνώσεων που αποκόμισα κατά τη διάρκεια των σπουδών μου**, με σκοπό τη μετατροπή τους **σε σημαντικά εφόδια για το μέλλον**.

Το έργο που ακολουθεί δεν ήταν απλά ένας **στόχος** προαπαιτούμενος για την ολοκλήρωση του κύκλου των προπτυχιακών σπουδών μου, αλλά το αποτέλεσμα μιας **πραγματικά ενδιαφέρουσας ερευνητικής πορείας** και της ολοκλήρωσης μιας πρότυπης, **πειραματικής διαδικασίας**.

Η εργασία αποτελείται από δύο μέρη: Το θεωρητικό και το πειραματικό. Στο θεωρητικό μέρος συμπεριλαμβάνονται όλες οι γνώσεις που κρίθηκε απαραίτητο να αποκτηθούν προτού προχωρήσουμε στην ανάπτυξη των αλγορίθμων, ενώ το πειραματικό μέρος πραγματεύεται τις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν στο πλαίσιο της πτυχιακής εργασίας και περιλαμβάνει τη μεθοδολογία, τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα αντίστοιχα.

Η ανάλυση που ακολουθεί απευθύνεται σε αναγνώστες ξένους προς τους τομείς της βιολογίας και της νευροφυσιολογίας και εστιάζει σε αυτές με μια μέθοδο top-down, ώστε αφενός να είναι κατανοητές από οποιονδήποτε μη ειδικό, αφετέρου να μην υπεισέργεται σε υπερβολικά λεπτομερή θέματα.

[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Αντικείμενο της παρούσας πτυχιακής εργασίας είναι η αποτίμηση των πιθανών διαφορών στις καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (ΗΕΓ) κατά τη χρήση ηλεκτρονικών παιχνιδιών (video-games) και η πιθανή συσχέτιση τους με διαφορετικά κριτήρια. Στην εργασία χρησιμοποιήθηκε ένα ερευνητικό πρωτόκολλο το οποίο εξετάζει τον τρόπο με τον οποίο η τρέχουσα υποκειμενική ψυχοσωματική κατάσταση επιδρά στη συχνότητα των εγκεφαλικών σημάτων.

Στο **πρώτο μέρος της εργασίας (κεφάλαια 1 και 2)** γίνεται μια συνοπτική αναφορά σε θέματα σχετικά με τον ανθρώπινο εγκέφαλο, το εγκεφαλογράφημα, καθώς και τη ψηφιακή επεξεργασία βιολογικών σημάτων. Παρουσιάζονται στοιχεία φυσιολογίας και η επίδραση που αυτή έχει στις καταγραφές. Γίνεται αναφορά στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τον τρόπο που παράγεται από την ηλεκτρική δραστηριότητα των νευρώνων και δίνονται βασικά στοιχεία για τον τρόπο καταγραφής, ανάλυσης και επεξεργασίας του, ως βιο-σήμα.

Στο **κεφάλαιο 3** περιγράφεται η πειραματική διαδικασία καθώς και η μετρική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε, ενώ γίνεται και παρουσίαση της επεξεργασίας των μετρήσεων μέσω του EEGlab αλλά και της εφαρμογής του αλγορίθμου με χρήση της Matlab. Τέλος, στο κεφάλαιο με τίτλο "Συμπεράσματα" παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της επεξεργασίας καθώς επίσης και τα συμπεράσματα και οι μελλοντικές επεκτάσεις της εργασίας αυτής.

Το κείμενο ολοκληρώνεται με την παράθεση της λίστας βιβλιογραφικών αναφορών αλλά και δύο συμπληρωματικών παραρτημάτων. Ενός παραρτήματος (1) που περιγράφει τους τελικούς αλγορίθμους που αναπτύχθηκαν στα πλαίσια της παρούσας πτυχιακής εργασίας και χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση και σύγκριση των καταγραφών της πειραματικής διαδικασίας, και ενός παραρτήματος (2) που περιλαμβάνει τα προφίλ (ηλικία, φύλλο και πρότερη σχέση με τα ηλεκτρονικά παιχνίδια) των εξεταζόμενων υποκειμένων καθώς και το έντυπο συναίνεσης που κλήθηκαν οι ανωτέρω να υπογράψουν.

ABSTRACT

This dissertation studies and examines the possible differences in EEG recordings when using video games and their possible correlation with a variety of different criteria. During this study was implemented a research protocol that examines how the current subjective psychosomatic condition affects the frequency of brain.

In the first part (**chapters 1 and 2**) a brief reference is made to issues related to the human brain, the encephalogram and the digital processing of biological signals. Physiological data and its effect on records are presented. Reference is made to the electroencephalogram and the way it is generated by the electrical activity of the neurons. Basic data is provided on how to record, analyze and process it as a bio-signal.

Chapter 3 describes the experimental procedure, the layout used and a presentation of EEGlab and the application of the algorithm using Matlab. The final chapter contains the results of the processing, as well as the conclusions and future extensions of this work.

A detailed bibliography list is attached, an annex (1) that includes the final algorithm developed in order to analyze and compare the experimental recordings, as well as an annex (2), containing the profiles (age, sex and previous relationship to the electronic games) of the subjects and the form of consent which was signed by each participant.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ

εγκέφαλος, ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ), ηλεκτρονικά παιχνίδια, video-games, ψηφιακή επεξεργασία σήματος, εγκεφαλικά σήματα, matlab, eeglab, brain, encephalogram, EEG, computer games, video-games, digital signal processing, brain signals

[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	vii
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	x
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	xii
ABSTRACT	xii
ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ	xiii
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	xv
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ	xviii
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ	xx
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	xxii
1 ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ ΚΑΙ ΗΕΓ	24
1.1 Ανατομία και Νευροφυσιολογία.....	24
1.1.1 Το Νευρικό Σύστημα	24
1.1.2 Ο εγκέφαλος.....	25
1.1.3 Νευρώνες και οι Νευροδιαβιβαστές	30
1.1.4 Δημιουργία Ηλεκτρικών Σημάτων.....	31
1.2 Εγκεφαλικοί Ρυθμοί.....	33
1.2.1 Συχνότητες Εγκεφαλικών Κυμάτων	33
1.2.2 Τεχνικές Απεικόνισης της Εγκεφαλικής Λειτουργίας	35
1.3 Ηλεκτροεγκεφαλογράφος	37
1.3.1 Ιστορικά στοιχεία.....	37
1.3.2 Τεχνικά και Λειτουργικά Χαρακτηριστικά.....	38
2 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ	40
2.1 Βασικά στοιχεία και ορισμοί	40
2.1.1 Βιο-σήματα και εφαρμογές.....	40
2.2 Λήψη Βιολογικών Σημάτων	41
2.2.1 Διαδικασία Καταγραφής.....	41
2.3 Ψηφιακή Επεξεργασία	48
2.3.1 Ψηφιακά Φίλτρα	48
3 ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ: ΚΩΔΙΚΑΣ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΓΗ	57
3.1 Περιβάλλον ανάπτυξης.....	57

3.2	Πειραματική διαδικασία	58
3.2.1	Εκτέλεση Πειράματος.....	58
3.2.2	Ηλεκτρονικά Παιχνίδια.....	59
3.3	Ανάλυση Δεδομένων	64
3.3.1	Εφαρμογή Αλγορίθμου (1) BandPower.....	64
3.3.2	Εφαρμογή Αλγορίθμου (2) VisualizeTopo.....	66
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ		71
ΑΝΑΦΟΡΕΣ.....		73
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1: ΚΩΔΙΚΑΣ		76
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2: ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ ΕΘΕΛΟΝΤΩΝ		79

[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1.1 Το ανθρώπινο Νευρικό Σύστημα.....	25
Εικόνα 1.2 Ο διεγκεφάλος ή έσω εγκέφαλος.....	26
Εικόνα 1.3 Περιοχές Wernicke και Broca	26
Εικόνα 1.4 Ο έλεγχος διαφόρων τμημάτων του σώματος, σύμφωνα με τον Penfield	27
Εικόνα 1.5 Ο ανθρώπινος εγκέφαλος	28
Εικόνα 1.6 Ο Σχηματικό διάγραμμα της δομής ενός τυπικού νευρώνα.....	30
Εικόνα 1.7 Επικοινωνία νευρώνων μέσω σύναψης	31
Εικόνα 1.8 Δυναμικό δράσης νευρώνα από καταγραφή με παλμογράφο.....	32
Εικόνα 1.9 Εγκεφαλικό κύμα (α) σε κατάσταση επαγρύπνησης και εγρήγορσης και (β) σε κατάσταση βαθύ ύπνου.....	33
Εικόνα 1.10 Η απεικόνιση όγκου στην περιοχή του εγκεφάλου με χρήση (α) CT και.....	36
Εικόνα 1.11 Βασική λειτουργία ηλεκτροεγκεφαλογράφου	36
Εικόνα 1.12 Οι πρώτες μετρήσεις με ηλεκτροεγκεφαλογράφο από τον Hans Berger.....	37
Εικόνα 1.13 Σύγχρονος ηλεκτροεγκεφαλογράφος σε λειτουργία.....	38
Εικόνα 1.14 Κίνηση θετικών φορτίων από το εξωκυττάριο χώρο στον ενδοκυττάριο.....	39
Εικόνα 2.1 Διαδικασία λήψης βιολογικών σημάτων	41
Εικόνα 2.2 Απεικόνιση ενός (α) αναλογικού σήματος $f(t)$ και του αντίστοιχου (β) σήματος $f_s(t)$ διακεκριμένου χρόνου.....	43
Εικόνα 2.3 (α) Θεωρητική δειγματοληψία και (β) μετασχηματισμός Fourier $F(\omega)$	44
Εικόνα 2.4 Μετασχηματισμός Fourier της $f_s(t)$ στο πεδίο ω	44
Εικόνα 2.5 Φάσμα ΗΕΓ (α) με παρουσία θορύβου στα 50 Hz και (β) με επικάλυψη στη συνιστώσα των 30Hz του διακριτού σήματος, για συχνότητα δειγματοληψίας στα 80Hz.	45
Εικόνα 2.6 Περιοδικός παλμός $p(t)$, διάρκειας τ , πλάτους A και περιόδου T_s	46
Εικόνα 2.7 Το πληροφοριακό σήμα $s(t)$ και (β) το αποτέλεσμα της φυσικής δειγματοληψίας αυτού...46	
Εικόνα 2.8 Γενικό διάγραμμα ενός ψηφιακού φίλτρου. Από το σήμα εισόδου $x(n)$, μέσω του μετασχηματισμού $T[.]$ που προσδιορίζει το φίλτρο, προκύπτει το ψηφιακό σήμα εξόδου $y(n)$...49	
Εικόνα 2.9 Bandforms διαφορετικών γραμμικών φίλτρων.....	50
Εικόνα 3.1 Το περιβάλλον της προγραμματιστικής γλώσσας Matlab.	57
Εικόνα 3.2 Στιγμιότυπο από το παιχνίδι Tetris 1.7	63
Εικόνα 3.3 Στιγμιότυπο από το παιχνίδι Counter Strike 1.6.....	63
Εικόνα 3.4 Εφαρμογή Αλγορίθμου (1), στις καταγραφές του πρώτου υποκειμένου.....	64
Εικόνα 3.5 Εφαρμογή Αλγορίθμου (1), στις καταγραφές του δεύτερου υποκειμένου	65
Εικόνα 3.6 Εφαρμογή Αλγορίθμου (1), στις καταγραφές του τρίτου υποκειμένου.....	65
Εικόνα 3.7 Εφαρμογή Αλγορίθμου (1), στις καταγραφές του τέταρτου υποκειμένου	66
Εικόνα 3.8 Εφαρμογή Αλγορίθμου (2), για τις καταγραφές του πρώτου εθελοντή.....	67
Εικόνα 3.9 Εφαρμογή Αλγορίθμου (2), για τις καταγραφές του δεύτερου εθελοντή	68
Εικόνα 3.10 Εφαρμογή Αλγορίθμου (2), για τις καταγραφές του τρίτου εθελοντή.....	69
Εικόνα 3.11 Εφαρμογή Αλγορίθμου (2), για τις καταγραφές του τέταρτου εθελοντή	70

[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1.1 Πίνακας γνωστών εγκεφαλικών κυμάτων και πιθανών νοητικών καταστάσεων	33
Πίνακας 2.1 Στοιχεία και Διάρκεια Καταγραφών	59
Πίνακας 2.2 Πίνακας Σχετικών Βιβλιογραφικών Αναφορών.....	60
Πίνακας Παραρτήματος 1 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα ερωτηματολογίου σχετικά με το προφίλ των εθελοντών	79

[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η λειτουργία του εγκεφάλου και η συσχέτιση των εγκεφαλικών ρυθμών με τη ψυχοσωματική κατάσταση αποτελούν θέματα με τα οποία ασχολούνται κατά καιρούς πολλοί ερευνητές, διαφορετικών κλάδων, έχοντας ως αποτέλεσμα τον συνεχώς αυξανόμενο αριθμό ερευνών που σκοπό έχουν να προσδιορίσουν την ύπαρξη και τη φύση των συνειδητών και μη διαδικασιών.

Ο τομέας της νευροεπιστήμης αποτελεί την κύρια πηγή γνώσης και μελέτης του ανθρώπινου εγκεφάλου αλλά και του νευρικού συστήματος, και στηρίζεται σε πολύ μεγάλο βαθμό στη χρήση της τεχνολογίας και των εργαλείων που αυτή προσφέρει, τόσο για την καταγραφή των διεργασιών που εκτελούνται στο ανθρώπινο σώμα, όσο και για την ανάλυση τους.

Δεδομένης της αυξανόμενης δημοτικότητας των ηλεκτρονικών παιχνιδιών αλλά και της συνεχούς διεύρυνσης του ερευνητικού πεδίου γύρω από αυτά, γίνεται όλο και πιο έντονη η ανάγκη συσχέτισης τους με τις γνωστικές λειτουργίες αλλά και τη γενικότερη επιρροή τους στην ανθρώπινη ύπαρξη και συμπεριφορά.

Αρκεί κανείς να αναλογιστεί το γεγονός πως την τελευταία εικοσαετία τα ηλεκτρονικά παιχνίδια έχουν γίνει κομμάτι της καθημερινότητας για πάνω από 1.8 δισεκατομμύρια ανθρώπους παγκοσμίως (Entertainment Software Association, 2016), ώστε να κατανοήσει το γιατί αυτά θεωρούνται το νούμερο ένα αντικείμενο όχι μόνο ψυχαγωγίας, αλλά και εκτεταμένης επιστημονικής έρευνας.

Αναμφίβολα, λοιπόν, τα ηλεκτρονικά παιχνίδια, ή αλλιώς... τα video games, αποτελούν μια πραγματικότητα, με τις μελέτες γύρω από αυτά άλλοτε να κάνουν λόγο για το τέλειο μέσο ανάπτυξης των γνωστικών δεξιοτήτων και δημιουργικότητας, ενώ άλλοτε να επισημαίνουν το κίνδυνο αύξησης της επιθετικής συμπεριφοράς και τη σταδιακή απευαισθητοποίηση στη βία.

Πόσο σημαντική είναι όμως τελικά η επιρροή τους; Ποιές χρήσιμες πληροφορίες μπορούμε άραγε να αποκτήσουμε για την επίδραση τους στον εγκέφαλο; Ποιοί τρόποι υπάρχουν διαθέσιμοι ώστε την καθορίσουμε; Αυτά είναι τα βασικά ερωτήματα στα οποία καλείται να απαντήσει η παρούσα εργασία, μέσα από την ανάπτυξη σημαντικών εργαλείων, όπως οι αλγόριθμοι και οι υπολογιστικές μέθοδοι για την εξαγωγή των τελικών συμπερασμάτων.

"Perceive that which cannot be seen with the eye."

Shigeru Miyamoto, Game Designer

"Ta videogames αλλάζουν το μυαλό σου."

C. Shawn Green, Ψυχολόγος, Πανεπιστήμιο του Wisconsin

[Αυτή η σελίδα είναι κενή]

1 ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ ΚΑΙ ΗΕΓ

Διαχωρίζει τον άνθρωπο από τα υπόλοιπα είδη , επιτρέποντας μας να καταφέρνουμε "θαύματα", όπως το να περπατάμε στο φεγγάρι αλλά και να δημιουργούμε αριστουργήματα της λογοτεχνίας, της μουσικής και της τέχνης.

"Ψυχρός σπόγγος" κατά τον Αριστοτέλη και "φορέας κατανόησης" σύμφωνα με τον Ιπποκράτη. Η λειτουργία του την εποχή του ηλεκτρισμού, παρομοιάζεται με ένα πολύπλοκο ηλεκτρικό κύκλωμα , την εποχή της μικροβιολογίας με ένα σύνθετο χημικό εργαστήριο και τέλος, στην σύγχρονη εποχή των υπολογιστών, με μια κβαντική υπέρ-μηχανή. Κι όμως, ο είναι πολύ πιο σύνθετος από όλες τις παραπάνω συσκευές, κάτι που επιβεβαιώνεται, με την παγκόσμια επιστημονική κοινότητα να φέρνει καθημερινά στο φως νέα στοιχεία για τη λειτουργία του.

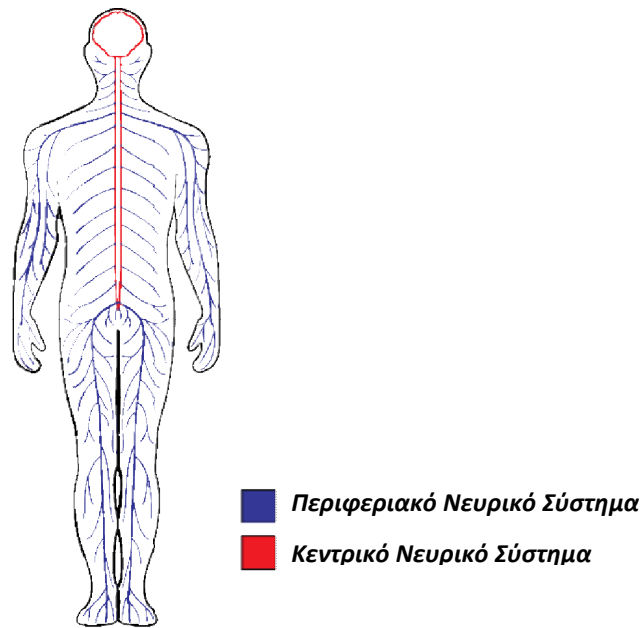
Οι ακριβείς δυνατότητες του μέχρι και σήμερα δεν είναι γνωστές, αλλά αποτελεί χωρίς αμφιβολία το πλέον πολύπλοκο δημιούργημα της φύσης. Εκατό δισεκατομμύρια νευρώνες συνδυάζονται για να δημιουργήσουν ένα σύνθετο όργανο που ζυγίζει περισσότερο από 1,36 κιλά και ελέγχει όλες τις ανθρώπινες λειτουργίες, από τους καρδιακούς σφυγμούς μέχρι και την ικανότητα μάθησης.

1.1 Ανατομία και Νευροφυσιολογία

1.1.1 Το Νευρικό Σύστημα

Το Περιφερικό Νευρικό Σύστημα περιλαμβάνει από όλα τα νεύρα, που εξέρχονται από το κεντρικό νευρικό σύστημα και διακλαδίζονται σε όλο το σώμα. Αποτελείται από τους νευρώνες και τα νευρογάγγλια και **υποδιαιρείται στο σωματικό νευρικό σύστημα και το αυτόνομο νευρικό σύστημα**. Το σωματικό νευρικό σύστημα είναι το τμήμα που αλληλεπιδρά με το εξωτερικό περιβάλλον. Αποτελείται από **προσαγωγή** (κεντρομόλα) νεύρα που μεταφέρουν αισθητικά σήματα από το δέρμα, τους σκελετικούς μυς, τους συνδέσμους, τα μάτια, τα αυτιά και τα λοιπά, προς το κεντρικό νευρικό σύστημα και **απαγωγή** (φυγόκεντρα) νεύρα που μεταφέρουν κινητικά σήματα από το κεντρικό νευρικό σύστημα στους σκελετικούς μυς. Το αυτόνομο νευρικό σύστημα είναι το τμήμα του περιφερικού νευρικού συστήματος που ρυθμίζει το εσωτερικό περιβάλλον του σώματος. Αποτελείται από τα προσαγωγή νεύρα που μεταφέρουν αισθητικά σήματα από τα εσωτερικά όργανα στο κεντρικό νευρικό σύστημα και τα απαγωγή νεύρα που μεταφέρουν κινητικά σήματα από το Κεντρικό νευρικό σύστημα στα εσωτερικά όργανα..

Το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα, που αποτελείται από τον εγκέφαλο και το νωτιαίο μυελό, λαμβάνει τις πληροφορίες από το περιφερικό νευρικό σύστημα και τις αισθήσεις, συντονίζει την κίνηση και είναι το κέντρο της μνήμης, της συνειδητής σκέψης, των εκούσιων δραστηριοτήτων, όπως το βάδισμα και άλλων αυτόματων σωματικών λειτουργιών. Αγγίζοντας κανείς ένα αντικείμενο, υποκινεί τους αισθητήριους δέκτες κάτω από το δέρμα. Αυτοί παράγουν γρήγορες ηλεκτροχημικές ωθήσεις που ταξιδεύουν σε μικροσκοπικές οδούς, που καλούνται νεύρα, είτε στο νωτιαίο μυελό, είτε στον εγκέφαλο. Εδώ, οι ωθήσεις κινούνται κατά μήκος νευρικών διαβάσεων διεγείροντας τις συστάδες των κυττάρων στα εξειδικευμένα τμήματα του εγκεφάλου με στόχο την ερμηνεία και έπειτα τη δράση.



Εικόνα 1.1 Το ανθρώπινο Νευρικό Σύστημα

1.1.2 Ο εγκέφαλος

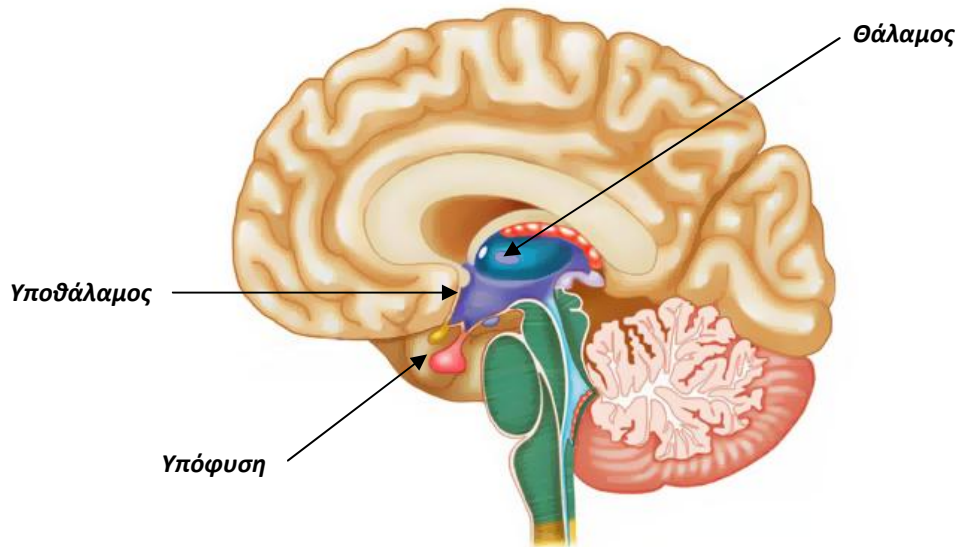
Είναι το κύριο όργανο **του κεντρικού νευρικού συστήματος** σε όλα σχεδόν τα ζώα, συμπεριλαμβανομένων και των ανθρώπων και αποτελείται από νευρικά κύτταρα που ονομάζονται νευρώνες.

Περιλαμβάνει ένα εξαιρετικά πολυσύνθετο δίκτυο κύτταρων, οι λειτουργίες του οποίου είναι υπεύθυνες για τον έλεγχο και το συντονισμό των δραστηριοτήτων του σώματος, τη δημιουργία των σκέψεων, τις αισθήσεις, την αντίληψη και όλων των ανώτερων πνευματικών λειτουργιών. Ο ανθρώπινος εγκέφαλος μπορεί να διαχωριστεί στα ακόλουθα τρία τμήματα:

A. Πρόσθιος Εγκέφαλος ή Τελεγκέφαλος / Forebrain

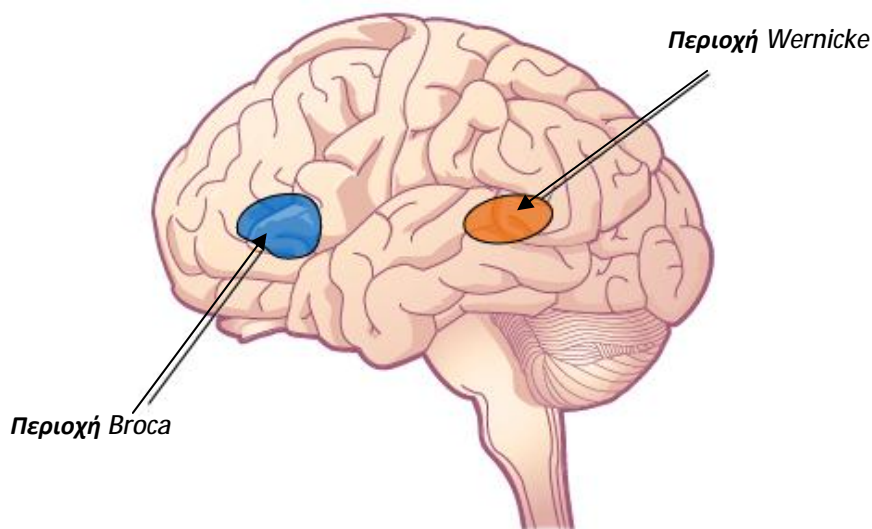
Είναι το μεγαλύτερο μέρος του εγκεφάλου και καταλαμβάνει σχεδόν όλη την κρανιακή κοιλότητα, εδραζόμενος στον πρόσθιο και στον μέσο κρανιακό βόθρο και επί του σκηνιδίου της παρεγκεφαλίδας. Υποδιαιρείται σε δυο μέρη:

1. Το διεγκέφαλο, βρίσκεται κάτω από τα δύο ημισφαίρια, στο κέντρο του εγκεφάλου, και περιβάλλεται από αυτά. Αποτελεί έδρα πολυάριθμων κέντρων που σχετίζονται με τις ψυχικές λειτουργίες και διακρίνεται σε τρεις βασικές δομές: το θάλαμο, τον υποθάλαμο και την υπόφυση (εικ.1.3). Λέγεται και διάμεσος ή έσω εγκέφαλος και είναι η περιοχή απ' όπου διέρχονται διάφορες νευρικές οδοί που συνδέουν τον εγκεφαλικό φλοιό με τον οπίσθιο εγκέφαλο και αντιστρόφως. Τα αισθητηριακά νευρικά ερεθίσματα, που έχουν σταλθεί μέσω του νωτιαίου μυελού, περνούν μέσα από το θάλαμο, που αποτελείται κυρίως από φαιά ουσία, και στη συνέχεια στέλνονται στην παρεγκεφαλίδα, με σκοπό την ερμηνεία τους. Ο υποθάλαμος, βρίσκεται ακριβώς πάνω από το θάλαμο και ο ρόλος του συνίσταται στο να ελέγχει το ενδοκρινικό σύστημα, να ρυθμίζει τη διάθεση, τη θερμοκρασία του σώματος, τα επίπεδα κόπωσης αλλά και το ανθρώπινο βιολογικό ρολόι. Η υπόφυση είναι αδένας και ο ρόλος της είναι να ρυθμίζει τους άλλους αδένες μέσα στο σώμα.



Εικόνα 1.2 Ο διεγκεφαλος ή έσω εγκέφαλος

2. Τον τελικό εγκέφαλο, ο οποίος αποτελείται κυρίως από τα δυο εγκεφαλικά ημισφαίρια που με τη σειρά τους αποτελούνται από λοβούς, φλοιούς και τμήματα που ονομάζονται "περιοχές"¹. Οι **περιοχές** του τελικού εγκεφάλου, διαφέρουν από τους φλοιούς, καθώς δύναται να εκτείνονται και πέρα από την επιφάνεια αυτών. Ανάλογα με τη λειτουργία τους χωρίζονται σε αισθητηριακές, κινητικές, γλωσσικές ή και συνειρμικές. Τέτοιες είναι η περιοχή Broca στο μετωπιαίο λοβό, που αφορά την παραγωγή του λόγου και η περιοχή Wernicke στον κροταφικό λοβό, που αφορά την κατανόηση του (εικ.1.4). Μερικές περιοχές του φλοιού είναι ετερότροπες. Δεν περιορίζονται δηλαδή σε μία και μόνον κινητική ή αισθητηριακή λειτουργία αλλά δέχονται συγκλίνουσες πληροφορίες από περισσότερες αισθητικές και κινητικές περιοχές του εγκεφάλου.



