

ΙΟΝΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ  
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ



Πτυχιακή Εργασία

Μαθηματικά Μοντέλα στην Ανάλυση Εγκεφαλικού Σήματος

**Pislyak Viktoriya**

**Επιβλέπων:** κ. Παναγιώτης Βλάμος

Κέρκυρα

2 Σεπτεμβρίου 2019



Επιβλέπων

**Παναγιώτης Βλάμος**, Καθηγητής, Πρόεδρος του Τμήματος Πληροφορικής  
Ιονίου Πανεπιστημίου

Τριμελής Επιτροπή

**Παναγιώτης Βλάμος**, Καθηγητής, Πρόεδρος του Τμήματος Πληροφορικής  
Ιονίου Πανεπιστημίου

**Μάρκος Αυλωνίτης**, Μόνιμος Επίκουρος Καθηγητής, Ιόνιο Πανεπιστήμιο

**Θεόδωρος Ανδρόνικος**, Αναπληρωτής Καθηγητής, Ιόνιο Πανεπιστήμιο

### Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα της πτυχιακής μου εργασίας, κ. Παναγιώτη Βλάμο, για την υποστήριξη και καθοδήγησή του. Επίσης, θέλω να πω ευχαριστώ στην Αντωνία Πλέρου, Διδάκτορα του τμήματος πληροφορικής του Ιονίου Πανεπιστημίου και μέλος του εργαστηρίου Βιοπληροφορικής και ανθρώπινης εγκεφαλογραφίας, η οποία με βοήθησε με το υλικό και με την υλοποίηση τελικού πλάνου, καθώς και σε όλους τους ανθρώπους που συμμετείχαν, με όποια δυνατότητα είχαν, στην εκπόνηση. Επιπρόσθετα, ευχαριστώ τον άνδρα μου, που μού συμπαραστάθηκε όλα τα χρόνια της φοίτησής μου στο Ιόνιο Πανεπιστήμιο για την υπομονή του, το κουράγιο και την εμπιστοσύνη του.

Αφιερωμένη η πτυχιακή μου εργασία στο γιο μου και σε όλη την οικογένειά μου.

Κέρκυρα 17 Ιουλίου 2019

## 1. Περίληψη της εργασίας

Η εργασία αυτή θα εστιάσει σε διάφορα μαθηματικά μοντέλα που χρησιμοποιούνται στην ανάλυση εγκεφαλικών σημάτων, καθώς και λογισμικών εργαλείων που είναι χρήσιμα στη διαδικασία αυτή.

Μετά από μια σύντομη ιστορική αναδρομή της ανάπτυξης της νευροβιολογίας και εγκεφαλογραφίας και μια βασική εισαγωγή στην ανατομία του εγκεφάλου και του νευρικού συστήματος, θα αναλυθούν αιμοδυναμικές και ηλεκτροφυσιολογικές μέθοδοι λειτουργικής απεικόνισής του, οι οποίες στη συνέχεια θα συγκριθούν μεταξύ τους και θα παρουσιαστούν τα προτερήματα και οι αδυναμίες της καθεμίας.

Στη συνέχεια εξετάζονται μαθηματικά μοντέλα για την ανάλυση δεδομένων αποκτηθέντων μέσω ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων (HEΓ), διαδικασία η οποία επίσης περιγράφεται. Τα μαθηματικά μοντέλα που θα εξεταστούν είναι ο Μετασχηματισμός Fourier και παραλλαγές του, η Ανάλυση Κυματιδίων (DWT) και Αυτοπαλινδρομικά Μοντέλα (AR).

Τέλος γίνεται παρουσίαση των εργαλείων EEGLAB και Fieldtrip για περιβάλλον MATLAB και σύγκρισή τους, καθώς και μια συνοπτική παρουσίαση του λογισμικού Octave και γρήγορη σύγκρισή του με το MATLAB.

## 2. Abstract

This thesis will focus on various mathematical models used in the analysis of brain signals, as well as software tools which are in use in this process.

After a brief history of the grow of neurobiology and the advent of encephalography and a basic introduction to the anatomy of the brain and the nervous system, hemodynamic and electrophysiological methods of functional brain imaging will be analysed and then compared, their strengths and weaknesses displayed in the end.

Next, mathematical models used in the analysis of data gained via electroencephalograms (EEGs) will be reviewed after the process itself is described. The mathematical models reviewed are the Fourier Transform (FFT) and its discrete variant, Wavelet Analysis and its discrete variant (WDT) as well as Autoregressive Models (AR).

Finally, the MATLAB tools EEGLAB and Fieldtrip are described and compared, finishing with a brief mention of Octave and comparison with MATLAB.

### 3. Περιεχόμενα

|                                                       |    |
|-------------------------------------------------------|----|
| Περίληψη της εργασίας                                 | 4  |
| Abstract                                              | 5  |
| Περιεχόμενα                                           | 6  |
| 1. Νευροεπιστήμη                                      | 8  |
| 1.1 Οι απαρχές της νευροεπιστήμης                     | 8  |
| Προϊστορία                                            | 8  |
| Αρχαία Ελλάδα και Ρώμη                                | 9  |
| Αναγέννηση και 19 <sup>ος</sup> αιώνας                | 10 |
| 1.2 Η νευροεπιστήμη σήμερα                            | 11 |
| 1.3 Βασική ανατομία του εγκεφάλου                     | 12 |
| 2. Λειτουργικές μέθοδοι νευροαπεικόνισης              | 14 |
| 2.1 Λειτουργική Μαγνητική Τομογραφία (fMRI)           | 14 |
| 2.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG)                      | 15 |
| 4.2.1 Βιωματικά Δυναμικά (ERP)                        | 18 |
| 4.2.2 Σύγκριση fMRI και EEG                           | 19 |
| 3. AcqKnowledge                                       | 20 |
| 4. Μαθηματικά μοντέλα ανάλυσης σήματος EEG            | 21 |
| 4.1 Μετασχηματισμός Fourier                           | 22 |
| 4.2 Μετασχηματισμός Fourier Βραχέος χρόνου            | 24 |
| 4.3 Ανάλυση Wavelet                                   | 25 |
| Μητρικές Συναρτήσεις                                  | 28 |
| Συνεχής Μετασχηματισμός Wavelet                       | 30 |
| Διακριτός Μετασχηματισμός Wavelet (WDT)               | 32 |
| 4.4 Αυτοπαλινδρομικά Μοντέλα                          | 35 |
| Αιτιότητα και αιτιακή σχέση κατά Granger              | 36 |
| Μοντέλα Αυτοπαλινδρόμησης AR για στάσιμες χρονοσειρές | 37 |
| Μέθοδος Yule-Walker                                   | 38 |
| Μέθοδος ελαχίστων τετραγώνων                          | 38 |

|                                          |    |
|------------------------------------------|----|
| Μέθοδος Burg                             | 40 |
| 5. Επεξεργασία EEG με χρήση MATLAB       | 41 |
| 5.1 EEGLAB                               | 44 |
| 5.2 Fieldtrip                            | 54 |
| Scripts Ανάλυσης                         | 55 |
| 5.3 Διαφορές μεταξύ EEGLAB και Fieldtrip | 62 |
| 6. Octave                                | 64 |
| 7. Βιβλιογραφία                          | 66 |

# 1. Νευροεπιστήμη

## 1.1 Οι απαρχές της νευροεπιστήμης

### *Προϊστορία*

Υπάρχουν ενδείξεις ότι οι άνθρωποι από την προϊστορία ακόμα κατανοούσαν τη ζωτική σημασία του εγκεφάλου. Τα αρχαιολογικά δεδομένα είναι γεμάτα με παραδείγματα ανθρώπινων ή ανθρωποειδών κρανίων, ηλικίας έως και εκατομμυρίων ετών, τα οποία φέρουν σημάδια θανάσιμων κρανιακών κακώσεων, προκεκλημένων πιθανότατα από άλλα ανθρωποειδή.

Ακόμα, τουλάχιστον πριν 7000 χρόνια, οι άνθρωποι άνοιγαν τρύπες στα κρανία, μια διαδικασία που ονομάζεται τρυπανισμός, με σκοπό όχι να σκοτώσουν αλλά να θεραπεύσουν. Τα κρανία αυτά δείχνουν σημάδια επούλωσης της πληγής μετά την επέμβαση, σημάδι ότι η διαδικασία εκτελούνταν σε ζωντανά αντικείμενα και δεν επρόκειτο απλά για κάποια τελετουργία που λάμβανε χώρα μετά το θάνατο. Κάποια άτομα φαίνεται να έχουν επιβιώσει πολλαπλές εγχειρίσεις. Δεν είναι γνωστό τι ήθελαν να επιτύχουν οι αρχαίοι χειρουργοί, αν και έχει υποθεθεί πως η διαδικασία αυτή μπορεί να είχε ως σκοπό τη θεραπεία πονοκεφάλων ή ψυχικών διαταραχών, ίσως δίνοντας διέξοδο στα «κακά πνεύματα».



*Εικόνα 1.1: Παράδειγμα τρυπανισμού.*

Σωσμένα έγγραφα ιατρών της αρχαίας Αιγύπτου, ηλικίας σχεδόν 5000 ετών, δείχνουν ότι γνώριζαν καλά πολλά συμπτώματα εγκεφαλικής βλάβης. Ωστόσο είναι σαφές ότι η καρδιά, όχι ο εγκέφαλος, θεωρούνταν η θέση της ψυχής και το αποθετήριο των αναμνήσεων. Ενώ το υπόλοιπο σώμα διατηρούνταν προσεκτικά για

την μεταθανάτιο ζωή, ο εγκέφαλος αφαιρούνταν μέσω των ρουθουνιών και πετιόταν. Η άποψη ότι η καρδιά ήταν η πηγή της συνείδησης δεν αμφισβητήθηκε ποτέ σοβαρά, μέχρι τον καιρό του Ιπποκράτη.

### *Αρχαία Ελλάδα και Ρώμη*

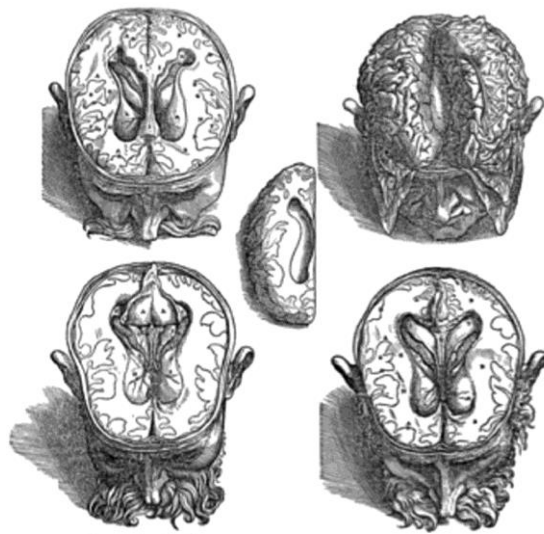
Στην αρχαία Ελλάδα, πολλοί μελετητές ακολούθησαν το εξής σκεπτικό: κάθε μέρος του ανθρώπινου σώματος είναι διαφορετικό καθώς εκτελεί διαφορετικές λειτουργίες. Για παράδειγμα, χειριζόμαστε αντικείμενα με τα χέρια μας και περπατάμε με τα πόδια μας. Άρα φαίνεται να υπάρχει κάποια συσχέτιση μεταξύ δομής και λειτουργίας. Είναι σαφές, μετά από μια γρήγορη εξέταση, ότι το κεφάλι είναι εξειδικευμένο στην αίσθηση του περιβάλλοντος, καθώς εκεί βρίσκονται τα μάτια, η μύτη, τα αυτιά και η γλώσσα. Ακόμη και μια πρόχειρη ανατομή δείχνει ότι τα νεύρα αυτών των οργάνων καταλήγουν όλα στον εγκέφαλο. Συμπέρασμα: ο εγκέφαλος είναι το όργανο της αίσθησης.

Ο Ιπποκράτης (460-379 π.Χ.), ο πατέρας της μοντέρνας ιατρικής δήλωσε την πεποίθησή του ότι ο εγκέφαλος δεν ήταν απλά το όργανο της αίσθησης αλλά και η πηγή της ευφυΐας. Ωστόσο η άποψη αυτή δεν ήταν καθολικά αποδεκτή. Οι πτυχώσεις του εγκεφάλου οδήγησαν τον Αριστοτέλη (384-322 π.Χ.) στο συμπέρασμα ότι ο ρόλος του εγκεφάλου ήταν απλά η ψύξη του αίματος και επέμενε στην πεποίθηση ότι η καρδιά είναι το κέντρο της ευφυΐας.

Η πιο σημαντική φιγούρα της ρωμαϊκής ιατρικής ήταν ο Έλληνας ιατρός Γαληνός (130-200 μ.Χ.), ο οποίος ασπαζόταν την ιπποκρατική θεώρηση του εγκεφάλου. Ως ιατρός μαχητών, θα ήταν γνώριμος με τα αποτελέσματα εγκεφαλικών κακώσεων. Ωστόσο, οι απόψεις του για τον εγκέφαλο πιθανότατα επηρεάστηκαν περισσότερο από τις πολυάριθμες προσεκτικές ανατομές ζώων που πραγματοποίησε. Ακολουθώντας τη λογική της σύνδεσης δομής με την επιτελούμενη λειτουργία, ο Γαληνός προσπάθησε να συμπεράνει τη λειτουργία του κυρίως εγκεφάλου και της παρεγκεφαλίτιδας. Αγγίζοντας έναν πρόσφατα ανοιγμένο εγκέφαλο διαπίστωσε ότι η παρεγκεφαλίτιδα είναι σχετικά σκληρή ενώ ο κυρίως εγκέφαλος μαλακός. Οδηγήθηκε, λοιπόν, στο συμπέρασμα ότι η παρεγκεφαλίτιδα πρέπει να είναι υπεύθυνη για τον έλεγχο των μυών ενώ ο εγκέφαλος ο δέκτης αισθημάτων. Ο λόγος για αυτή τη διάκριση ήταν η αναγνώριση του Γαληνού ότι για να δημιουργηθούν αναμνήσεις, πρέπει να αποτυπωθούν στον εγκέφαλο οι αισθήσεις και ο πιο μαλακός κυρίως εγκέφαλος ήταν πιο κατάλληλος για αυτό. Όσο για το πώς ο εγκέφαλος δέχεται αισθήσεις και κινεί άκρα, ο Γαληνός είχε παρατηρήσει στις ανατομές του ότι ο εγκέφαλος είχε στο εσωτερικό του κοίλες οι οποίες ήταν γεμάτες με υγρό. Η ανακάλυψη του αυτή ταίριαζε απόλυτα με την επικρατούσα θεωρία πως το σώμα λειτουργούσε με βάση τέσσερα ζωτικά υγρά, τους χυμούς.

## Αναγέννηση και 19<sup>ος</sup> αιώνας

Οι απόψεις του Γαληνού κυριάρχησαν για περίπου 1500 χρόνια. Περισσότερες λεπτομέρειες προστέθηκαν στη δομή του εγκεφάλου από το μεγάλο ανατομισμό Andreas Vesalius κατά την Αναγέννηση, ωστόσο η χυμική βάση της εγκεφαλικής λειτουργίας δεν αμφισβητήθηκε. Το σκεπτικό αυτό ενισχύθηκε από τις γαλλικές προόδους στον τομέα της υδραυλικής. Ο παραλληλισμός του εγκεφάλου με μηχανή που χειρίζεται το σώμα ήταν ισχυρός.



Εικόνα 1.1: Οι κοίλες του εγκεφάλου σε σχέδια του Andreas Vesalius.