Εικόνα 1.3 Περιοχές Wernicke και Broca

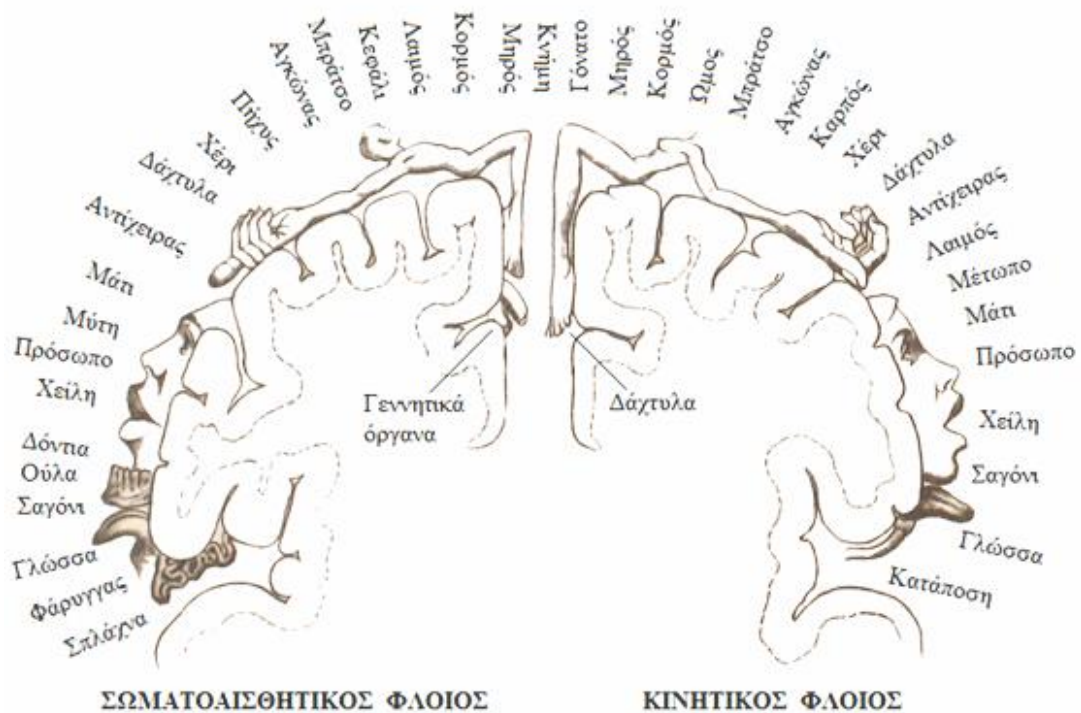
Η εγκεφαλική επιφάνεια δεν είναι επίπεδη. Απαρτίζεται από βαθιές αύλακες και πτυχώσεις ή εξογώματα. Οι πιο βαθιές αύλακες χωρίζουν κάθε ημισφαίριο σε

¹ Human Physiology by Stuart Ira Fox, McGraw-Hill Science, 1984

λοβούς. Το εσωτερικό του εγκεφάλου ονομάζεται λευκή ουσία και περιέχει συνδέσεις των νευρών. Το εξωτερικό τμήμα του εγκεφάλου ονομάζεται φαιά ουσία και περιέχει νευρικά κύτταρα. Η εξωτερική στιβάδα των ημισφαιρίων αποτελεί τον **φλοιό** του εγκεφάλου. Οι αισθητικές πληροφορίες από την περιφέρεια γίνονται αντιληπτές και συνειδητές μόνον όταν καταλήξουν στον φλοιό.

Οι σωματοαισθητικές, οι οπτικές και ακουστικές αισθητικές πληροφορίες καταλήγουν στον φλοιό του βρεγματικού, τον ινιακού και κροταφικού λοβού αντίστοιχα. Από τον φλοιό, όμως, των ημισφαιρίων ξεκινούν και οι εντολές για τις εκούσιες κινήσεις μας. Όλες οι πληροφορίες από την περιφέρεια περνούν **από τον θάλαμο, στον διεγκέφαλο, προκειμένου να καταλήξουν στον φλοιό.** Ο θάλαμος αποτελεί κατά κάποιον τρόπο το "παράθυρο" του φλοιού στον κόσμο. Η επαφή του ατόμου με τον κόσμο χάνεται όταν αυτός "κλείσει". Οι φλοιοί του εγκεφάλου συχνά χαρακτηρίζονται από "χαρτογράφηση", δηλαδή αντιστοίχιση αντικειμένων του εξωτερικού κόσμου ή των μερών του σώματος με ορισμένες περιοχές πάνω στους φλοιούς.

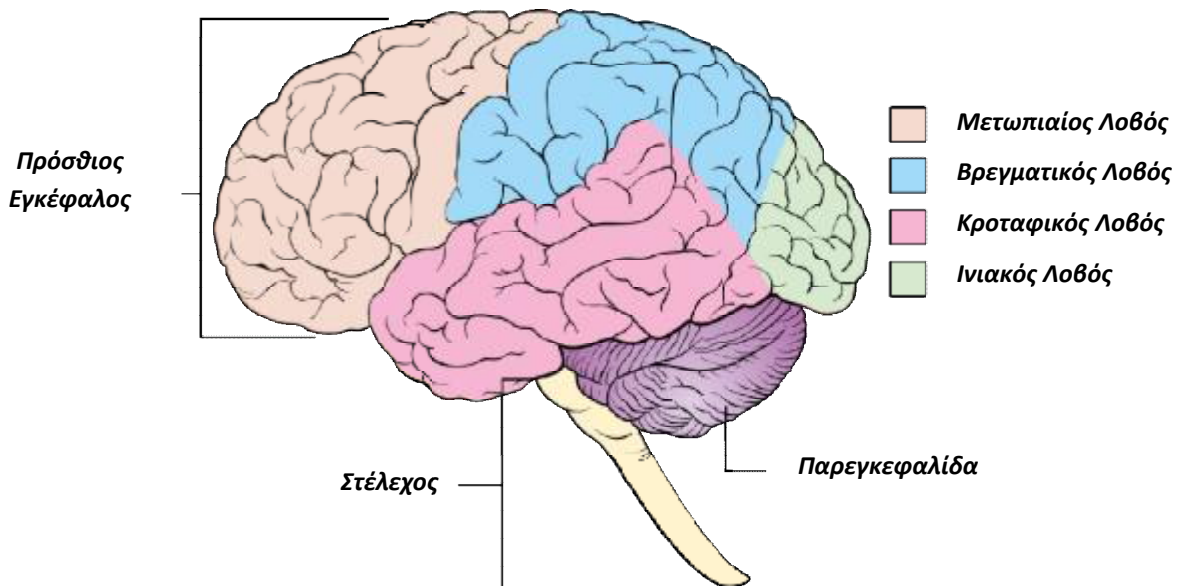
Πρώτος ο **Wilder Penfield**, τη δεκαετία του 1950, χρησιμοποίησε τον ηλεκτρικό ερεθισμό για να χαρτογραφήσει το φλοιό ασθενών που επρόκειτο να υποβληθούν σε νευροχειρουργική επέμβαση. Η εκτεταμένη έρευνα, οδήγησε στο συμπέρασμα πως οι κινήσεις έρχονται ως απόκριση στον ερεθισμό του πρωτογενούς κινητικού φλοιού και συνοψίστηκε ζωγραφίζοντας σχέδια των σωματικών μερών ώστε να γίνει αναπαράσταση των περιοχών του πρωτογενούς κινητικού φλοιού οι οποίες παράγαν κινήσεις σε αυτά τα σημεία (εικ.1.4).



Εικόνα 1.4 Ο έλεγχος διαφόρων τμημάτων του σώματος, σύμφωνα με τον Penfield

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, τα τμήματα εκείνα που χωρίζονται από άλλα τμήματα με αύλακες, με τρόπο ορατό με το μάτι, ονομάζονται λοβοί (εικ. 1.2.). Ο κάθε λοβός εμφανίζεται συμμετρικά, και στα δύο ημισφαίρια του εγκεφάλου και η κατηγοριοποίησή τους αν και υπήρξε μόνον αρχικά ανατομική, πλέον θεωρείται και

λειτουργική. Ακολουθεί συνοπτική αναφορά σχετικά με το ρόλο και τη λειτουργία του κάθε ένα από αυτούς.



Εικόνα 1.5 Ο ανθρώπινος εγκέφαλος

ΜΕΤΩΠΙΑΙΟΣ ΛΟΒΟΣ (FRONTAL LOBE)

Είναι ο μεγαλύτερος λοβός του εγκεφάλου και βρίσκεται πρόσθια της κεντρικής αύλακας. Είναι ουσιαστικός για τη διαχείριση της σκέψης, τις εκούσιες κινήσεις, όπως και για τον σχεδιασμό και την εκτέλεση συμπεριφορών που προκύπτουν από διαδικασίες που αφορούν μάθηση και πρόθεση. Αποτελεί επίσης την έδρα αρκετών ανασταλτικών λειτουργιών και ευθύνεται για την λειτουργία της προσοχής και της κριτικής ικανότητας.² Είναι η θέση της λογικής, της νοημοσύνης και της θέλησης και σχετίζεται με την ομιλία και την ανάπτυξη της προσωπικότητας. Αποτελεί το κέντρο ελέγχου ολόκληρης της ύπαρξής μας³, καθώς ρυθμίζει τη νόηση, τη στρατηγική, τη δημιουργικότητα, τον προγραμματισμό των αναγκών, αλλά και τη συναισθηματική κατάσταση του ατόμου.

ΒΡΕΓΜΑΤΙΚΟΣ ΛΟΒΟΣ (PARIETAL LOBE)

Βρίσκεται στην εξωτερική επιφάνεια του εγκεφαλικού ημισφαιρίου, εξαιρώντας μόνο το τετράπλευρο λοβίο και είναι υπεύθυνο για τον έλεγχο των αισθητηριακών αντιλήψεων, καθώς και των διασυνδέσεων της προφορικής και γραπτής γλώσσας με τη μνήμη, δίνοντας στο άτομο τη δυνατότητα κατανόησης αυτών που ακούει και διαβάζει. Είναι υπεύθυνος για την αίσθηση του πόνου, το άγγιγμα, τη γεύση, τη θερμοκρασία, την πίεση, την ιδιοδεκτική αίσθηση (proprioception) καθώς και για τη χωρική και οπτική αντίληψη.

² Kandel, R.E, Schawatz, H.J., & Jessell, M.T. Νευροεπιστήμη και Συμπεριφορά, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Κρήτης, 1999

³ Shaffer DR, Kipp K. Developmental Psychology: childhood and adolescence. 8th ed. Kentucky: Wadsworth, 2010

ΚΡΟΤΑΦΙΚΟΣ ΛΟΒΟΣ (TEMPORAL LOBE)

Είναι υπεύθυνος για την μνήμη, την ακοή, την κατανόηση της γλώσσας και τις λειτουργίες ομιλίας. Οι κροταφικοί λοβοί αποτελούν αναπόσπαστη δομή για την ακουστική αντίληψη, τις δεκτικές συνιστώσες του λόγου, την οπτική μνήμη, την δηλωτική (των γεγονότων) μνήμη και τα συναισθήματα. Ασθενείς με βλάβες στον δεξιό κροταφικό λοβό συνήθως χάνουν την ικανότητα να ερμηνεύουν μη λεκτικά ακουστικά ερεθίσματα (π.χ. την μουσική). Οι βλάβες στον αριστερό κροταφικό λοβό πειράζουν σε μεγάλο βαθμό την αναγνώριση, την μνήμη και τον σχηματισμό του έναρθρου λόγου.

ΙΝΙΑΚΟΣ ΛΟΒΟΣ (OCCIPITAL LOBE)

Αποτελεί το πρωταρχικό κέντρο όρασης αφού περιλαμβάνει τον πρωτογενή οπτικό φλοιό και οπτικές συνειρμικές περιοχές. Συνιστά το 12% της μάζας του εγκεφάλου και βρίσκεται στο πίσω μέρος του, πάνω από την παρεγκεφαλίτιδα, έχοντας απευθείας σύνδεση, μέσω της οπτικής οδού (οπτικά νεύρα), με τα αισθητήρια όργανα των οφθαλμών. Είναι υπεύθυνος για διάφορους τύπους οπτικής αντίληψης, μεταξύ των οποίων είναι και η αναγνώριση των γραμμάτων. Βασικός στόχος της λειτουργίας του ινιακού λοβού είναι η σύνθεση και διατήρηση της βασικής χωροταξικής οργάνωσης όλων των οπτικών πληροφοριών που λαμβάνει από τους ουλαμούς, ενώ ταυτόχρονα να συντονίζει και "υπολειτουργίες" όπως είναι το χρώμα, το βάθος, η τοπική μορφή, η κίνηση κ.α.

Β. Παρεγκεφαλίδα/Cerebellum

Στο πίσω-κάτω μέρος του εγκεφάλου, κάτω από τον ινιακό λοβό, βρίσκεται η παρεγκεφαλίδα, η οποία και αποτελεί ένα από τα πιο πολυσυζητημένα θέματα στη μελέτη της ψυχοφυσιολογίας. Αν και στα λατινικά παρεγκεφαλίδα (cerebellum) σημαίνει "μικρός εγκέφαλος", στη πραγματικότητα, η παρεγκεφαλίδα, περιλαμβάνει περισσότερα νευρικά κύτταρα από ότι και τα δυο ημισφαίρια μαζί.

Η παρεγκεφαλίδα χαρακτηρίζεται ως το κινητικό κέντρο ελέγχου, αφού ρυθμίζει έμμεσα τις κινήσεις και τη στάση του σώματος, τροποποιώντας τις εντολές των κύριων κινητικών συστημάτων του εγκεφάλου. Λαμβάνει πληροφορίες από τα αισθητήρια όργανα του ανθρώπινου σώματος και είναι υπεύθυνη για τη διατήρηση της ισορροπίας, τις λεπτές κινήσεις⁴, καθώς και το συντονισμό των μυών. Συνδέει και συντονίζει τις στοιχειώδεις επιμέρους κινήσεις, από τις οποίες αποτελείται μια εθελουσία κίνηση φροντίζοντας για τη σωστή διαδοχή τους.

Η λειτουργία της παρεγκεφαλίδας είναι ουσιώδης και απαραίτητη πέρα από την κίνηση φαίνεται να συμμετέχει και σε βασικές γνωσιακές λειτουργίες⁵, όπως η προσοχή, η μάθηση, η μνήμη, η γλώσσα και οι αισθήσεις⁶, γεγονός που δικαιολογεί το χαρακτηρισμό της παρεγκεφαλίδας ως ο "μικρός εγκέφαλος".

Γ. Στέλεχος / Brainstem

Ο εγκέφαλος, η παρεγκεφαλίδα και ο νωτιαίος μυελός συνδέονται με το εγκεφαλικό στέλεχος. Από το στέλεχος διέρχονται οι πληροφορίες που ξεκινάνε από το εγκέφαλο και κατευθύνονται προς τον νωτιαίο μυελό και αντιστρόφως. Με λιγότερο από 2,5 εκατοστά πλάτος και 5 εκατοστά μήκος, το στέλεχος αποτελείται από τρία κυρίως τμήματα, τον μεσεγκέφαλο, τη γέφυρα και τον προμήκη μυελό, τα οποία

⁴ Seitz, Roland, Bohm, Greitz & Stone-Elander, 1990

⁵ Dolan, R.J. A cognitive affective role for the cerebellum. Brain, 1998

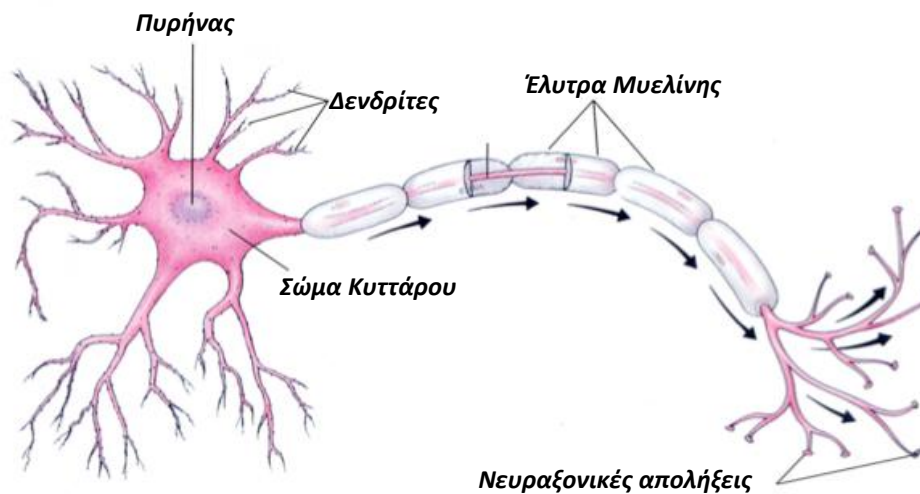
⁶ Silveri, M.C., & Misciagna, S. Language, memory, and the cerebellum. Journal of Neurolinguistics, 2000, 13, 129-143.

βρίσκονται κάτω από τον εγκέφαλο και το διεγκέφαλο. Περιέχει κέντρα νευρικής ρύθμισης και συντονισμού των ζωτικών λειτουργιών του σώματος όπως η αναπνοή, η καρδιακή λειτουργία, ο ύπνος αλλά και η προσοχή.

Το εγκεφαλικό στέλεχος, η πιο πρωτόγονη δομή του εγκεφάλου, είναι η γέφυρα που συνδέει τον εγκέφαλο με το νωτιαίο μυελό, στα οποία και μεταφέρει τα νευρικά ερεθίσματα. Ελέγχει ζωτικές λειτουργίες του σώματος, όπως την ταχύτητα παλμού της καρδιάς, την πίεση αίματος και το ποσοστό αναπνοής. Επίσης, είναι το "βιολογικό ρολόι", θα λέγαμε, του σώματος για τον ύπνο και την αφύπνιση.

1.1.3 Νευρώνες και οι Νευροδιαβιβαστές

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, το **Περιφερικό Νευρικό Σύστημα**, αποτελείται από τους **νευρώνες** και τα **νευρογάγγλια**. Τα εξειδικευμένα νευρικά κύτταρα που δημιουργούν, επεξεργάζονται, μεταδίδουν και λαμβάνουν νευρικά ερεθίσματα, ονομάζονται νευρώνες (εικ.1.7) και συνιστούν τη βασική μονάδα δόμησης του εγκεφάλου. Ο ανθρώπινος εγκέφαλος αποτελείται από έναν πολύ μεγάλο αριθμό νευρώνων, της τάξης του 10^{10} και αξίζει να σημειωθεί ότι υπάρχουν περίπου 100 διαφορετικοί τύποι αυτών. Οι νευρώνες επικοινωνούν με άλλους νευρώνες ή κύτταρα μέσα στα όργανα, στους μύς ή στους αδένες. Τα νευρικά ερεθίσματα ταξιδεύουν ηλεκτρικά κατά μήκος των νευρώνων και μεταδίδονται με χημικούς διαβιβαστές-αγγελιοφόρους, τους λεγόμενους **νευροδιαβιβαστές**, στους επόμενους νευρώνες, διασχίζοντας ένα μικροσκοπικό κενό που ονομάζεται **σύναψη(SIN-aps)** και βρίσκεται ανάμεσα στο νευρώνα και το γειτονικό κύτταρο (εικ.1.7) .



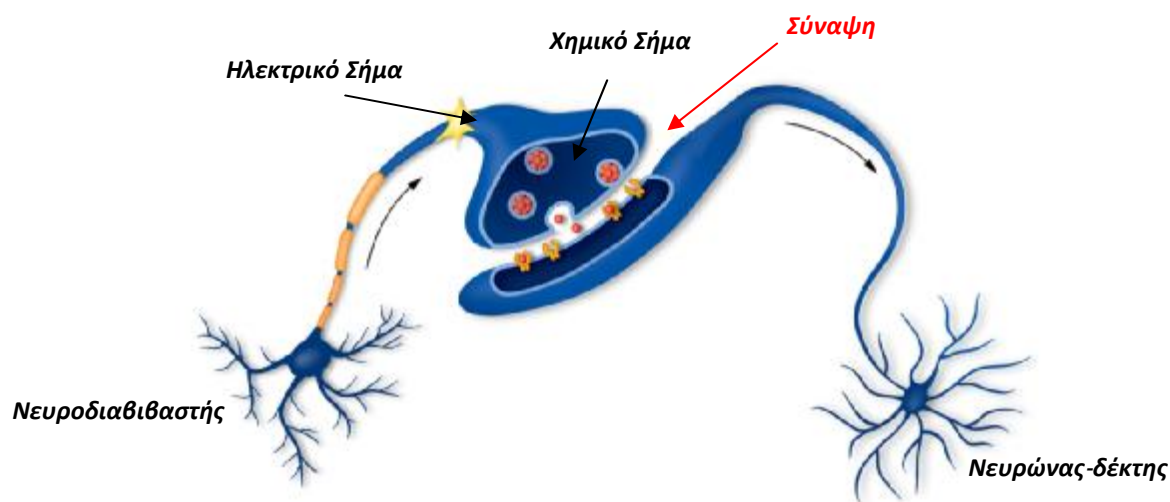
Εικόνα 1.6 Ο Σχηματικό διάγραμμα της δομής ενός τυπικού νευρώνα.

Ο νευροδιαβιβαστής που ελευθερώνεται από τον ένα νευρώνα μεταβάλλει το νευρώνα-δέκτη, συνδεδεμένος με έναν ειδικό μεμβρανικό υποδοχέα του τελευταίου. Οι συνάψεις δημιουργούνται γενικώς μεταξύ των απολήξεων του άξονα του ενός νευρώνα και του κυτταρικού σώματος ή δενδρίτη ενός άλλου, αλλά μπορούν να δημιουργηθούν και μεταξύ των δενδριτών, μεταξύ δενδρίτη και κυτταρικού σώματος. Οι υποδοχείς, ως απόκριση σε διάφορες φυσικές ή χημικές μεταβολές στο περιβάλλον τους προκαλούν τη δημιουργία **ηλεκτρικών σημάτων** μέσα στο νευρώνα, ο οποίος με τη σειρά του τα μεταδίδει στον εγκέφαλο ή το νωτιαίο μυελό.

Οι νευρώνες έχουν εξειδικευμένες προεκτάσεις, γνωστές σαν νευρικές ίνες, που μεταφέρουν τα νευρικά ερεθίσματα. Οι νευρώνες στον εγκέφαλο σχηματίζουν

πυκνές ομάδες και οι νευρώνες του νωτιαίου μυελού και σ' όλο το σώμα σχηματίζουν οδούς επικοινωνίας μεγάλου μήκους. Κάθε νευρώνας, σαν κύτταρο που είναι, όπως και κάθε άλλο κύτταρο του εγκεφάλου, χρειάζεται οξυγόνο για να λειτουργήσει. Το οξυγόνο μεταφέρεται στα εγκεφαλικά κύτταρα μέσω ενός συστήματος αιμοφόρων αγγείων, που είναι τόσο πολύπλοκα στη δενδροειδή διαρρύθμισή τους όσο και οι νευρώνες, αφού σε κάθε νευρώνα πρέπει να καταλήγει τουλάχιστον ένα αιμοφόρο αγγείο. Σημαντικό ρόλο στο περιφερικό νευρικό σύστημα παίζουν τα 12 κρανιακά νεύρα στο κεφάλι και τα 31 ζευγάρια νωτιαίων νεύρων. Εκτός από τους νευρώνες, το νευρικό κύτταρο περιέχει μεγάλους αριθμούς άλλων τύπων κυττάρων που ονομάζονται **νευρογόνια** και τα οποία προστατεύουν, θρέφουν και υποστηρίζουν τους νευρώνες.

Ανάλογα με την λειτουργία τους, οι εγκεφαλικοί νευρώνες διακρίνονται σε **προσαγωγούς, απαγωγούς και διανευρώνες**. Οι προσαγωγοί είναι υπεύθυνοι για τη μεταφορά πληροφορίας από τα όργανα και τους ιστούς των κυττάρων προς το κεντρικό νευρικό σύστημα. Οι απαγωγοί νευρώνες μεταφέρουν ηλεκτρικά σήματα από το κεντρικό νευρικό σύστημα προς τους μύες ή τα κύτταρα αδένων. Η σύνδεση των προσαγωγών και απαγωγών νευρώνες, επιτυγχάνεται, μέσω των διενευρώνων. Στα σημεία του κυττάρου που βρίσκονται σε μεγαλύτερη απόσταση από το ΚΝΣ, οι προσαγωγοί νευρώνες διαθέτουν υποδοχείς οι οποίοι μπορεί να είναι είτε εξειδικευμένες απολήξεις του νευρώνα είτε ξεχωριστά κύτταρα που όμως συνδέονται στενά με αυτόν.



Εικόνα 1.7 Επικοινωνία νευρώνων μέσω σύναψης

1.1.4 Δημιουργία Ηλεκτρικών Σημάτων

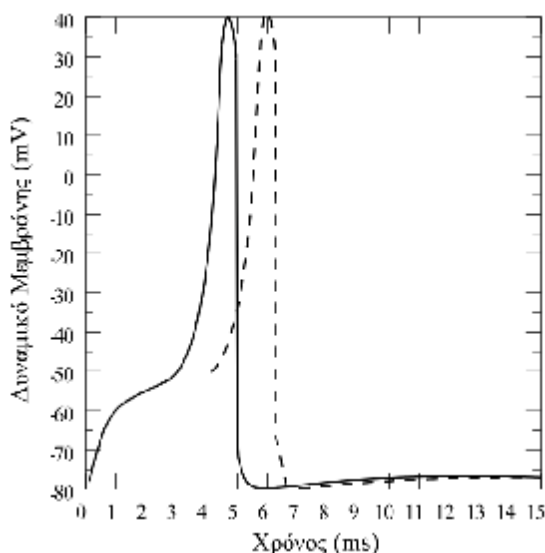
Όλοι οι νευρώνες, ανεξάρτητα από το είδος, το μέγεθος και τη λειτουργία τους, έχουν ένα κοινό χαρακτηριστικό: η δραστηριότητά τους είναι **τόσο χημική όσο και ηλεκτρική και συνεργάζονται** προκειμένου να ρυθμίσουν τη γενικότερη κατάσταση του νευρικού συστήματος. Τα χημικά σήματα, που δέχονται οι δενδρίτες από τους άξονες που τους προσεγγίζουν, μετατρέπονται σε ηλεκτρικά σήματα, τα οποία προστίθενται ή αφαιρούνται από άλλα ηλεκτρικά σήματα που λαμβάνονται από όλες τις άλλες συνάψεις, συμβάλλοντας έτσι στην απόφαση αν το σήμα θα μεταδοθεί περαιτέρω. Εν συνεχεία, τα ηλεκτρικά δυναμικά μεταφέρονται από τους άξονες προς

τις συνάψεις και τους δενδρίτες του επόμενου νευρώνα και η διαδικασία επαναλαμβάνεται.

Για κάθε νευρώνα υπάρχουν δύο πιθανές καταστάσεις στις οποίες μπορεί να βρίσκεται, η ενεργός και η μη-ενεργός, χωρίς να υπάρχουν ενδιάμεσες καταστάσεις. Όταν ένας νευρώνας πυροδοτεί, είναι δηλαδή ενεργός, έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή ηλεκτρικού σήματος (παλμό), με τα ίδια, κάθε φορά, χαρακτηριστικά. Το σήμα αυτό ταξιδεύει μέσα στο νευρωνικό δίκτυο, από νευρώνα σε νευρώνα, χωρίς όμως να ελαττωθεί καθόλου.

Στη μεμβράνη του κυττάρου του νευρώνα, δημιουργείται διαφορά δυναμικού⁷ μεταξύ της εσωτερικής και εξωτερικής επιφάνειας, όπως ακριβώς συμβαίνει και σε έναν πυκνωτή. Συνήθως στην εσωτερική επιφάνεια δημιουργείται το αρνητικό δυναμικό, εξ αιτίας της παρουσίας μορίων πρωτεϊνών με αρνητικό φορτίο που δε μπορούν να περάσουν την μεμβράνη και να βγουν εκτός του κυττάρου. Το δυναμικό ηρεμίας του κυττάρου σε κατάσταση σε ισορροπίας, χωρίς να υφίσταται δηλαδή μετάδοση σήματος, υπολογίζεται περίπου στα -70 m volt. Κατά μήκος της μεμβράνης υπάρχουν πολύ μικρές τρύπες που επιτρέπουν στα άτομα και τα ιόντα να την διαπερνούν. Τα σημαντικότερα από αυτά είναι τα ιόντα του νατρίου, χλωρίου, καλίου, ασβεστίου (Na^+ , Cl^- , K^+ , Ca^{++}), το καθένα εκ των οποίων έχει τα δικά του κανάλια, μέσα από τα οποία διαπερνούν τη μεμβράνη.

Αρκετά αξιοσημείωτο είναι το ότι τα κανάλια αυτά έχουν πύλες (πόρτες) οι οποίες ανοίγουν και κλείνουν, έτσι ώστε να διευκολύνουν ή να αποτρέπουν την ροή των ιόντων δια μέσω της μεμβράνης. Η μεμβράνη του κυττάρου περιέχει ειδικές πρωτεΐνες, που δρουν ως "αντλία" και είναι υπεύθυνες για τη μεταφορά των ιόντων. Η εξαναγκασμένη αυτή κίνηση των ιόντων, αντίθετα από την φυσική συγκέντρωση της ισορροπίας, κάνει τους νευρώνες να απαιτούν μεγάλα ποσά ενέργειας. Η συγκέντρωση των ιόντων αυτών και ακολούθως η φυσική τους κίνηση κατά μήκος του κυττάρου έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία **ηλεκτρικού ρεύματος**, το οποίο και αποτελεί το **ηλεκτρικό σήμα**, που μεταδίδεται στο κύτταρο.

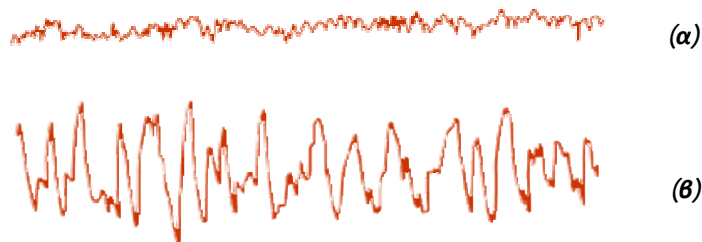


Εικόνα 1.8 Δυναμικό δράσης νευρώνα από καταγραφή με παλμογράφο

⁷ A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. A. L. Hodgkin and A. F. Huxley, 1952

1.2 Εγκεφαλικοί Ρυθμοί

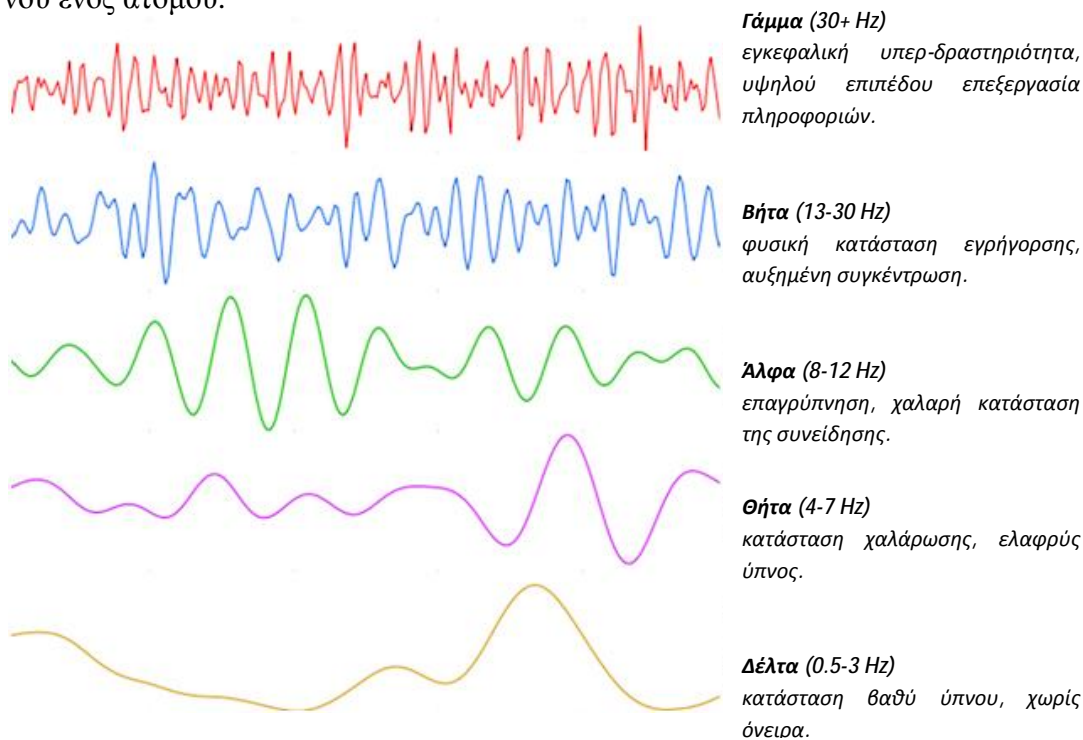
Το αποτέλεσμα των ανωτέρω διεγέρσεων των ηλεκτρικών δραστηριοτήτων που γίνονται σε όλο το νευρικό σύστημα, καταγράφεται με την μορφή κυμάτων, χαρακτηριστικών για την αντίστοιχη κατάσταση του εγκεφάλου, που έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία ενός μικρού ηλεκτρομαγνητικού πεδίου, το οποίο και ονομάζεται εγκεφαλικό κύμα. Ο εγκέφαλός μας εκπέμπει συνεχώς σε διάφορες μπάντες συχνοτήτων από τον ύπνο μέχρι την πλήρη εγρήγορση. Ο συνδυασμός της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου συνήθως ονομάζεται "πρότυπο εγκεφαλικών κυμάτων", λόγω της κυκλικής "κυματοειδούς" φύσης του.



Εικόνα 1.9 Εγκεφαλικό κύμα (α) σε κατάσταση επαγρύπνησης και εγρήγορσης και (β) σε κατάσταση βαθύ ύπνου.

1.2.1 Συχνότητες Εγκεφαλικών Κυμάτων

Με την ανακάλυψη των εγκεφαλικών κυμάτων, ήρθε η ανακάλυψη πως η ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου εξαρτάται από το τι κάνει το άτομο. Για παράδειγμα, τα εγκεφαλικά κύματα κατά τη διάρκεια του ύπνου είναι πολύ διαφορετικά από τα εγκεφαλικά κύματα ενός ατόμου που βρίσκεται σε εγρήγορση (πιν.1.1). Με την πάροδο των χρόνων, και τον ερχομό του σύγχρονου εξοπλισμού καταφέραμε να έρθομε ένα βήμα πιο κοντά στην ανακάλυψη του τι ακριβώς αντιπροσωπεύουν και τι μπορεί να σημαίνουν για την υγεία και την κατάσταση του νου ενός ατόμου.



Πίνακας 1.1 Πίνακας γνωστών εγκεφαλικών κυμάτων και πιθανών νοητικών καταστάσεων

Γάμμα | 30 Hz και πάνω

Η ταχύτερη δυνατή μπάντα συχνοτήτων του εγκεφάλου. Σχετίζεται με διεργασίες αυξημένης νοητικής δραστηριότητας, όπως ο σχηματισμός των ιδεών, η μνήμη, η διαδικασία της μάθησης, η έντονη συγκέντρωση και όλες οι ανώτερες γνωσιακές δραστηριότητες του εγκεφάλου⁸. Κατά τη λειτουργία σε κύματα γάμμα, ο εγκέφαλος είναι σε θέση να επεξεργαστεί και να συνδέσει πληροφορίες προερχόμενες από όλα τα μέρη του. Τα κύματα γάμμα εξαφανίζονται κατά τη διάρκεια του ύπνου, αλλά επανέρχονται όταν ξυπνάμε.

Βήτα | 13 Hz – 30 Hz

Συμβάλλουν στην υποκίνηση της σκέψης και της δράσης και είναι τα κυρίαρχα εγκεφαλικά κύματα στην καθημερινή ζωή μας, αφού αυτή είναι η κατάσταση του νου που βρίσκονται οι περισσότεροι άνθρωποι κατά τη διάρκεια της ημέρας και στο κυρίαρχο μέρος της εν εγρηγόρσει ζωής τους. Συνδέονται με το μεγαλύτερο μέρος της τρέχουσας εκπαίδευσής μας και χαρακτηρίζουν τη λογική, αναλυτική, διανοητική σκέψη και τη γραπτή ή λεκτική επικοινωνία. Χωρίς τα κύματα βήτα δεν θα ήμασταν σε θέση να λειτουργήσουμε στον εξωτερικό κόσμο. Συνήθως, τα κύματα βήτα εκφράζουν μια φυσιολογική, ομαλή και ήρεμη κατάσταση.

Άλφα | 8 Hz – 12 Hz

Χαρακτηρίζουν ταυτόχρονα επαγρύπνηση αλλά και χαλαρή κατάσταση του εγκεφάλου, χωρίς την ύπαρξη επεξεργασίας αυξημένων πληροφοριών και είναι η πρώτη μορφή κυμάτων που ανιχνεύθηκε. Βρισκόμαστε φυσιολογικά σε αυτή την κατάσταση κατά την πρωινή αφύπνιση και λίγο πριν τον ύπνο. Κατά το κλείσιμο των ματιών, τα άλφα κύματα αυξάνονται. Η Άλφα δραστηριότητα έχει συνδεθεί με την ικανότητα ανάκλησης μνήμης⁹, τη μείωση δυσφορίας και πόνου, καθώς και τη μείωση του άγχους¹⁰. Αξίζει αν σημειωθεί πως τα εγκεφαλικά κύματα άλφα αν και είναι πιο αργά από τα βήτα, ως προς τη συχνότητα, έχουν μεγαλύτερο εύρος.

Θήτα | 4 Hz – 7 Hz

Εμφανίζονται αρκετά στις μικρότερες ηλικίες και φθίνουν κατά την ενηλικίωση, στην οποία πλέον αντιστοιχούν σε κατάσταση ελαφρύ ύπνου ή βαθιάς χαλάρωσης, με δύσκολη έως αδύνατη την διατήρηση της συνειδητής επαφής μεταξύ του φυσικού σώματός και του εξωτερικού κόσμου. Γίνεται εντονότερος κατά τη διάρκεια της αυτοσυγκέντρωσης και παρατηρείται γενικώς σε καταστάσεις άγχους. Τα άτομα με διαταραχή έλλειψης προσοχής τείνουν να παράγουν μία υπεραφθονία βραδύτερης θήτα αλλά και άλφα κλίμακας.

Δέλτα | 0.5 Hz – 3 Hz

Η Δέλτα είναι η πιο αργή μπάντα των εγκεφαλικών κυμάτων και παρουσιάζει μεγάλο πλάτος. Σχετίζεται με την ικανότητα μας να αφομοιώνουμε και να ξεχνάμε και εμφανίζεται σε κατάσταση βαθύ, χωρίς όνειρα, ύπνου. Δραστηριότητες οι οποίες απαιτούν μέγιστη απόδοση μειώνουν το ρυθμό δέλτα όταν απαιτείται μεγάλη προσπάθεια συγκέντρωσης. Θεωρείται μη φυσιολογικός ρυθμός σε καταστάσεις

⁸ Olmstead R. Use of auditory and visual stimulation to improve cognitive abilities in learning-disabled children. *J Neurother.* 2005;9(2):49-61

⁹ Williams JH. Frequency specific effects of flicker on recognition memory. *Neuroscience.* 2001;104(2):283-286

¹⁰ Yeung, R. R., The acute effects of exercise on mood state, *Journal of Psychosomatic Research*, 40, No. 2, 1996, 123-141.

εγρήγορσης και σχετίζεται με επιληψίες ή κάποιου είδους δυσλειτουργία του εγκεφάλου

1.2.2 Τεχνικές Απεικόνισης της Εγκεφαλικής Λειτουργίας

Μέχρι και τις αρχές του 19ου αιώνα, οι μόνες πληροφορίες που μπορούσαμε να αντλήσουμε για τη δομή και τη λειτουργία του εγκεφάλου προέρχονταν από άτομα που είχαν μεγάλες κακώσεις στο κρανίο ή από άτομα που έπασχαν από διάφορες διανοητικές διαταραχές, με τις μελέτες να βασίζονται, ως επί το πλείστον, σε μεταθανάτιους εγκεφαλικούς ιστούς. Με την έλευση όμως της νευροαπεικόνισης και τη ραγδαία εξέλιξη της Υπολογιστικής Νευροεπιστήμης, ως απόρροια των τεράστιων βημάτων στο χώρο της τεχνολογίας κατά τον τελευταίο αιώνα, μας δίνεται πλέον η δυνατότητα για λήψη τεράστιου όγκου πληροφοριών σχετικών με τη δομή και τη λειτουργικότητα του ανθρώπινου εγκεφάλου μέσω ανεπτυγμένων μεθόδων βιοϊατρικής απεικόνισης. Η καταγραφή της πολύπλοκης αυτής δραστηριότητας μπορεί να γίνει με ποικίλες τεχνικές που κάνουν χρήση της ακτινοβολίας, των μαγνητικά πεδίων ή της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου.

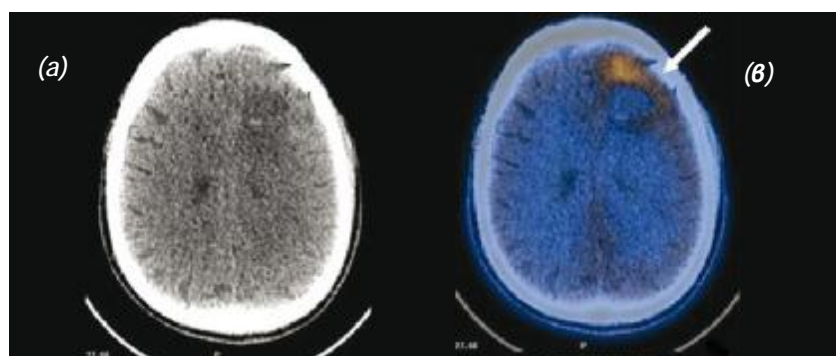
Α) Τεχνικές με χρήση ακτινοβολίας

Αξονική Τομογραφία (CT)

Αποτελεί την κυριότερη ακτινολογική μέθοδο εξέτασης του ανθρώπινου σώματος και ψηφιοποιούνται ακτίνες X με σκοπό την απεικόνιση του εγκεφάλου, στον οποίο και εφαρμόστηκε πρωταρχικά, σε κάθετες λεπτές τομές. Ακτίνες X διαπερνούν το σώμα και οι εικόνες αποτυπώνουν την πυκνότητα και τους ιστούς εντός του εγκεφάλου¹¹. Βασική χρήση της CT γίνεται για την απεικόνιση της δομής του εγκεφάλου.

Ποζιτρονική Τομογραφία (PET)

Η PET περιλαμβάνει την ενέσιμη χορήγηση ραδιοϊσοτόπων που προσκολλούνται σε ουσίες με βιολογικό ενδιαφέρον, όπως τα φάρμακα που προσδένονται σε υποδοχείς νευροδιαβιβαστών. Δακτύλιοι ανιχνευτών, γύρω από το κεφάλι του εξεταζόμενου, καταγράφουν το χρόνο και τη θέση γάμμα σωματιδίων που εκπέμπονται από το πυρηνικό ισότοπο, όπως διαπερνά τον εγκέφαλο και εξασθενεί. Χάρη στη τεχνική αυτή έγινε ευκολότερη η μελέτη των αισθητικών, κινητικών και γνωσιακών λειτουργιών. Βασική χρήση της PET γίνεται για την απεικόνιση της δραστηριότητας του εγκεφάλου.



¹¹ Βλάχος Λ., "Σύγχρονη διαγνωστική απεικόνιση", τόμος 1ος, Ιατρικές εκδόσεις Χρ. Βασιλειάδης, (c)2000.

Εικόνα 1.10 Η απεικόνιση όγκου στην περιοχή του εγκεφάλου με χρήση (α) CT και (β) PET

B) Τεχνικές με χρήση μαγνητικών πεδίων

Μαγνητική Τομογραφία (MRI)

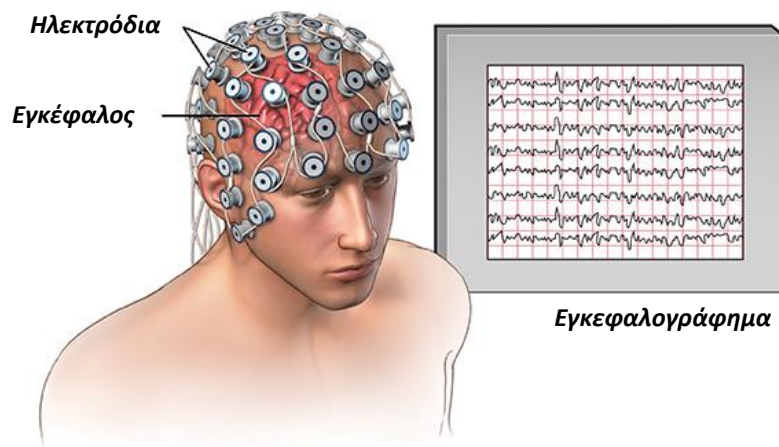
Είναι η διαγνωστική τεχνική σάρωσης που βασίζεται στις αρχές του μαγνητικού συντονισμού. Χρησιμοποιεί ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο κυμάτων και ραδιοσυχνοτήτων να παράγει λεπτομερείς εικόνες των εσωτερικών οργάνων και ιστών. Η μαγνητική τομογραφία είναι πιο λεπτομερής εξέταση του νευρικού συστήματος καθώς δίνει αποτελέσματα και στις 3 διαστάσεις, αντίθετα με την αξονική τομογραφία, που περιορίζεται μόνο σε 2 διαστάσεις.

Λειτουργική Μαγνητική Τομογραφία (fMRI)

Βασίζεται στη διαφορά των μαγνητικών ιδιοτήτων της οξυαιμοσφαιρίνης και της μη οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης στο αίμα και για αυτό ακριβώς το λόγο το σήμα της fMRI ονομάζεται Σήμα Εξαρτώμενο από τα Επίπεδα Οξυγόνωσης- BOLD. Η τεχνική του fMRI βασίζεται στο γεγονός πως οι νευρώνες -όπως όλα τα κύτταρα του σώματός μας- χρειάζονται ενέργεια για να λειτουργήσουν. Έτσι, όταν θέλουμε να κάνουμε κάποια συγκεκριμένη πράξη, όπως π.χ. να μιλήσουμε, ή να ψάξουμε κάτι στο οπτικό μας πεδίο, οι νευρώνες που βρίσκονται στην περιοχή του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνη για αυτού του είδους τις ενέργειες ενεργοποιούνται. Αυτό σημαίνει πως ζητάνε αυτόματα επιπλέον αίμα, ώστε να αναπληρώσουν την ενέργεια που χάσανε κατά την ενεργοποίησή τους. Το αίμα μεταφέρεται σε αυτές τις περιοχές και το fMRI μετρά την αύξηση στην ροή του αίματος και κατά συνέπεια και την έκταση της ενεργοποίησης.

Γ) Τεχνικές με χρήση ηλεκτρικών πεδίων

Σε ορισμένες περιπτώσεις, οι ζητούμενες πληροφορίες αφορούν τη συνολική εγκεφαλική δραστηριότητα, χωρίς όμως να είναι απαραίτητη η γνώση για την ακριβή τοποθεσία που αυτή εξελίσσεται. Σε αυτό ακριβώς έγκειται και η χρησιμότητα του ηλεκτροεγκεφαλογράμματος, προσδίδοντας μετρήσεις για την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται για τη πειραματική διαδικασία της παρούσας εργασίας (κεφ. 3) και περιγράφεται εκτενώς στο κεφάλαιο 1.4.



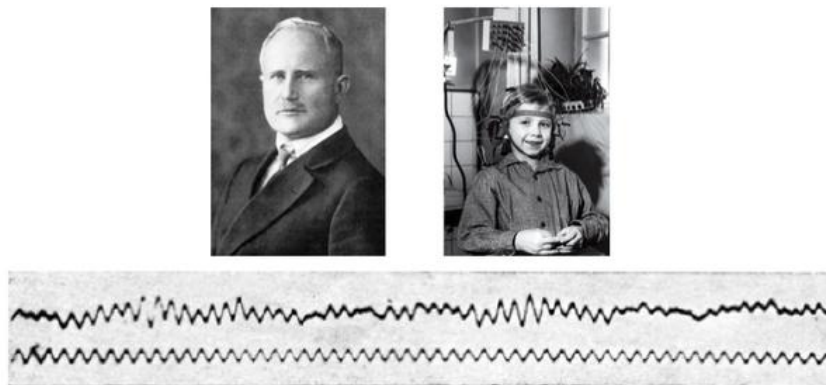
Εικόνα 1.11 Βασική λειτουργία ηλεκτροεγκεφαλογράφου

1.3 Ηλεκτροεγκεφαλογράφος

1.3.1 Ιστορικά στοιχεία

Τα πρώτα βήματα για την ανάπτυξη του σύγχρονου εγκεφαλογράφου, εντοπίζονται περί το 1791, όταν ο Ιταλός Luigi Galvani, σε δημοσίευσή του, αναφέρθηκε σε "νεύρα" που περιέχουν μία εγγενή μορφή ηλεκτρισμού. Το 1848 ο Du Bois-Reymond ανακάλυψε ότι η δραστηριότητα των περιφερειακών νεύρων συνοδεύεται από μετρήσιμες μεταβολές του ηλεκτρικού δυναμικού, κάτι το οποίο οδήγησε την επιστημονική κοινότητα στην εκτεταμένη έρευνα για μεταβολές της ηλεκτρικής δραστηριότητας στο νευρικό σύστημα του ανθρώπου.

Το 1875, ο φυσικός Richard Caton, κατά τη διάρκεια της πρακτικής του στο Liverpool, παρουσίασε στο *British Medical Journal* ευρήματα για τα ηλεκτρικά φαινόμενα που παρουσιάζονται στα εκτεθειμένα εγκεφαλικά ημισφαίρια κουνελιών και των μαϊμούδων. Το 1890, ο Πολωνός φυσιολόγος Adolf Beck, δημοσίευσε μία μελέτη για την ηλεκτρική εγκεφαλική δραστηριότητα των λαγών και των σκυλιών η οποία περιείχε ρυθμική ταλάντωση "altered by light". Ο Beck ξεκίνησε πειράματα για την ηλεκτρική εγκεφαλική δραστηριότητα των ζώων τοποθετώντας τα ηλεκτρόδια κατευθείαν στην επιφάνεια του εγκεφάλου τους για να δοκιμάσει την αισθητήρια διέγερση. Το 1912, ο Ρώσος φυσιολόγος Vladimir Vladimirovich Pravdich-Neminsky, δημοσίευσε το πρώτο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ζώου αλλά και το προκλητό δυναμικό (evoked potential) του. Το 1914, οι Napoleon Cybulski και Jelenka-Macieszyna, φωτογράφησαν αρχεία EEG από προκλητές κρίσεις.



Εικόνα 1.12 Οι πρώτες μετρήσεις με ηλεκτροεγκεφαλογράφο από τον Hans Berger

Χρειάστηκε να περάσει μια ολόκληρη δεκαετία ώστε να φτάσουμε στην πρώτη καταγραφή ανθρώπινου ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, από τον γερμανό ψυχίατρο Δρ. Hans Berger, το 1924. Μέχρι το 1930 ο Berger είχε συγκεντρώσει πάνω από χίλιες καταγραφές¹², προερχόμενες από 76 διαφορετικά υποκείμενα, εργαζόμενος με πρωτόγονα όργανα, όπως τα γαλβανόμετρα συμβολοσειράς (string galvanometers) και κάνοντας τις καταγραφές σε κινούμενο φωτογραφικό χαρτί με ένα κυματιστό σημείο φωτός. Οι παρατηρήσεις του για την κυμαινόμενη αυτή εγκεφαλική δραστηριότητα, οδήγησαν στην ανάπτυξη της θεωρίας των εγκεφαλικών κυμάτων αλλά και την κατηγοριοποίηση αυτών. Ο Berger ήταν αυτός που ανέφερε για πρώτη φορά τα κύματα άλφα και βήτα σε δημοσίευσή του, και άρχισε να χρησιμοποιεί για το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα τον όρο EEG (electroencephalogram). Η τεχνολογική

¹² Hans Berger: *From Psychic Energy to the EEG*, Perspectives in Biology and Medicine, Volume 44, Number 4, The Johns Hopkins University Press, 2001

πρόοδος κατά τη διάρκεια του 20ού αιώνα οδήγησε στην εξέλιξη των μεθόδων καταγραφής, με αποτέλεσμα τη βελτίωση της ποιότητας και της ανάλυσης του Η.Ε.Γ. Οι τοποθετήσεις των ηλεκτροδίων επιφανείας τυποποιήθηκαν μέσω παγκόσμιων συμφωνιών, οι οποίες οδήγησαν, το 1958, στην εισαγωγή του διεθνούς συστήματος 10-20.

1.3.2 Τεχνικά και Λειτουργικά Χαρακτηριστικά

Η λειτουργία του σύγχρονου Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (ΗΕΓ) στηρίζεται στην καταγραφή των διαφορών δυναμικού μεγάλου πλήθους ηλεκτρικών δίπολων, που δημιουργούνται από το ρεύμα που διαρρέει τα νευρικά κύτταρα του εγκεφαλικού φλοιού. Οι μετρήσεις γίνονται πάνω στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του εγκεφάλου, μέσω ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στο κρανίο και αντιπροσωπεύουν τη μέση δραστηριότητα εκατομμυρίων εγκεφαλικών νευρικών κυττάρων, αφού φιλτραριστούν από τα στρώματα του λίπους, οστών και εγκεφαλονωτιαίου υγρού.

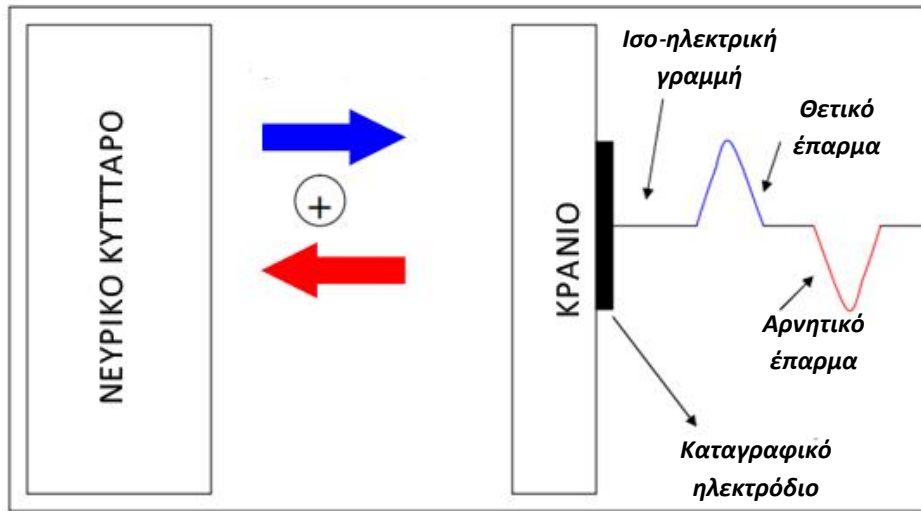


Εικόνα 1.13 Σύγχρονος ηλεκτροεγκεφαλογράφος σε λειτουργία.

Το ηλεκτροεγκεφαλόγραμμα δεν είναι παρά μια γραμμή, η οποία μπορεί να είναι είτε ευθεία, είτε με γραμμές που αποκλίνουν από αυτό το επίπεδο. Η ευθεία οριζόντια γραμμή λέγεται "ισοηλεκτρική γραμμή". Ονομάζεται έτσι γιατί στη διάρκεια της δεν μεταβάλλεται το δυναμικό του εξωκυττάρου χώρου που καταγράφεται στο ηλεκτρόδιο, που σημαίνει ότι δεν υπήρξε διέλευση ρεύματος από την μεμβράνη, άρα τα νευρικά κύτταρα είναι σε κατάσταση ηρεμίας. Οι γραμμές που αποκλίνουν από την ισοηλεκτρική γραμμή ονομάζονται επάρματα και δείχνουν ότι άλλαξε το δυναμικό του εξωκυττάρου χώρου του εγκεφάλου δηλαδή ότι κινήθηκε ρεύμα μέσα από τη μεμβράνη των νευρικών κυττάρων δηλαδή ότι ενεργοποιήθηκαν τα νευρικά κύτταρα και συνεπώς δεν βρίσκονται σε κατάσταση ηρεμίας. Τα επάρματα είναι ενδεικτικά ηλεκτρικής δραστηριότητας των νευρικών κυττάρων του φλοιού και μπορεί να είναι είτε θετικά, δηλαδή πάνω από την ισοηλεκτρική γραμμή είτε αρνητικά, δηλαδή κάτω από την ισοηλεκτρική γραμμή ανάλογα με το αν θετικά φορτία κινούνται προς ή από το ηλεκτρόδιο καταγραφής (εικ. 1.14).

Χωρίς αμφιβολία, το ηλεκτροεγκεφαλόγραμμα αποτελεί ένα πολύτιμο εργαλείο για τη διάγνωση πολλών παθήσεων του εγκεφάλου και τα αποτελέσματα του διαφέρουν ανάλογα με την ηλικία του υποκειμένου. Κατά τη διάρκεια της ζωής του ανθρώπου, ο εγκέφαλος αλλάζει διαρκώς. Η ιδιότητα αυτή του εγκεφάλου για αλλαγή ονομάζεται πλαστικότητα. Παρόλα αυτά ο εγκέφαλος δεν αλλάζει ως σύνολο, αλλά ως προς τους μεμονωμένους νευρώνες που τροποποιούνται για διάφορους λόγους κατά τη διάρκεια της ανάπτυξης. Υπάρχουν διάφοροι μηχανισμοί πλαστικότητας, εκ των

οποίων ο πιο σημαντικός είναι η συναπτική πλαστικότητα, δηλαδή η διαδικασία κατά την οποία οι νευρώνες μεταβάλλεται η ικανότητά τους να επικοινωνούν μεταξύ τους.



Εικόνα 1.14 Κίνηση θετικών φορτίων από το εξωκυττάριο χώρο στον ενδοκυττάριο

2 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ

Ζούμε όλοι μας μέσα σε μία θάλασσα από κάθε είδους κύματα. Από τον πιο μικρό ζωντανό οργανισμό, μέχρι τον πιο περίπλοκο, όλοι μας δεχόμαστε και επεξεργαζόμαστε πολλών ειδών σήματα. Αν και η μορφή τους μπορεί να διαφέρει, σε όλες τις περιπτώσεις η πληροφορία περιέχεται σε ένα σχήμα από μεταβολές.

Τα βιολογικά σήματα, περιέχουν τις πληροφορίες που αφορούν τους φυσιολογικούς μηχανισμούς που υποκρύπτονται σε ένα συγκεκριμένο βιολογικό γεγονός ή σύστημα και δυστυχώς στις περισσότερες περιπτώσεις, δεν αρκεί απλά η απόκτηση τους. Πρέπει να αναλυθούν εκτενώς για να ανακτηθούν πιο σχετικές και σημαντικές πληροφορίες μέσα από αυτά. Οι βασικές μέθοδοι ψηφιακής επεξεργασίας και ανάλυσης σημάτων μπορούν να εφαρμοστούν με επιτυχία στα περισσότερα βιολογικά σήματα και κατά συνέπεια και σε αυτά που προέρχονται από την εγκεφαλική διεργασία.

2.1 Βασικά στοιχεία και ορισμοί

2.1.1 Βιο-σήματα και εφαρμογές

Ως «σήμα» ορίζεται το σύνολο των τιμών που λαμβάνει μια φυσική ποσότητα η οποία μεταβάλλεται, χρησιμοποιώντας κάποιο μέσο μετάδοσης και εκφράζει την κατάσταση του υπό μελέτη συστήματος σε μια δεδομένη στιγμή, σε σχέση με ένα σύστημα αναφοράς, που αντιπροσωπεύει την απόλυτη ηρεμία. Από μαθηματικής άποψης, τα σήματα αποτελούν συναρτήσεις μιας ή και περισσότερων μεταβλητών.