Ισχυρός συνήγορος αυτής της θεωρίας ήταν ο Ρενέ Ντεκάρτ (1596-1650). Αν και δεχόταν ότι οι χυμικοί μηχανισμοί επαρκούν για να εξηγήσουν τη συμπεριφορά των ζώων, έβρισκε αδιανόητο το να εξηγούν επίσης το εύρος της ανθρώπινης δραστηριότητας. Ο ίδιος θεωρούσε πως ο άνθρωπος κατέχει μία ψυχή, δώρο του Θεού η οποία εδράζεται εκτός του εγκεφάλου, και η οποία έδινε εντολές στον εγκέφαλο για να κατευθύνει τις συμπεριφορές του. Ακόμη και σήμερα υπάρχουν οπαδοί αυτής της δυιστικής θεωρίας, παρόλο που η έρευνα δείχνει στην αντίθετη κατεύθυνση: το πνεύμα έχει φυσική προέλευση, τον εγκέφαλο.

Οι επιστήμονες του 17<sup>ου</sup> και 18<sup>ου</sup> αιώνα τελικά ξέφυγαν από αυτή τη θεώρηση και εξέτασαν πιο προσεκτικά τον εγκέφαλο. Μία παρατήρηση ήταν ότι ο εγκεφαλικός ιστός χωρίζεται σε δυο κατηγορίες, τη φαιά και τη λευκή ουσία. Καθώς η λευκή ουσία αποτελούσε φυσική συνέχεια των νευρών, ορθά υποτέθηκε πως περιείχε τις ίνες οι οποίες μετέφεραν στον εγκέφαλο πληροφορίες.

Μέχρι το τέλος του 18<sup>ου</sup> αιώνα, η βασική ανατομία του νευρικού συστήματος είχε περιγραφεί με λεπτομέρεια. Βασικό βήμα για την νευροανατομία ήταν η παρατήρηση πως το ίδιο γενικό μοτίβο πτυχώσεων του εγκεφάλου απαντάται σε κάθε άτομο. Το μοτίβο αυτό, που επιτρέπει την τμηματοποίηση του εγκεφάλου σε λοβούς οδήγησε στην εικασία πως διαφορετικές λειτουργίες μπορεί να εντοπίζονται σε διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου.

Το 1751, ο Βενιαμίν Φραγκλίνος δημοσίευσε μία διατριβή με τίτλο «Experiments and Observations on Electricity», φέρνοντας νέα κατανόηση για τα ηλεκτρικά φαινόμενα. Στο τέλος του αιώνα, ο Ιταλός επιστήμονας Luigi Galvani και ο Γερμανός βιολόγος Emil du Bois-Reymond είχαν δείξει ότι μπορεί να προκληθεί σύσπαση μυών μέσω ερεθισμού νεύρων με ηλεκτρισμό, καθώς και ότι ο ίδιος ο εγκέφαλος μπορεί να παράγει ηλεκτρισμό. Αυτή η ανακάλυψη τελικά αντικατέστησε τη θεωρία επικοινωνίας του εγκεφάλου με τα νεύρα μέσω υγρών. Η νέα ιδέα θεωρούσε τα νεύρα σαν καλώδια που μετέφεραν ηλεκτρικά σήματα μεταξύ νεύρων και εγκεφάλου [1].

## **1.2 Η νευροεπιστήμη σήμερα**

Η Νευροεπιστήμη είναι το πλαίσιο μελέτης και έρευνας που αφορά στην ανάπτυξη, δομή και λειτουργία του κεντρικού νευρικού συστήματος και εγκεφάλου.

Σύγχρονες μελέτες του νευρικού συστήματος λαμβάνουν χώρα από τα μέσα του 19<sup>ου</sup> αιώνα. Νευροανατομιστές μελετούσαν το σχήμα του εγκεφάλου, την κυτταρική δομή του και τις συνδέσεις του· νευροχημικοί μελετούσαν την χημική σύνθεση του εγκεφάλου, τα λιπίδια και τις πρωτεΐνες του· νευροφυσιολόγοι μελετούσαν τις βιοηλεκτρικές του ιδιότητες και ψυχολόγοι και νευροψυχολόγοι ερευνούσαν την οργάνωση και το νευρικό υπόστρωμα της συμπεριφοράς και της νόησης.

Σε αντιδιαστολή με αυτές τις αυτόνομες ερευνητικές προσπάθειες, ο όρος «Νευροεπιστήμη» εισήχθη στα μέσα της δεκαετίας του 1960, για να σηματοδοτήσει την αρχή μιας εποχής, στην οποία όλοι αυτοί οι κλάδοι θα λειτουργούσαν συνεργατικά, έχοντας μια κοινή γλώσσα, κοινές αντιλήψεις και έναν κοινό σκοπό: την κατανόηση των δομών και λειτουργιών, τόσο των φυσιολογικών όσο και μη εγκεφάλων [2].

Αν και η Νευροεπιστήμη, στην ακαδημαϊκή της διάσταση, παραδοσιακά κατατάσσεται ως μία γνωστική υποδιαίρεση της βιολογίας, στην πράξη προσεγγίζεται ως μία έντονα διαθεματική επιστήμη η οποία συνδέει στενά διαφορετικού είδους γνωστικά πεδία, όπως τα μαθηματικά, τη γλωσσολογία, τη μηχανική, την επιστήμη των ηλεκτρονικών υπολογιστών, τη χημεία, την ψυχολογία, το μάρκετινγκ, τις τέχνες και φυσικά την ιατρική.

Είθισται να υπάρχει πρακτικά ένας διαχωρισμός μεταξύ νευροεπιστήμης και νευροβιολογίας - σε πρακτικό κυρίως και όχι πάντα σε επιστημονικό επίπεδο - στοχεύοντας το κάθε ένα πεδίο στα καλώς και τα κακώς κείμενα αντίστοιχα των λειτουργικών και δομικών στοιχείων που αναφέρονται στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα. Κατ' επέκταση η νευροεπιστήμη εστιάζει στην αποσαφήνιση και θετική ενίσχυση των λειτουργιών και δομών των νευρωνικών συστημάτων, ενώ από την άλλη η νευροβιολογία, πραγματεύεται κυρίως την βιολογική υπόσταση αυτών των συστημάτων.

### *1.3 Βασική ανατομία του εγκεφάλου*

Ο εγκέφαλος αποτελείται από το εγκεφαλικό στέλεχος και τα εγκεφαλικά ημισφαίρια. Το εγκεφαλικό στέλεχος διαιρείται στον οπίσθιο εγκέφαλο, στο μεσεγκέφαλο και σε έναν «ενδιάμεσο εγκέφαλο», το διεγκέφαλο. Περιέχει δίκτυα νευρώνων που συγκροτούν κέντρα ελέγχου ζωτικών λειτουργιών, όπως η αναπνοή και η αρτηριακή πίεση. Από την οροφή του οπίσθιου εγκεφάλου αναφύεται η παρεγκεφαλίδα, η οποία διαδραματίζει πολύ σημαντικό ρόλο στον έλεγχο και στο συντονισμό των κινήσεων. Ο μεσεγκέφαλος περιέχει ομάδες νευρώνων, κάθε μία από τις οποίες φαίνεται ότι χρησιμοποιεί ένα συγκεκριμένο είδος χημικού μεταβιβαστή, αλλά όλες προβάλλουν στα εγκεφαλικά ημισφαίρια. Πιστεύεται ότι αυτοί οι νευρώνες μπορούν να ρυθμίσουν τη δραστηριότητα νευρώνων στα ανώτερα κέντρα του εγκεφάλου που ρυθμίζουν λειτουργίες όπως ο ύπνος, η προσοχή και η ανταμοιβή.

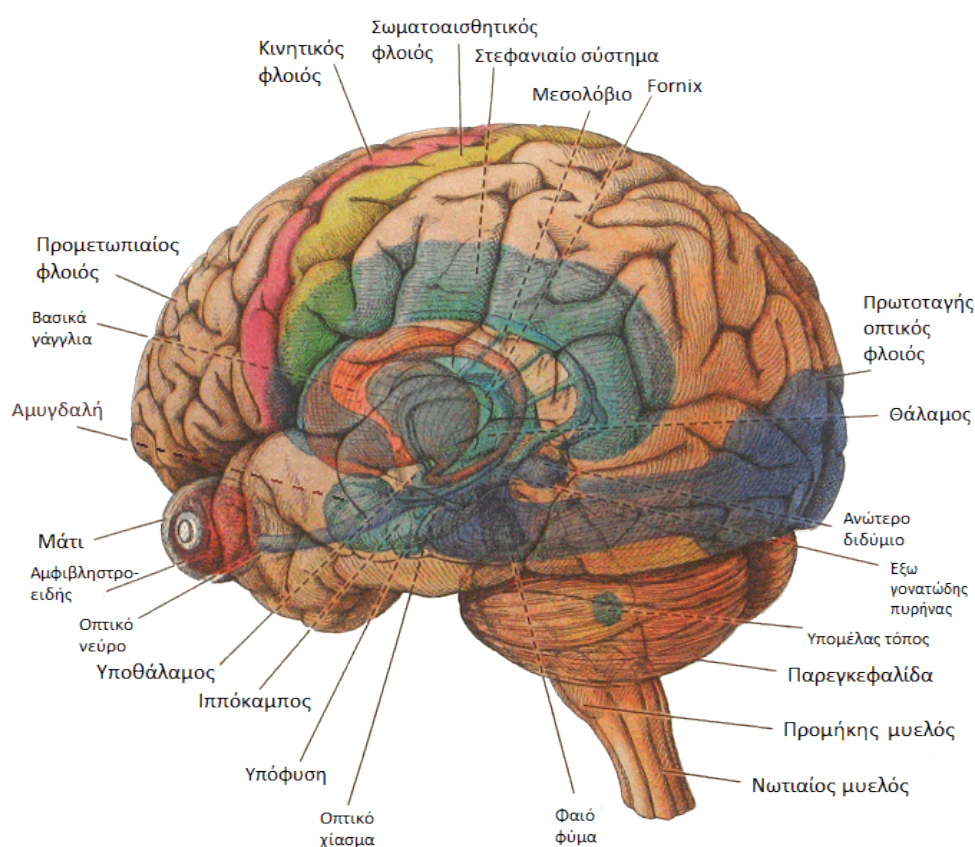
Ο διεγκέφαλος χωρίζεται σε δύο πολύ διαφορετικές περιοχές, οι οποίες ονομάζονται θάλαμος και υποθάλαμος. Ο θάλαμος μεταφέρει ώσεις από όλα τα αισθητηριακά συστήματα στον εγκεφαλικό φλοιό, ο οποίος ακολούθως στέλνει μηνύματα πίσω στο θάλαμο. Ο υποθάλαμος ελέγχει λειτουργίες όπως η λήψη τροφής και η πόση υγρών. Επίσης ελέγχει την απελευθέρωση ορμονών που εμπλέκονται στις γενετήσιες λειτουργίες. Τα εγκεφαλικά ημισφαίρια αποτελούνται από έναν πυρήνα, τα βασικά γάγγλια και ένα εκτεταμένο αλλά λεπτό περίβλημα νευρώνων, που συνιστά τη φαιά ουσία του εγκεφαλικού φλοιού. Τα βασικά γάγγλια διαδραματίζουν κεντρικό ρόλο στην έναρξη και στον έλεγχο των κινήσεων[3].

Πιεσμένος μέσα στον περιορισμένο χώρο του κρανίου, ο εγκεφαλικός φλοιός διαμορφώνεται από πτυχές που ελίσσονται προς τα μέσα και προς τα έξω, διευρύνοντας έτσι κατά πολύ την επιφάνεια του περιβλήματος. Ο φλοιός είναι η πιο ανεπτυγμένη δομή του ανθρώπινου εγκεφάλου – τέσσερις φορές μεγαλύτερη από αυτή που υπάρχει στους γορίλλες. Διαιρείται σε ένα μεγάλο αριθμό διακριτών περιοχών, κάθε μία από τις οποίες διακρίνεται ανάλογα με τις στιβάδες και τις συνδέσεις της. Οι λειτουργίες πολλών εξ αυτών των περιοχών είναι γνωστές – όπως οι οπτικές, ακουστικές και οσφρητικές περιοχές, οι αισθητικές περιοχές που δέχονται

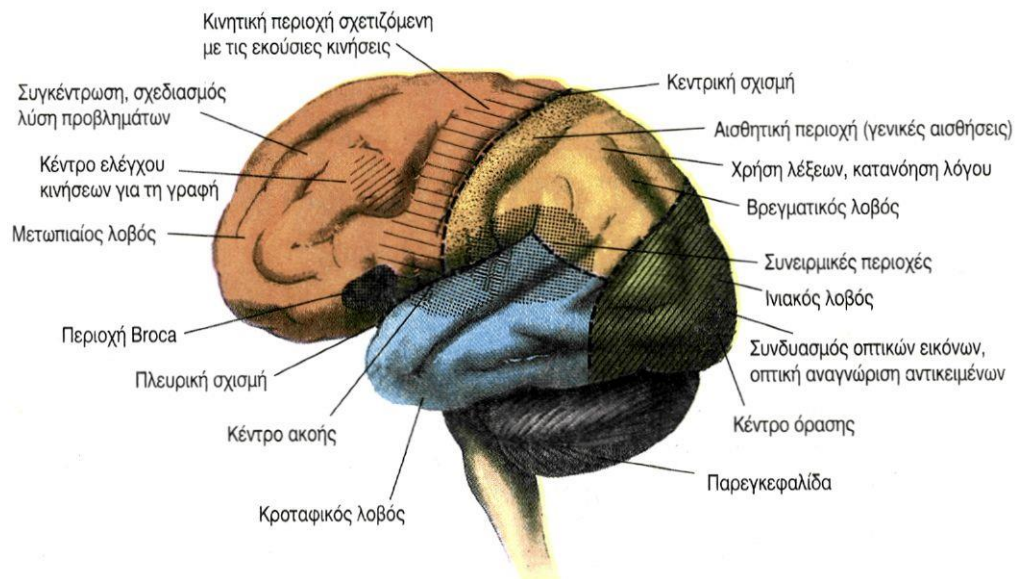
πληροφορίες από το δέρμα (οι επονομαζόμενες σωματοαισθητικές περιοχές) και διάφορες κινητικές περιοχές.

Οι οδοί από τους αισθητηριακούς υποδοχείς προς το φλοιό και από το φλοιό προς τους μυς διασταυρώνονται από τη μία πλευρά στην άλλη. Έτσι, οι κινήσεις της δεξιάς πλευράς του σώματος ελέγχονται από την αριστερή πλευρά του φλοιού (και αντίστροφα). Ομοίως, το αριστερό μισό του σώματος στέλνει αισθητικά σήματα στο δεξί ημισφαίριο έτσι ώστε, για παράδειγμα, ήχοι από το αριστερό αντί φτάνουν κυρίως στο δεξιό φλοιό. Ωστόσο, τα δύο μισά του εγκεφάλου δε δουλεύουν απομονωμένα το ένα από το άλλο – ο αριστερός και ο δεξιός εγκεφαλικός φλοιός συνδέονται με μία μεγάλη δέσμη ινών, που ονομάζεται μεσολόβιο.

Ο εγκεφαλικός φλοιός είναι απαραίτητος για τις εκούσιες κινήσεις της γλώσσας, της ομιλίας και για ανώτερες λειτουργίες, όπως η σκέψη και η μνήμη. Πολλές από αυτές τις λειτουργίες διενεργούνται και από τις δύο πλευρές του εγκεφάλου, αλλά κάποιες εντοπίζονται κυρίως σε ένα από τα δύο ημισφαίρια. Έχουν ήδη ταυτοποιηθεί περιοχές που εμπλέκονται σε κάποιες από αυτές τις ανώτερες λειτουργίες, όπως η περιοχή που συνδέεται με την ομιλία. Περισσότερες δομές παρουσιάζονται στην εικόνα 1 ενώ στην εικόνα 2 φαίνεται η σύνδεση συγκεκριμένων περιοχών με αντίστοιχες λειτουργίες [4].



Εικόνα 1.2: Διάφορες δομές του εγκεφάλου.



Εικόνα 1.3: Λειτουργίες ανά περιοχή του εγκεφάλου.

## 2. Λειτουργικές μέθοδοι νευροαπεικόνισης

Οι νευροαπεικονιστικές μέθοδοι εμπίπτουν σε δύο μεγάλες κατηγορίες: τις αιμοδυναμικές και τις ηλεκτροφυσιολογικές. Στις αιμοδυναμικές ανήκουν οι Ποζιτρονική Τομογραφία (Positron Emission Tomography - PET) και η Λειτουργική Απεικόνιση με Μαγνητικό Συντονισμό (Functional Magnetic Resonance Imaging - fMRI) και στις ηλεκτροφυσιολογικές η Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (Electroencephalography - EEG) και η Μαγνητοεγκεφαλογραφία (Magnetoencephalography-MEG). Ως πιο δημοφιλείς, θα αναλυθούν και θα συγκριθούν στη συνέχεια οι fMRI και EEG.

### 2.1 Λειτουργική Μαγνητική Τομογραφία (fMRI)

Υπάρχουν αρκετές μέθοδοι fMRI, η πιο διαδεδομένη όμως αυτή τη στιγμή είναι η BOLD (blood-oxygen-level dependent) η οποία εντοπίζει τη μαγνητική διαφορά μεταξύ οξυγονωμένης και μη αιμογλοβίνης. Η αιμογλοβίνη είναι διαμαγνητική όταν είναι οξυγονωμένη και παραμαγνητική όταν είναι αποξυγονωμένη. Συνεπώς, οι

μαγνητικές ιδιότητες του αίματος εξαρτώνται από το επίπεδο οξυγόνωσής του. Παρόλο που οι νευρωνικές δραστηριότητες καταναλώνουν κάποιο οξυγόνο, η αύξηση της ροής του αίματος που τις ακολουθεί παρέχει περισσότερο οξυγόνο από την κατανάλωση αυτή, οδηγώντας σε αύξηση της οξυγονωμένης αιμογλοβίνης και, κατ'επέκταση, σε πιο έντονη BOLD απόκριση. Παρότι η BOLD fMRI είναι μια έμμεση μέτρηση νευρωνικών δραστηριοτήτων, υπάρχουν σαφείς εμπειρικές ενδείξεις ότι τα BOLD σήματα είναι έντονα συσχετισμένα με τις νευρωνικές δραστηριότητες[5].

Μια μεγάλη τεχνική πρόκληση για την fMRI είναι το γεγονός ότι οι αιμοδυναμικές αποκρίσεις είναι σχετικά αργές, αδύναμες και θορυβώδεις. Μία τυπική BOLD αιμοδυναμική απόκριση μετά από ένα μοναδικό ερέθισμα ξεκινά να αυξάνεται μετά από 1 με 2 δευτερόλεπτα, μεγιστοποιείται στα 4-6 δευτερόλεπτα και επιστρέφει στη βάση μετά από 12-16 δευτερόλεπτα. Η διακύμανση ενός τυπικού BOLD σήματος είναι της τάξης του 1-2% και διαφέρει πολύ, ανάλογα με το είδος του γεγονότος και διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου. Για να αυξηθεί η στατιστική ισχύς των μελετών βασισμένων σε fMRI πολλές επαναλήψεις του ίδιου τύπου γεγονότος είναι απαραίτητες.

Στα πρώτα χρόνια των μελετών με fMRI γινόταν συχνά χρήση Τμηματικής Παρουσίασης (Blocked Design). Με αυτή την τεχνική, ίδιοι τύποι ερεθισμάτων συγκεντρώνονταν μαζί σε ένα τμήμα και παρουσιάζονταν εναλλάξ με τη δοκιμασία ελέγχου. Το κάθε τμήμα διαρκούσε περίπου 5 λεπτά και η επεξεργασία των δεδομένων από κάθε δοκιμασία γινόταν ξεχωριστά. Η τεχνική της τμηματικής παρουσίασης μπορεί να παράξει ισχυρά BOLD σήματα που είναι εύκολο να επεξεργαστούν. Ωστόσο, η τεχνική αυτή έχει και πολλούς περιορισμούς. Σε κάποια πειράματα είναι αδύνατο να τμηματοποιηθούν τα γεγονότα. Επίσης, σε κάποια πειράματα δεν μπορεί εκ των προτέρων να είναι γνωστό ότι η φύση τους θα επιτρέπει τμηματοποίηση. Για να ξεπεραστούν αυτοί οι περιορισμοί εισήχθη η Τυχαία Παρουσίαση (Event-related design). Με αυτό το σχεδιασμό, η διαδικασία ενδιαφέροντος και ελέγχου είναι διάσπαρτες[6].

## 2.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG)

Η λέξη Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα αναφέρεται στη μέτρηση της εγκεφαλικής ηλεκτρικής δραστηριότητας, καταγεγραμμένης μέσω ηλεκτροδίων εφαρμοσμένων στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου κεφαλιού.

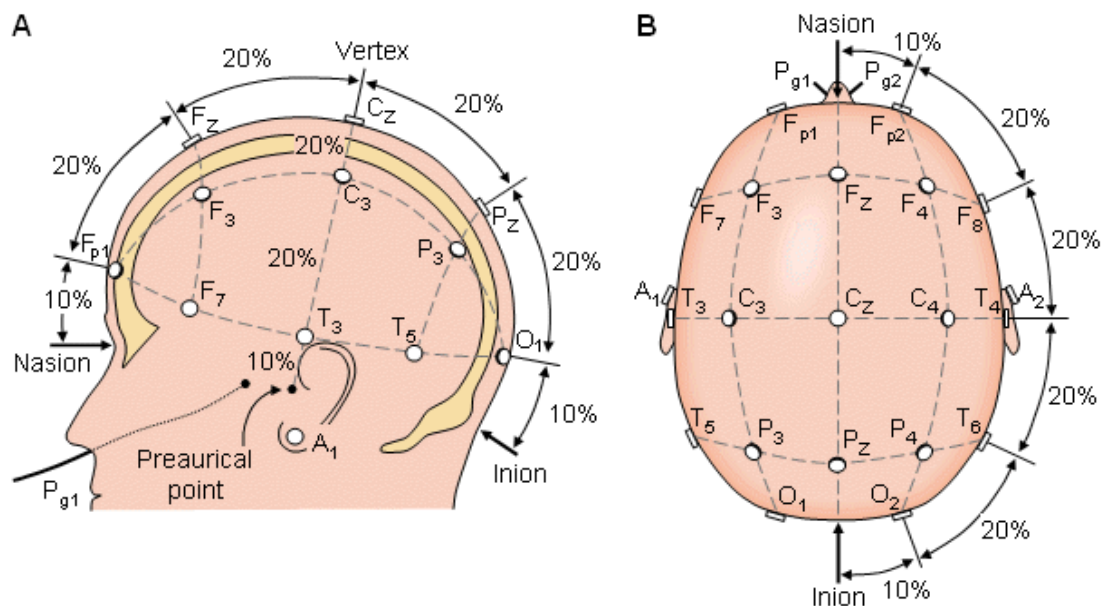
Η πρώτη καταγραφή δεδομένων EEG σε άνθρωπο έγινε το 1929 από τον Hans Berger, έναν Γερμανό φυσιολόγο και ψυχίατρο. Παρατήρησε μια κυρίαρχη ταλαντούμενη στα 10Hz διαφορά τάσης ανάμεσα σε δυο ηλεκτρόδια τοποθετημένα στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού υγιών ξύπνιων ατόμων με κλειστά μάτια. Ο

Berger έδειξε ότι το πλάτος των ταλαντώσεων αυτών (10-50μV) μειωνόταν όταν τα άτομα άνοιγαν τα μάτια ή εκτελούσαν κάποια νοητική δραστηριότητα [7].

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα αποτελείται από τις μετρήσεις των διαφορών δυναμικού ανάμεσα στα ζεύγη των ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στην επιφάνεια του κεφαλιού. Οι αισθητήρες μπορεί να είναι ή κατευθείαν επικολλημένοι στο δέρμα, σε συγκεκριμένες περιοχές, ακριβώς πάνω από τις περιοχές ενδιαφέροντος ή να είναι προσαρμοσμένες σε ένα ελαστικό καπέλο για γρήγορη τοποθέτηση και αμετάβλητη κάλυψη όλου του δέρματος της κεφαλής. Το γεγονός ότι η όλη εξέταση συνίσταται στην μέτρηση και μόνο των τιμών δυναμικού καθιστά το ΗΕΓ μια φτηνή, εύκολη και ακίνδυνη εξέταση, καθώς δεν υπάρχει έκθεση σε ακτινοβολία. Στην περίπτωση όπου χρησιμοποιείται ο σκούφος, το ΗΕΓ ονομάζεται μη επεμβατικό, ενώ στην περίπτωση όπου τα ηλεκτρόδια βρίσκονται σε διάφορα σημεία κάτω από την επιφάνεια του κρανίου ονομάζεται επεμβατικό, οπότε και χρειάζεται χειρουργική επέμβαση για να τοποθετηθούν και να γίνει η καταγραφή των σημάτων.

Το φάσμα της συχνότητάς του εκτείνεται από τιμές μικρότερες του 1Hz μέχρι μερικές δεκάδες Hz. Τα ηλεκτρικά σήματα που μετρούνται είναι ασθενή, της τάξης από 1μV έως 100μV. Αυτός είναι και ο λόγος, που εξ αρχής υπάρχει η απαίτηση για όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ενίσχυση των υπό εξέταση σημάτων και μόνο αυτών, καθώς και η πυκνότερη κάλυψη του κεφαλιού με ηλεκτρόδια. Το ΗΕΓ απαιτεί έναν απλό μετατροπέα για την λήψη του, αφού η ηλεκτρική αγωγή στο βιολογικό μέσο γίνεται μέσω ιόντων, ενώ στο σύστημα μέτρησης μέσω ηλεκτρονίων.

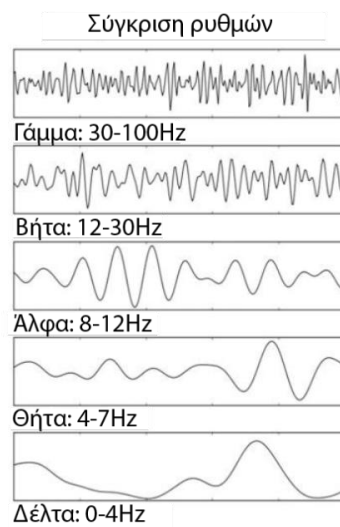
Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε διαφορετικά σημεία, με διαφορετικό μοτίβο ή montage, ανάλογα με τον τρόπο καταγραφής που έχει επιλεγεί και τις εκάστοτε ανάγκες. Σε αυτήν την περίπτωση υπάρχουν πρότυπα για την σωστή τοποθέτηση των ηλεκτροδίων. Το πιο δημοφιλές από τα πρότυπα θεωρείται το Διεθνές Σύστημα 10-20. Η ονομασία του οφείλεται στο 20% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση ανάμεσα σε δύο οποιαδήποτε ηλεκτρόδια και επίσης στην επιλογή του 10% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση από το αυτί στο κοντινότερο προς αυτό ηλεκτρόδιό του. Με αυτόν τον τρόπο οι θέσεις των ηλεκτροδίων προσαρμόζονται ανάλογα με τις διαστάσεις του κρανίου του εξεταζόμενου. Στην Εικόνα 3 φαίνονται οι τυποποιημένες απαγωγές με βάση το σύστημα 10-20 [8].



Εικόνα 2.1: Τυποποιημένες απαγωγές στην επιφάνεια του κεφαλιού με το Σύστημα 10-20.

Η μελέτη του ΗΕΓ βασίζεται στη διάκριση, στις καταγραφές δυναμικού ως συνάρτηση του χρόνου, της ύπαρξης ή μη συγκεκριμένων κυματομορφών, των λεγόμενων ρυθμών, κύριο χαρακτηριστικό των οποίων είναι οι συχνότητες των αρμονικών από τις οποίες αποτελούνται, δηλ. το φασματικό τους περιεχόμενο. Η κατηγοριοποίηση με βάση τη συχνότητα είναι φυσικά προσεγγιστική.

Η εμφάνιση των ρυθμών έχει συνδυαστεί με διάφορα επίπεδα εγρήγορσης, χαλάρωσης, ύπνου κ.λπ. Για παράδειγμα, ο α ρυθμός εμφανίζεται σε περίπου 75% των ενηλίκων. Το κλείσιμο (αντίστοιχα άνοιγμα) των ματιών προκαλεί αύξηση (αντίστοιχα μείωση) του α ρυθμού. Αντίθετα, μείωση της δραστηριότητας α έχει συσχετισθεί με αισθητηριακό ερεθισμό ή πνευματική δραστηριότητα. Ο ρυθμός αυτός πήρε το όνομα α γιατί ήταν ο πρώτος ο οποίος μελετήθηκε, ήδη από τον Berger. Ο β ρυθμός, ο δεύτερος ο οποίος μελετήθηκε, είναι ο κυρίαρχος ρυθμός που εμφανίζεται κατά τη φάση πλήρους εγρήγορσης ενός φυσιολογικού ατόμου. Ο ρυθμός δέλτα συσχετίζεται με τον ύπνο στον φυσιολογικό άνθρωπο και είναι επίσης κύριος ρυθμός στα νεογέννητα έως το δεύτερο έτος της ηλικίας. Ο ρυθμός θήτα φαίνεται να συνδέεται με μηχανισμούς καταστολής, είτε στην είσοδο σε φάση χαλάρωσης, είτε σε συνδυασμό με τον β ρυθμό σε φάσεις αυξημένης προσοχής.



Εικόνα 2.2: Χαρακτηριστικές κυματομορφές βασικών ρυθμών εγκεφαλογραφήματος.

Τα καταγεγραμμένα EEG σήματα συνήθως αντανακλούν δυο τύπους εγκεφαλικών διαδικασιών: αυθόρμητων και βιωματικών (event-related). Τα αυθόρμητα σήματα έχουν να κάνουν με νευρωνικές διαδικασίες που συμβαίνουν απρόκλητα, δηλαδή απουσία κάποιου αναγνωρίσιμου ερεθίσματος, με ή χωρίς συμπεριφορικές εκδηλώσεις. Αυτά τα σήματα χρησιμοποιούνται εδώ και καιρό σε κλινικά περιβάλλοντα για τη μελέτη διαταραχών όπως οι επιληπτικές κρίσεις.

#### 4.2.1 Βιωματικά Δυναμικά (ERP)

Βιωματικά Δυναμικά ονομάζονται οι διαφορές δυναμικού που καταγράφονται στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού οι οποίες προκαλούνται ως απόκριση ή ως προετοιμασία σε κάποιο συγκεκριμένο γεγονός το οποίο συμβαίνει στον εξωτερικό περιβάλλον ή είναι αποτέλεσμα ενδοψυχολογικής διαδικασίας. [9] Λόγω της ιδιότητας που έχουν να παρατηρούνται στο επιφανειακό μέρος του κεφαλιού έχουν το πλεονέκτημα ότι αποτελούν ένα μη επεμβατικό τρόπο εκτίμησης της εγκεφαλικής λειτουργίας. Τα Βιωματικά Δυναμικά χωρίζονται στα Προκλητά Δυναμικά (Evoked Potentials), όταν το ερέθισμα είναι εξωτερικό, δηλαδή προέρχεται από το περιβάλλον του εξεταζόμενου και στα Εκπεμπόμενα Δυναμικά (Emitted Potentials), όταν σχετίζονται με κάποια ψυχολογική διαδικασία του εξεταζόμενου. Συνεπώς τα Προκλητά Δυναμικά είναι οι διαφορές δυναμικού που μετρούνται στην δερματική επιφάνεια του κεφαλιού και οι οποίες προκαλούνται ως προετοιμασία ή ως απόκριση σε κάποιο συγκεκριμένο γεγονός - ερέθισμα. Εφόσον τα ΠΔ αντικατοπτρίζουν εγκεφαλική δραστηριότητα σχετιζόμενη με ένα εξωτερικό ερέθισμα, είναι αυτά τα οποία μπορούν να μελετηθούν μέσω προδιαγεγραμμένων πειραματικών διαδικασιών στο εργαστήριο.