Το βιολογικό σήμα (βιο-σήμα) αποτελεί τη **χωρική, χρονική, ή χωροχρονική καταγραφή** ενός βιολογικού γεγονότος. Η χημική, ηλεκτρική και μηχανική δραστηριότητα που εμφανίζεται κατά τη διάρκεια των γεγονότων αυτών, παράγει δεδομένα που μπορούν να μετρηθούν και να αναλυθούν στα αντίστοιχα σήματα. Αυτά με τη σειρά τους αποτελούν τα σήματα που χρησιμοποιούνται στο πεδίο της βιοϊατρικής, κυρίως για την εξαγωγή πληροφορίας, σχετικά με το υπό εξέταση βιολογικό σύστημα, και περιέχουν χρήσιμα δεδομένα για την κατανόηση των σύνθετων παθοφυσιολογικών μηχανισμών ενός ζωντανού οργανισμού. Χωρίζονται, με βάση τη φύση τους, σε **βιοηλεκτρικά, βιοακουστικά, βιομαγνητικά, βιοχημικά και βιοοπτικά σήματα**.

Όπως έχει περιγραφεί ήδη στο κεφάλαιο 1 της παρούσας εργασίας, τα κύτταρα των νεύρων και των μυών παράγουν βιο-ηλεκτρικά σήματα ως αποτέλεσμα των ηλεκτροχημικών μεταβολών. Τα πιο συνήθη βιοσήματα που χρησιμοποιούνται ευρέως κλινικά είναι¹³:

- **Το Ηλεκτρονευρογράφημα (ENG)**

Αντιστοιχεί στα ηλεκτρικά σήματα που παρατηρούνται κατά την διάδοση του δυναμικού δράσης κατά μήκος μίας νευρικής ίνας, ως απόκριση σε κάποιο ερέθισμα. Χρησιμοποιείται κυρίως για την μέτρηση της ταχύτητας διάδοσης.

- **Το Ηλεκτρομυογράφημα (EMG)**

Καταγράφει το ηλεκτρικό δυναμικό ενός μυ όταν διεγείρεται για συστολή. Χρησιμοποιείται στην εξακρίβωση του τρόπου εκτέλεσης κινήσεων καθώς και για τη μελέτη προκλητών παραμορφώσεων ή μεταβολών όγκου συγκεκριμένων μυών, όπως το στομάχι.

¹³ Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach, IEEE Press Series in Biomedical Engineering, R.M. Rangayyan, 2002.

- **Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG)**

Αποτελεί την καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από την λειτουργία της καρδιάς. Καταγράφεται με την βοήθεια επιφανειακών ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στο στήθος και στα άκρα.

- **Το Ηλεκτρογαστρογράφημα (EGG)**

Αντανακλά την ηλεκτρική δραστηριότητα του στομαχιού και περιέχει τα ρυθμικά κύματα αποπόλωσης και επαναπόλωσης των μυϊκών του κυττάρων.

- **Το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG)**

Καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου. Εκτενής αναφορά έχει γίνει στο κεφάλαιο 1.4 της παρούσας εργασίας.

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

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

όπου ως μεταβλητή T ορίζεται η περίοδος του σήματος.

2.2 Λήψη Βιολογικών Σημάτων

2.2.1 Διαδικασία Καταγραφής

Τα βιολογικά σήματα διαφέρουν από άλλα σήματα ως προς το πεδίο προέλευσης και εφαρμογής τους, καθώς χρησιμοποιούνται στο βιοϊατρικό χώρο. Το γεγονός ότι τα πιο σημαντικά βιοσυστήματα χρησιμοποιούν διεγέρσιμα κύτταρα, κάνει δυνατή τη χρήση βιοσημάτων για τη μελέτη και την παρακολούθηση των βασικών λειτουργιών των συστημάτων αυτών. Για τη λήψη τους είναι απαραίτητος ένας μετατροπέας, καθώς η ηλεκτρική αγωγή στο βιολογικό μέσο γίνεται μέσω ιόντων, ενώ η αγωγή στο σύστημα μέτρησης γίνεται μέσω ηλεκτρονίων. Η καταγραφή τους είναι μία διαδικασία που χρειάζεται ιδιαίτερη ακρίβεια και προσοχή, καθώς είναι πολύ σημαντική η αξιοπιστία των μετρήσεων και η λήψη τους απαιτεί μια πεπερασμένη και σταδιακή διαδικασία, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 2.1.



Εικόνα 2.1 Διαδικασία λήψης βιολογικών σημάτων

Τα βιο-ηλεκτρικά σήματα δειγματοληπτούνται από ειδικούς αισθητήρες, ή ηλεκτρόδια και μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα μέσω ειδικών μετατροπέων. Η ένταση των βιοσημάτων, εκ φύσεως, είναι υπερβολικά ασθενής, με αποτέλεσμα η καταγραφή τους στον μετατροπέα να είναι αδύνατη, χωρίς ενίσχυση, συνεπώς, ένα αναλογικό τμήμα προ-επεξεργασίας είναι αναγκαίο να υπάρχει, με σκοπό να επιτευχθεί τόσο η κατάλληλη ενίσχυση, όσο και το απαραίτητο φιλτράρισμα ώστε το

σήμα, μέσω του A/D μετατροπέα, να μπορεί να μετατραπεί σε ψηφιακό, μειώνοντας τα ποσοστά θορύβου και αντισταθμίζοντας τα μη επιθυμητά χαρακτηριστικά που εισάγονται λόγω των αισθητήρων. Για αυτό το λόγο γίνεται χρήση ειδικών βιο-ενισχυτών, οι οποίοι πρέπει να πληρούν τις εξής βασικές προϋποθέσεις:

- Το καταγραφόμενο σήμα να μην υπόκειται σε οπουδήποτε τύπου παραμόρφωση και η φυσιολογική διαδικασία που μετράται να μην παρεμποδίζεται από τον ενισχυτή.
- Παροχή μέγιστου δυνατού διαχωρισμού θορύβου από το το σήμα.
- Παροχή προστασίας για την αποφυγή ηλεκτροπληξίας στο υπό μέτρηση υποκείμενο.
- Αυτοπροστασία ενισχυτή από πιθανές καταστροφικές αυξομειώσεις στην τάση.

Μαζί με το βιοσήμα, κατά τη διαδικασία της ενίσχυσης, εισάγεται και θόρυβος από διάφορες πηγές, ο οποίος πρέπει να απομακρυνθεί είτε με τη χρήση αναλογικών φίλτρων είτε με τρόπο ψηφιακό. Από τη στιγμή που το σήμα θα φτάσει στον μετατροπέα, αυτός ψηφιοποιεί και κβαντίζει το σήμα, μετατρέποντας το από αναλογικό σε διακριτό (ψηφιακό), καθιστώντας το έτσι κατάλληλο για περαιτέρω επεξεργασία.

Επίσης να σημειωθεί ότι το αναλογικό σήμα θα πρέπει να περιοριστεί, όσον αφορά το εύρος του, πριν τη μετατροπή του σε ψηφιακό. Αυτή η διαδικασία είναι αναγκαία ώστε να αποφευχθούν φαινόμενα αναδίπλωσης κατά τη δειγματοληψία, καθώς είναι αναγκαία η διατήρηση της πληροφωρίας που περιέχει η πρωτότυπη, συνεχής, κυματομορφή, ώστε το σύστημα λήψης του ψηφιακού σήματος να μην εισάγει καμία μορφή παραμόρφωσης που μπορεί να παρερμηνευθεί ή να καταστρέψει αλλαγές του σήματος που συντελούν σε παθολογικά φαινόμενα. Για το λόγο αυτό, το αναλογικό φίλτρο πρέπει να είναι σχεδιασμένο με σταθερό κέρδος και γραμμική ή μηδενική φάση, για τις συχνότητες ενδιαφέροντος. Στη συνέχεια το σήμα ψηφιοποιείται με τη βοήθεια του A/D μετατροπέα και πλέον αποτελείται από σειρές διακριτών αριθμών, τόσο ως προς το πλάτος, όσο και ως προς το χρόνο και οι αριθμοί αυτοί μπορούν εύκολα να επεξεργαστούν από τους ψηφιακούς επεξεργαστές.

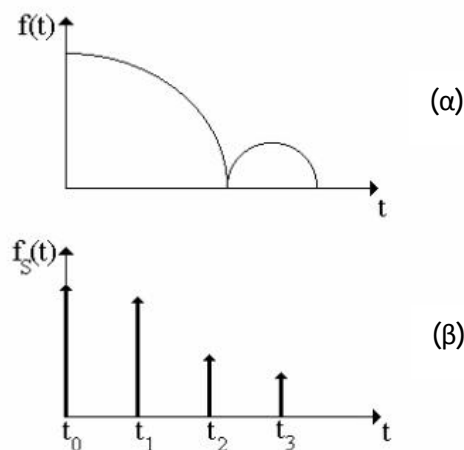
Για την περίπτωση του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, το σύστημα καταγραφής ξεκινάει από τα ηλεκτρόδια τα οποία τοποθετούνται στην επιφάνεια του ανθρώπινου κρανίου. Το λαμβανόμενο ρεύμα, που αποτελεί και το αρχικό ηλεκτρικό σήμα για το σύστημα, προωθείται προς τα επόμενα στάδια επεξεργασίας. Το σήμα αφού συλλεχθεί από ειδικά ηλεκτρόδια, θα οδηγηθεί στο μετατροπέα. Η A/D μετατροπή, ιδανικά, περιλαμβάνει τα 2 κύριες φάσεις που μεταβάλλουν τα χαρακτηριστικά του σήματος: τη **δειγματοληψία** (μετατροπή συνεχούς σήματος σε διακριτό, αποτλούμενο από «δείγματα») και τον **κβαντισμό/κωδικοποίηση** (αντιστοίχιση τιμών σε «δείγματα»). Ακολουθεί αναλυτική περιγραφή των σταδίων αυτών εν συνεχεία.

1. Δειγματοληψία

Υπό ορισμένες παραδοχές, είναι δυνατή η χρήση του διακριτού σήματος (σχήμα 2.2β), αντί του αναλογικού (σχήμα 2.2α), το οποίο δύναται να είναι απόλυτα αντιπροσωπευτικό του αντίστοιχου συνεχούς. Η παραδοχή αυτή είναι γνωστή ως το *θεώρημα της δειγματοληψίας* (θεώρημα του Shannon), το οποίο αναφέρει ότι είναι δυνατή η πλήρης ανακατασκευή ενός συνεχούς σήματος από τα δείγματα του όταν, και μόνο όταν, η συχνότητα δειγματοληψίας είναι μεγαλύτερη από το διπλάσιο της μέγιστης συχνότητας του σήματος.

Θεωρητικά, η ιδανική δειγματοληψία ενός σήματος $f(t)$, από την οποία προκύπτει το διακριτό σήμα $f_s(t)$, μπορεί να γίνει μέσω πολλαπλασιασμού του

αρχικού σήματος $f(t)$ με ένα τραίνο ώσεων, που έχει τις ώσεις του στα σημεία ενδιαφέροντος, t . Φυσικά, σε πραγματικές συνθήκες, δεν υπάρχει τραίνο ώσεων και όπως θα γίνει προφανές παρακάτω, η δειγματοληψία, στην πράξη, γίνεται πολλαπλασιάζοντας το σήμα με σειρές παλμών. Στις περισσότερες περιπτώσεις το σήμα $f_s(t)$ είναι ένα νέο σήμα και η μόνη συγγένεια, που έχει με το αρχικό $f(t)$, η ύπαρξη ίδιων τιμών στα σημεία δειγματοληψίας. Υπάρχουν, όμως, μερικές περιπτώσεις σημάτων για τα οποία το $f_s(t)$ διατηρεί, στα λίγα δείγματα του, όλα τα στοιχεία του $f(t)$ και μπορεί να το ανακατασκευάσει χωρίς καμία αλλοίωση. Γίνεται φανερό λοιπόν, ότι αρκούν ορισμένα δείγματα ενός σήματος για να ληφθεί πλήρως η συνολική του πληροφορία, κάτι που έχει ως αποτέλεσμα τεράστια οικονομία στον προσδιορισμό του.

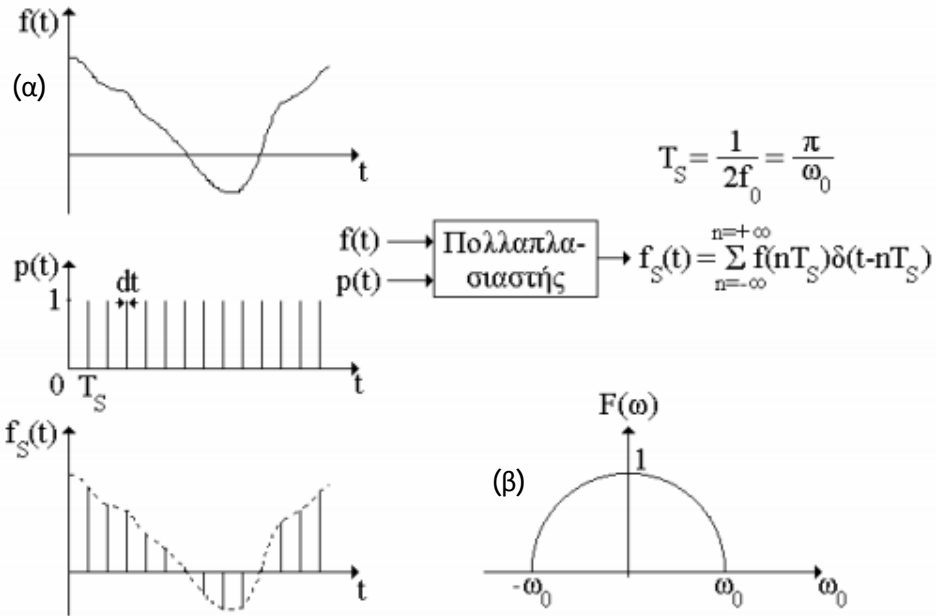


Εικόνα 2.2 Απεικόνιση ενός (α) αναλογικού σήματος $f(t)$ και του αντίστοιχου (β) σήματος $f_s(t)$ διακεκριμένου χρόνου.

Έστω σήμα $f(t)$, με μέγιστη συχνότητα ω_0 , ενώ για συχνότητες $|\omega| > \omega_0$, ο μετασχηματισμός Fourier του μηδενίζεται. Τότε, οι τιμές του σήματος $f(t)$ τις χρονικές στιγμές $t = n\pi/\omega_0$, με $n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$, προσδιορίζουν πλήρως το σήμα $f(t)$, το οποίο μπορεί να αναπαραχθεί από τις τιμές αυτές με τη σχέση:

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} f\left(\frac{n\pi}{\omega_0}\right) \frac{\sin\left[\omega_0\left(t - \frac{n\pi}{\omega_0}\right)\right]}{\omega_0\left(t - \frac{n\pi}{\omega_0}\right)}$$

Το αποτέλεσμα του πολλαπλασιασμού του σήματος $f(t)$ με ένα περιοδικό σήμα συναρτήσεων δέλτα/dt (σχήμα 2.3α) είναι μια συνάρτηση $f_s(t)$, που έχει τις τιμές του $f(t)$ στα σημεία $t = n\pi/\omega_0$.



Εικόνα 2.3 (α) Θεωρητική δειγματοληψία και (β) μετασχηματισμός Fourier $F(\omega)$

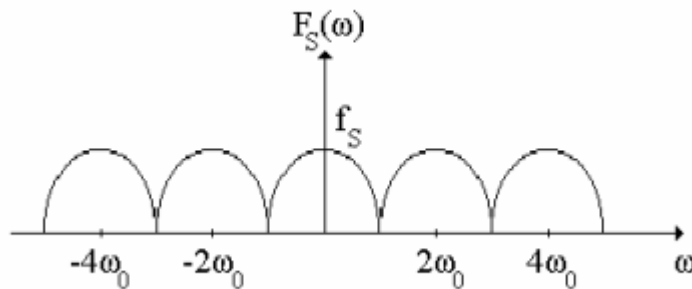
Εάν ο μετασχηματισμός Fourier του $f(t)$, με τη μορφή του σχήματος 2.3β, τότε, ο μετασχηματισμός Fourier της $f_S(t) = f(t) \cdot p(t)$ δίνεται με τη βοήθεια των ιδιοτήτων του μετασχηματισμού Fourier και τον τύπο:

$$f_S(t) = f(t)p(t) = f(t) \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \delta(t - \frac{n\pi}{\omega_0})$$

Δεδομένου του ότι ο Μ/Σ Fourier ενός γινομένου σημάτων ισούται με τη συνέλιξη των Μ/Σ Fourier των σημάτων προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} F_S(\omega) &= \mathfrak{F}[f_S(t)] = \frac{1}{2\pi} F(\omega) * P(\omega) = \frac{1}{2\pi} F(\omega) * \frac{2\pi}{T_S} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \delta(\omega - 2n\omega_0) \\ &= \frac{1}{T_S} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} F(\omega - 2n\omega_0) = f_S \sum_{n=-\infty}^{+\infty} F(\omega - 2n\omega_0) \end{aligned}$$

Η ανωτέρω σχέση μπορεί να αναπαραχθεί ως γραφική παράσταση στο πεδίο ω , όπως φαίνεται παρακάτω (σχήμα 2.4)



Εικόνα 2.4 Μετασχηματισμός Fourier της $f_S(t)$ στο πεδίο ω

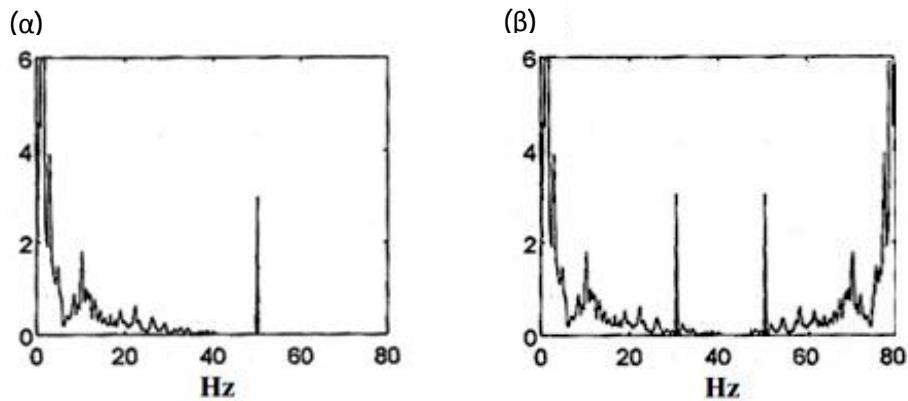
Η γραφική παράσταση του σχήματος 2.4, πρακτικά περιέχει την ουσία του Θεωρήματος του Shannon. Το $f(t)$ προσδιορίζεται απόλυτα από το $F(\omega)$. Το $F_s(\omega)$ αποδίδει το $F(\omega)$ χωρίς καμία αλλαγή της μορφής του, όπως ακριβώς φαίνεται και στο έχει ακριβώς όπως και το Σχήμα 2.3β, δηλαδή γύρω από το $\omega = 0$, μετατοπισμένο στα σημεία $\omega = \pm 2\omega_0$, $\pm 4\omega_0$ κ.ο.κ. Στην πράξη, παρά την επανάληψη, η δειγματοληψία του Shannon δεν έχασε καμία πληροφορία του αρχικού $f(t)$ και μπορεί να το αποδώσει απόλυτα, καθώς υπάρχουν φίλτρα που μπορούν να αφαιρέσουν όλα τα επιμέρους στοιχεία, εκτός από το $F(\omega)$, και να ξαναδώσουν το αρχικό σήμα $f(t)$.

Όταν τα δείγματα της $f(t)$ ληφθούν πιο συχνά από π/ω_0 , η απόσταση μεταξύ των μετατοπισμένων $F(\omega)$ θα είναι μεγαλύτερη και η αναπαράσταση του $f(t)$ πιο εύκολη. Αντίθετα, αν τα δείγματα ληφθούν πιο αργά από π/ω_0 , τότε τα μετατοπισμένα $F(\omega)$ θα επικαλύπτονται, με συνέπεια η αναπαράσταση του $f(t)$ να είναι δύσκολη. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται *επικάλυψη*, και όταν συμβαίνει η αρχική πληροφορία είναι αδύνατον να ανακατασκευαστεί πλήρως, καθώς οι αρμονικές του αρχικού σήματος είναι ανεπανόρθωτα αλλοιωμένες από τις επικαλύψεις των μετατοπισμένων εκδόσεων του $F(\omega)$. Συνεπώς, οι αποστάσεις των δειγμάτων **πρέπει** να είναι το πολύ π/ω_0 . Η απόσταση π/ω_0 λέγεται *περίοδος δειγματοληψίας*, ενώ η ελάχιστη συχνότητα δειγματοληψίας λέγεται *ρυθμός δειγματοληψίας* ή ρυθμός του Nyquist ($f_{smin} = 2f_0$).

Τα αποτελέσματα του θεωρήματος είναι φυσικά θεωρητικά, καθώς στην πράξη υπάρχουν δύο κύρια προβλήματα:

α) Δεν υπάρχει σήμα, που να είναι σήμα περιορισμένης ζώνης (δηλαδή $F(\omega) = 0$ για $|\omega| > \omega_0$). Όμως, υπάρχουν σήματα, για τα οποία μπορεί να βρεθεί συχνότητα ω_0 , έτσι ώστε η ισχύς ή η ενέργεια του ως το σημείο ω_0 να είναι τουλάχιστον το 95% της συνολικής της τιμής.

β) Δεν υπάρχει συνάρτηση δέλτα, αλλά ούτε και τραίνο ώσεων.

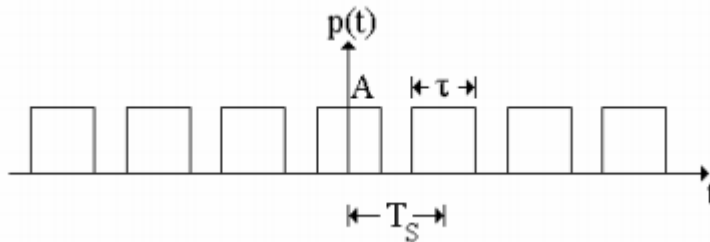


Εικόνα 2.5 Φάσμα ΗΕΓ (α) με παρουσία θορύβου στα 50 Hz και (β) με επικάλυψη στη συνιστώσα των 30Hz του διακριτού σήματος, για συχνότητα δειγματοληψίας στα 80Hz.

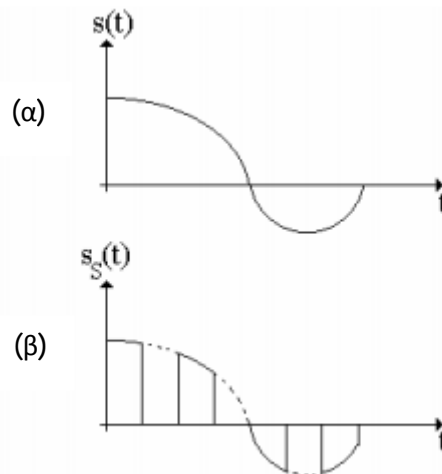
Καθώς η υπόθεση του πεπερασμένου εύρους συχνοτήτων συνήθως δεν ισχύει στην πραγματικότητα, λόγω των χαρακτηριστικών του σήματος και της επίδρασης θορύβου μεγάλου εύρους είναι πάντα απαραίτητο, πριν από την δειγματοληψία το σήμα να φιλτράρεται. Ένα αρκετά εύστοχο παράδειγμα είναι αυτό του σχήματος 2.5, στο οποίο παρουσιάζεται το φάσμα ενός ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Εάν χρησιμοποιηθεί συχνότητα δειγματοληψίας 80Hz, χωρίς να έχει προηγηθεί κάποιο φίλτρο στο σήμα, είναι πολύ πιθανό να προκύψουν δυσάρεστα αποτελέσματα, καθώς ο θόρυβος που εμφανίζεται τυπικά, λόγω παρεμβολών τροφοδοσίας στα 50Hz, θα επαναληφθεί πανομοιότυπα στα 30Hz, αλλοιώνοντας εντελώς το νέο σήμα. Η επίδραση φαίνεται στο σχήμα 2.5β (μετά τη

δειγματοληψία). Όπως γίνεται φανερό, σε πραγματικές συνθήκες, είναι απαραίτητη η εφαρμογή αναλογικού φίλτρου, κατά την καταγραφή του σήματος, έτσι ώστε αυτό να περιοριστεί σε συγκεκριμένο εύρος συχνοτήτων και να αποφευχθούν πιθανά λάθη επικάλυψης.

Στην πράξη, η δειγματοληψία μπορεί να γίνει με χρήση ενός περιοδικού παλμού $p(t)$, του οποίου η ιδανική μορφή φαίνεται στο Σχήμα 2.6. Έστω, επίσης, ότι ένα σήμα πληροφορίας $s(t)$ περιορισμένου εύρους ζώνης (ω_0), όπως αυτό του Σχήματος 2.7α, που πολλαπλασιάζεται με τον περιοδικό παλμό του Σχήματος 2.6, οπότε προκύπτει το δειγματοληπτημένο σήμα του Σχήματος 2.7β



Εικόνα 2.6 Περιοδικός παλμός $p(t)$, διάρκειας τ , πλάτους A και περιόδου T_S .



Εικόνα 2.7 Το πληροφοριακό σήμα $s(t)$ και (β) το αποτέλεσμα της φυσικής δειγματοληψίας αυτού.

Επειδή το $p(t)$ είναι ένα περιοδικό σήμα, αυτό μπορεί να επεκταθεί σε σειρά Fourier και επομένως να γραφτεί ως

$$p(t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} P_n e^{jn\omega_s t}$$

Με τους συντελεστές P_n να δίνονται από τη σχέση:

$$P_n = \frac{1}{T_S} \int_{-T_S/2}^{T_S/2} p(t) e^{-jn\omega_s t} dt = \frac{A\tau}{T_S} \text{Sa}\left(\frac{n\omega_s \tau}{2}\right) = \frac{A\tau}{T_S} \text{Sa}(n\omega_0 \tau)$$

Και το $\omega_s = 2\omega$. Συνεπώς το, $s_s(t)$ δίνεται από την σχέση:

$$s_S(t) = s(t)p(t) = s(t) \sum_{n=-\infty}^{+\infty} P_n e^{j2n\omega_0 t}$$

Και ο μετασχηματισμός Fourier του είναι:

$$S_S(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \left[\sum_{n=-\infty}^{+\infty} P_n e^{j2n\omega_0 t} e^{-j\omega t} \right] dt = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} P_n \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) e^{j2n\omega_0 t} e^{-j\omega t} dt$$

Εάν λάβουμε υπόψη τις ιδιότητες του Μ/Σ Fourier, καθώς και το ότι το τελευταίο ολοκλήρωμα αποτελεί τον Μ/Σ του σήματος $s(t)e^{j2n\omega_0 t}$, η παραπάνω εξίσωση μπορεί να γραφτεί ως:

$$S_S(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} P_n S(\omega - 2n\omega_0)$$

Η ανωτέρω εξίσωση δίνει το αποτέλεσμα της φυσικής δειγματοληψίας στο πεδίο της συχνότητας, κατά την οποία η μετατόπιση του $S(\omega)$ είναι ίδια με αυτή της ιδανικής δειγματοληψία, με τη διαφορά ότι κάθε μετατοπισμένο $S(\omega)$ πολλαπλασιάζεται με τον αντίστοιχο συντελεστή Fourier, P_n , του περιοδικού παλμού.

2.Κβαντισμός και κωδικοποίηση

Ως κβαντισμός ορίζεται η διαδικασία κατά την οποία παράγεται ένα διακριτό σήμα, με δείγματα που μπορούν να πάρουν μόνο ορισμένες τιμές πλάτους, ανάλογα με τον τρόπο κωδικοποίησής τους. Αποτελεί μία καθαρά μη-γραμμική διαδικασία, της οποίας όμως τα αποτελέσματα μπορούν να ελεγχθούν με στατιστική μοντελοποίηση. Συνήθως το μη γραμμικό τμήμα αντικαθίσταται από ένα στατιστικό μοντέλο, όπου το κβαντικό σφάλμα λαμβάνεται ως πρόσθετος θόρυβος $e(n)$ στο σήμα $x(n)$. Οι παρακάτω υποθέσεις γίνονται για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος με απλά μαθηματικά:

1. $e(n)$ είναι λευκός θόρυβος με κανονική κατανομή.
2. ο θόρυβος $e(n)$ και το σήμα $x(n)$ είναι ασυσχέτιστα.

Η πυκνότητα πιθανότητας του $e(n)$ αλλάζει ανάλογα με τη διαδικασία κωδικοποίησης. Αν αποφασίσουμε τη στρογγυλοποίηση του πραγματικού δείγματος στο πλησιέστερο κβαντικό επίπεδο έχουμε $-\Delta/2 \leq e(n) < \Delta/2$, ενώ αν αποφασίσουμε να κρατάμε το ακέραιο μέρος του δείγματος έχουμε $-\Delta \leq e(n) < 0$, όπου Δ το διάστημα κβαντισμού μεταξύ δύο επιπέδων κβαντισμού. Επίσης, μπορούμε να υπολογίσουμε το λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR) για τη διαδικασία κβαντισμού:

$$\begin{aligned} \text{SNR} &= 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sigma_x^2}{\sigma_e^2} \right) = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sigma_x^2}{2^{-2b}/12} \right) = \\ &= 6.02b + 10.79 + 10 \cdot \log_{10} (\sigma_x^2) \end{aligned}$$

με $\Delta = 2^{-2b}$, σ_x^2 τη διακύμανση του σήματος και b το πλήθος των bits που

χρησιμοποιούνται για την κωδικοποίηση. Πρέπει να τονισθεί ότι ο λόγος σήματος προς θόρυβο αυξάνεται σχεδόν κατά 6dB για κάθε προστιθέμενο bit κωδικοποίησης.