Τα πλάτη των ERP τείνουν να είναι χαμηλά, από λιγότερο από ένα μικροβόλτ έως αρκετά μικροβόλτ, συγκρινόμενα με τις δεκάδες μικροβόλτ των αυθόρμητων EEG. Για να ανιχνευτούν αυτά τα αδύναμα δυναμικά από το υπόβαθρο του EEG, πολλαπλές μετρήσεις και επεξεργασία σήματος είναι απαραίτητες. Οι κυριότερες τεχνικές για ανίχνευση ERPS μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες: τεχνικές χρονικά καθορισμένου μέσου όρου ( *time-locked averaging*) και τεχνικές φασματικής ανάλυσης (*spectral analysis*).

Τεχνικές χρονικά καθορισμένου μέσου όρου συνήθως χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση προκλητών δυναμικών, τα οποία είναι χρονικά ως προς την εμφάνιση ερεθισμάτων. Επειδή ο θόρυβος παρουσιάζεται τυχαία, οι τεχνικές χρονικά καθορισμένου μέσου όρου μπορούν να μειώσουν το θόρυβο σε πολύ μεγάλο βαθμό διατηρώντας παράλληλα τα ERP σήματα. Ωστόσο είναι πιθανό να συμπεριλαμβάνονται σήματα στο EEG που είναι σχετικά με επεξεργασία ερεθίσματος χωρίς σαφώς καθορισμένη χρονική σχέση με το γεγονός όπως, για παράδειγμα ταλαντωτική δραστηριότητα. Ένα τέτοιο σήμα θα απαλειφόταν με χρήση χρονικού μέσου όρου, μπορεί όμως να γίνει εμφανές με φασματική ανάλυση. Σε αυτή την προσέγγιση τα EEG δεδομένα αποσυντίθενται σε έναν αριθμό συχνοτικών συνιστωσών όπως δέλτα (0-3Hz), θήτα (4-7Hz), άλφα(8-12Hz), βήτα(12-30Hz) και γάμμα (30-100Hz).

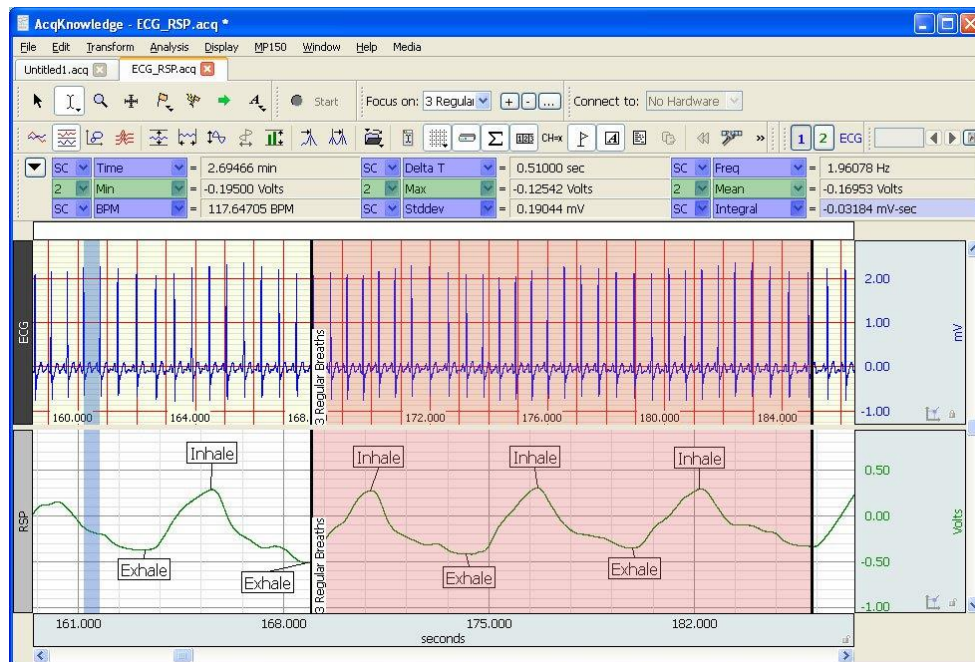
#### 4.2.2 Σύγκριση fMRI και EEG

Γίνεται σαφές από τις παραπάνω περιγραφές πως fMRI και EEG διαφέρουν ως προς την χωρική και χρονική σαφήνεια που προσφέρουν. Ενώ το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα προσφέρει υψηλή χρονική ευκρίνεια, υποφέρει έντονα από το γνωστό ως «αντίστροφο πρόβλημα», καθώς πλήθος διαδικασιών εντοπιζόμενων σε διαφορετικά σημεία του εγκεφάλου μπορούν να προκαλέσουν τα ίδια μοτίβα στις μετρήσεις του. Αντίθετα, η fMRI προσφέρει υψηλή χωρική ανάλυση, αλλά υποφέρει από χρονικό αντίστροφο πρόβλημα, καθώς δε μπορεί να προσφέρει ευκρινείς πληροφορίες για τη χρονική στιγμή πρόκλησης μιας καταγεγραμμένης δραστηριότητας.

Η συμπληρωματική φύση των δύο αυτών μεθόδων (και, κατ' επέκταση των αιμοδυναμικών και ηλεκτροφυσιολογικών σημάτων) φέρνει τις σύγχρονες ερευνητικές προσπάθειες στην κατεύθυνση της ταυτόχρονης χρήσης και των δύο μεθόδων για σαφή καταγραφή σημάτων τόσο στο χρονικό όσο και στο χωρικό πεδίο.

### 3. AcqKnowledge

Το λογισμικό AcqKnowledge αποτελεί μέρος του ολοκληρωμένου συστήματος απόκτησης, ανάλυσης και αποθήκευσης δεδομένων MP της εταιρείας BIOPAC. Το AcqKnowledge διαθέτει ένα εύχρηστο γραφικό περιβάλλον, το οποίο παρέχει πολλές δυνατότητες όσον αφορά την καταγραφή, επεξεργασία και ανάλυση του σήματος.[10]



Εικόνα 3.1: το γραφικό περιβάλλον του AcqKnowledge

Το λογισμικό AcqKnowledge επιτρέπει την επεξεργασία των δεδομένων, καθώς και τον έλεγχο του τρόπου με τον οποίο αυτά θα εμφανίζονται στην οθόνη του υπολογιστή. Οι δυνατότητες του περιλαμβάνουν:

- Επιλογές απόκτησης - μεταβλητές συχνότητες δειγματοληψίας, πολλαπλές όψεις δεδομένων και σχεδιασμός και έλεγχος ερεθισμάτων
- Επιλογές παρουσίασης – προχωρημένο σύστημα πλέγματος, χώρος για σημειώσεις, κείμενα για οδηγίες, σήμανση κειμένου για γεγονότα και εργαλεία μετρήσεων
- Επιλογές ανάλυσης – μέσοι όροι σήματος, ανάλυση εποχών, ανάλυση χρόνου-συχνότητας βασισμένη στο μοντέλο αυτοπαλινδρόμησης, ανάλυση κύριων και ανεξάρτητων συνιστωσών, αυτοπαλινδρομητική και μη γραμμική μοντελοποίηση, αυτόματες αναλυτικές ρουτίνες, φίλτρα, FFT, ιστογράμματα, αυτόματη μείωση δεδομένων, εύρεση κορυφών και γεννήτρια εξισώσεων.

- Επιλογές διεπαφής χρήστη – συμβουλές εργαλείων με μετακίνηση κέρσορα πάνω από το εργαλείο, ζωντανού χρόνου προεπιλογές και μεγάλο εύρος βοήθειας διαδικτυακά.

## 4. Μαθηματικά μοντέλα ανάλυσης σήματος EEG

Για αναλυθεί ένα φυσικό σήμα, είναι απαραίτητο να στηριχθεί σε ένα μαθηματικό μοντέλο, δηλαδή να περιγράφει μαθηματικά. Υπάρχουν δυο κατηγορίες σημάτων στα μαθηματικά: τα συνεχή σήματα και τα διακριτά σήματα.

Τα συνεχή σήματα περιγράφονται από μία συνεχή συνάρτηση  $s(t)$ , η οποία παρέχει πληροφορία για το σήμα οποιαδήποτε χρονική στιγμή. Με άλλα λόγια, ένα σήμα είναι συνεχές, όταν παριστάνεται ως συνάρτηση μιας ή περισσότερων ανεξάρτητων μεταβλητών. Τόσο η ανεξάρτητη μεταβλητή  $t$  όσο και η εξαρτημένη  $s$  μεταβάλλονται σε ένα συνεχές σύνολο τιμών. Σήματα αυτού του τύπου είναι γνωστά ως αναλογικά. Τα διακριτά σήματα περιγράφονται από μία ακολουθία  $s(n)$ , η οποία παρέχει πληροφορία σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές ή αλλιώς, ένα σήμα είναι διακριτό όταν παριστάνεται από μια ακολουθία μιας ή περισσότερων ανεξάρτητων μεταβλητών. Στην περίπτωση αυτή, τόσο η ανεξάρτητη μεταβλητή όσο και η εξαρτημένη λαμβάνουν μόνο διακριτές τιμές. Σήματα αυτού του τύπου είναι γνωστά ως ψηφιακά. Τα βιοϊατρικά βιολογικά σήματα είναι συνεχή. Επειδή όμως η σύγχρονη τεχνολογία παρέχει κατάλληλες τεχνικές (μαθηματικές μεθόδους) επεξεργασίας διακριτών σημάτων, είναι προτιμότερη η μετατροπή ενός συνεχούς σήματος σε διακριτό με τη μέθοδο της δειγματοληψίας. Τα πραγματικά σήματα δεν μπορούν να περιγραφούν επακριβώς με μαθηματικό τρόπο, καθώς εμπεριέχουν θόρυβο, κάποια μη προβλέψιμη μεταβολή στα χαρακτηριστικά του σήματος που καθιστούν αδύνατη την ακριβή μαθηματική περιγραφή τους. Πολύ συχνά όμως προσεγγίζεται ή μοντελοποιείται ένα πραγματικό σήμα με τη χρήση μιας μαθηματικής συνάρτησης.

Μια σημαντική οικογένεια μαθηματικών σημάτων είναι τα περιοδικά σήματα. Ένα αναλογικό (συνεχές) σήμα λέγεται περιοδικό όταν μπορεί να εκφρασθεί από τη σχέση:  $s(t) = s(t + nT)$  όπου  $n$  είναι ένας ακέραιος και  $T$  είναι η περίοδος του σήματος. Το περιοδικό σήμα αποτελείται από μια βασική κυματομορφή με διάρκεια  $T$  δευτερόλεπτα. Αυτή η βασική κυματομορφή επαναλαμβάνεται άπειρες φορές στον άξονα του χρόνου.

## 4.1 Μετασχηματισμός Fourier

Ένας αποτελεσματικός τρόπος για να αναδειχθεί οποιαδήποτε περιοδικότητα που είναι πιθανώς κρυμμένη μέσα στο σήμα, είναι ο υπολογισμός του φάσματος του σήματος, δηλαδή μέσω του μετασχηματισμού Fourier του σήματος. Το φάσμα ενός χρονικά εξαρτώμενου σήματος μας πληροφορεί για το πόσο έντονο είναι το σήμα σε μία δεδομένη συχνότητα. Η ιστορία των μετασχηματισμών άρχισε το 1807 όταν ο J. Fourier ισχυρίστηκε, ότι οποιαδήποτε περιοδική συνάρτηση μπορεί να εκφραστεί ως άπειρο άθροισμα αρμονικών όρων. Το 1829 ο Dirichlet καθόρισε με ακρίβεια τις συνθήκες κάτω από τις οποίες μία περιοδική συνάρτηση μπορεί να παρασταθεί με την σειρά Fourier. [11] Ο μετασχηματισμός Fourier αποτελεί σημείο αναφοράς για κάθε περιήγηση στην επεξεργασία σήματος και για τους άλλους μετασχηματισμούς. Πολλά χρόνια αργότερα οι ιδέες του γενικεύτηκαν ώστε να συμπεριλάβουν και μη περιοδικές συναρτήσεις, και με τον νέο αλγόριθμο (1965) που ονομάστηκε Γρήγορος Μετασχηματισμός Fourier (FFT), έγιναν το συνηθέστερο εργαλείο ανάλυσης. Ο Μετασχηματισμός Fourier είναι μια διαδικασία που συνδέει δυο συναρτήσεις  $f(t)$  και  $F(\omega)$ , όπου  $\omega$  είναι πραγματικός αριθμός, έτσι ώστε:

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

με την προϋπόθεση ότι το ολοκλήρωμα υπάρχει.

Το ζεύγος των συναρτήσεων  $f(t)$  και  $F(\omega)$  ονομάζεται ζεύγος Fourier. Οι ικανές και αναγκαίες συνθήκες για την ύπαρξη του μετασχηματισμού Fourier μιας συνάρτησης  $f(t)$  είναι οι εξής:

- i. Η  $f(t)$  έχει πεπερασμένο πλήθος μεγίστων και ελαχίστων σε κάθε πεπερασμένο διάστημα  $(t_1, t_2)$
- ii. Η  $f(t)$  έχει πεπερασμένο πλήθος πεπερασμένων συνεχειών σε κάθε πεπερασμένο διάστημα  $(t_1, t_2)$

Η  $f(t)$  είναι απολύτως ολοκληρώσιμη, δηλαδή το ολοκλήρωμά  $\int_{-\infty}^{+\infty} |f(t)| dt$

- iii. έχει πεπερασμένη τιμή

Ο Μετασχηματισμός Fourier (FT) αναλύει ένα σήμα σε μιγαδικές εκθετικές συναρτήσεις διαφόρων συχνοτήτων, σύμφωνα με τις ακόλουθες σχέσεις:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-2j\pi f t} dt$$

$$x(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(t)e^{-2j\pi f t} dt$$

Το σήμα  $x(t)$  πολλαπλασιάζεται με έναν εκθετικό όρο συχνότητας  $f$  και ολοκληρώνεται για όλους τους χρόνους. Αν το αποτέλεσμα της άπειρης άθροισης δίνει μεγάλη τιμή, τότε λέγεται ότι το σήμα  $x(t)$  έχει μια κύρια φασματική συνιστώσα στη συχνότητα  $f$  ή ότι ένα μεγάλο μέρος του σήματος  $x(t)$  αποτελείται από τη συχνότητα  $f$ . Αν το αποτέλεσμα είναι μηδενικό, τότε το σήμα δεν περιέχει καθόλου τη συχνότητα  $f$ . Καθώς ο εκθετικός όρος μπορεί να γραφεί και ως  $\cos(2\pi ft) + j\sin(2\pi ft)$  κάθε περιοδικό σήμα με περίοδο  $2\pi$  προσεγγίζεται ως γραμμικός συνδυασμός ημιτόνων και συνημίτονων ως εξής:

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

Όπου

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

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

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

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

Η μεγάλη αξία του μετασχηματισμού Fourier αναβαθμίστηκε, όταν, λόγω της χρήσης των υπολογιστών και επομένως της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος, εφαρμόστηκε σε διακριτές σειρές δεδομένων. Ο μετασχηματισμός αυτός ονομάστηκε διακριτός μετασχηματισμός Fourier (Discrete Fourier Transform). Ο DFT, όπως αναφέρεται στη βιβλιογραφία, δίνεται από τον τύπο:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-2i\pi \frac{k}{N} n}$$

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

## 4.2 Μετασχηματισμός Fourier Βραχέος χρόνου

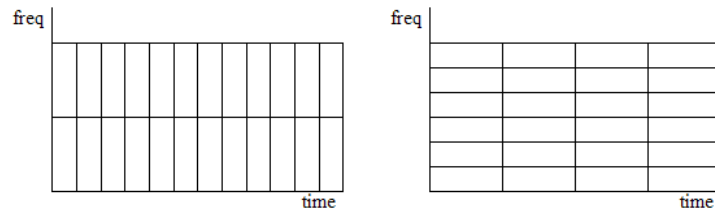
Ο μετασχηματισμός Fourier δεν είναι επαρκής σε περίπτωση που η συχνότητα του σήματος μεταβάλλεται με το χρόνο, εάν δηλαδή το σήμα είναι μη στατικό, καθώς η πληροφορία που μας δίνει αναφέρεται στο αν μια συγκεκριμένη συχνότητα υπάρχει ή δεν υπάρχει στο σήμα, κι όχι σε ποια χρονική στιγμή εμφανίζεται.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

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

όπου  $w(t)$  είναι η εκάστοτε παραθυρική συνάρτηση. Καθώς ο πολλαπλασιασμός με το μικρής διάρκειας παράθυρο  $w^*(u-t)$  καταστέλλει το σήμα έξω από τη γειτονία του σημείου ανάλυσης  $u=t$ , ο STFT είναι ένα «τοπικό» φάσμα του σήματος  $x(u)$  γύρω από το  $t$ . Το δε πλάτος του STFT, που ονομάζεται και φασματόγραμμα (spectrogram), ισούται με:

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

Οπότε το φασματόγραμμα είναι πράγματι ένα μέτρο της ενέργειας του σήματος που περιέχεται στο πεδίο συχνότητας-χρόνου με κέντρο το σημείο  $(t, f)$ . Όσο μικρότερο είναι το εύρος του παραθύρου, τόσο ακριβέστερη είναι και η υπόθεση περί στατικότητας του θεωρούμενου τμήματος του σήματος, τόσο βελτιώνεται η χρονική ανάλυση, ενώ τόσο ελαττώνεται η συχνοτική ανάλυση και αντιστρόφως, όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα. Εάν το παράθυρο έχει άπειρο εύρος, τότε προκύπτει ο μετασχηματισμός Fourier, που έχει άριστη συχνοτική αλλά μηδενική χρονική ανάλυση.



Εικόνα 4.1: Επίπεδο χρόνου-συχνότητας για βραχύ και ευρύ παράθυρο.

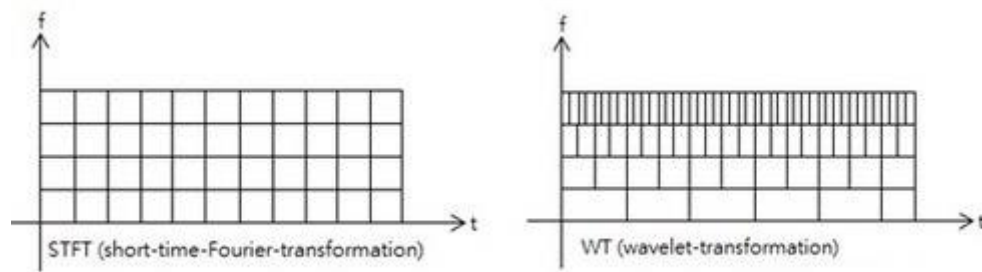
Σύμφωνα με την αρχή της αβεβαιότητας του Heisenberg, δεν είναι δυνατή η ακριβής ταυτόχρονη αναπαράσταση χρόνου-συχνότητας ενός σήματος. Ακριβέστερα, δεν είναι δυνατή η ακριβής γνώση των φασματικών συνιστωσών του σήματος στις διάφορες χρονικές στιγμές. Αυτό που είναι εφικτό είναι η γνώση των περιοχών συχνοτήτων που υπάρχουν στις αντίστοιχες χρονικές περιοχές. Σύμφωνα με τα παραπάνω, η επιλογή ενός σταθερού εύρους παραθύρου και η χρήση του καθ'όλη την ανάλυση δεν είναι η πιο ενδεδειγμένη λύση. Ανάλογα με την εφαρμογή είναι δυνατό να δοθεί έμφαση είτε στην χρονική ανάλυση εις βάρος της συχνοτικής, είτε να ευνοηθεί η συχνοτική ανάλυση εις βάρος της χρονικής. Αν, για παράδειγμα, οι συχνότητες στο αρχικό σήμα είναι αρκετά διαχωρισμένες η μία από την άλλη, η συχνοτική ανάλυση μπορεί να μπει σε δεύτερη μοίρα και να επιδιωχθεί καλύτερη χρονική, καθώς οι φασματικές συνιστώσες είναι ήδη επαρκώς διαχωρισμένες η μία από την άλλη. Το παραπάνω πρόβλημα υφίσταται ανεξάρτητα από τον χρησιμοποιούμενο μετασχηματισμό, καθώς η αρχή της απροσδιοριστίας έχει καθολική ισχύ: εάν αυξηθεί η χρονική ανάλυση ενός τελεστή, βραχύνοντας τη διάρκεια της κρουστικής του απόκρισης, τότε το εύρος ζώνης του αυξάνει και η συχνοτική του ανάλυση μειώνεται.

### 4.3 Ανάλυση Wavelet

Από ιστορικής άποψης, η ανάλυση wavelet είναι καινούρια μέθοδος, ωστόσο το μαθηματικό της υπόβαθρο χρονολογείται στις εργασίες του Joseph Fourier το 19ο αιώνα, ο οποίος έθεσε τα θεμέλια της ανάλυσης συχνότητας, η οποία αποδείχθηκε εξαιρετικά σημαντική και με μεγάλη επιρροή. Η προσοχή των ερευνητών μετατοπίστηκε σταδιακά από τη βασισμένη στη συχνότητα ανάλυση στην ανάλυση με βάση την κλίμακα, όταν άρχισε να γίνεται εμφανές ότι μια προσέγγιση που θα μετρούσε τις μέσες διακυμάνσεις σε διαφορετικές κλίμακες θα μπορούσε να είναι

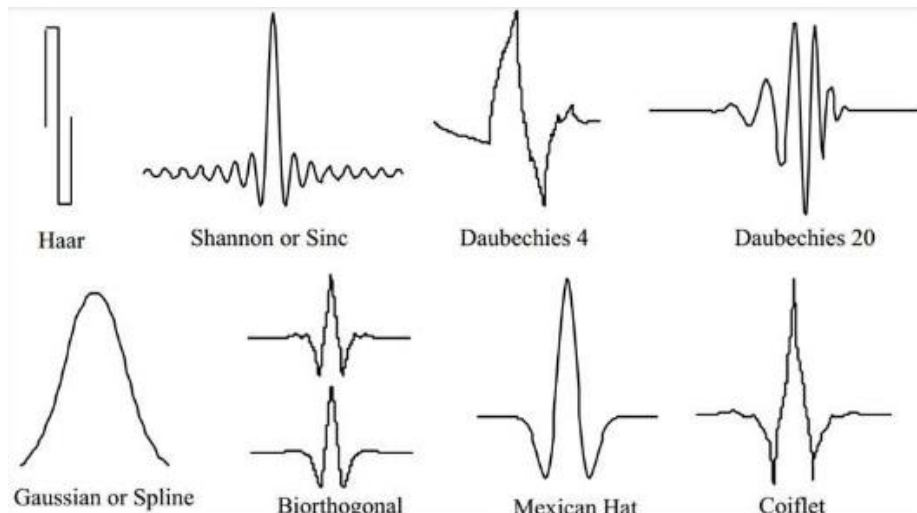
λιγότερο ευαίσθητη στο θόρυβο. Η πρώτη καταγραφή αυτού που τώρα λέγεται wavelet φαίνεται να έγινε το 1909, σε μία μελέτη του Alfred Haar. Η ιδέα των wavelets στην παρούσα θεωρητική τους μορφή προτάθηκε για πρώτη φορά απ' τον Jean Morlet και την ομάδα του Marseille Theoretical Physics Center, που εργαζόταν υπό τον Alex Grossmann στη Γαλλία. Οι μέθοδοι της ανάλυσης wavelet αναπτύχθηκαν κυρίως απ' τον Y. Meyer και τους συνεργάτες του, οι οποίοι βοήθησαν στην εξάπλωση της μεθόδου. Ο βασικός αλγόριθμος χρονολογείται στην εργασία του Stephane Mallat το 1988.v [12] Από τότε, η έρευνα σχετικά με τα wavelets έγινε διεθνής και πιο έντονη στις USA, όπου πρωτοπορούν επιστήμονες όπως οι Ingrid Daubechies, Ronald Coifman και Victor Wickerhauser. Το πεδίο έρευνας των wavelets μεγαλώνει, επεκτείνεται συνεχώς και πολλές εργασίες και πρακτικές δοκιμές δημοσιεύονται κάθε μήνα. Σε μερικά πεδία τα wavelets είναι πολύ χρήσιμα. Ένας από αυτούς είναι η ιατρική. Τα wavelets μπορούν να ανακαλύψουν την ύπαρξη ενός «γρήγορου» σήματος και να το εντοπίσουν.[13]

Η ανάλυση Wavelet είναι το επόμενο λογικό βήμα μετά την ανάλυση Fourier. Μια τεχνική παραθύρωσης με μεταβαλλόμενες περιοχές. Η ανάλυση Wavelet επιτρέπει τη χρήση μεγαλύτερων χρονικών περιόδων, στις οποίες είναι επιθυμητή πιο ακριβής πληροφορία χαμηλών συχνοτήτων και μικρότερων περιοχών, όπου είναι ζητούμενη πληροφορία υψηλότερων συχνοτήτων. Όπως φαίνεται στο σχήμα που ακολουθεί, η ανάλυση Wavelet δε χρησιμοποιεί περιοχή ανάλυσης χρόνου – συχνότητας αλλά χρόνου κλίμακας.



Εικόνα 4.2: Σύγκριση STFT με WT.

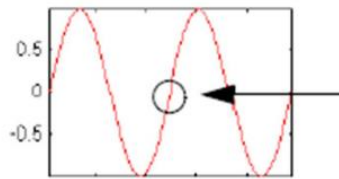
Γενικά το wavelet είναι μια κυματομορφή περιορισμένης διάρκειας η οποία έχει μέση τιμή 0. Αν συγκρίνουμε τα wavelets με ημιτονοειδή κύματα, τα οποία είναι η βάση της ανάλυσης Fourier, θα δούμε ότι τα τελευταία έχουν άπειρη διάρκεια. Επίσης, ενώ τα ημίτονα είναι ομαλά και προβλέψιμα, τα wavelets τείνουν να είναι ακανόνιστα και ασύμμετρα.



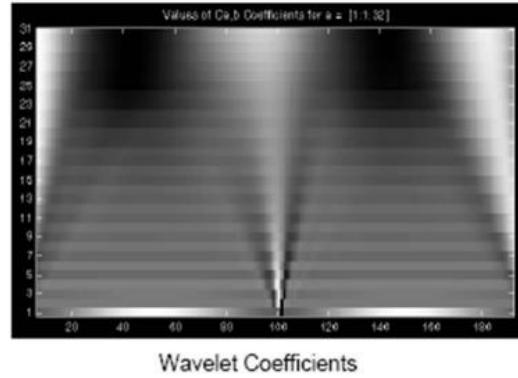
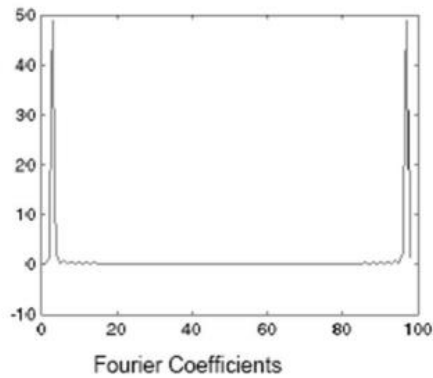
Εικόνα 4.3: Δημοφιλή wavelets.

Η ανάλυση Fourier έγκειται στη διάσπαση ενός σήματος σε ημιτονοειδή κύματα διάφορων συχνοτήτων. Αντίστοιχα η ανάλυση wavelet αντιστοιχεί στη διάσπαση ενός σήματος σε μετατοπισμένες και βαθμωμένες παραλλαγές ενός αρχικού ή μητρικού wavelet. Φαίνεται λογικό σήματα με οξείες αλλαγές να μπορούν να αναλυθούν καλύτερα με ένα ακανόνιστο wavelet παρά με ένα ομαλό ημίτονο. Επίσης φαίνεται λογικό ότι τα τοπικά χαρακτηριστικά μπορούν να περιγραφούν καλύτερα με τα wavelets που έχουν περιορισμένη έκταση. Το σημαντικό για την ανάλυση wavelet είναι ότι μπορεί να εφαρμοστεί και σε δισδιάστατα δεδομένα, όπως οι εικόνες, αλλά και σε μεγαλύτερης διάστασης δεδομένα.

Ένα μεγάλο πλεονέκτημα των wavelets είναι η ικανότητά τους να πραγματοποιούν τοπική ανάλυση, που σημαίνει να αναλύουν μια εντοπισμένη περιοχή ενός μεγαλύτερου σήματος. Έστω ημιτονοειδές σήμα με μία μικρή ασυνέχεια μόλις ορατή, όπως αυτό του σχήματος. Ένα τέτοιο σήμα θα μπορούσε να συναντηθεί στην πράξη, πιθανώς λόγω διακύμανσης ισχύος ή θορύβου.



Μικρή ασυνέχεια στη συνάρτηση



Εικόνα 4.4: Σύγκριση συμπεριφοράς ανάλυσης Fourier και Wavelet σε περίπτωση μικρής ασυνέχειας στο σήμα.

Η ανάλυση wavelet είναι ικανή να ανασυνθέτει πτυχές των δεδομένων που οι υπόλοιπες τεχνικές αδυνατούν, όπως τάσεις, σημεία κατάρρευσης και ασυνέχειες ανώτερων παραγώγων. Επιπλέον, επειδή επιτυγχάνει μια διαφορετική θεώρηση των δεδομένων απ' ό,τι οι υπόλοιπες τεχνικές, η ανάλυση wavelet μπορεί συχνά να συμπίσει ή να αφαιρέσει το θόρυβο από ένα σήμα χωρίς να το υποβαθμίσει σημαντικά. Όντως, στη σύντομή ιστορία τους στο πεδίο της επεξεργασίας σήματος, τα wavelets έχουν ήδη αποδειχθεί απαραίτητο εργαλείο των αναλυτών και συνεχίζουν να τυγχάνουν ταχύτητα αυξανόμενης απήχησης σήμερα.

### Μητρικές Συναρτήσεις

Τα κυματίδια  $\psi_{a,b}$  είναι ένα σύνολο στοιχειωδών συναρτήσεων, τα οποία δημιουργούνται από διεύρυνση και μετατόπιση μιας μοναδικής αρχικής συνάρτησης κυματιδίου (της επονομαζόμενης μητρικής mother wavelet)  $\psi(t)$ , η οποία ορίζεται από τη σχέση:

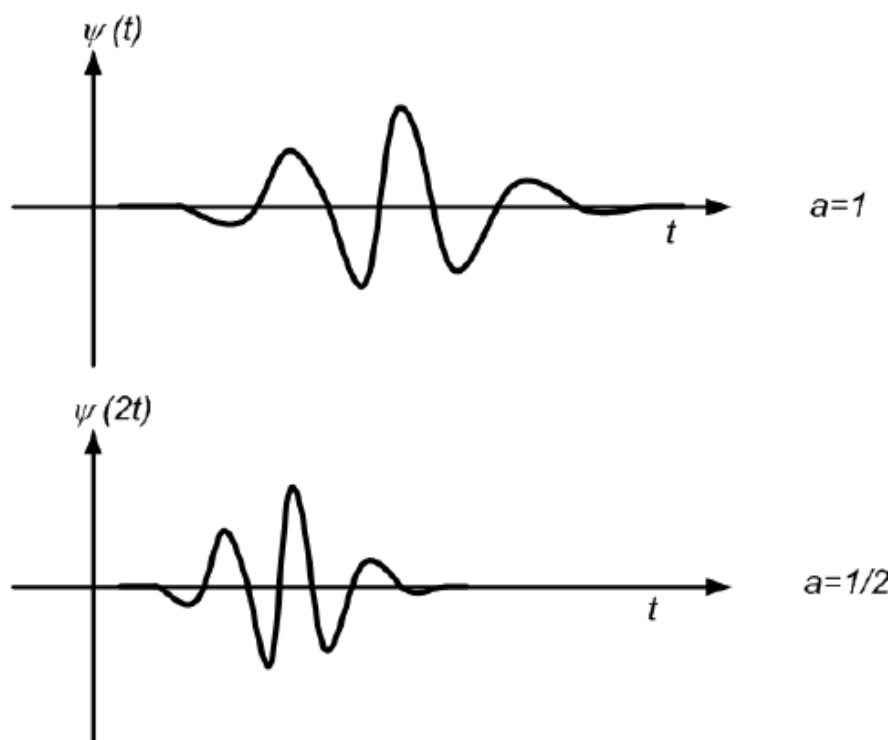
$$\psi_{a,b}(t) = |a|^{-\frac{1}{2}} \psi((t - b)/a)$$

Τα  $a$ ,  $b$  με  $a, b \in \mathbb{R}$ ,  $a \neq 0$ , είναι χαρακτηριστικές παράμετροι για κάθε διαφορετική οικογένεια κυματιδίων, καλούνται συντελεστές φίλτρου και συγκεκριμένα το  $a$  είναι η παράμετρος κλίμακας και το  $b$  η παράμετρος μετατόπισης (το  $t$  ο χρόνος).

Η κλιμακοποίηση ενός κυματιδίου σημαίνει απλά την επέκταση ή τη συμπίεσή του. Ο συντελεστής κλίμακας, ο οποίος δηλώνεται συχνά με το γράμμα  $a$ , περιγράφει την επέκταση ή συμπίεση αυτή. Η επίδραση του συντελεστή κλίμακας είναι πολύ εύκολο να παρατηρηθεί με τα κυματίδια. Όσο μικρότερος είναι ο συντελεστής κλίμακας, τόσο περισσότερο «συμπιεσμένο» είναι το κυματίδιο. Η μετατόπισή ενός κυματιδίου σημαίνει απλά καθυστέρηση (ή επίσπευση) της εφαρμογής του. Έτσι παρέχεται ένα μοναδικό αναλυτικό μοτίβο και τα αντίγραφά του σε διάφορες κλίμακες και χρονικές στιγμές. Ας σημειωθεί ότι οι μεγαλύτερες κλίμακες αντιστοιχούν σε περισσότερα «εκτεταμένα» κυματίδια. Όσο περισσότερο εκτεταμένο είναι ένα κυματίδιο, τόσο μεγαλύτερο είναι το τμήμα του σήματος με το οποίο συγκρίνεται και, συνεπώς, τόσο πιο «αδρά» τα χαρακτηριστικά του σήματος που μετρούνται από τους συντελεστές του κυματιδίου. Έτσι, υπάρχει μία αντιστοιχία μεταξύ των κλιμάκων του κυματιδίου και της συχνότητας όπως αποκαλύπτεται από την ανάλυση κυματιδίων:

- Μικρή κλίμακα  $a$  (low scale)  $\rightarrow$  Συμπιεσμένο κυματίδιο  $\rightarrow$  Ταχέως μεταβαλλόμενες λεπτομέρειες  $\rightarrow$  Υψηλή συχνότητα (high frequency).

- Μεγάλη κλίμακα  $a$  (high scale)  $\rightarrow$  Εκτεταμένο κυματίδιο  $\rightarrow$  Βραδέως μεταβαλλόμενα, αδρά χαρακτηριστικά  $\rightarrow$  Χαμηλή συχνότητα (low frequency).



Εικόνα 4.5: Η επίδραση του συντελεστή κλίμακας σε ένα wavelet.

### Συνεχής Μετασχηματισμός Wavelet

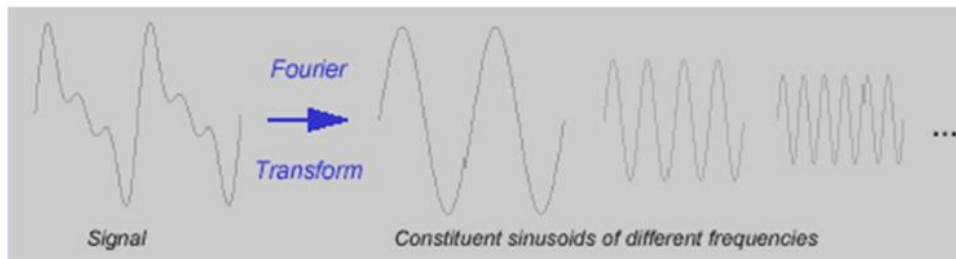
Ο Συνεχής Κυματιδιακός Μετασχηματισμός (Continuous Wavelet Transform CWT) ενός σήματος  $S(t)$  ορίζεται ως η συνέλιξη μεταξύ του σήματος και της οικογένειας κυματιδίων  $\psi(a,b)$  για κάθε  $a,b$ :

$$C(a,b) = |a|^{-1/2} \int_{-\infty}^{+\infty} S(t)\psi(t-b)/a dt = \langle S, \psi_{a,b} \rangle$$

Ο μετασχηματισμός Fourier δίνεται από τη σχέση:

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

το οποίο είναι το άθροισμα, στο χρόνο, του σήματος  $f(t)$  πολλαπλασιασμένου με μιγαδικό εκθετικό. Το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού είναι οι συντελεστές Fourier  $F(\omega)$ , οι οποίοι, όταν πολλαπλασιάζονται με ένα ημίτονο συχνότητας  $\omega$ , δίνουν τις ημιτονοειδείς συνιστώσες που αποτελούν το αρχικό σήμα. Μια γραφική παράσταση της διαδικασίας αυτής φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα:



Παρόμοια, ο συνεχής μετασχηματισμός wavelet (CWT) ορίζεται ως το άθροισμα στο χρόνο του σήματος πολλαπλασιασμένου με διαβαθμισμένες και μετατοπισμένες εκδοχές της συνάρτησης wavelet  $\psi$ :

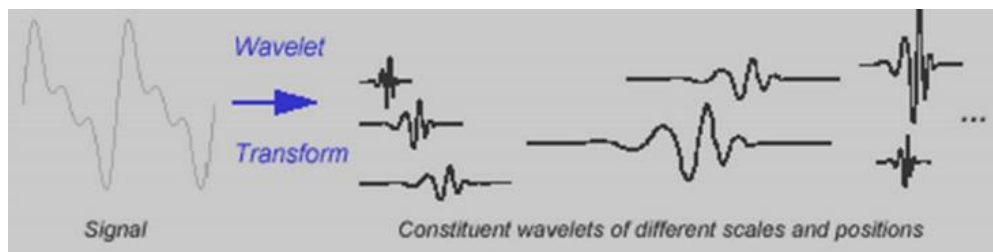
$$C(\text{κλίμακα}, \text{θέση}) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)\psi(\text{κλίμακα}, \text{θέση}, t) dt$$

όπου η μήτρα wavelet είναι μια συνάρτηση της μορφής:

$$\psi_{(a,b)}(t) = 2^{a/2} \psi\left[2^{-\frac{a}{2}}(t-b)\right]$$

(όπου  $a$  η κλιμάκωση και  $b$  η μετατόπιση). Το σύνολο των προηγούμενων συναρτήσεων ονομάζεται οικογένεια wavelet. Τα αποτελέσματα του CWT είναι πολλοί συντελεστές  $C$ , οι οποίοι είναι συνάρτηση της κλίμακας και της θέσης. Οι

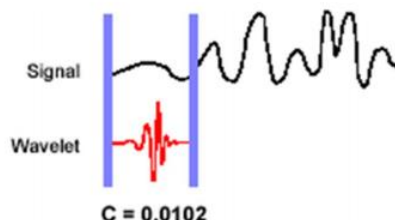
κυματιδιακοί αυτοί συντελεστές παρέχουν πλήρη πληροφορία με απλό τρόπο και μια άμεση εκτίμηση της τοπικής ενέργειας για τις διάφορες κλίμακες. Πολλαπλασιάζοντας κάθε συντελεστή με το κατάλληλης κλίμακας και μετατόπισης wavelet, παίρνουμε τις παραμέτρους wavelet του αρχικού σήματος.



Εικόνα 4.6: Περιγραφή του μετασχηματισμού wavelet.

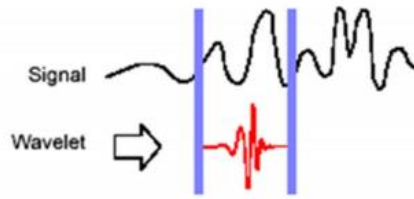
Ο συνεχής μετασχηματισμός wavelet είναι το άθροισα στο χρόνο του σήματος πολλαπλασιασμένου με κλιμακωμένες και μετατοπισμένες εκδοχές του wavelet. Η διαδικασία αυτή παράγει τους συντελεστές wavelet, οι οποίοι είναι συνάρτηση της κλίμακας και της θέσης. Στην πράξη χρειάζονται 5 απλά βήματα για τη δημιουργία ενός CWT :

- 1) Δημιουργούμε ένα wavelet και το συγκρίνουμε με ένα τμήμα του αρχικού σήματος.

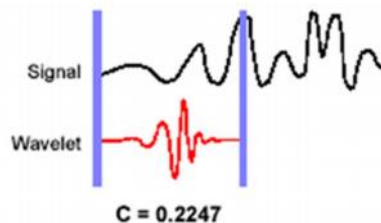


- 2) Υπολογίζουμε τον αριθμό  $c$ , ο οποίος αντιπροσωπεύει πόσο στενά συσχετίζεται το wavelet με αυτό το τμήμα του σήματος. Τα αποτελέσματα βέβαια εξαρτώνται από το σχήμα του wavelet που επιλέχτηκε.

- 3) Μετατοπίζουμε το wavelet προς τα δεξιά και επαναλαμβάνουμε τα βήματα 1 και 2 μέχρι να καλύψουμε ολόκληρο το σήμα.



4) Κλιμακώνουμε το wavelet και επαναλαμβάνουμε τα βήματα 1 ως 3.



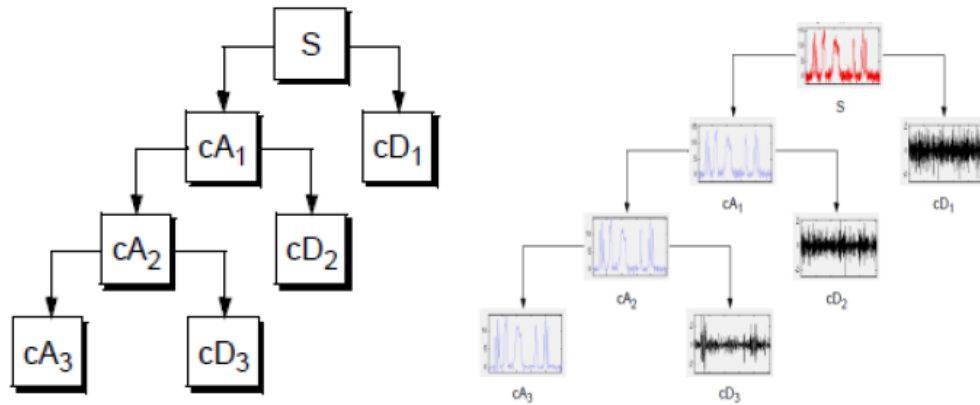
5) Επαναλαμβάνουμε τα βήματα 1 ως 4 για όσες κλίμακες επιθυμούμε. Στο τέλος αυτής της διαδικασίας, θα έχουμε συγκεντρώσει τους συντελεστές που παρήχθησαν σε διάφορες κλίμακες από διαφορετικά τμήματα του σήματος. Οι συντελεστές είναι το αποτέλεσμα μιας παλινδρόμησης του αρχικού σήματος που πραγματοποιήθηκε με τα wavelets.

#### Διακριτός Μετασχηματισμός Wavelet (WDT)

Όπως συμβαίνει και με πολλούς άλλους μετασχηματισμούς που χρησιμοποιούνται στην ανάλυση σήματος, ο Κυματιδιακός Μετασχηματισμός απαντάται ως συνεχής και ως διακριτός. Ο Συνεχής Κυματιδιακός Μετασχηματισμός αποτελεί ένα πολύ ισχυρό μαθηματικό εργαλείο για την ανάλυση σημάτων που, όμως, δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί αυτούσιος για υπολογισμούς με ηλεκτρονικούς υπολογιστές, λόγω των αναλυτικών σχέσεων και των ολοκληρωμάτων που απαιτεί. Με δεδομένη την εξάπλωση της χρήσης ηλεκτρονικών υπολογιστών σε όλους τους τομείς της επιστήμης και της τεχνολογίας, κρίθηκε απαραίτητη η διακριτοποίηση - μέσω δειγματοληψίας- του Συνεχούς Κυματιδιακού Μετασχηματισμού, ώστε να χρησιμοποιηθεί σε πρακτικούς υπολογισμούς. Το επόμενο βήμα ήταν να βρεθεί ένας αλγόριθμος που να μειώνει το υπολογιστικό κόστος και το χρόνο υπολογισμού του Συνεχούς Κυματιδιακού Μετασχηματισμού. Έτσι γεννήθηκε ο Διακριτός Κυματιδιακός Μετασχηματισμός.

Ο Διακριτός Κυματιδιακός Μετασχηματισμός (Discrete Wavelet Transform DWT) ενός σήματος προκύπτει από τη σχέση ορισμού του Συνεχούς Κυματιδιακού Μετασχηματισμού για ορισμένες οικογένειες κυματιδίων και για διακριτά σύνολα παραμέτρων  $\alpha_j = 2^{-j}$  και  $b_j = 2^{-j}$  με  $j, k \in \mathbb{Z}$ . Με το Διακριτό Κυματιδιακό Μετασχηματισμό, το υπό ανάλυση σήμα  $x(t)$  αποσυντίθεται σε μια προσεγγιστική

συνιστώσα  $A_j$  (Approximation component), που παρέχει μια αδρή αναπαράσταση του σήματος, και σε μια συνιστώσα λεπτομέρειας  $D_j$  (Detail component), μέσω της οποίας αναπαριστώνται οι λεπτομέρειες του σήματος. Η αποσύνθεση αυτή του αρχικού σήματος σε προσεγγιστικές συνιστώσες και συνιστώσες λεπτομέρειας για τα διάφορα επίπεδα ανάλυσης παρουσιάζεται στο σχήμα 6.7



Εικόνα 4.7: Δένδρο αποσύνθεσης σε επίπεδα προσεγγιστικών συνιστωσών και συνιστωσών λεπτομέρειας.