Συνδυάζοντας τις διαδικασίες δειγματοληψίας και κβαντισμού, ένα συνεχές σήμα βασικής ζώνης περιορίζεται σ' ένα διακριτό σύνολο τιμών, αλλά όχι σε μορφή που να ταιριάζει καλά σε μετάδοση μέσω μιας γραμμής ή ενός ραδιοδιαύλου. Για να εκμεταλλευτούμε τα πλεονεκτήματα του κβαντισμού απαιτείται η κωδικοποίηση (encoding) για τη μετατροπή του διακριτού συνόλου των τιμών των δειγμάτων σε πιο κατάλληλη μορφή. Κάθε σχέδιο για την αναπαράσταση καθενός από αυτά τα διακριτά σύνολα τιμών σαν μια ιδιαίτερη διάταξη διακριτών γεγονότων ονομάζεται κώδικας (code). Ένα από τα διακριτά γεγονότα σ' ένα κώδικα ονομάζεται στοιχείο του κώδικα (code element) ή σύμβολο (symbol). Για παράδειγμα, η παρουσία ή η απουσία ενός παλμού είναι ένα σύμβολο. Μια ιδιαίτερη διάταξη συμβόλων, που χρησιμοποιείται σε ένα κώδικα, για την παράσταση μιας μόνο τιμής του διακριτού συνόλου ονομάζεται κωδική λέξη (codeword) ή χαρακτήρας (character).

2.3 Ψηφιακή Επεξεργασία

Οι λόγοι για τους οποίους προτιμάται η ψηφιακή επεξεργασία των βιολογικών σημάτων έναντι της αναλογικής είναι πολλοί, διαφορετικοί και αρκετά σημαντικοί. Ο κυριότερος από αυτούς αφορά την ευκολία και την ταχύτητα επαναπροσδιορισμού των προγραμματιζόμενων συστημάτων, καθώς παρουσιάζουν μεγάλη ευελιξία στην τροποποίηση των πράξεων ψηφιακής επεξεργασίας με μια απλή μετατροπή του προγράμματος. Οι ίδιες ακριβώς τροποποιήσεις, σε αντίστοιχο αναλογικό σύστημα, προϋποθέτουν την επανασχεδίαση του κυκλώματος και τις περισσότερες φορές απαιτούνται οι χρονοβόρες διαδικασίες του ελέγχου και της επιβεβαίωσης για την εξασφάλιση της ορθής λειτουργίας τους.

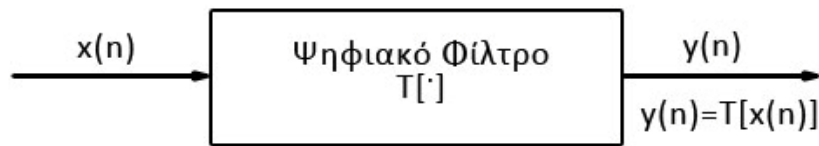
Ένας εξίσου σημαντικός λόγος είναι η ακρίβεια των πράξεων, καθώς η ανοχή των στοιχείων των αναλογικών κυκλωμάτων καθιστά δύσκολο τον προσδιορισμό της ακρίβειας ενός αναλογικού συστήματος επεξεργασίας. Με τη χρήση ψηφιακών συστημάτων, γίνεται πολύ πιο διευκολύνεται ο έλεγχος της πιστότητας των εκάστοτε προδιαγραφών, αλλά και η υλοποίηση περίπλοκων αλγορίθμων και μαθηματικών πράξεων μεγάλης ακρίβειας, τα οποία είναι δύσκολο να εφαρμοστούν σε σήματα αναλογικής μορφής. Επίσης, τα ψηφιακά σήματα είναι αρκετά ευέλικτα, αφού μπορούν να αποθηκευτούν σε μαγνητικά ή οπτικά μέσα χωρίς να υποστούν υποβάθμιση, με αποτέλεσμα να καθίσταται δυνατή η μεταφορά και η επεξεργασία τους σε μη πραγματικό χρόνο.

Παρά τα πλεονεκτήματα της βέβαια, η ψηφιακή επεξεργασία έχει τα όριά της, τα οποία κυρίως οφείλονται στους περιορισμούς που τίθενται στην ταχύτητα λειτουργίας των μετατροπέων, καθώς και στους ίδιους τους ψηφιακούς επεξεργαστές. Αρκεί κανείς να αναλογιστεί το γεγονός πως σήματα με εξαιρετικά μεγάλο εύρος συχνοτήτων (π.χ σήμα της τάξεως των 100 MHz), υφίστανται μέχρι και σήμερα επεξεργασία με αναλογικές μεθόδους.

2.3.1 Ψηφιακά Φίλτρα

Ως ψηφιακό φίλτρο ορίζεται ένα σύστημα διακριτού χρόνου που επενεργεί πάνω σε ένα ψηφιακό σήμα $x(n)$, με σκοπό να αλλάξει τα χαρακτηριστικά του, όπως

είναι το φάσμα ή το πλάτος, μέσω κάποιου μετασχηματισμού, παράγοντας μια έξοδο $y(n)$ (σχήμα 2.2).



Εικόνα 2.8 Γενικό διάγραμμα ενός ψηφιακού φίλτρου. Από το σήμα εισόδου $x(n)$, μέσω του μετασχηματισμού $T[·]$ που προσδιορίζει το φίλτρο, προκύπτει το ψηφιακό σήμα εξόδου $y(n)$.

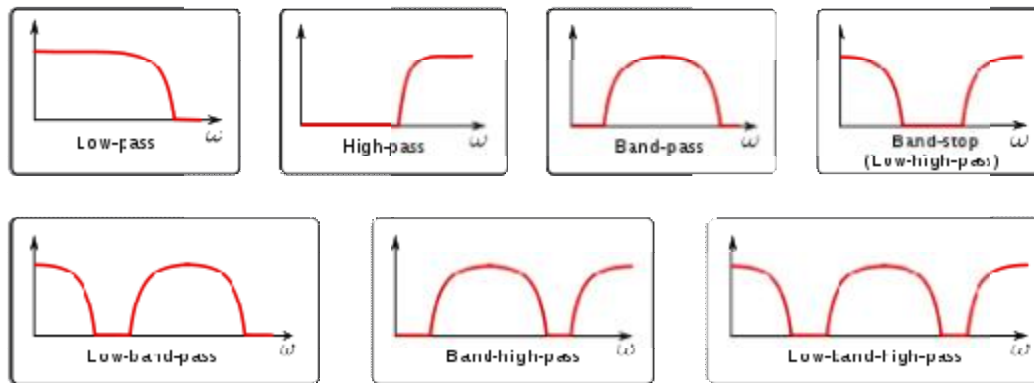
Το φίλτρο είναι χρονικά μεταβλητό αν ο μετασχηματισμός $T[·]$ είναι συνάρτηση του χρόνου, διαφορετικά είναι χρονικά αμετάβλητο. Αντίστοιχα, χαρακτηρίζεται ως γραμμικό, αν και μόνον αν, όταν έχουμε δυο διαφορετικές εισόδους $x_1(n)$ και $x_2(n)$ παράγουν αντίστοιχα τις εξόδους $y_1(n)$ και $y_2(n)$, ισχύει :

$$T[ax_1+bx_2]=aT[x_1]+bT[x_2]=ay_1+by_2$$

Το καθοριστικό χαρακτηριστικό των φίλτρων είναι η πλήρης ή μερική καταστολή κάποιας πτυχής του σήματος. Τις περισσότερες φορές, αυτό σημαίνει αφαίρεση κάποιων συχνοτήτων και όχι κάποιων άλλων, προκειμένου να κατασταλούν σήματα παρεμβολής, καθώς και η μείωση του θορύβου στο υπόβαθρο. Ωστόσο, τα φίλτρα δεν ενεργούν αποκλειστικά στο πεδίο των συχνοτήτων, καθώς πολλές φορές υπάρχουν πολλοί και διαφορετικοί στόχοι για το φιλτράρισμα. Συσχετίσεις μπορούν να αφαιρεθούν για ορισμένα συστατικά μιας συχνότητας και όχι για άλλες χωρίς να χρειάζεται να δρουν στο πεδίο των συχνοτήτων.

Όσον αφορά τα γραμμικά φίλτρα, η απόκριση συχνότητας μπορεί να ταξινομηθεί σε διαφορετικές κυματομορφές (bandforms), με βάση τις ζώνες συχνοτήτων που το φίλτρο επιτρέπει να περάσουν (passband) ή να απορριφτούν (stopband):

- **Χαμηλοπερατά φίλτρα:** Οι χαμηλές συχνότητες περνάνε, οι υψηλές συχνότητες εξασθενούν.
- **Υψηλοπερατά φίλτρα:** Οι υψηλές συχνότητες περνάνε, οι χαμηλές συχνότητες εξασθενούν.
- **Ζωνοπερατά φίλτρα:** Επιτρέπεται να περάσουν μόνο συχνότητες μία πεπερασμένης ζώνης συχνοτήτων.
- **Ζωνοφρακτικά φίλτρα:** Μόνο συχνότητες σε μια ζώνη συχνοτήτων εξασθενούν.
- **Φίλτρα Notch:** Απορρίπτεται μόνο μία συγκεκριμένη συχνότητα, αποτελεί ένα ακραίο ζωνοφρακτικό φίλτρο.
- **Φίλτρα Comb:** Έχουν πολλαπλές κανονικά κατανομημένες επιτρεπόμενες συχνότητες, δίνοντας στην κυματομορφή την εμφάνιση μίας χτένας.
- **Ολοπερατά φίλτρα:** Όλες οι συχνότητες περνάνε, αλλά η φάση της εξόδου είναι τροποποιημένη.



Εικόνα 2.9 Bandforms διαφορετικών γραμμικών φίλτρων

2.3.1.1 IIR και FIR φίλτρα

Ένας αρκετά διαδεδομένος και συνήθης τρόπος κατηγοριοποίησης των ψηφιακών φίλτρων είναι ο διαχωρισμός τους με βάση τα χαρακτηριστικά των κρουστικών αποκρίσεών τους. Το είδος του φίλτρου που είναι κατάλληλο κάθε φορά, εξαρτάται αποκλειστικά από τη φύση της εφαρμογής για την οποία προορίζεται. Συνήθως τα FIR φίλτρα επιλέγονται όταν επιδιώκεται η γραμμική φάση. Σε κάθε άλλη περίπτωση χρησιμοποιούνται τα IIR φίλτρα, λόγω της μικρότερης υπολογιστικής πολυπλοκότητας.

Τα ψηφιακά **IIR φίλτρα** (**Άπειρης Κρουστικής Απόκρισης/Infinite Impulse Response**), ονομάζονται έτσι καθώς η ταλάντωση από τη στιγμιαία κρούση δεν αποσβήνει ποτέ πλήρως, αλλά μειώνεται συνεχώς και τείνει στο άπειρο. Συχνά, αναφέρονται και ως **επαναληπτικά ή αναδρομικά**, λόγω της λειτουργίας τους η οποία δίνεται από τη σχέση:

$$y[n] = \chi[n] + y[n-1]$$

Τα δείγματα των προηγούμενων εξόδων $y[n-1], y[n-2], \dots$, ανατροφοδοτούν συνεχώς την είσοδο του συστήματος. Το σύστημα/φίλτρο δέχεται ένα σήμα στη είσοδό του $x[n]$ καθώς επίσης και το δείγμα εξόδου της προηγούμενης χρονικής στιγμής $y[n-1]$, και παράγει ως έξοδο ένα σήμα $y[n]$. Το $y[n-1]$ είναι η έξοδος του φίλτρου με τις ήδη προστεθειμένες τιμές από προηγούμενες εξόδους. Συνεπώς, **αθροίζει ή αλλιώς ολοκληρώνει τις τιμές εισόδου $x[n]$** , άρα θα μπορούσαμε να πούμε ότι έχει αποτέλεσμα όμοιο με αυτό ενός αναλογικού ολοκληρωτή, με την εξίσωση διαφορών να έχει τη μορφή:

$$a_0 y(n) + a_1 y(n-1) + \dots + a_N y(n-N) = b_0 x(n) + b_1 x(n-1) + \dots + b_M x(n-M)$$

Τα IIR φίλτρα περιγράφονται από την σχέση:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{\infty} h(k)x(n-k) = \sum_{k=0}^N b(k)x(n-k) - \sum_{k=1}^M a(k)y(n-k)$$

Όπου $x(n)$ το σήμα εισόδου, $y(n)$ το σήμα εξόδου, $h(k)$ η κρουστική απόκριση του φίλτρου, N ο αριθμός δειγμάτων της εισόδου, M ο αριθμός δειγμάτων της εξόδου, και $b(k)$, $a(k)$ οι συντελεστές του φίλτρου.

Τα IIR φίλτρα, είναι εύκολα υλοποιήσιμα χωρίς γραμμική απόκριση, αλλά αντιμετωπίζουν προβλήματα αστάθειας, λόγω της λειτουργίας της ανατροφοδότησης.

Υπάρχουν πολλές μέθοδοι για το σχεδιασμό των ψηφιακών IIR φίλτρων, με την πιο απλή να είναι η τοποθέτηση όλων των μηδενικών του φίλτρου στο μιγαδικό επίπεδο z κι έπειτα ο προσδιορισμός της συνάρτησης μεταφοράς του.

Τα **ψηφιακά FIR φίλτρα (Πεπερασμένης Κρουστικής Απόκρισης/Finite Impulse Response)** ονομάζονται έτσι λόγω της κρουστικής τους απόκρισης, η οποία έχει μη μηδενικές τιμές που περιορίζονται χρονικά σε ένα "παράθυρο", M δειγμάτων, ενώ πριν και μετά οι τιμές της είναι μηδενικές, άρα είναι πεπερασμένη χρονικά (time-limited).

Αποτελούν μερική περίπτωση των φίλτρων άπειρης κρουστικής απόκρισης (IIR). Από τα γραμμικά ψηφιακά φίλτρα, συνήθως προτιμούνται τα FIR φίλτρα έναντι των IIR λόγω της ευστάθειας στη λειτουργία τους και της γραμμικής απόκρισης που παρουσιάζουν στη φάση. Οι βασικές κατηγορίες των FIR φίλτρων είναι: τα φίλτρα μέσης τιμής, η μέθοδος του Μετασχηματισμού Fourier (μέθοδος των παραθύρων), τα ισοκυματικά φίλτρα και τα φίλτρα με δειγματοληψία συχνότητας. Η μορφή των FIR φίλτρων δίνεται από τον τύπο:

$$y(n) = \sum_{k=0}^N b_k x(n - k)$$

Όπως γίνεται εμφανές από την παραπάνω συνάρτηση, η έξοδος $y(n)$ αποτελεί τον γραμμικό συνδυασμό των δειγμάτων εισόδου $x(n)$, καθώς βασικό χαρακτηριστικό των FIR φίλτρων η αποτελεί η **γραμμική φάση**. Γενικά, τα FIR φίλτρα δύναται να υλοποιηθούν έτσι ώστε να έχουν γραμμική καμπύλη φάσης ως προς τη συχνότητα, πράγμα που επιτυγχάνεται αν η κρουστική απόκριση είναι συμμετρική. Βασικό πρακτικό πλεονέκτημά τους αποτελεί το γεγονός ότι μπορούν να ικανοποιούν **πολύ αυστηρές προδιαγραφές**, τόσο ως προς την ανοχή στη ζώνη διέλευσης, όσο και στη ζώνη αποκοπής, αποτελεί το βασικότερο πρακτικό πλεονέκτημά τους. Ένα άλλο πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό είναι η απόλυτη **ευστάθεια**, καθώς η συνάρτηση μεταφοράς των FIR φίλτρων δεν έχει πόλους¹⁴ (παρά μόνον στη μηδενική συχνότητα), δεδομένου του ότι πρόκειται για μη-αναδρομικά συστήματα, των οποίων η έξοδος εξαρτάται μόνο από τις τιμές της εισόδου $x(n-k)$ με $k=0, N-1$.

Όπως έχει ήδη γίνει φανερό, λόγω των παραπάνω, με τη χρήση φίλτρων πεπερασμένης κρουστικής απόκρισης (FIR), καθίσταται δυνατή η σχεδίαση με τον επιθυμητό αριθμό ακριβείας.

Η σχεδίαση και εφαρμογή FIR φίλτρων συνίσταται όταν είναι διαθέσιμο το αντίστοιχο λογισμικό, καθώς αυτό επιτρέπει τον πλήρη έλεγχο της κυμάτωσης στη ζώνη διέλευσης και αποκοπής. Η διαδικασία για τη σχεδίαση FIR φίλτρων περιλαμβάνει τα ακόλουθα στάδια:

1. Καθορισμός των προδιαγραφών του φίλτρου.
2. Υπολογισμός των συντελεστών του φίλτρου.
3. Υλοποίηση με τη βοήθεια λογισμικού.

¹⁴ Η κρουστική απόκριση είναι πεπερασμένη και η συνάρτηση μεταφοράς του φίλτρου $H(z)$ δεν έχει παρονομαστή.

2.3.1.2 Φίλτρο Κινούμενου Μέσου (Moving Average)

Στην ειδική περίπτωση που όλοι οι συντελεστές του FIR φίλτρου είναι ίσοι μεταξύ τους, και ίσοι με $1/(M+1)$ όπου M η τάξη του φίλτρου, στην έξοδο παίρνουμε τον μέσο όρο των $(M+1)$ πλέον πρόσφατων δειγμάτων της εισόδου. Πράγματι, στην περίπτωση αυτή ισχύει ότι:

$$\begin{aligned}y(n) &= \sum_{k=0}^M h(k)x(n-k) = \\ &= h(0)x(n) + h(1)x(n-1) + \dots + h(M)x(n-M) = \\ &= \frac{1}{M+1}x(n) + \frac{1}{M+1}x(n-1) + \dots + \frac{1}{M+1}x(n-M) = \\ &= \frac{x(n) + x(n-1) + \dots + x(n-M)}{(M+1)}\end{aligned}$$

Καθώς η ανωτέρω σχέση ισχύει για οποιαδήποτε χρονική στιγμή $n = 0, 1, 2, \dots$, πρόκειται για έναν «κινούμενο» μέσο όρο δειγμάτων της εισόδου (Moving Average filter). Στην πραγματικότητα το ίδιο όνομα (Moving Average filter) μπορεί να δοθεί και στο γενικό FIR φίλτρο, καθώς η συναρτησιακή σχέση που ισχύει για τα FIR φίλτρα μπορούμε να θεωρήσουμε ότι περιγράφει ένα γενικευμένο μέσο όρο, με βάρη τους συντελεστές $\{h(0), h(1), \dots, h(M)\}$.

Τα φίλτρα αυτού του τύπου βρίσκουν ευρεία εφαρμογή στη ψηφιακή επεξεργασία σήματος, τόσο επειδή είναι εύκολα υλοποιήσιμα, όσο και λόγω της αποδοτικότητας τους στην αφαίρεση τυχαίου θορύβου.

2.3.1.3 Φίλτρο Μέσης Τιμής (Mean Filter)

Το παραδοσιακό φιλτράρισμα λειτουργεί πολύ καλά όταν το περιεχόμενο συχνοτήτων του σήματος και του θορύβου δεν επικαλύπτονται. Όταν το εύρος ζώνης του θορύβου και του σήματος είναι διαφορετικά, ο θόρυβος μπορεί να ελαττωθεί εύκολα με χρήση γραμμικού φίλτρου σύμφωνα με τις διαδικασίες που αναφέρθηκαν προηγουμένως. Όταν όμως τα εύρη ζώνης σήματος και θορύβου επικαλύπτονται, και το πλάτος του θορύβου είναι ικανό να αλλοιώσει το σήμα, ένα παραδοσιακό φίλτρο, σχεδιασμένο για να αποκόπτει το θόρυβο, θα καταστρέψει και το σήμα, ή στην καλύτερη περίπτωση θα το παραμορφώσει.

Ένα τέτοιο παράδειγμα αποτελούν τα εγκεφαλικά δυναμικά που προκαλούνται από κάποιο ερέθισμα (οπτικό, ακουστικό ή σωματοαισθητικό), τα επονομαζόμενα **προκλητά δυναμικά** (EP-*Evoked Potentials*). Μία τέτοια απόκριση είναι πολύ δύσκολο να μετρηθεί, γιατί το πλάτος της είναι πολύ μικρότερο από αυτό του το ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (HEG) στο παρασκήνιο. Τόσο τα EP όσο και το HEG περιέχουν πληροφορία στο ίδιο εύρος συχνοτήτων. Έτσι, το πρόβλημα διαχωρισμού της επιθυμητής πληροφορίας δεν μπορεί να προσεγγισθεί με παραδοσιακό ψηφιακό φιλτράρισμα.

Άλλο τυπικό παράδειγμα είναι η ανίχνευση καθυστερημένων κοιλιακών δυναμικών (VLPVentricular Late Potentials) στο ΗΚΓ. Αυτά τα δυναμικά έχουν πολύ μικρό πλάτος, συγκρίσιμο με το αντίστοιχο του υπερτιθέμενου θορύβου στο σήμα,

όσον αφορά το περιεχόμενο συχνοτήτων. Σε τέτοιες περιπτώσεις αύξηση του SNR μπορεί να επιτευχθεί βάσει των διαφορετικών στατιστικών ιδιοτήτων του σήματος και του θορύβου.

Όταν το επιθυμητό σήμα επαναλαμβάνεται, η τεχνική της μέσης τιμής μπορεί να λύσει ικανοποιητικά το πρόβλημα του διαχωρισμού σήματος-θορύβου. Αυτή η τεχνική αθροίζει ένα σύνολο από προσωρινά τμήματα - επαναλήψεις του σήματος μαζί με τον υπερτιθέμενο θόρυβο. Αν οι χρονικές περίοδοι ευθυγραμμιστούν σωστά, με τη χρήση κάποιου εναύσματος, οι κυματομορφές μπορούν να αθροιστούν άμεσα, με την προϋπόθεση ότι το σήμα και ο θόρυβος χαρακτηρίζονται από τις ακόλουθες στατιστικές ιδιότητες:

- όλα τα τμήματα του σήματος περιέχουν μία ντετερμινιστική συνιστώσα του σήματος $x(n)$ που δεν ποικίλει για διάφορες επαναλήψεις,
- ο υπερτιθέμενος θόρυβος $w(n)$ είναι ένα στάσιμο μέγεθος με μηδενική μέση τιμή και διακύμανση σ^2 έτσι ώστε:

$$\begin{aligned} E[w(n)] &= 0 \\ E[w^2(n)] &= \sigma^2 \end{aligned}$$

- το σήμα $x(n)$ και ο θόρυβος $w(n)$ είναι ασυσχέτιστα, έτσι ώστε το λαμβανόμενο σήμα $y(n)$ στη i -στη επανάληψη μπορεί να εκφρασθεί:

$$y(n)_i = x(n) + w_i(n)$$

τότε από τη διαδικασία υπολογισμού μέσου όρου προκύπτει:

$$y_t(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i = x(n) + \sum_{i=1}^N w_i(n)$$

Ο όρος του θορύβου είναι μια εκτίμηση του μέσου όρου που προκύπτει με N υλοποιήσεις. Μια τέτοια μέση τιμή είναι μια νέα τυχαία μεταβλητή που έχει ίδιο μέσο όρο με τον αντίστοιχο του αθροίσματος (μηδέν σε αυτή την περίπτωση) και διακύμανση σ^2/N . Αποτέλεσμα της σχετικής διαδικασίας υπολογισμού της μέσης τιμής είναι η διατήρηση του πλάτους του σήματος και η μείωση της διακύμανσης του θορύβου κατά ένα παράγοντα N .

Η διαδικασία υπολογισμού της μέσης τιμής μπορεί να θεωρηθεί ως μια ψηφιακή διαδικασία φιλτραρίσματος, με χαρακτηριστικά συχνοτήτων που μπορούν να ερευνηθούν.

Από τη σχέση (2.19) διαμέσου του μετασχηματισμού Z , η συνάρτηση μεταφοράς του φίλτρου είναι:

$$H(z) = \frac{1 + z^{-h} + z^{-2h} + \dots + z^{-(N-1)h}}{N}$$

όπου N ο αριθμός των στοιχείων κατά μέσο όρο και h είναι ο αριθμός των δειγμάτων σε κάθε απόκριση. Μία εναλλακτική έκφραση για την $H(z)$ είναι η ακόλουθη:

$$H(z) = \frac{1}{N} \frac{1 - z^{-Nh}}{1 - z^{-h}}$$

Το παραπάνω είναι ένα βαθυπερατό φίλτρο, όπου η έξοδος είναι συνάρτηση της προηγούμενης τιμής με καθυστέρηση h δειγμάτων.

2.3.1.4 Φασματική Ανάλυση

Η φασματική ανάλυση καθιστά δυνατή τη μελέτη των βιολογικών σημάτων στο πεδίο των συχνοτήτων αντί του χρόνου, κάτι που συμβαίνει και με την μελέτη των περισσότερων σημάτων. Για την μετατροπή του σήματος στο πεδίο των συχνοτήτων χρησιμοποιείται η πλέον κλασική τεχνική του διακριτού μετασχηματισμού Fourier. Οι μέθοδοι για τον υπολογισμό της φασματικής πυκνότητας ισχύος (PSD), μπορούν να χωρισθούν σε (1)Μη παραμετρικές και (2)Παραμετρικές και περιγράφονται παρακάτω:

Οι μη-παραμετρικές μέθοδοι αποτελούν τον παραδοσιακό τρόπο ανάλυσης, που υπολογίζεται μέσω του γρήγορου μετασχηματισμού Fourier (FFT). Η έκφραση του PSD ως συνάρτηση της συχνότητας, $P(f)$, υπολογίζεται ως εξής:

$$P(f) = \frac{1}{T_s} \left| T_s \sum_{k=0}^{N-1} y(k) e^{-j2\pi f k T_s} \right|^2 = \frac{1}{N T_s} |Y(f)|^2$$

όπου T_s η περίοδος δειγματοληψίας, N ο αριθμός των δειγμάτων και $Y(f)$ ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier του $y(n)$.

Η PSD δύναται επίσης να υπολογιστεί σε δύο βήματα από τον μετασχηματισμό FFT της συνάρτησης αυτοσυσχέτισης του σήματος, με την τιμή της να δίνεται από την έκφραση:

$$\hat{R}_{yy}(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-k-1} y(i) y^*(i+k)$$

όπου το $*$ δηλώνει συζυγή μιγαδικό.

Επομένως η PSD μπορεί να εκφραστεί ως:

$$P(f) = T_s \sum_{k=-N}^N R_{yy}(k) e^{-j2\pi f k T_s}$$

όπου $-(1/2T_s) \leq f \leq (1/2T_s)$.

Οι μέθοδοι που βασίζονται στο γρήγορο μετασχηματισμό Fourier (FFT) είναι πολύ διαδεδομένες λόγω της υπολογιστικής τους ταχύτητας, και της άμεσης ερμηνείας

των αποτελεσμάτων. Επειδή η συνάρτηση αυτοσυσχέτισης και ο μετασχηματισμός Fourier θεωρητικά καθορίζονται από μια άπειρη ακολουθία δεδομένων, έτσι προκύπτουν λάθη από την ανάγκη να δουλέψουμε με περιορισμένο αριθμό δεδομένων προκειμένου να εκτιμήσουμε τις πραγματικές τιμές των συναρτήσεων. Επιπλέον, συχνά χρειάζεται να κάνουμε υποθέσεις, μη ρεαλιστικές, για τα δεδομένα εκτός του παραθύρου εργασίας, τα οποία συχνά θεωρούνται μηδέν. Αυτό υπονοεί εφαρμογή τετραγωνικού παραθύρου στα δεδομένα εξόδου. Διαφορετικά παράθυρα που συνδέουν ομαλά τα πλαϊνά δείγματα με το μηδέν χρησιμοποιούνται συχνά για την επίλυση αυτού του προβλήματος. Επιπλέον η εκτίμηση της PSD δεν είναι πάντα η στατιστικά αναμενόμενη και χρησιμοποιούνται διάφορες τεχνικές που βελτιώνουν τις στατιστικές του ιδιότητες.

Η μέθοδος του Welch αποτελεί μια από τις περισσότερο εφαρμοσμένες μη-παραμετρικές μεθόδους για τον υπολογισμό της PSD. Κατά την εφαρμογή της το σήμα χωρίζεται σε μικρότερα κομμάτια τα οποία δύναται να αλληλεπικαλύπτονται, και εφαρμόζεται σε αυτά κάποιο παράθυρο. Ακολουθεί ο υπολογισμός των PSD για κάθε ένα από τα επιμέρους τμήματα και η εκτίμηση της μέσης τιμής αυτών.