Η ανάλυση αυτή σε σήματα προσέγγισης και λεπτομέρειας επιτυγχάνεται μέσω της συνέλιξης του σήματος με τις συναρτήσεις κλίμακας (scaling function) και κυματιδίου (wavelet function) αντίστοιχα. Η scaling function σχετίζεται με το βαθυπερατό φιλτράρισμα του αρχικού σήματος, ενώ η wavelet function με το υψιπερατό φιλτράρισμά του. Οι συναρτήσεις αυτές προκύπτουν από τις εξής σχέσεις:

$$\varphi_{j,k}(t) = |2|^{-j/2} \varphi(2^{-j}t - k) \text{ (scaling function)}$$

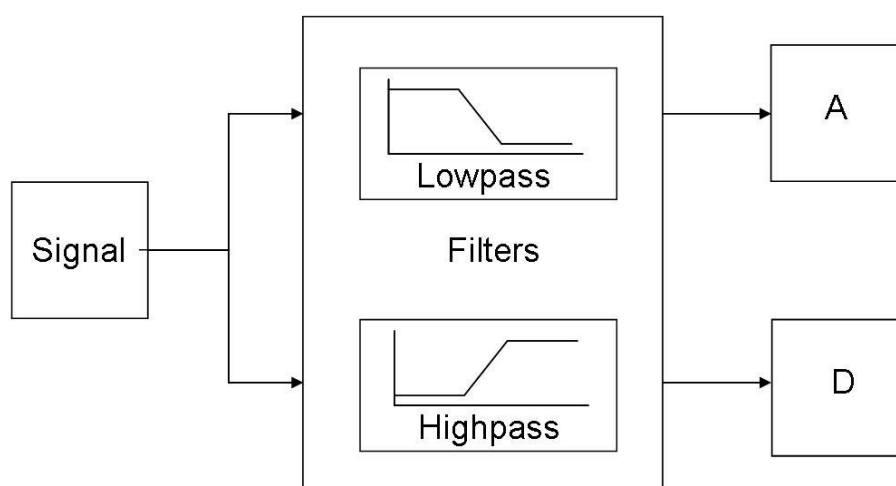
$$\psi_{j,k}(t) = |2|^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k) \text{ (wavelet function)}$$

όπου  $k$  οι διακριτές χρονικές στιγμές και  $j$  τα επίπεδα ανάλυσης. Οι οικογένειες κυματιδίων δημιουργούνται και στον διακριτό κυματιδιακό μετασχηματισμό όπως και στο συνεχή, από διεύρυνση και μετατόπιση των δύο –σε αυτή την περίπτωση– μοναδικών μητρικών συναρτήσεων: της συνάρτησης κλίμακας  $\varphi(t)$  και της μητρικής κυματιδιακής  $\psi(t)$ , δημιουργώντας μια ορθοκανονική βάση. Στην ανάλυση σήματος, η συνάρτηση κλίμακας θεωρείται ότι λειτουργεί ως βαθυπερατό φίλτρο, ενώ η κυματιδιακή συνάρτηση ως υψιπερατό. Έτσι, το μετασχηματισμένο σήμα που δίνεται από τη σχέση:

$$x(t) = \sum_{k=1}^N A_j(k) \varphi_{j,k}(t) = \sum_{j=1}^J \sum_{n=1}^N c_j(k) \psi_{j,k}(t)$$

αναλύεται σε επίπεδα που αντιστοιχούν στις μπάντες συχνοτήτων ενδιαφέροντος.

Για πολλά σήματα, το περιεχόμενο χαμηλής συχνότητας είναι το πιο σημαντικό κομμάτι τους. Είναι αυτό που δίνει στο σήμα την ταυτότητά του. Το περιεχόμενο υψηλής συχνότητας, απ' την άλλη πλευρά, προσδίδει ποικιλία ή αποχρώσεις. Έχοντας την ανθρώπινη φωνή ως παράδειγμα, η αφαίρεση των συνιστωσών χαμηλής συχνότητας κάνουν τη φωνή να ακούγεται διαφορετική, αλλά ο εκφερόμενος λόγος παραμένει κατανοητός. Αν όμως αφαιρεθούν οι συνιστώσες χαμηλής συχνότητας, προκύπτουν ασυναρτησίες. Στην ανάλυση wavelet αναφέρονται συχνά προσεγγίσεις και λεπτομέρειες. Οι προσεγγίσεις είναι μεγάλης κλίμακας – χαμηλής συχνότητας συνιστώσες του σήματος. Οι λεπτομέρειες είναι οι συνιστώσες μικρής κλίμακας – υψηλής συχνότητας. Μια άποψη της διαδικασίας φιλτραρίσματος φαίνεται στο σχήμα που ακολουθεί:



Εικόνα 4.8: Σχηματική αναπαράσταση βαθυπερατού (lowpass) και υψιπερατού (highpass) φίλτρου.

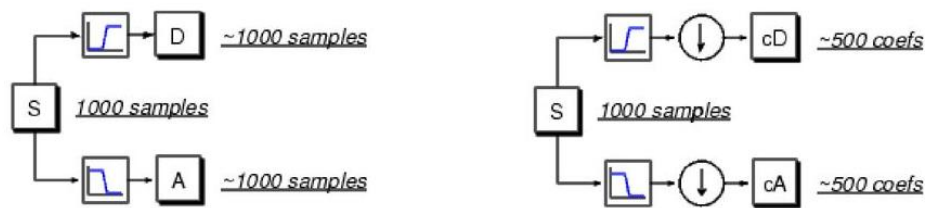
Το αρχικό σήμα  $S$  περνά μέσα από δύο συμπληρωματικά φίλτρα απ' όπου παράγονται δύο σήματα. Όλοι οι μετασχηματισμοί wavelet μπορούν να περιγραφούν από βαθυπερατά φίλτρα που ικανοποιούν την εξίσωση:

$$H(z)H(z^{-1}) = H(-z)H(-z^{-1}) = 1$$

Τα συμπληρωματικά τους υψιπερατά φίλτρα περιγράφονται από τη σχέση:

$$G(z) = zH(-z^{-1})$$

Εάν όμως η διαδικασία αυτή εκτελεστεί σε ένα πραγματικό ψηφιακό σήμα, θα παράξει διπλάσια δεδομένα απ' όσα υπήρχαν αρχικά. Παραδείγματος χάριν, έστω ότι το αρχικό σήμα αποτελείται από 1000 δείγματα δεδομένων. Τότε τα παραγόμενα σήματα θα έχουν από 1000 δείγματα, δηλαδή 2000. Αυτά τα σήματα A και D είναι μεν ενδιαφέροντα, αλλά προκύπτουν 2000 τιμές αντί για τις αρχικές 1000. Εδώ υπάρχει ένας επιδέξιος τρόπος για να πραγματοποιηθεί η ανάλυση με χρήση των wavelets. Με μία προσεκτική ματιά στον υπολογισμό, μπορεί να κρατηθεί μόνο ένα σημείο αντί για 2 σε κάθε ένα απ' τα δείγματα μήκους 2000, ώστε να πάρουμε όλη την πληροφορία. Αυτή είναι η έννοια της υποδειγματοληψίας (downsampling). Παράγουμε δύο ακολουθίες οι οποίες ονομάζονται cA και cD.



Εικόνα 4.9: Αριθμός δειγμάτων χωρίς (αριστερά) και με (δεξιά) υποδειγματοληψία

#### 4.4 Αυτοπαλινδρομικά Μοντέλα

Ένα από τα πιο αποδοτικά μοντέλα θεωρείται το πολυμεταβλητό παλινδρομούμενο μοντέλο (MVAR). Τα μοντέλα MVAR ήταν μεταξύ των πρώτων μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν για να διερευνήσουν τα φασματικά χαρακτηριστικά των σημάτων, επειδή είναι αρκετά κατανοητά, λύνονται εύκολα με τη βοήθεια γραμμικών εξισώσεων και παρέχουν αρκετά ακριβείς εκτιμήσεις της πυκνότητας φάσματος ισχύος.

Η κατευθυνόμενη συνάρτηση μεταφοράς (DTF), προτάθηκε για πρώτη φορά από τον Kaminski και την Blinowska και είναι μία πολυμεταβλητή προσέγγιση για την εκτίμηση της έντασης ροής δραστηριότητας μεταξύ δομών εγκεφάλου, χρησιμοποιώντας μοντέλο MVAR. Στηρίζεται στην έννοια της αιτιότητας κατά Granger μεταξύ χρονοσειρών και ακολουθεί τις φασματικές ιδιότητες των αρχικών σημάτων. Διάφορες εργασίες έχουν χρησιμοποιήσει DTF ως εργαλείο για τη μελέτη της συνδεσιμότητας του EEG, καθώς επίσης και για την εκτίμηση της λειτουργικής συνδεσιμότητας του φλοιού. Η DTF τροποποιήθηκε από την Korzeniewska στην άμεση DTF (dDTF), η οποία έχει την ιδιότητα ότι μπορεί να διακρίνει μεταξύ άμεσων και έμμεσων ροών πληροφορίας, ελαχιστοποιώντας τις δεύτερες.[14]

### Αιτιότητα και αιτιακή σχέση κατά Granger

Έστω  $x_i(t)$  και  $x_j(t)$  δύο χρονοσειρές. Υποθέτουμε ότι η χρονική δυναμική των  $x_i(t)$  και  $x_j(t)$  μπορεί να αναπαρασταθεί από μια διαδικασία διμεταβλητής αυτοπαλινδρόμησης:

$$\begin{aligned}x_i(t) &= \sum_{k=1}^p a_{ii,k} x_i(t-k) + \sum_{k=1}^p a_{ij,k} x_j(t-k) + w_i(t) \\x_j(t) &= \sum_{k=1}^p a_{ji,k} x_i(t-k) + \sum_{k=1}^p a_{jj,k} x_j(t-k) + w_j(t)\end{aligned}$$

Αν η μεταβλητότητα του σφάλματος πρόγνωσης  $w_i(t)$  ή  $w_j(t)$  μειώνεται συμπεριλαμβάνοντας το  $x_j$  (ή  $x_i$ ) στην πρώτη (ή δεύτερη) εξίσωση, τότε βασισμένοι στην αιτιότητα Granger, μπορούμε να πούμε ότι το  $x_j$  (ή  $x_i$ ) προκαλεί το  $x_i$  (ή  $x_j$ ). Μία ισοδύναμη έκφραση του ίδιου ισχυρισμού είναι ότι οι συντελεστές  $a_{ij,k}$ ,  $k = 1, \dots, p$  δεν είναι στατιστικά μηδενικοί με βάση συγκεκριμένα στατιστικά κριτήρια. Ο έλεγχος αυτός μπορεί να γίνει με το κριτήριο της κατανομής  $F$  για την από κοινού σημαντικότητα των παραμέτρων των χρονικών υστερήσεων των αντίστοιχων μεταβλητών και δίνεται από την εξίσωση

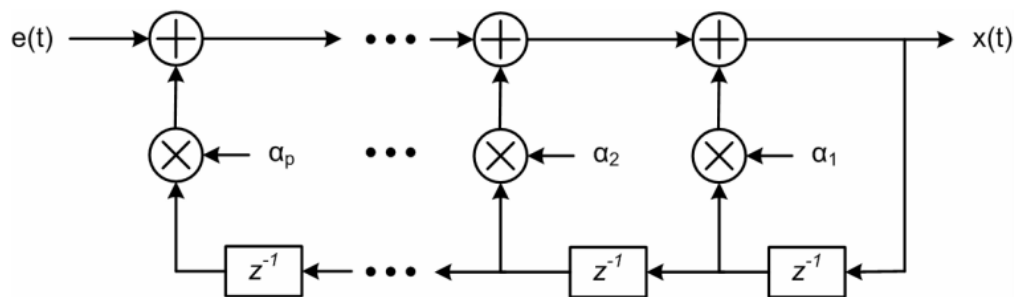
$$F = \frac{\frac{SSR_R - SSR_U}{k}}{\frac{SSR_U}{n-2k-1}}$$

Όπου  $SSR_R$  είναι το άθροισμα τετραγώνων των κατάλοιπων που προκύπτουν από την εκτίμηση της εξίσωσης με περιορισμό (δηλαδή παλινδρομώντας την μεταβλητή  $x_i$  μόνο πάνω στις υστερήσεις της),  $SSR_U$  το άθροισμα τετραγώνων των κατάλοιπων που προκύπτουν από την εκτίμηση της εξίσωσης παλινδρόμησης (πλήρη εξίσωση),  $k$  ο αριθμός των περιορισμών και  $n$  το μέγεθος του δείγματος.

Αν η τιμή της κατανομής  $F$  είναι μεγαλύτερη από αυτή των πινάκων σε κάποιο επίπεδο σημαντικότητας, τότε λέμε ότι η υπόθεση  $H_0$  απορρίπτεται και συμπεραίνουμε ότι οι υστερήσεις της μεταβλητής  $x_i$  επηρεάζουν σημαντικά τη συμπεριφορά της  $x_j$ . Η αξιοπιστία του ελέγχου αιτιότητας κατά Granger εξαρτάται από την τάξη του MVAR μοντέλου, καθώς και από τη στασιμότητα των χρονοσειρών. Η αξιοπιστία του ελέγχου μειώνεται αν οι μεταβλητές που συμμετέχουν είναι μη στάσιμες. [15]

### Μοντέλα Αυτοπαλινδρόμησης AR για στάσιμες χρονοσειρές

Τα ηλεκτροεγκεφαλογραφικά σήματα μπορούν να αναλυθούν με διάφορα μοντέλα και μεθόδους, χωρίς να είναι απαραίτητη πάντοτε η εκ των προτέρων γνώση της φύσης του σήματος. Τίθεται ωστόσο το ερώτημα ποια μοντέλα μπορούν να παρέχουν πιο ακριβή πληροφορία για την περιγραφή των ηλεκτροεγκεφαλογραφικών φαινομένων. Ένα από τα πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα μοντέλα είναι το αυτοπαλινδρομούμενο μοντέλο (autoregressive model), το οποίο μπορεί να ιδωθεί ως ένα γραμμικό δίκτυο φίλτρων που εφαρμόζεται σε είσοδο λευκού θορύβου. Επίσης θεωρείται πως τα χαρακτηριστικά της επόμενης τιμής εξόδου του φίλτρου σε μία χρονική στιγμή μπορούν να προσδιοριστούν από την τρέχουσα και τις προηγούμενες τιμές της εξόδου. Η μέθοδος αυτή καλείται παραμετρική, επειδή, για να περιγραφεί το υπό ανάλυση μαθηματικό μοντέλο, απαιτείται ένα σύνολο παραμέτρων.



Εικόνα 4.10: Αναπαράσταση του μοντέλου αυτοπαλινδρόμησης ως γραμμικό δίκτυο φίλτρων με την βοήθεια του μετασχηματισμού  $z$ .

Η χρονοσειρά  $x(t)$  μπορεί να περιγραφεί από το μοντέλο αυτοπαλινδρόμησης ως εξής

$$x(t) = \sum_{k=1}^p a_k x(t-k) + e(t)$$

όπου  $p$  η τάξη του μοντέλου,  $a_k$  οι συντελεστές του μοντέλου και  $e(t)$  λευκός θόρυβος μηδενικής μέσης τιμής ασυσχέτιστος με το σήμα.

Στη συνέχεια, θα παρουσιαστούν διάφορες μέθοδοι για τον υπολογισμό των συντελεστών παλινδρόμησης.