Η **παραμετρική προσέγγιση** θεωρεί ότι η υπό ανάλυση χρονική ακολουθία αποτελεί έξοδο ενός δοθέντος μαθηματικού μοντέλου, και δεν γίνονται δραστικές υποθέσεις σχετικά με τα δεδομένα εκτός παραθύρου, όπως συμβαίνει στις παραμετρικές. Σε αυτή την περίπτωση η PSD υπολογίζεται ως συνάρτηση των παραμέτρων του μοντέλου. Η επιλογή του κατάλληλου μοντέλου είναι ιδιαίτερα κρίσιμη για την αναπαράσταση της ακολουθίας των δεδομένων. Το μοντέλο εξαρτάται αποκλειστικά από τα φυσιολογικά, ανατομικά και φυσικά χαρακτηριστικά του βιολογικού συστήματος, αλλά παρέχει με απλότητα τις σχέσεις εισόδου-εξόδου της διαδικασίας στη λεγόμενη black-box προσέγγιση. Μεταξύ των διαφόρων μοντέλων, τα γραμμικά, που χαρακτηρίζονται από αναλογικές συναρτήσεις μεταφοράς, μπορούν να περιγράψουν ένα μεγάλο αριθμό από διαδικασίες. Στην πιο γενική περίπτωση, παριστάνονται από την εξής γραμμική εξίσωση, που συνδέει την είσοδο $x(k)$ με την έξοδο μιας ARMA (Autoregressive Moving Average) διαδικασίας:

$$y(k) = - \sum_{i=1}^p \alpha_i y(k-i) + \sum_{j=1}^q b_j x(k-j) + x(k)$$

όπου $x(k)$ είναι η είσοδος λευκού θορύβου με μηδενικό μέσο όρο και διακύμανση λ^2 , p και q είναι η τάξη των AR και MA όρων αντίστοιχα και α_i και b_j είναι οι κατάλληλοι συντελεστές.

Το ARMA μοντέλο μπορεί να επαναδιατυπωθεί ως ένα AR ή ως ένα MA μοντέλο αν οι συντελεστές b_j ή α_i , είναι μηδενικοί, αντίστοιχα. Εφόσον η εκτίμηση των AR παραμέτρων δίνει γραμμικές εξισώσεις τα AR μοντέλα χρησιμοποιούνται στη θέση των ARMA ή MA μοντέλων, με βάση τη θεωρία ότι κάθε ARMA ή MA διαδικασία πεπερασμένης διακύμανσης μπορεί να παρουσιασθεί σαν ένα μοναδικό AR μοντέλο, ακόμα και μη πεπερασμένο.

Οι παραμετρικές μέθοδοι, είναι πιο σύνθετες υπολογιστικά σε σχέση με τις μη παραμετρικές, αφού απαιτούν μια εκ των προτέρων επιλογή της δομής και της τάξης του μοντέλου του μηχανισμού γένεσης του σήματος. Κάποιοι έλεγχοι απαιτούνται εκ των υστέρων επεξεργασία του φάσματος για την επαλήθευση της λευκότητας του σφάλματος πρόβλεψης. Εκ των υστέρων επεξεργασία του φάσματος γίνεται και σε μη παραμετρικές μεθόδους ολοκληρώνοντας τη συνάρτηση $P(f)$ σε προκαθορισμένα εύρη συχνοτήτων. Πάντως το AR μοντέλο έχει το πλεονέκτημα ότι επιτρέπει φασματική ανάλυση για απευθείας και αυτόματο υπολογισμό της ισχύος και της συχνότητας κάθε

φασματικής συνιστώσας. Στο πεδίο του μετασχηματισμού z , η συνάρτηση αυτοσυσχέτισης $R(k)$ και η $P(z)$ του σήματος συνδέονται με τη σχέση:

$$R(k) = \frac{1}{2\pi j} \int_{|z|=1} P(z)z^{k-1} dz$$

Αν το ολοκλήρωμα υπολογιστεί με τη μέθοδο των υπολοίπων, η συνάρτηση αυτοσυσχέτισης αναλύεται σε άθροισμα ημίτονων, κάθε ένα από τα οποία σχετίζεται με ένα ζεύγος συζυγών μιγαδικών πόλων και εκθετικών συναρτήσεων, που σχετίζονται με τους πραγματικούς πόλους. Οι μετασχηματισμοί Fourier των όρων αυτών δίνουν την έκφραση κάθε φασματικής συνιστώσας που ταιριάζει με τη συνιστώσα που σχετίζεται με τον αντίστοιχο πόλο ή ζευγάρι πόλων.

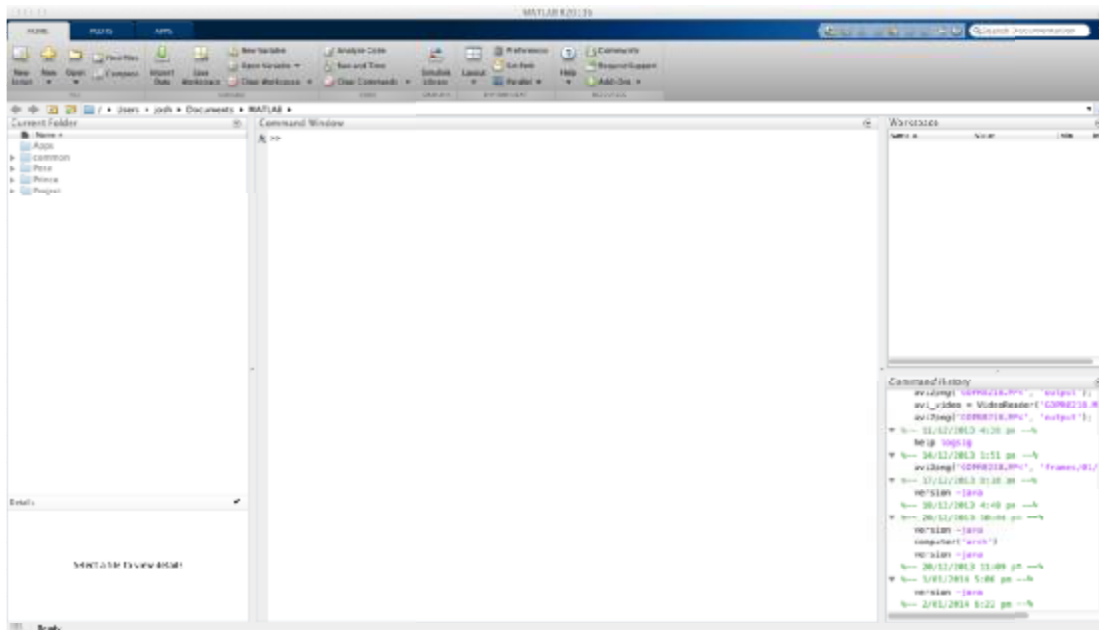
3 ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ: ΚΩΔΙΚΑΣ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΓΗ

Η παρούσα μελέτη αναπτύχθηκε με σκοπό την εστίαση τόσο σε θεωρητικό, όσο και σε πειραματικό επίπεδο, των θεμάτων που αφορούν την συσχέτιση των διεργασιών του ανθρώπινου εγκεφάλου, με τη χρήση των ηλεκτρονικών παιχνιδιών. Στα πλαίσια του σκοπού αυτού, η πειραματική διαδικασία που ακολουθήθηκε, είχε σκοπό την εδραίωση μίας αιτιώδους σχέσης ανάμεσα στη χρήση ηλεκτρονικών παιχνιδιών και την εγκεφαλική λειτουργία των χρηστών.

3.1 Περιβάλλον ανάπτυξης

Στη συγκεκριμένη εργασία για την ανάλυση και επεξεργασία των πειραματικών δεδομένων χρησιμοποιήθηκε το περιβάλλον της MATLAB, για αυτό το λόγο παρακάτω γίνεται μία σύντομη αναφορά σε αυτό το περιβάλλον εργασίας.

Η εφαρμογή MATLAB (Math works Inc.), αποτελεί ένα δυναμικό, εύχρηστο και ανοικτό υπολογιστικό περιβάλλον για την υλοποίηση επιστημονικών εφαρμογών σε ένα μεγάλο εύρος πεδίων, όπως η γραμμική άλγεβρα, η στατιστική επιστήμη, η αριθμητική ανάλυση, τα εφαρμοσμένα μαθηματικά και ο επιστημονικός λογισμός, η επεξεργασία σημάτων και εικόνας, η θεωρία ελέγχου, η θεωρία βελτιστοποίησης και τα γραφικά υπολογιστή. Το όνομα της προέρχεται από τα αρχικά των λέξεων MATrix LABoratory και είναι διαθέσιμη για πλατφόρμες Windows, Macintosh OS και Unix σε δύο βασικές εκδόσεις, την επαγγελματική (professional) και την εκπαιδευτική (student edition). Το περιβάλλον της MATLAB γεννήθηκε πριν από περισσότερα από 60 χρόνια και πλέον υποστηρίζει ένα μεγάλο αριθμό ενδογενών λειτουργιών και συναρτήσεων καθώς και εξωτερικές βιβλιοθήκες (toolboxes) για εξειδικευμένες περιοχές εφαρμογών. Υποστηρίζει επίσης μια ευέλικτη, απλή και δομημένη γλώσσα προγραμματισμού (script language) με πολλές ομοιότητες με την Pascal και παρέχει δυνατότητες εύκολης δημιουργίας, διασύνδεσης και χρήσης βιβλιοθηκών σε κώδικα γραμμένο στη γλώσσα αυτή (M files).



Εικόνα 3.1 Το περιβάλλον της προγραμματιστικής γλώσσας Matlab.

Η MATLAB εκτελεί από απλούς μαθηματικούς υπολογισμούς μέχρι και ολοκληρωμένα προγράμματα με εντολές παρόμοιες αυτών που υποστηρίζει μια γλώσσα υψηλού επιπέδου. Μπορεί επίσης να αποθηκεύει και να ανακαλεί δεδομένα, να δημιουργεί και να εκτελεί ακολουθίες εντολών που αυτοματοποιούν διάφορους υπολογισμούς και να σχεδιάζει γραφικά. Οι λειτουργίες της διακρίνονται στις τυποποιημένες, δηλαδή σε αυτές που χειρίζονται αριθμητικά δεδομένα και εξάγουν ανάλογα αποτελέσματα και στις συναρτήσεις του Symbolic Toolbox, οι οποίες χειρίζονται και υπολογίζουν συμβολικές εκφράσεις. Έτσι λοιπόν η MATLAB λειτουργεί ως διερμηνέας εντολών (command interpreter), οι οποίες δίνονται μέσω του παραθύρου εντολών της (command window) και μπορεί να είναι:

1. ορισμοί μεταβλητών και πράξεις
2. κλήση ενσωματωμένων συναρτήσεων της MATLAB και των εγκατεστημένων εργαλείων της (toolbox)
3. κλήση συναρτήσεων (functions) ή αρχείων εντολών MATLAB (scripts) που κατασκευάζονται από τους χρήστες με τη μορφή m-αρχείων

3.2 Πειραματική διαδικασία

Στο πείραμα μέσω του οποίου λήφθηκαν τα ηλεκτρο-φυσιολογικά δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία πήραν μέρος 4 εθελοντές, εκ των οποίων οι 2 άνδρες και οι 2 γυναίκες, όλοι ηλικίας από 25 μέχρι 45 ετών. Όλοι οι συμμετέχοντες είχαν υποβάλλει γραπτά την συγκατάθεσή τους αφού πληροφορήθηκαν εκτενώς σχετικά με τη διαδικασία. Ήταν όλοι υγιείς, χωρίς προβλήματα όρασης και χωρίς να έχει αναφερθεί η πρόσληψη κάποιας φαρμακευτικής αγωγής ή ουσιών, που θα μπορούσαν να επηρεάσουν την αξιοπιστία και την εγκυρότητα των μετρήσεων. Στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2 παρατίθενται ερωτηματολόγια σχετικά με το προφίλ και την προηγούμενη εμπειρία τους με τα ηλεκτρονικά παιχνίδια, ενώ στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3, το έντυπο συναίνεσης που υπεγράφη από όλους τους δοκιμαζόμενους στην ερευνητική διαδικασία.

Για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων χρησιμοποιήθηκε το διεθνές σύστημα 10/20 το οποίο όπως έχει ήδη αναφερθεί στο κεφάλαιο 1 της παρούσας εργασίας, είναι μία διεθνώς αναγνωρισμένη μέθοδος. Επιλέχθηκε, ως η πιο έγκυρη, μη-επεμβατική, μέθοδος και βασικός σκοπός της εφαρμογής του ήταν το να καταστεί δυνατή η σύγκριση των εγκεφαλικών δραστηριοτήτων που καταγράφονται, μεταξύ τους. Σύμφωνα λοιπόν με το σύστημα 10/20, χρησιμοποιήθηκαν κάσκες 64 ηλεκτροδίων, με δύο ηλεκτρόδια αναφοράς το A1 και το A2. Τα ηλεκτρόδια αναφοράς (A1,A2) τοποθετήθηκαν στο λοβό του αφτιού μακριά από τα ηλεκτρόδια που τοποθετήθηκαν στο κρανίο και μύες. Αξίζει να σημειωθεί ότι πέραν των βασικών ηλεκτροδίων για την καταγραφή των δυναμικών του εγκεφάλου, έγινε χρήση άλλων 3 ηλεκτροδίων: ένα για απόκτηση καρδιογραφήματος και 2 για ηλεκτρομυογράφημα προσώπου.

3.2.1 Εκτέλεση Πειράματος

Η κάθε καταγραφή διήρκεσε συνολικά 15 λεπτά, με το συνολικό χρόνο του διεξαγωγής του πειράματος ανά εξεταζόμενο να ανέρχεται σε 1 ώρα. Στο χρονικό αυτό διάστημα τα υποκείμενα κλήθηκαν να αλληλεπιδράσουν ελεύθερα με δύο διαφορετικά είδη ηλεκτρονικών παιχνιδιών, σε διαφορετικό επίπεδο δυσκολίας κάθε φορά. Οι συνολικές καταγραφές για κάθε εξεταζόμενο είναι 4 και περιγράφονται αναλυτικά στον παρακάτω πίνακα.

Καταγραφή	Ηλεκτρονικό Παιχνίδι	Χρονική Διάρκεια (σε λεπτά)	Επίπεδο Δυσκολίας
1 ^η	Tetris	15'	Πολύ Εύκολο
2 ^η	Tetris	15'	Πολύ Δύσκολο
3 ^η	Counter Strike	15'	Πολύ Εύκολο
4 ^η	Counter Strike	15'	Πολύ Δύσκολο

Πίνακας 3.1 Στοιχεία και Διάρκεια Καταγραφών

Οι ανωτέρω διεργασίες εφαρμόστηκαν σε οθόνη 17 ιντσών τύπου LCD, τοποθετημένη σε απόσταση 80cm από τον εκάστοτε χρήστη. Κατά τη πραγματοποίηση της πειραματικής διαδικασίας οι συμμετέχοντες βρίσκονταν σε κλειστή αίθουσα με ηχομόνωση, χωρίς να υπάρχουν εξωτερικά ερεθίσματα, πέραν αυτών που προέρχονταν από τα ίδια τα ηλεκτρονικά παιχνίδια. Κατά το πείραμα χρησιμοποιήθηκε πληκτρολόγιο, ποντίκι και ηχεία. Η απόκτηση των σημάτων μέσω των ηλεκτροδίων κατέστη δυνατή με το SynAmps RT 64-channel Amplifier. Τέλος, ολόκληρη η διαδικασία ήταν υπό συνεχή παρακολούθηση των σημάτων στον στην οθόνη του υπολογιστή καταγραφής.

Η πειραματική διάταξη σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε, ώστε να γίνεται καταγραφή των προκλητών δυναμικών καθ' όλη τη διάρκεια της χρήσης βιντεοπαιχνιδιών. Το κλινικό πρωτόκολλο που χρησιμοποιήθηκε εξετάζει δύο βασικά θέματα. Τις πιθανές διαφορές των ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων του χρήστη κατά τη χρήση (α) διαφορετικών τύπων παιχνιδιού και (β) διαφορετικής δυσκολίας.

3.2.2 Ηλεκτρονικά Παιχνίδια

Τα ηλεκτρονικά παιχνίδια που χρησιμοποιήθηκαν για την διεξαγωγή του πειράματος επιλέχθηκαν με βάση τη δημοτικότητα τους, τόσο σε επίπεδο ψυχαγωγίας, όσο και σε επίπεδο υπάρχουσας έρευνας. Ενδεικτικά, παρατίθεται πίνακας με τις βιβλιογραφικές αναφορές και τα αποτελέσματα των μετρήσεων σχετικών ερευνών:

Reference	Αριθμός Υποκειμένων	Σύντομη Περιγραφή Πρωτόκολλου	Μετρήσεις
Engelhardt, Christopher R., et al. "Neural desensitization to violence predicts increased aggression following violent video game exposure." <i>Journal of Experimental Social Psychology</i> 47.5 (2011): 1033-1036.	70	Picture viewing session after playing a violent or a non violent game, competitive reaction time task	Visually evoked ERP to (P3 amplitude)
Pellouchoud E1, Smith ME, McEvoy L, Gevins A., Mental effort-related EEG modulation during video-game play: comparison between juvenile subjects with epilepsy and normal control subjects (1999).	14	Resting, watching & playing session	Theta & Alpha band EEG power, mu rhythm
McMahan, Timothy, Ian Parberry, and Thomas D. Parsons. "Modality specific assessment of video game player's experience using the Emotiv." <i>Entertainment Computing</i> 7 (2015): 1-6.	30	Picture recognition task, playing Meat Boy	Relative spectral power in beta and gamma band during picture recognition task, low-intensity gameplay and high-intensity gaming events
Khairuddin, RN Hamizah R., Aamir Saeed Malik, and NidalKamel. "EEG topographical maps analysis for 2D and 3D video game play." <i>Intelligent and Advanced Systems (ICIAS), 2014 5th International Conference on</i> . IEEE, 2014.	29	5 min-sessions of eyes-open and eyes-closed resting EEG, 20 min-sessions of 2D and 3D of passive and active gameplay (Gran Turismo5)with 5-10 minutes break between	Absolute EEG power and coherence difference between conditions

		gameplays for questionnaire	
Bailey, Kira, and Robert West. "The effects of an action video game on visual and affective information processing." <i>Brainresearch</i> 1504 (2013): 35-46.	29	10 1-hour gameplay sessions, separated by sessions of behavioral and ERP testing. Individuals played either an action game (Unreal Tournament 3) or a non-action game (Tetris).	Visually evoked ERP (N2-P3)
Sheikholeslami, Cameron, et al. "A high resolution EEG study of dynamic brain activity during video game play." <i>2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society</i> . IEEE, 2007.	2	3-minute eyes-open resting EEG session, 60-min gameplay	Alpha and theta band EEG power/topography
Subhani, Ahmad Rauf, Xia Likun, and Aamir Saeed Malik. "Association of autonomic nervous system and EEG scalp potential during playing 2D Grand Turismo 5." <i>2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society</i> . IEEE, 2012.	10	5-minute pre- and post-gameplay rest, 20 min gameplay (different levels of Gran Turismo 5) session	EEG workload index (theta power at Fz/alpha power at Pz), HRV (relative spectral power at LF, HF bands and their ratio)
He, Eric J., et al. "EEG spatio-spectral mapping during video game play." <i>2008 International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine</i> . IEEE, 2008.	4	3-minutes baseline, 3-min recordings every 10 mins of gameplay. Individuals played a competitive (Super Mario Tennis) and a strategy (Civilization) videogame.	Timecourse of theta-band relative spectral power at frontal electrodes
Malik, Aamir Saeed, et al. "Investigating brain activation with respect to playing video games on large screens." <i>Intelligent and Advanced Systems (ICIAS), 2012 4th International Conference on</i> . Vol. 1. IEEE, 2012.	28	Eyes-open baseline, gameplay using small or large display	Absolute power, coherence, phase lag in major EEG bands
Joann Lianekhammy, Ronald Werner-Wilson, "Links to Prosocial Factors and Alpha Asymmetry in Adolescents during Violent and Non-Violent Video Game Play", 2015	45	Randomly assigned to play violent, non violent or brain training video game	EEG power, frontal asymmetry

Πίνακας 3.2 Πίνακας Σχετικών Βιβλιογραφικών Αναφορών

Αν και η επίδραση των ηλεκτρονικών παιχνιδιών αποτελεί αντικείμενο έρευνας από το 1980, η ανάλογη βιβλιογραφία με χρήση μετρήσεων ηλεκτροεγκεφαλογράφου δεν είχε αρχίσει να ανθίζει, μέχρι πρότινος, με το μεγαλύτερο ποσοστό της να επικεντρώνει το ενδιαφέρον στη δραστηριότητα των κυμάτων συχνότητας θήτα.

Μια ενδιαφέρουσα δημοσίευση αποτελεί αυτή με τίτλο: "**Mental Effort-Related EEG-Modulation During Video-Game Play: Comparison Between Juvenile Subjects with Epilepsy and Normal Control Subjects (1999)**", κατά την οποία συμμετείχαν 14 παιδιά ηλικίας από 9 έως 15 ετών, 7 εκ των οποίων είχαν διαγνωστεί με επιληπτικές κρίσεις. Η καταγραφή του εγκεφαλογράφηματος έγινε καθώς τα παιδιά παίζανε "Kirby's Avalanche", στην κονσόλα Super Nintendo. Τα αποτελέσματα δεν υπέδειξαν καμία σημαντική διαφορά ανάμεσα στα ΗΕΓ των παιδιών με επιληψία και στα υγιή. Η εγκεφαλική δραστηριότητα όλων των συμμετεχόντων ήταν έντονη στο μετωπικό λοβό (στην έμπροσθεν κεντρική επιφάνεια), με την θήτα να αυξάνει, ενώ η άλφα να μειώνεται αναλογικά σε όλες τις τρεις υπό εξέταση καταστάσεις: ξεκούραση, παρακολούθηση παιχνιδιού, ενεργός

συμμετοχή στο παιχνίδι. Τα αποτελέσματα αυτά βέβαια ήρθαν ως επιβεβαίωση των προηγούμενων ερευνών, σύμφωνα με τις όποιες ο επαυξημένος θήτα ρυθμός, επίσης συνδέονταν άμεσα με μείωση του άλφα, στη έμπροσθεν κεντρική επιφάνεια (Yamada, F. (1998). "**Frontal midline theta rhythm and eye blinking activity during a VDT task and a video game: Useful tools for psychophysiology in ergonomics.**" *Ergonomics*,41,678–688).

Αλλά και στις σύγχρονες πειραματικές μετρήσεις, ο ρυθμός θήτα συνεχίζει να αποτελεί σημείο ενδιαφέροντος. Απόδειξη του ότι το ΗΕΓ αποτελεί χρήσιμο εργαλείο ποσοτικής ανάλυσης για τη μελέτη της δυναμικής δραστηριότητας του εγκεφάλου αποτελεί το περιεχόμενο του ερευνητικού έργου "**A High Resolution EEG Study of Dynamic Brain Activity during Video Game Play (Sheikholeslami, Cameron, et al., 2007)**", στο οποίο έγινε μέτρηση προκλητών δυναμικών σε μικρής διάρκειας καταγραφές κατά τη χρήση ηλεκτρονικών παιχνιδιών. Τα αποτελέσματα των καταγραφών επαλήθευσαν τα υπάρχοντα ευρήματα· η συχνότητα θήτα στην έμπροσθεν κεντρική επιφάνεια αύξανε, καθώς επί του βρεγματικού λοβού η άλφα ελαττωνόταν σημαντικά. Στη δημοσίευση "**EEG spatio-spectral mapping during video game play**" (He Eric J., Yuan, Yang, Sheikholeslami, He B. 2008)", οι συμμετέχοντες έπαιζαν επί 2 ώρες ένα ηλεκτρονικό παιχνίδι στρατηγικής και ένα απλού ανταγωνισμού (competitive game). Κατά την αλληλεπίδραση με το παιχνίδι στρατηγικής, η δραστηριότητα θήτα στην έμπροσθεν κεντρική επιφάνεια, αύξανε με την πάροδο του χρόνου. Όσο περισσότερο διαρκούσε το παιχνίδι, τόσο μεγαλύτερης έντασης ήταν τα κύματα θήτα, ιδιαίτερα στο παιχνίδι στρατηγικής. Αν και το εύρημα αυτό θα μπορούσε να οφείλεται σε μεγαλύτερη εγκεφαλική διεργασία και διανοητικό φόρτο λόγω της φύσης του παιχνιδιού, πιθανόν να υποδεικνύει επιπτώσεις στην ψυχική υγεία των υποκειμένων. Φυσικά, η επιλογή του ρυθμού θήτα ως σημείο ενδιαφέροντος, μόνο τυχαία δεν είναι, καθώς σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, είναι ο ρυθμός που σχετίζεται άμεσα με το διανοητικό φόρτο αλλά και την προσοχή (Klimesch, 1999; Barry & Clarke, 2009).

Καθόσον ένα από τα κυριότερα ζητήματα προς διερεύνηση είναι η επίδραση των ηλεκτρονικών παιχνιδιών στην ανθρώπινη συμπεριφορά και η όποια σχέση πιθανόν τα συνδέει με αυτήν, ήταν αναμενόμενη και η εστίαση των ερευνών στην επίδραση των παιχνιδιών βίας. Εντυπωσιακά ήταν τα αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας που περιγράφεται στη έρευνα με τίτλο "**Neural desensitization to violence predicts increased aggression following violent video game exposure**", κατά την οποία 70 νέοι ηλικίας από 18 έως 20 ετών κλήθηκαν να αντιδράσουν στη θέα εικόνων βίας, έχοντας παίξει τυχαία 25 λεπτά είτε παιχνιδιού με μεγάλο ποσοστό βίας, είτε με μηδενικό, επί 25 λεπτά. Οι συμμετέχοντες που έπαιζαν τα παιχνίδια βίας, παρουσίασαν σημαντικά μεγαλύτερη νευρωνική απευαισθητοποίηση κατά την έκθεση σε εικόνες βίας, αντίθετα με αυτούς που έπαιζαν παιχνίδια χωρίς βία, φανερώνοντας τις επιπτώσεις που μπορεί να έχουν τα διαφορετικά είδη παιχνιδιών στα ανθρώπινα συναισθήματα και συμπεριφορά. Το 2012, σε έρευνα των **Lianekhammy και Werner-Wilson**, 45 εθελοντές φοιτητές κλήθηκαν να παίξουν ένα παιχνίδι μετά από τυχαία κλήρωση για τον καθένα. Οι πιθανές κατηγορίες παιχνιδιών ήταν: βίας, χωρίς βία και μνήμης. Τα αποτελέσματα των καταγραφών δείχνανε αυξημένη συχνότητα θήτα στην έμπροσθεν επιφάνεια μόνο κατά την αλληλεπίδραση με το παιχνίδι μνήμης, κάτι που φανερώνει τη σημασία του περιεχομένου. Επίσης σημαντικό ήταν και το εύρημα της έμπροσθεν ασυμμετρίας, καθώς οι παίκτες των βίαιων παιχνιδιών παρουσίασαν μεγαλύτερη ενεργοποίηση στο αριστερό ημισφαίριο, από ότι στο δεξί. Αυτού του είδους η ενεργοποίηση σύμφωνα με αρκετές δημοσιεύσεις και έρευνες συνδέεται με το θυμό και την επιθετικότητα (Davidson, et al., 2000). Εξίσου σημαντικά είναι και τα

ευρήματα των **Salminen και Ravja**, καθώς σε έρευνα με 25 υγιείς συμμετέχοντες, το 2008, έφεραν στην επιφάνεια τη σύνδεση του ΗΕΓ με συγκεκριμένα γεγονότα κατά τη διάρκεια του παιχνιδιού. Με χρήση προκλητών δυναμικών, παρατήρησαν πως τη στιγμή που ο παίκτης κατάφερνε να εξολοθρευσει τον αντίπαλο, εμφανίζονταν έντονος ρυθμός θήτα στον ινιακό λοβό, αλλά και άλφα ρυθμός επί των περιοχών του κινητικού φλοιού, πιθανότατα λόγω της έντονης κίνησης των δαχτύλων που απαιτούνταν για την αλληλεπίδραση με το παιχνίδι.

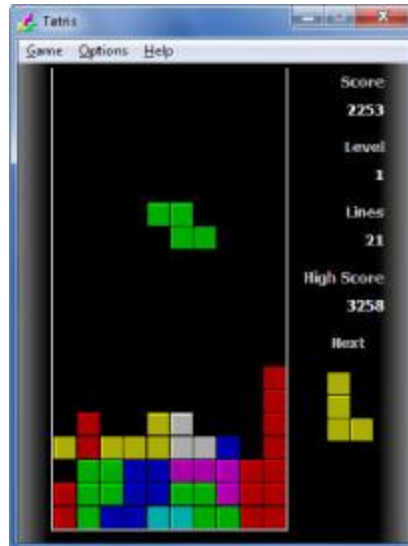
Σημαντικά εργαλεία για την εξαγωγή αποτελεσμάτων αποτελούν επίσης μεγέθη όπως η συνεκτικότητα (coherence) αλλά και η καθυστέρηση φάσης (phase lag). Η πρόσφατη έρευνα "**Investigating Brain Activation with respect to Playing Video Games on Large Screens (2016)**", ανέδειξε υψηλή απόλυτη ισχύ στον ινιακό και τον έμπροσθεν βρεγματικό λοβό, καθώς και σημαντική συνεκτικότητα (coherence) μεταξύ των δύο αυτών λοβών, που μαρτυρά τη διασύνδεση των περιοχών, με την καθυστέρηση φάσης να υποδεικνύει ως τάχιστη την επικοινωνία ανάμεσα τους. Οι Timothy McMahan, Ian Parberry και Thomas D. Parsons, χρησιμοποιώντας για τις καταγραφές τους το Emotiv Headset ("**Modality specific assessment of video game player's experience using the Emotiv**", 2015), αποπειράθηκαν να εξερευνήσουν την εμπειρία του χρήστη κατά τη διάρκεια ενός παιχνιδιού, με προκλητά δυναμικά σε συγκεκριμένα γεγονότα κατά τη διάρκεια του παιχνιδιού. Κατά τα γεγονότα υψηλής έντασης, παρατηρήθηκε μεγάλη αύξηση των βήτα και γάμμα ρυθμών.

Πολλοί ερευνητές, για την επαλήθευση των αποτελεσμάτων αλλά και την εξαγωγή διαφόρων άλλων συμπερασμάτων, χρησιμοποιούν και άλλες τεχνικές ή μετρήσεις, πέραν αυτών που περιλαμβάνουν τη μελέτη συμπεριφοράς, με μερικές από αυτές να είναι η καταγραφή καρδιογραφήματος (Ballard & Wiest, 1996), η δερματική αγωγιμότητα (Ravaja, Turpeinen, Saari, Puttonen, & Keltikangas-Järvinen, 2008), το ηλεκτρομυογράφημα (Hayes Converse, Teressa Ferraro, et al., 2013) αλλά και η καταγραφή της σχετικής θέσης κερατοειδή.

Στη παρούσα εργασία, δόθηκε έμφαση στο όχι και τόσο διαδεδομένο πεδίο της επίπτωσης των ηλεκτρονικών παιχνιδιών στις εγκεφαλικές διεργασίες των ενηλίκων, με χρήση ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Το περιεχόμενο των παιχνιδιών που επιλέχθηκαν για αυτό το σκοπό περιγράφεται συνοπτικά παρακάτω, καθώς και οι διαφορές μεταξύ των επιπέδων δυσκολίας που εφαρμόστηκαν.

TETRIS

Αποτελεί ένα από τα πιο γνωστά παιχνίδια τύπου puzzle που αναπτύχθηκε το 1984, στην Σοβιετική ακαδημία επιστημών. Είναι διαθέσιμο σχεδόν σε οποιαδήποτε κονσόλα και λειτουργικό σύστημα υπολογιστή, καθώς και σε κινητά, σε graphing calculator, σε portable media player, σε PDA και σε network music player. Σκοπός του παιχνιδιού είναι η δημιουργία οριζόντιων γραμμών, χωρίς κενά, από "tetriminos": μπλοκ διαφορετικής γεωμετρίας που εμφανίζονται στην οθόνη. **Ο βαθμός δυσκολίας σε κάθε επίπεδο ορίζεται από την ταχύτητα με την οποία εμφανίζονται και πέφτουν.** Κατά την ολοκλήρωση μίας γραμμής, αυτή εξαφανίζεται, «ανοίγοντας χώρο στον χρήστη για τη δημιουργία της επόμενης. Ο παίκτης χάνει όταν η οθόνη έχει γεμίσει και δεν υπάρχει χώρος για άλλα "tetriminos". Για τη διαδικασία του πειράματος χρησιμοποιήθηκε η εφαρμογή Tetris 1.7, από την Crystal Office Systems: <http://tetris-1.soft32.com>



Εικόνα 3.2 Στιγμιότυπο από το παιχνίδι Tetris 1.7

COUNTER STRIKE

Αποτελεί ένα από τα παλαιότερα και πιο δημοφιλή ηλεκτρονικά παιχνίδια προσομοίωσης μάχης, πρώτου προσώπου (First Person Shooting), που κρατάει τις ρίζες του περί το 1999. Δημιουργήθηκε ως modification του παιχνιδιού “Half Life” της Valve, η οποία και το εξαγόρασε αργότερα. Οι παίκτες καλούνται να συμμετάσχουν στη μάχη σε ομάδες ως «τρομοκράτες» ή «αντί-τρομοκράτες». Σε κάθε round, σκοπός των παικτών είναι να κερδίσουν την αντίπαλη ομάδα, είτε ολοκληρώνοντας συγκεκριμένες αποστολές, είτε εξοντώνοντας τους αντιπάλους. **Η δυσκολία αυξάνεται καθώς ο αυξάνεται ο αριθμός των αντιπάλων, αλλά και η ευστοχία στις βολές τους.** Η έκδοση που χρησιμοποιήθηκε για τη διαδικασία του πειράματος είναι η Counter Strike 1.6, που διατίθεται δωρεάν για offline χρήση από την Softpedia: <http://games.softpedia.com/get/Freeware-Games/Counter-Strike.shtml>



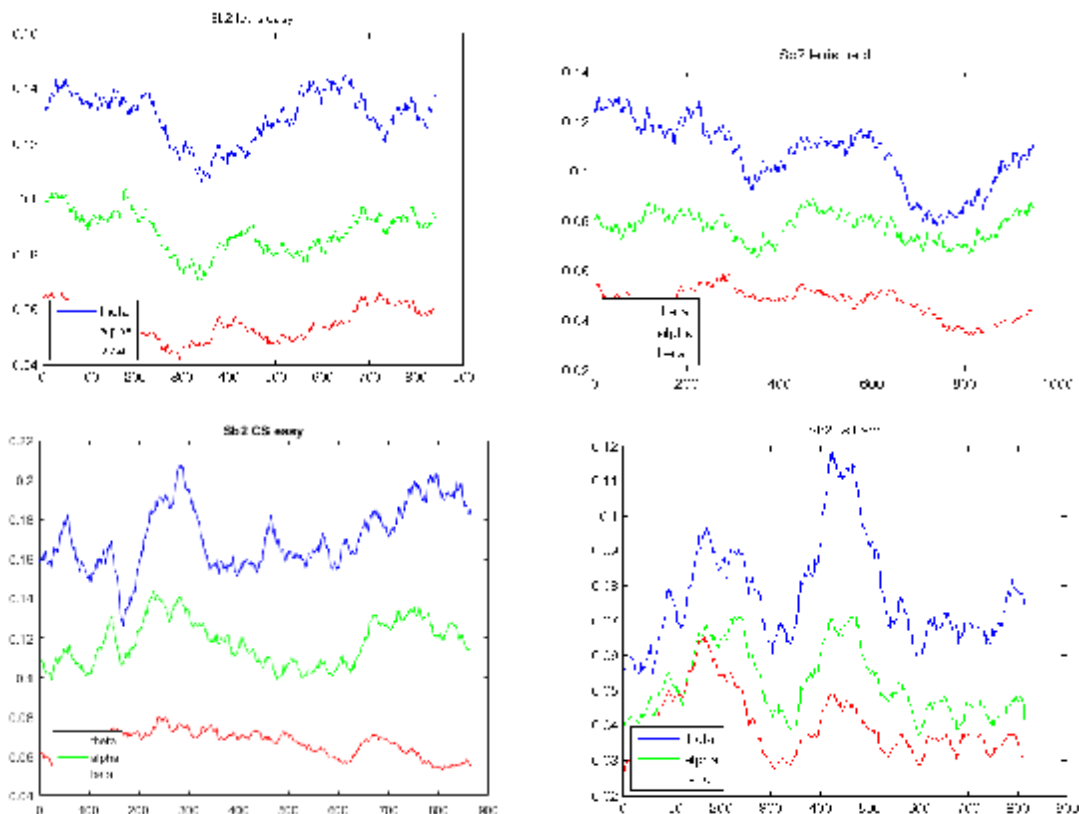
Εικόνα 3.3 Στιγμιότυπο από το παιχνίδι Counter Strike 1.6

3.3 Ανάλυση Δεδομένων

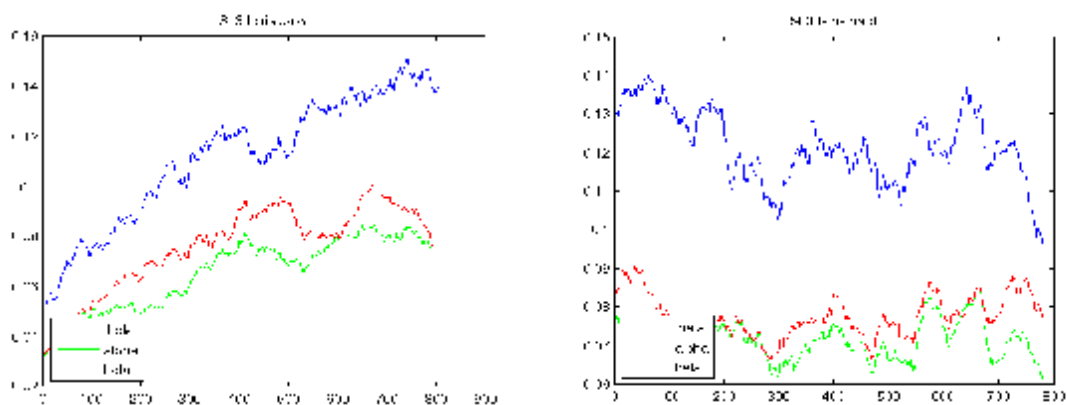
3.3.1 Εφαρμογή Αλγορίθμου (1) BandPower

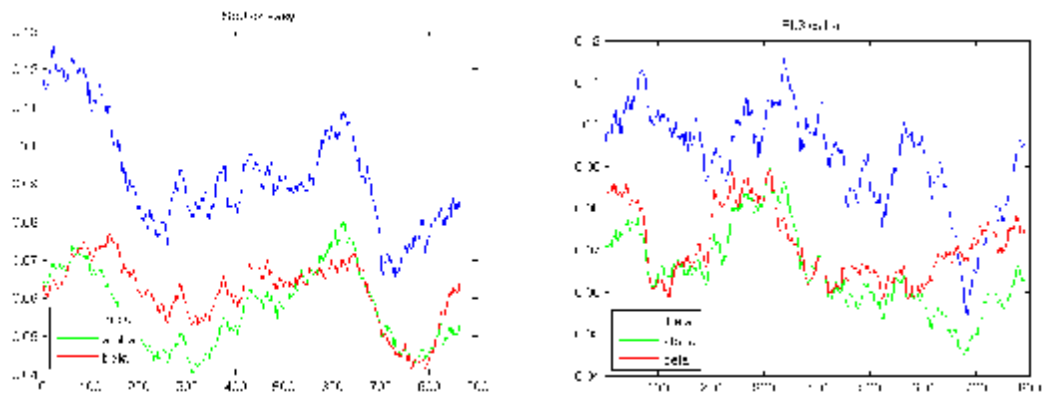
Ο πρώτος αλγόριθμος περιλαμβάνει τον υπολογισμό της κανονικοποιημένης ισχύος του σήματος, αφού πρώτα το χωρίσει σε epochs, ανάλογα με τα βήματα και τη συχνότητα δειγματοληψίας που ο χρήστης ορίζει. Στα αποτελέσματα που ακολουθούν, έχουν δοθεί σαν παράμετροι:

1. Ο πίνακας Row_ της κάθε καταγραφής, ο οποίος περιλαμβάνει τις εντάσεις των δυναμικών, χωρισμένες σε 4 διαφορετικές μπάντες και αποθηκευμένες σε 4 διαφορετικές γραμμές, όπως προέκυψε από τον αλγόριθμο PowerPlot.
2. Τιμή step (βήμα) ίση με 1 second
3. Τιμή smoothing (εξομάλυνση) παραθύρου ίση με 120 seconds

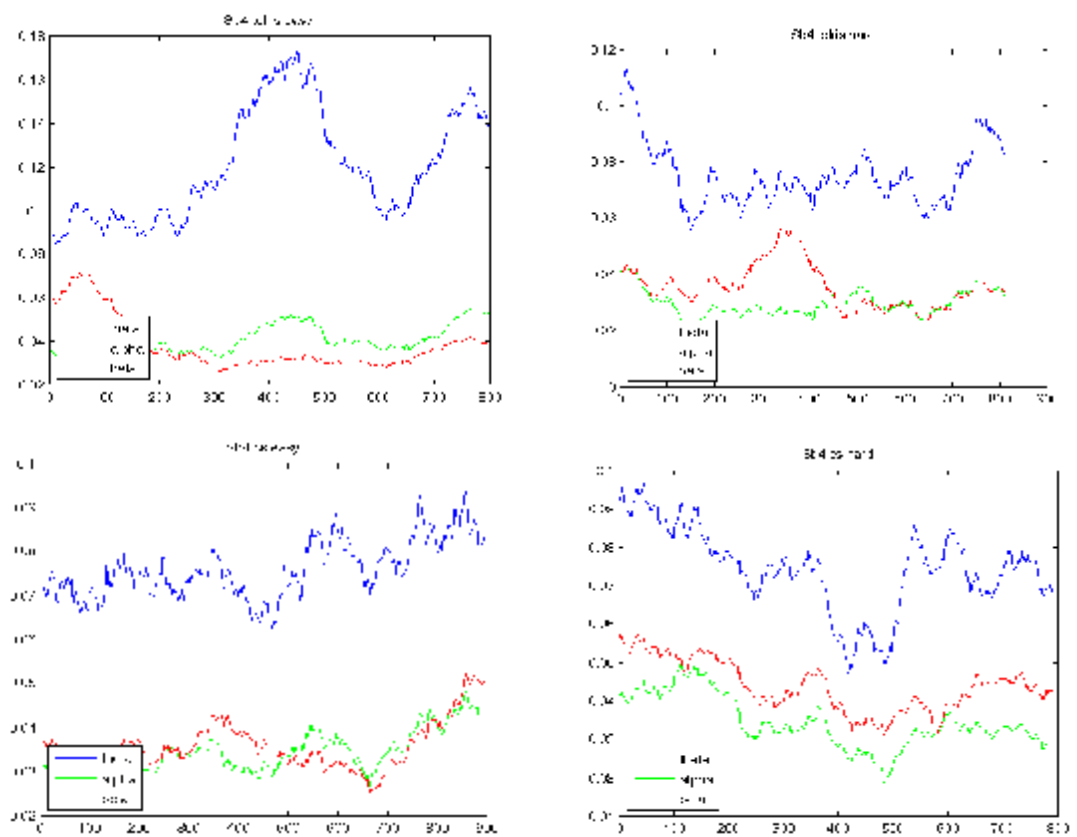


Εικόνα 3.4 Εφαρμογή Αλγορίθμου (1), στις καταγραφές του πρώτου υποκειμένου

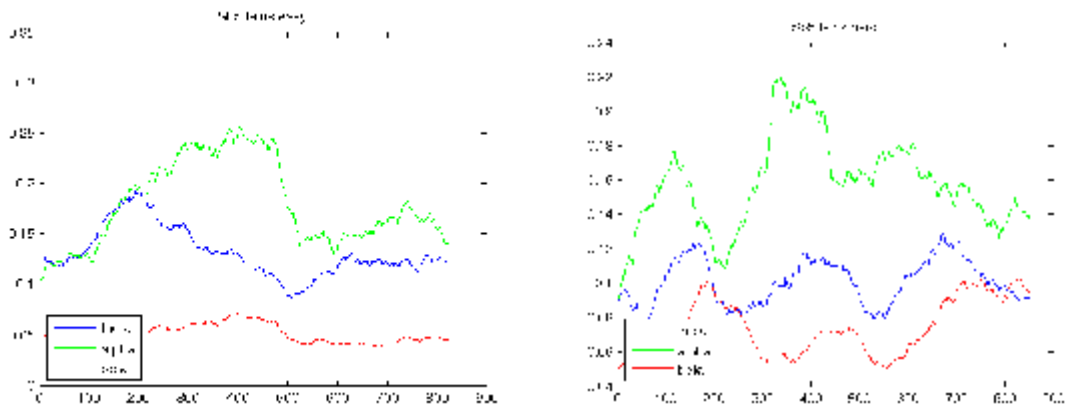


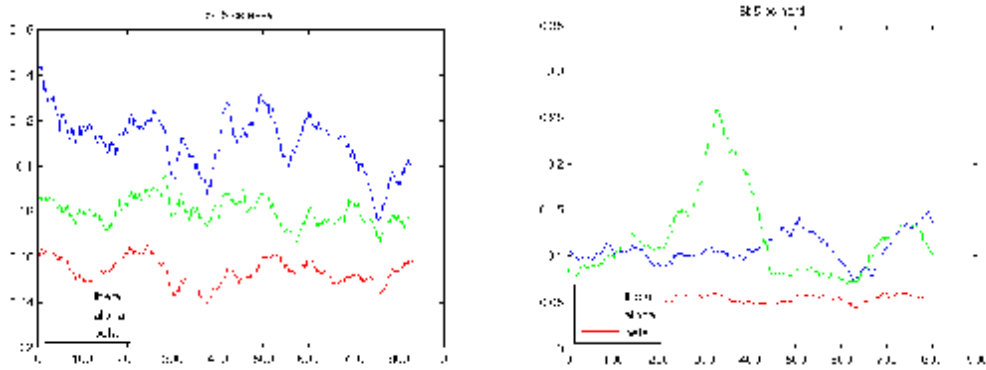


Εικόνα 3.5 Εφαρμογή Αλγορίθμου (1), στις καταγραφές του δεύτερου υποκειμένου



Εικόνα 3.6 Εφαρμογή Αλγορίθμου (1), στις καταγραφές του τρίτου υποκειμένου



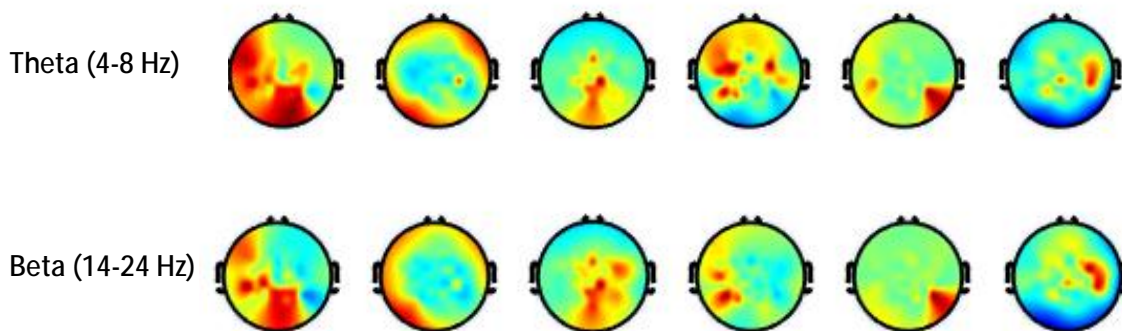


Εικόνα 3.7 Εφαρμογή Αλγορίθμου (1), στις καταγραφές του τέταρτου υποκειμένου

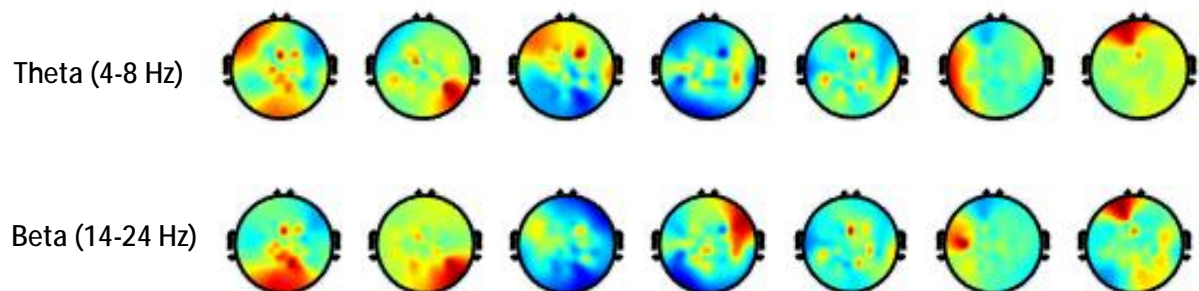
3.3.2 Εφαρμογή Αλγορίθμου (2) VisualizeTopo

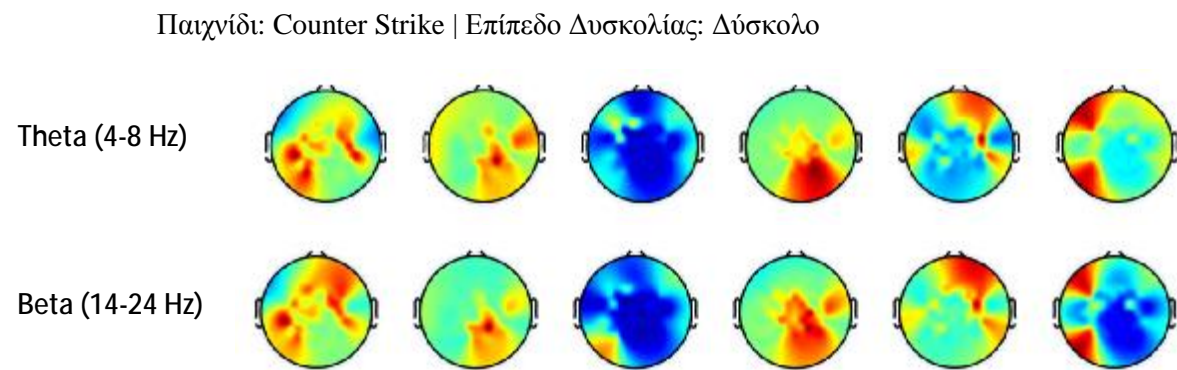
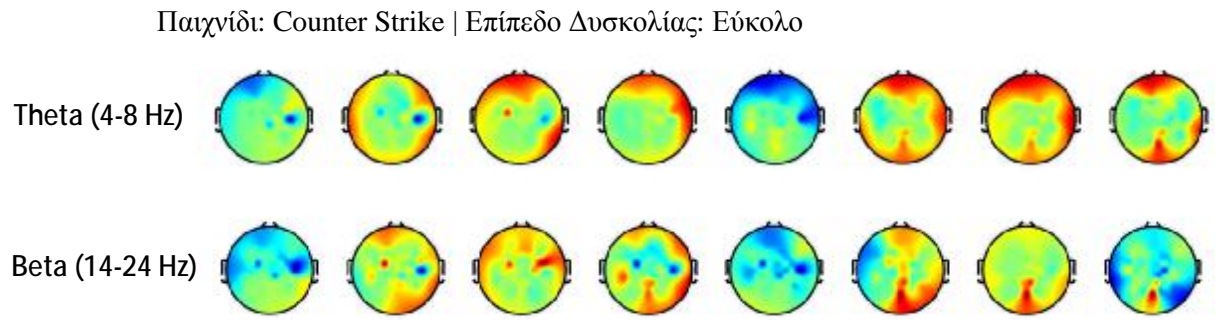
Ο δεύτερος αλγόριθμος δέχεται σαν είσοδο το συνολικό αρχείο καταγραφής του εγκεφαλογραφήματος (.CNT) που αποκτήθηκε μέσω του neuroscan και περιέχει όλες τις απαραίτητες πληροφορίες, όπως η συχνότητα δειγματοληψίας, ο συνολικός χρόνος της καταγραφής και τα δεδομένα του κάθε ηλεκτροδίου. Για την ορθή λειτουργία του αλγορίθμου προ-απαιτείται η εκτέλεση του εργαλείου EEGLab, ώστε να μεταφορτωθεί η καταγραφή ως μεταβλητή και να καθοριστούν οι θέσεις χώρο (channel locations) των ηλεκτροδίων στο χώρο. Ο αλγόριθμος χωρίζει το περιεχόμενο του πίνακα καταγραφών σε epochs προς ανάλυση, αφού πρώτα περιορίσει τη συχνότητα ενδιαφέροντος ('theta', 'alpha', 'beta'), σύμφωνα με την τιμή που έχει εισάγει ο χρήστης.

Παιχνίδι: Tetris | Επίπεδο Δυσκολίας: Εύκολο

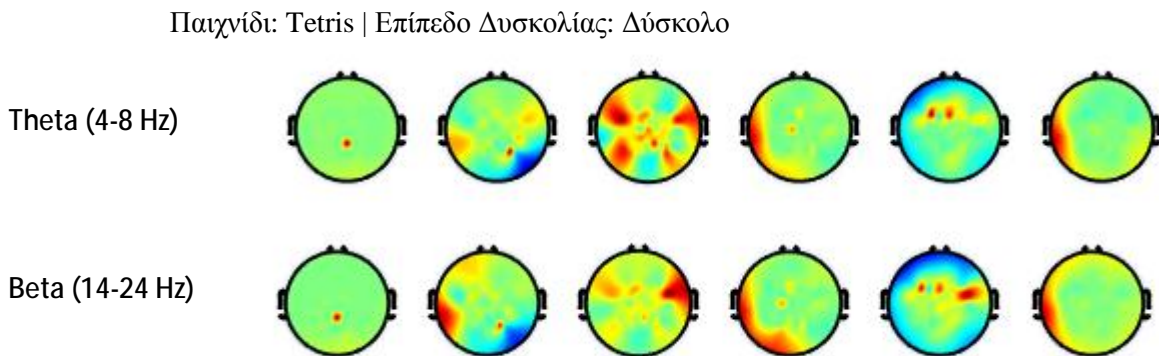
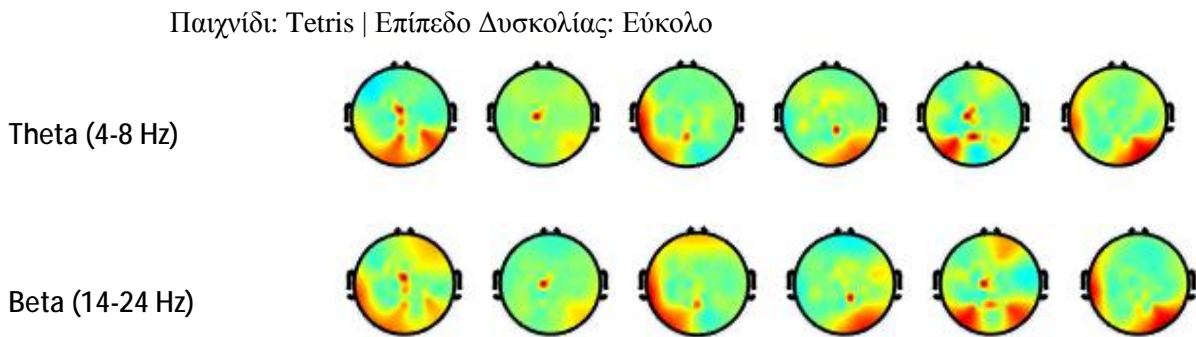


Παιχνίδι: Tetris | Επίπεδο Δυσκολίας: Δύσκολο

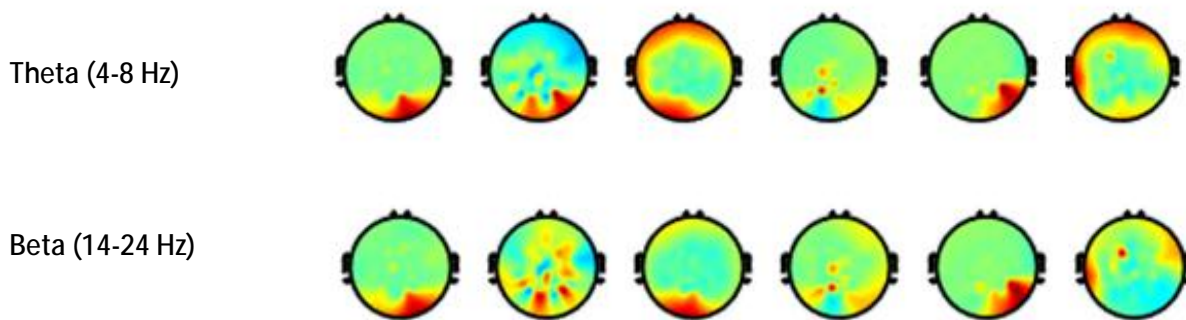




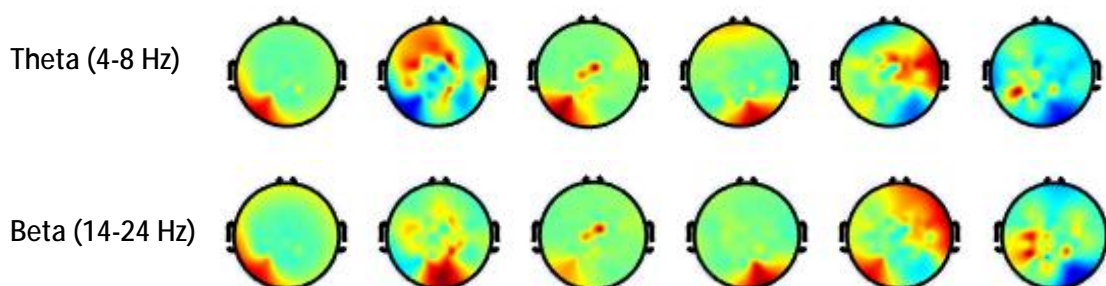
Εικόνα 3.8 Εφαρμογή Αλγορίθμου (2), για τις καταγραφές του πρώτου εθελοντή



Παιχνίδι: Counter Strike | Επίπεδο Δυσκολίας: Εύκολο

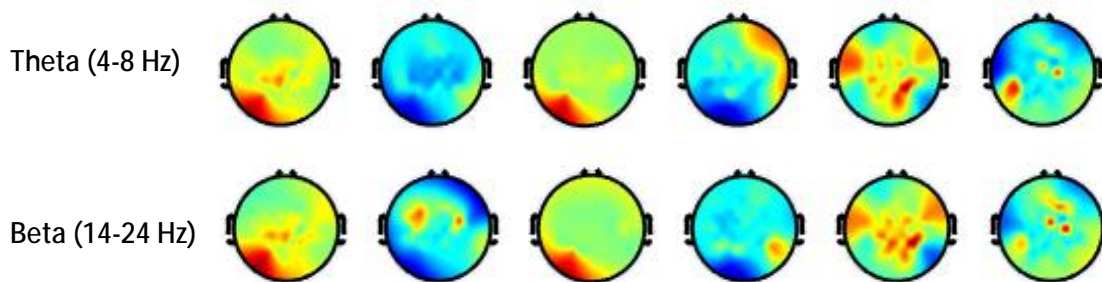


Παιχνίδι: Counter Strike | Επίπεδο Δυσκολίας: Δύσκολο

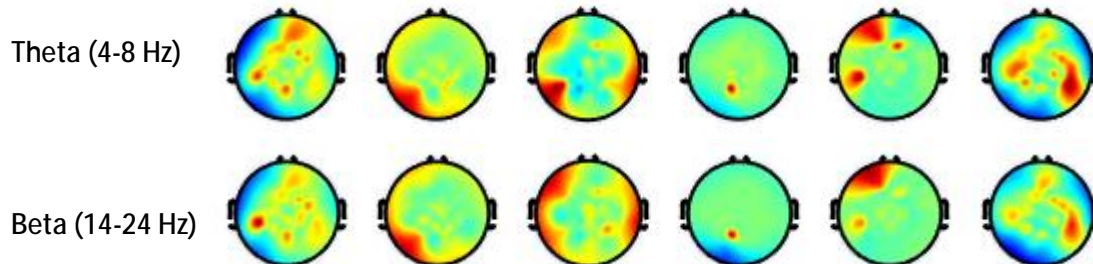


Εικόνα 3.9 Εφαρμογή Αλγορίθμου (2), για τις καταγραφές του δεύτερου εθελοντή

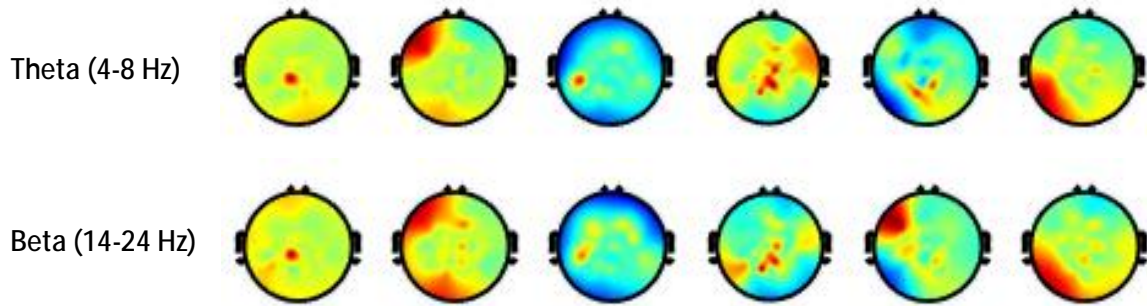
Παιχνίδι: Tetris | Επίπεδο Δυσκολίας: Εύκολο



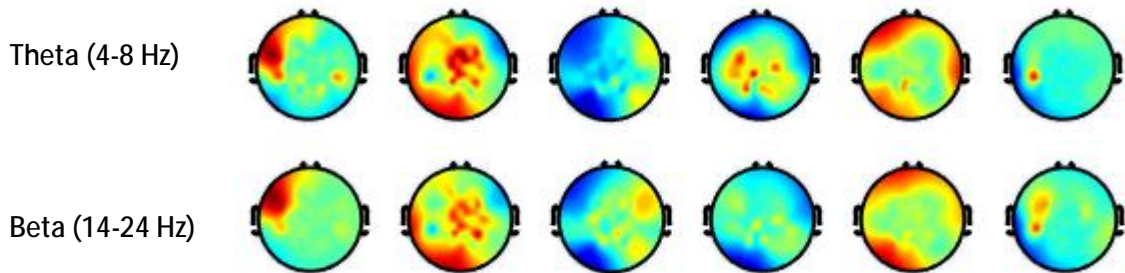
Παιχνίδι: Tetris | Επίπεδο Δυσκολίας: Δύσκολο



Παιχνίδι: Counter Strike | Επίπεδο Δυσκολίας: Εύκολο

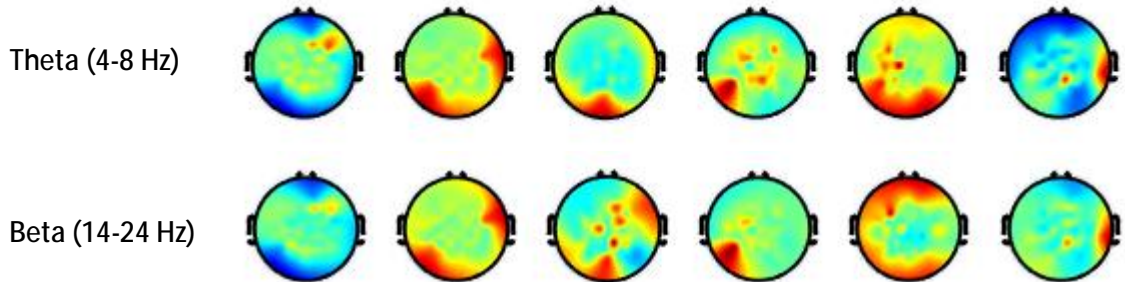


Παιχνίδι: Counter Strike | Επίπεδο Δυσκολίας: Δύσκολο

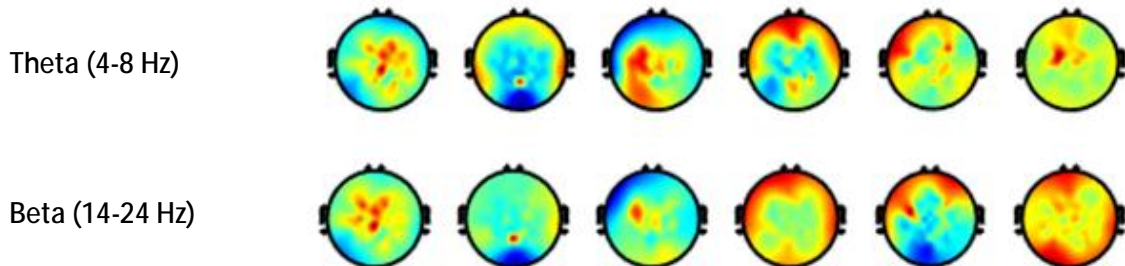


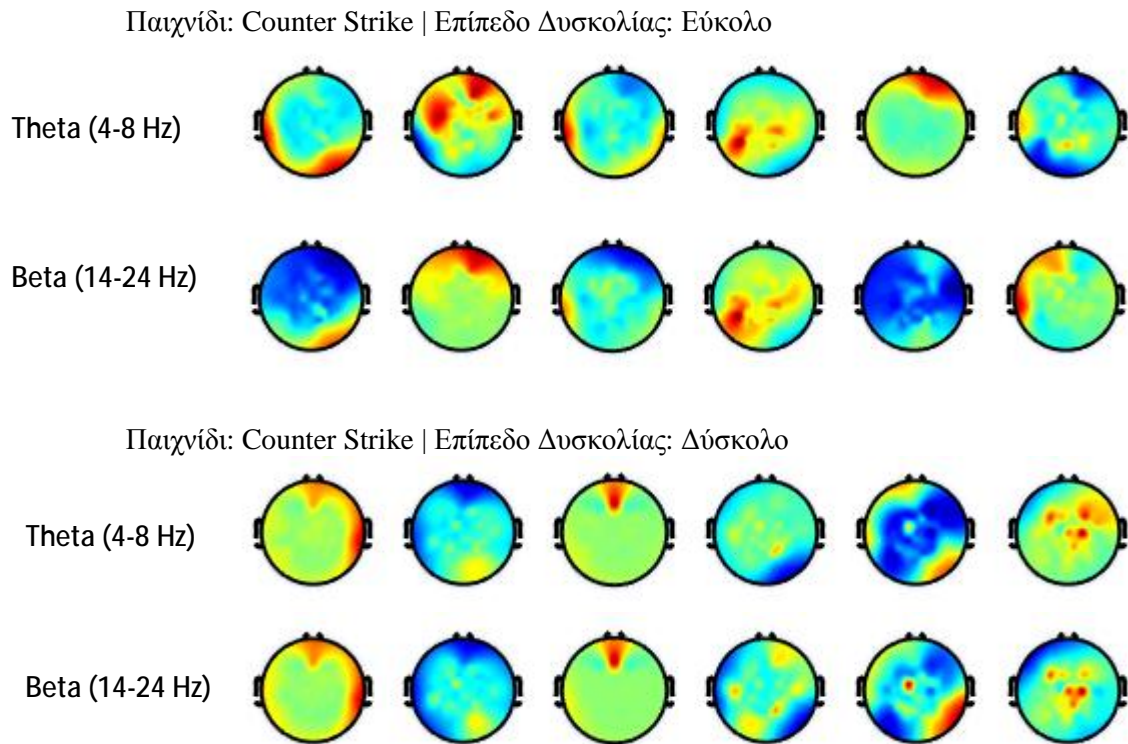
Εικόνα 3.10 Εφαρμογή Αλγορίθμου (2), για τις καταγραφές του τρίτου εθελοντή

Παιχνίδι: Tetris | Επίπεδο Δυσκολίας: Εύκολο



Παιχνίδι: Tetris | Επίπεδο Δυσκολίας: Δύσκολο





Εικόνα 3.11 Εφαρμογή Αλγορίθμου (2), για τις καταγραφές του τέταρτου εθελοντή

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Πρωταρχικός στόχος της παρούσας εργασίας ήταν η ανάπτυξη αλγορίθμων επεξεργασίας και η εφαρμογή τους σε σήματα που καταγράφηκαν μέσω ηλεκτροεγκεφαλογράφου, κατά τη χρήση ηλεκτρονικών παιχνιδιών. Από την επεξεργασία και την ανάλυση των σημάτων που προέκυψαν επιδιώχθηκε να βρεθούν διαφοροποιήσεις μεταξύ των τεσσάρων διαφορετικών καταγραφών που αποκτήθηκαν για κάθε υποκείμενο.

Το εργαστήριο Νευροφυσιολογίας του Πανεπιστημίου Πατρών, μας παρέιχε τον απαραίτητο εξοπλισμό και εξαρτήματα για την εφαρμογή της πειραματικής διάταξης (μονωμένος χώρος, ηλεκτροεγκεφαλογράφος, ηλεκτρόδια, κάσκα, ειδική γέλη, υπολογιστές και ενισχυτές σήματος), με αποτέλεσμα την εξασφάλιση του κατάλληλου περιβάλλοντος και συνθηκών για την ορθή διεξαγωγή της πειραματικής διαδικασίας.

Έχοντας λάβει τις καταγραφές από την εκτέλεση του πειράματος, εκτελέσαμε τα βήματα της βασικής προ-επεξεργασίας (re-sampling στα 120 Hz και απομόνωση του κεντρικού ηλεκτροδίου Cz, το οποίο αποτελεί σημείο αναφοράς, στο μέσο της απόστασης μεταξύ του ινίου και της βάσης της μύτης, κατά τον οβελιαίο άξονα), μέσω της EEGlab και προχωρήσαμε στη δημιουργία ενός αλγορίθμου για το φιλτράρισμα στις διαφορετικές μπάντες εγκεφαλικών ρυθμών (delta,theta,alpha,beta). Στη συνέχεια αναπτύχθηκαν οι αλγόριθμοι (1) BandPower και (2) Visualize Topography και εφαρμόστηκαν διαδοχικά.

Ως προς τα αποτελέσματα του πρώτου αλγορίθμου (1) BandPower, ο οποίος αναπαριστά την κανονικοποιημένη ένταση των εγκεφαλικών σημάτων στα παράθυρα χρόνου με εξομάλυνση (epochs), στην πλειοψηφία των καταγραφών παρατηρείται παρουσία αυξημένης συχνότητας θήτα και μειωμένη ένταση συχνότητας άλφα. Σε παρόμοια αποτελέσματα έχουν καταλήξει και οι περισσότερες σχετικές έρευνες και κατά συνέπεια τα αποτελέσματα επαληθεύονται σύμφωνα με τη βιβλιογραφία. Επίσης αξίζει να σημειωθεί πως όλες οι καταγραφές κατά τη διεπαφή με το παιχνίδι Tetris, παρουσιάζουν μεγαλύτερη ένταση, σε όλες τις μπάντες συχνοτήτων, σε σχέση με αυτές της αντίστοιχης δυσκολίας του παιχνιδιού Counter Strike.

Για την λεπτομερή διερεύνηση των αποτελεσμάτων ως προς την τοπογραφία τους, αναπτύχθηκε **ο δεύτερος αλγόριθμος (2) VisualizeTopo**, για τη δημιουργία τοπογραφικού χάρτη κατανομής ισχύος, σε κάθε epoch. Ο αλγόριθμος αυτός εξετάζει το σήμα ως προς τη μπάντα συχνοτήτων που δίνεται σαν είσοδος κατά την εφαρμογή του. Στα αποτελέσματα της εφαρμογής του, γίνεται φανερό, η μεγαλύτερη ενεργοποίηση του εγκεφάλου στα δύσκολα επίπεδα των παιχνιδιών, σε σχέση με το αντίστοιχο, ίδιο παιχνίδι, σε εύκολο επίπεδο. Μάλιστα αξίζει να σημειωθεί ότι η ενεργοποίηση αυτή αφορά και τις δυο μπάντες συχνοτήτων που εξετάστηκαν (βήτα και θήτα) και παρατηρείται στις καταγραφές όλων των εθελοντών. Μια άλλη, εξίσου σημαντική παρατήρηση, ως προς την τοπολογία των δυναμικών, αφορά τη βήτα μπάντα συχνοτήτων και το γεγονός πως η ισχύς της εμφανίζεται επαυξημένη στο βρεγματικό και ινιακό κατά τη χρήση του παιχνιδιού TETRIS, ενώ κατά τη διεπαφή με το παιχνίδι Counter Strike, παρατηρείται έντονη εγκεφαλική δραστηριότητα στον μετωπιαίο λοβό, στην έμπροσθεν και κεντρική επιφάνεια, που έχει συνδεθεί με τη διεκπεραίωση εκούσιων κινήσεων, τη λήψη αποφάσεων, αλλά και την επίλυση προβλημάτων.

Αν και τα αποτελέσματα των αλγορίθμων μπορούν να υποβοηθήσουν στην μελέτη των εγκεφαλικών διεργασιών και στην εκτίμηση του πιθανού φόρτου αυτών, χρειάζεται αρκετά μεγαλύτερο στατιστικό δείγμα μετρήσεων ώστε τα συμπεράσματα να θεωρηθούν αξιόπιστα και ασφαλή. Η συγκεκριμένη εργασία αποτέλεσε μία προσέγγιση αναφορικά με την μελέτη των σημάτων ΗΕΓ κατά τη χρήση ηλεκτρονικών παιχνιδιών. Οι δυνατότητες βελτίωσης των αποτελεσμάτων και διεύρυνσης του συγκεκριμένου ερευνητικού αντικειμένου είναι μεγάλες. Στα προτεινόμενα μελλοντικά βήματα συμπεριλαμβάνονται:

- Η περαιτέρω διερεύνηση των μεθόδων επεξεργασίας σήματος.
- Η ανάπτυξη αλγορίθμων για την αξιοποίηση του καρδιογραφήματος και του ηλεκτρομυογραφήματος που αποκτήθηκαν, με σκοπό την διερεύνηση συσχέτισης τους με το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και το είδος του εκάστοτε ηλεκτρονικού παιχνιδιού.
- Η εφαρμογή των αλγορίθμων σε διαφορετικές πειραματικές συνθήκες και η απόκτηση περισσότερων καταγραφών με σκοπό τον έλεγχο της απόδοσης και την επαλήθευση των αποτελεσμάτων.
- Η εφαρμογή διαφορετικών μεθόδων για τη βελτίωση των αποτελεσμάτων των αλγορίθμων.
- Η επέκταση των αλγορίθμων για real-time εξαγωγή αποτελεσμάτων και χρήση αυτών σε εξωτερικές εφαρμογές.
- Η απόκτηση περισσότερων μετρήσεων και καταγραφή προκλητών δυναμικών, σε συγκεκριμένα χρονικά σημεία των παιχνιδιών (π.χ. νίκη/ήττα, πεπερασμένα γεγονότα κατά τη χρήση των παιχνιδιών).
- Η ανάπτυξη γραφικού διαδραστικού περιβάλλοντος με σκοπό τη διευκόλυνση της εφαρμογής των αλγορίθμων και την εύκολη πρόσβαση στα αποτελέσματα τους.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

G. N. Yannakakis, K. Isbister, A. Paiva, K. Karpouzis (2014), Guest Editorial: Emotion in Games, *IEEE Transactions on Affective Computing*, Special Issue on Emotion in Games, vol. 5, no. 1, pp. 1-2.

ER Kandel, JH Schwarts, TH Jessell (2006), Βασικές Αρχές Νευροεπιστημών, Ιατρικές Εκδόσεις Π. Χ. Πασχαλίδης.

Teplan, M. (2002): Fundamentals of EEG measurement. In: *Measurement Science Review*, Section 2, Vol. 2.

Sheikholeslami, C, Yuan, H, He, EJ, Bai, X, Yang, L & He (2007), A high resolution EEG study of dynamic brain activity during video game play, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Conference*, pp. 2489-2491.

Δημήτρης Κουτσούρης, Διδώ Γιόβα (2006) Μετρήσεις και έλεγχοι στη Βιοϊατρική Τεχνολογία, Τυπογραφική, Αθήνα, Μονάδα Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Joseph Carey (1993), *Brain Facts: A Primer on the Brain and Nervous System*, The Society for Neuroscience.

John G. Proakis, Dimitris G. Manolakis (2010), Ψηφιακή ανάλυση σήματος: Αρχές, αλγόριθμοι, εφαρμογές, Ίων.

DeMyer W. (1997), *Neuroanatomy*, National Medical Series for Independent Study.

Williams&Wilkins (1988), *Cellular Structure of the Human Cerebral Cortex*, Harwal Publishing Company.

Gelfond Holly, Saloni-Pasternak Dorothy (2005), A Clinical-Developmental Perspective on Video Games, in *Child and Adolescent, Psychiatric Clinics of North America*.

Fabiani, M., Gratton, G., & Federmeier, K. (2007). Event related brain potentials, *Handbook of Psychophysiology* (3rd Edition) (pp. 85-119), New York, NY: Cambridge University Press.

A.Πρέντζα (2002), Γενικές Αρχές Επεξεργασίας Βιολογικών Σημάτων, Αθήνα, Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας.

Miltner WH (1999), Coherence of gamma-band EEG activity as a basis for associative learning W.H., *Nature*

C. J. Stam. (2005), Nonlinear dynamical analysis of EEG and MEG: Review of an emerging field, *Clinical Neurophysiology*

Simon Haykin (1995) *Συστήματα Επικοινωνίας*, Αθήνα, Εκδόσεις Παπασωτηρίου,

Daniel M. Wegner (2003), The mind's best trick: how we experience conscious will, *Trends in Cognitive Sciences*.

Tassinary LG (1990), Issues in biometrics: offset potentials and the electrical stability of Ag/AgCl electrodes, *Psychophysiology*.

Kim A. Dawson (2004), Temporal Organization of the Brain: Neurocognitive mechanisms and clinical Implications, Brain and Cognition.

Μιχαήλ Ι. Αποστολάκης (1970), Στοιχεία Φυσιολογίας του ανθρώπου, Θεσσαλονίκη.

Susan Blackmore (2003), Consciousness: An Introduction, Hodder and Stoughton Educational.

Schutter, D.J.L.G., & Van Honk, J. (2005) The cerebellum on the rise in human emotion, Cerebellum, 4, 290-294.

K. Karpouzis, G. Castellano, R. Khaled, L. Dimaraki (2014), Games for Learning, Interaction Design and Architecture(s) Journal (IXD&A).

Jaakko Malmivuo & Robert Plonsey (1995), Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, Oxford Scholarship Online.

Koles ZJ (1998), Trends in EEG source localization, Department of Biomedical Engineering, University of Alberta.

Κουτσούρης Δ., Παυλόπουλος Σ (2003), Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων, Θεσσαλονίκη.

S. Antti (2010), An introduction to EEG artifacts, Mat-2.4108 Independent research projects in applied mathematics.

Gee, J.- P (2005), Video games, mind, and learning, The International Digital Media & Arts Association Journal.

Χατζημπούγιας, Ι. (2000), Στοιχεία ανατομικής του ανθρώπου, Θεσσαλονίκη.

Greenfield P. (1984), Mind and media: the effects of television, video games and computers, Harvard University Press.

Pascal Wallisch (2008), MATLAB for Neuroscientists: An Introduction to Scientific Computing in MATLAB.

LR. Rabiner, Bernard Gold (1975), Theory and Application of Digital Signal Processing, Yankee Clipper Books.

Graybill D., Kirsch J.R., & Esselman E.D. (1985), Effects of playing violent versus nonviolent video games on the aggressive ideation of aggressive and nonaggressive children, Child Study Journal.

Salabun, W. (2014). Processing and spectral analysis of the raw EEG signal from the MindWave, Szczecin, West Pomeranian University of Technology

R.W. Thatcher (1998), Normative EEG Databases and EEG Biofeedback, Journal of Neurotherapy, vol. 24, pp. 8-39.

Ηλεκτρονικές Πηγές

[1] www.nestafuturelab.org/research

[2] www.soc.uoc.gr

[3] www.biomed.ntua.gr

-
- [4] www.teiep.gr
 - [5] www.phed.auth.gr
 - [6] www.cnx.org
 - [7] www.tex.unipi.gr
 - [8] www.myneurology.eu
 - [9] www.rhodes.aegean.gr
 - [10] www.eclass.teipel.gr
 - [11] www.saintlukeshealthsystem.org
 - [12] www.eng.ucy.ac.cy
 - [13] www.kenhub.com/en/library/anatom
 - [14] www.craniosacral.gr
 - [15] www.ihmc.us
 - [16] www.discoverymedicine.com
 - [17] www.brain.ee.auth.gr
 - [18] www.evicab.eu
 - [19] www.ncbi.nlm.nih.gov

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1: ΚΩΔΙΚΑΣ

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ POWERPLOT()

```
%===== %  
% Power per Epoch for Single Channel %  
% Informatics & MM dpt. TEI of Patras %  
% IMPORTANT: REQUIRES EEGlab for channel locations %  
%===== %  
%x:eeg signal of single electrocode  
%step:analysis window length (in sec)  
%fs:sampling rate in Hz
```

```
function [Pow] = powerplot(x, step, fs)
```

```
step = fs*step ;  
Pow = [];  
len = length(x) ;  
P = [] ;  
for i=1:step:len-step  
    xx = x(i:i+step-1) ;  
    p = bandpower(xx, fs, [1 4]) ;  
    p_tot = bandpower(xx,fs,[0 fs/2]) ;  
    P = [P p/p_tot] ;  
end  
Pow = [Pow ; P] ;
```

```
P = [] ;  
for i=1:step:len-step  
    xx = x(i:i+step-1) ;  
    p = bandpower(xx, fs, [4 8]) ;  
    p_tot = bandpower(xx,fs,[0 fs/2]) ;  
    P = [P p/p_tot] ;  
end  
Pow = [Pow ; P] ;
```

```
P = [] ;  
for i=1:step:len-step  
    xx = x(i:i+step-1) ;  
    p = bandpower(xx, fs, [8 15]) ;  
    p_tot = bandpower(xx,fs,[0 fs/2]) ;  
    P = [P p/p_tot] ;  
end  
Pow = [Pow ; P] ;
```

```
P = [] ;  
for i=1:step:len-step  
    xx = x(i:i+step-1) ;  
    p = bandpower(xx, fs, [15 31]) ;  
    p_tot = bandpower(xx,fs,[0 fs/2]) ;
```

```

P = [P p/p_tot] ;
end
Pow = [Pow ; P] ;

```

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ BANDPOWER ()

```

%=====
%      Visualize EEG Topography per epoch & per band      %
%      Informatics & MM dpt. TEI of Patras                %
%      IMPORTANT: REQUIRES EEGlab for channel locations    %
%=====
%step,smooth in sec
%Pow: n x 4 (delta,theta,alpha, beta) array of signal
%fs: sampling rate in Hz
%new filename written as: 'name.mat'

function [] = bandpower(step,smooth,Pow,fs,filename)

smooth = smooth*step; % this implies smoothing*step secs

[Pow_] = powerplot(Pow, step, fs) ;
Pow_ = movav(Pow, [], smooth) ;

save(filename,'Pow_s2_CS_easy')

```

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ VISUALIZETOPO ()

```

%=====
%      Visualize EEG Topography per epoch & per band      %
%      Informatics & MM dpt. TEI of Patras                %
%      IMPORTANT: REQUIRES EEGlab for channel locations    %
%=====
%EEG: eeg data pre-loaded
%band: use 'theta' or 'alpha' or 'beta'
%step:analysis window length(in sec)

function [X, time, Power, f, bandpower, bandperc] = visualizetopo(EEG, band, step)

if strcmp(band,'theta')
    fmin = 4 ; fmax = 8 ;
end
if strcmp(band,'alpha')
    fmin = 8 ; fmax = 12 ;
end
if strcmp(band,'beta')
    fmin = 14 ; fmax = 24 ;
end

x=EEG.data;

```

```

fs = EEG.srate;

step = step*fs ; %in seconds
time = EEG.times ;
[~, len] = size(x) ;

%making epochs to analyze
num_epochs = 0 ;
for i=1:step:len-step
    num_epochs = num_epochs+1 ;
    temp = x(:,i:i+step-1) ;
    X(num_epochs,,:) = temp ;

    %Power Spectrum Estimation using Welch method
    [Pxx,f] = pwelch(temp', step, step/2, 2048, fs) ;
    Power(num_epochs,,:) = Pxx' ;
    bandpower(:,num_epochs) = mean(Pxx(find(f<fmax & f>fmin),:))' ./ mean(Pxx)' ;
end

%calculate percentage difference from the first segment
band_power_dif = diff(bandpower)' ;
bandperc = band_power_dif ./ bandpower(:,1:num_epochs-1) ;
figure() ;
for i=1:num_epochs-1
    subplot(1,num_epochs-1,i)
    topoplot(bandperc(:,i), EEG.chanlocs, 'style', 'map','headrad',0.965, 'plotrad',1);
    pause(0.1);
end

```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2: ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ ΕΘΕΛΟΝΤΩΝ

Καταγραφή	Έχετε παίξει στο παρελθόν παιχνίδι τύπου Tetris?	Έχετε παίξει στο παρελθόν παιχνίδι Shooting?	Πώς αξιολογείτε την εμπειρία σας με τα ηλεκτρονικά παιχνίδια?	Ηλικία	Φύλο
1 ^η	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΜΙΚΡΗ	22	Θήλυ
2 ^η	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΜΕΤΡΙΑ	23	Θήλυ
3 ^η	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΜΕΓΑΛΗ	23	Θήλυ
4 ^η	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΜΕΤΡΙΑ	26	Άρρεν

Πίνακας Παραρτήματος Συγκεντρωτικά αποτελέσματα ερωτηματολογίου σχετικά με το προφίλ των εθελοντών

Έντυπο συναίνεσης δοκιμαζόμενου σε ερευνητική εργασία

Τίτλος ερευνητικής εργασίας: Ανάπτυξη και Υλοποίηση Αλγορίθμων Ψηφιακής Επεξεργασίας Σήματος: Εφαρμογή στην Ανάλυση Σημάτων Εγκεφάλου

Σκοπός της ερευνητικής εργασίας

Αντικείμενο της παρούσας ερευνητικής εργασίας είναι η αποτίμηση των πιθανών διαφορών στις καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (ΗΕΓ), καρδιογραφήματος και της μυϊκής δραστηριότητας του προσώπου, κατά τη χρήση ηλεκτρονικών παιχνιδιών.

Διαδικασία

Στην έρευνα εντάσσονται υγιείς ενήλικες, γυναίκες και άντρες. Οι δοκιμαζόμενοι, εθελοντές, θα υποβληθούν σε ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, ηλεκτρομυογράφημα και ηλεκτροκαρδιογράφημα ταυτόχρονα με τη χρήση ηλεκτρονικών παιχνιδιών. Η δοκιμασία θα γίνει στο χώρο του εργαστηρίου Φυσιολογίας της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Πατρών.

Κίνδυνοι και ενοχλήσεις

Δεν αναμένονται σημαντικοί κίνδυνοι και ενοχλήσεις.

Προσδοκώμενες ωφέλειες

Τα αποτελέσματα της εργασίας αναμένεται να βοηθήσουν την καλύτερη κατανόηση της επίδρασης που έχει η χρήση των ηλεκτρονικών παιχνιδιών στη φυσιολογική κατάσταση των παικτών.

Συλλογή δεδομένων και δημοσίευση αποτελεσμάτων

Η συμμετοχή στην ερευνητική εργασία συνεπάγεται συμφωνία του δοκιμαζόμενου με τη συγκέντρωση και μακρόχρονη αποθήκευση προσωπικών του στοιχείων και ιατρικών πληροφοριών, υπό την προϋπόθεση του σεβασμού του εμπιστευτικού χαρακτήρα τους και της τήρησης του ιατρικού απορρήτου. Τα δεδομένα και τα αποτελέσματα της εργασίας είναι δυνατόν να δημοσιευτούν, αλλά πάντοτε ανώνυμα.

Ελευθερία συναίνεσης

Η συμμετοχή στην ερευνητική εργασία είναι εθελοντική. Οι συμμετέχοντες είναι ελεύθεροι να μη συναινέσουν ή να ανακαλέσουν τη συναίνεσή τους και να διακόψουν τη συμμετοχή τους στην εργασία οποιαδήποτε στιγμή.

Πληροφορίες

Μη διστάσετε να κάνετε ερωτήσεις γύρω από το σκοπό ή τη διαδικασία της εργασίας. Αν έχετε οποιαδήποτε αμφιβολία ή ερώτηση, ζητήστε μας να σας δώσουμε διευκρινίσεις.

Επικοινωνία

Θανάσης Κούτρας, Τμήμα Πληροφορικής και ΜΜΕ, ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας, τηλ. 26210 20888, koutras@upatras.gr

Δήλωση συναίνεσης

Διάβασα το έντυπο και κατανοώ τις διαδικασίες που θα ακολουθήσω. Συναινώ να συμμετάσχω στην ερευνητική εργασία.

Πάτρα, __/__/____

Ο/Η υπογράφων/ουσα δοκιμαζόμενος/η

Ο Υπεύθυνος Ερευνητής