### Μέθοδος Yule-Walker

Ο υπολογισμός των παραμέτρων  $a_{ij,k}$ ,  $k = 1, \dots, p$  μέσω της μεθόδου Yule-Walker μπορεί να γίνει ως εξής: πολλαπλασιάζονται και τα δύο μέρη της εξίσωσης επί  $x(n-k)$  και παίρνοντας τους μέσους πιθανοσυνόλου  $E\{\cdot\}$  προκύπτει ότι:

$$E\{x(n-k)x(n)\} = \sum_{i=1}^p a_i E\{x(n-i)x(n-k)\} = E\{e(n)x(n-k)\}$$

Λαμβάνοντας υπόψη ότι  $r_{xx}(k) = E\{x(n-k)x(n)\}$ , όπου  $r_{xx}(k)$  συμβολίζει τη συνάρτηση αυτοσυσχέτισης και  $E\{e(n)x(n-k)\} = \sigma_e^2 \delta(k)$ , όπου  $\delta(k)$  η κρουστική συνάρτηση, η εξίσωση γράφεται

$$r_{xx}(k) = \sum_{i=1}^p a_i r_{xx}(k-i) + \sigma_e^2 \delta(k)$$

ή σε μορφή πινάκων

$$\begin{bmatrix} r_{xx}(0) & \cdots & r_{xx}(p) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r_{xx}(p) & \cdots & r_{xx}(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ \vdots \\ \alpha_p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_e^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Όπου

$$r_{xx}(k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n-k} x(i)x(i+k)$$

Οι δυο τελευταίες εξισώσεις αποτελούν τις εξισώσεις Yule-Walker, οι οποίες μετά την επίλυση τους προσδιορίζουν τους συντελεστές αυτοπαλινδρόμησης. [16]

### Μέθοδος ελαχίστων τετραγώνων

Ο αυτοαναδρομικός εκτιμητής ελαχίστων τετραγώνων (Least squares—LS) βασίζεται σε ένα κριτήριο ελαχιστοποίησης τύπου LS και όχι απευθείας στις κανονικές εξισώσεις, όπως ο εκτιμητής Yule-Walker.

Η μέθοδος ελαχίστων τετραγώνων σχετίζεται με το πρόβλημα της γραμμικής πρόβλεψης. Για ένα μοντέλο  $AR(n)$  ορίζεται το σφάλμα εμπρόσθιας γραμμικής πρόβλεψης  $e(t)$  ως

$$e(t) = y(t) + \sum_{i=1}^n a_i y(t-i) = y(t) + \phi^T(t)\theta$$

Όπου  $\varphi(t) = [y(t-1), \dots, y(t-n)]^T$

Το διάνυσμα των AR παραμέτρων, που ελαχιστοποιεί τη διακύμανση του σφάλματος γραμμικής πρόβλεψης  $\sigma_n^2 = E\{|e(t)|^2\}$ , αποδεικνύεται ότι δίνεται από

$$\theta = R_n^{-1}r_n$$

και η αντίστοιχη μεταβλητότητα υπολογίζεται ως

$$\sigma_n^2 = r(0) - r_n^* R_n^{-1} r_n \quad 4.1$$

Όπου  $r_n = [r(1), \dots, r(n)]^T$  και  $R_n = \begin{bmatrix} r(0) & \dots & r(-n+1) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r(n-1) & \dots & r(0) \end{bmatrix}$ .

Το πρόβλημα της εύρεσης της καλύτερης γραμμικής πρόβλεψης του σήματος από τα τελευταία  $n$  χρονικά δείγματά του μπορεί να επιλυθεί μέσω των κανονικών εξισώσεων.

Η μέθοδος φασματικής εκτίμησης ελαχίστων τετραγώνων στηρίζεται σε μια προσεγγιστική λύση πεπερασμένου πλήθους δειγμάτων στο προαναφερθέν πρόβλημα ελαχιστοποίησης. Δεδομένων των δειγμάτων του υπό εξέταση σήματος  $\{y(t)\}_{t=1}^N$ , τα ακόλουθα βήματα αποτελούν την μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων:

1. Υπολογίζεται προσεγγιστικά η μεταβλητότητα του σφάλματος γραμμικής πρόβλεψης  $\sigma_n^2$  ώστε να ελαχιστοποιείται η συνάρτηση του κόστους

$$f(\theta) = \sum_{t=N_1}^{N_2} |e(t)|^2 = \sum_{t=N_1}^{N_2} |y(t) + \sum_{i=1}^n a_i y(t-i)|^2 = \|y + Y\theta\|^2$$

Όπου υποθέτουμε ότι  $y(t) = 0$  για  $t \notin [1, N]$ , και ορίζουμε

$$y = [y(N_1), y(N_1+1), y(N_2)]^T \text{ και } Y = \begin{bmatrix} y(N_1-1) & \dots & y(N_1-n) \\ y(N_1) & \dots & y(N_1+1-n) \\ \vdots & & \vdots \\ y(N_2-1) & \dots & y(N_2-n) \end{bmatrix}$$

2. Το διάνυσμα  $\theta$  που ελαχιστοποιεί την  $f(\theta)$  εκτιμάται μέσω της παρακάτω σχέσης

$$\hat{\theta} = -(Y * Y)^{-1}(Y * y)$$

Είναι προφανές ότι οι τιμές των εκτιμώμενων παραμέτρων εξαρτώνται από την επιλογή των  $N_1$  και  $N_2$ .

3. Υπολογίζουμε την ελάχιστη μεταβλητότητα του σφάλματος γραμμικής πρόβλεψης μέσω της εξίσωσης (4.1), με αντικατάσταση των  $R_n$  και  $r_n$  με  $(Y * Y)/N$  και  $(Y * y)/N$  αντίστοιχα. Η εκτίμηση αυτοσυσχέτισης για μηδενική χρονική διαφορά  $\hat{r}(0)$  δίνεται μέσω βεβιασμένου εκτιμητή αυτοσυσχέτισης.
4. Η φασματική εκτίμηση ελαχίστων τετραγώνων προκύπτει άμεσα από την εξίσωση

$$\Phi(\omega) = \left| \frac{1}{A(\omega)} \right|^2 \sigma^2$$

### Μέθοδος Burg

Μια άλλη μέθοδος υπολογισμού των παραμέτρων του AR μοντέλου είναι ο αλγόριθμος του Burg, που προτάθηκε από τον John Burg το 1967. Σε αντίθεση με άλλες αυτοπαλινδρομικές μεθόδους, στις οποίες οι παράμετροι προέρχονται απευθείας από τα δεδομένα, στον Burg υπολογίζονται πρώτα οι συντελεστές αντανάκλασης.

Ο αλγόριθμος του Burg υπολογίζει την φασματική πυκνότητα ισχύος με την ελαχιστοποίηση των τετραγώνων (least squares) των προωθούμενων (forward) και επιστρεφόμενων (backward) σφαλμάτων πρόβλεψης, περιορίζοντας τις παραμέτρους του AR, για να ικανοποιήσει την Levinson-Durbin (τεχνική υπολογισμού κατάλληλου αλγόριθμου για την επίλυση κανονικών εξισώσεων) αναδρομή (recursion). Η μέθοδος υπολογίζει την ομαλοποιημένη εκτίμηση των AR παραμέτρων του συστήματος,  $A(z)$ , ανεξάρτητα, για κάθε διαδοχική είσοδο. Η βασική συνάρτηση του συστήματος θα είναι:

$$H(z) = \frac{G}{A(z)} = \frac{G}{1 + a(2)z^{-1} + \dots + a(p+1)z^{-p}}$$

όπου  $p$  είναι η τάξη του μοντέλου και  $G$  είναι το κλιμακωτό κέρδος. Από τους υπολογισμούς των AR παραμέτρων, καταλήγουμε στην σχέση για την εύρεση του φάσματος ισχύος:

$$P_{BU}(f) = \frac{\widehat{E}_p}{|1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k)e^{-j2\pi f k}|^2}$$

όπου  $\widehat{E}_p$  το συνολικό ελαχιστοποιημένο σφάλμα και  $\hat{a}_p(k)$  είναι οι AR παράμετροι και ονομάζονται συντελεστές αντανάκλασης (reflection coefficients) από την τεχνική Levinson - Durbin). Τα κύρια μειονεκτήματα της μεθόδου Burg είναι:

- εκθέτει το φασματικό διαχωρισμό γραμμών σε υψηλό SNR (signal to noise ratio).
- για μεγάλης τάξης μοντέλα δημιουργούνται σημειακά παράσιτα.

## 5. Επεξεργασία EEG με χρήση MATLAB

Το MATLAB αποτελεί ένα από τα πιο διαδεδομένα υπολογιστικά εργαλεία στον ακαδημαϊκό και ερευνητικό χώρο. Δημιουργήθηκε στα τέλη της δεκαετίας του 70 από τον Cleve Moler, καθηγητή στο Πανεπιστήμιο του Νέου Μεξικό. Ενώ πλέον έχει εξελιχθεί σε ένα προϊόν πολλών δυνατοτήτων και σήμερα διατίθεται στην αγορά από τη εταιρία Mathworks, αρχικά ξεκίνησε απλά ως ένα εργαστήριο πινάκων (MATrixLABoratory).

Η πρώτη έκδοση του MATLAB γράφτηκε σε Fortran, μαζί με μέρη σε LINPACK και EISPACK. Ο μόνος τύπος δεδομένων ήταν “matrix” και παρέχονταν μόνο 80 συναρτήσεις. Δεν υπήρχαν εργαλειοθήκες (toolboxes) και συλλογές συναρτήσεων (m-files). Εάν κάποιος ήθελε να προσθέσει μία συνάρτηση, έπρεπε να τροποποιήσει τον πηγαίο Fortran κώδικα και να ξανακάνει compile το πρόγραμμα. Επιπλέον, τα γραφικά ήταν πολύ πρωτόγονα.



Εικόνα 5.1: Τα πρώτα γραφικά (plots) συχνά γίνονταν τυπώνοντας αστερίσκους με τηλέτυπα.

Το πρώτο MATLAB ήταν φορητό και μπορούσε να τρέξει σε πολλούς από τους υπολογιστές που ήταν διαθέσιμοι στα τέλη του 1970 και αρχές 1980. 64KRAM ήταν αρκετά για να τρέξει σε έναν από τους πρώτους διαθέσιμους προσωπικούς υπολογιστές.

Ο Moler το 1979 δίδασκε στο Stanford μαθηματική ανάλυση, όταν ζήτησε από φοιτητές του να χρησιμοποιήσουν το νέο του πρόγραμμα. Οι μισοί μαθητές προέρχονταν από μαθηματικά και υπολογιστικές επιστήμες και το νέο του πρόγραμμα δεν τους ενθουσίασε, καθώς ήταν βασισμένο σε Fortran, δεν ήταν ιδιαίτερα ισχυρή προγραμματιστική γλώσσα και δεν αντιπροσώπευε την ερευνητική δουλειά της εποχής στην αριθμητική ανάλυση. Οι άλλοι μισοί μαθητές ωστόσο προέρχονταν από μηχανολογία και βρήκαν την έμφαση που έδινε το MATLAB σε πίνακες ιδιαίτερα χρήσιμη, δεδομένου ότι ασχολούνταν με θέματα όπως η ανάλυση σημάτων.

Μερικοί από αυτούς τους μαθητές προσλήφθηκαν από δύο συμβουλευτικές εταιρείες στο PaloAlto, οι οποίες επέκτειναν τις δυνατότητες του MATLAB και στις αρχές της δεκαετίας του '80 έκαναν το MATLAB εμπορικά διαθέσιμο ως προϊόν.[17]

Από τότε έχει εξελιχθεί σε ένα προϊόν πολλών δυνατοτήτων και σήμερα διατίθεται στην αγορά από τη εταιρία Mathworks. Χρησιμοποιείται στα πανεπιστήμια ανά την υφήλιο ως διδακτική πλατφόρμα τόσο σε εισαγωγικά όσο και σε προχωρημένα θέματα. Οι δυνατότητες που παρέχει στον τομέα των γραφικών απεικονίσεων το καθιστούν επίσης και ένα καλό εργαλείο ανάλυσης δεδομένων. Στο επίπεδο της βιομηχανικής έρευνας, όμως, αναλύθηκαν και μελετήθηκαν πολυσύνθετα περιβάλλοντα με τη βοήθεια του προγράμματος αυτού.

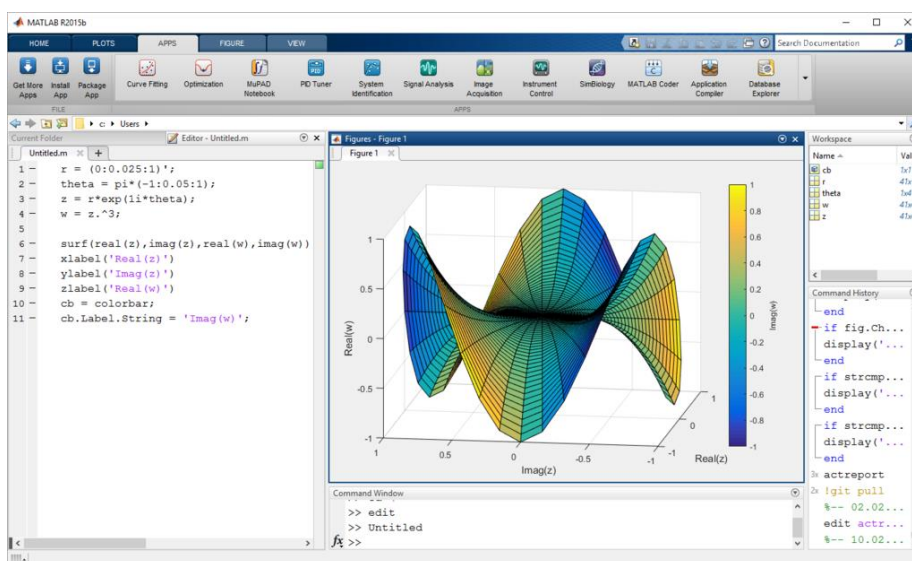
Το MATLAB πλέον χρησιμοποιεί μια γλώσσα προγραμματισμού παρόμοια με τη C ενώ ενσωματώνει και μια σειρά εργαλείων (toolbox). Τα εργαλεία αυτά απαρτίζονται από συλλογές ρουτινών γραμμένων στη γλώσσα του MATLAB (M-files) που επιτρέπουν την αντιμετώπιση προβλημάτων σε εξειδικευμένα πεδία, όπως για παράδειγμα η επεξεργασία σημάτων – εικόνων, οι γενετικοί αλγόριθμοι, τα νευρωνικά δίκτυα, η ασαφής λογική και πολλά άλλα.

Το MATLAB σήμερα είναι ένα πολύ δημοφιλές πρόγραμμα. Η ευκολία στη χρήση αποτελεί καθοριστικό παράγοντα, καθιστώντας το έτσι δημοφιλέστερο από άλλες παρόμοιες εφαρμογές, όπως το Maple και το Mathematica. Η ανάλυση σημάτων του νευρικού συστήματος απαιτεί εφαρμογή πολύπλοκων υπολογιστικών μεθόδων και μαθηματικών εργαλείων. Συνήθως, τα εργαλεία αυτά έχουν αναπτυχθεί στην κλασική ανάλυση σήματος (π.χ. μετασχηματισμός Fourier) και πολλές εφαρμογές τους είναι διαθέσιμες στην κοινότητα των μαθηματικών και μηχανικών σε διάφορα πακέτα λογισμικού ή γλώσσες προγραμματισμού. Για την εφαρμογή τους στην επεξεργασία του εγκεφαλογραφήματος είναι απαραίτητη η δημιουργία ενός περιβάλλοντος που μπορεί να φέρει τα δεδομένα από το λογισμικό καταγραφής σε κατάλληλη μορφή, να τα συνδέσει με τα έτοιμα εργαλεία και να παρουσιάσει τα

αποτελέσματα στον τελικό χρήστη. Για το περιβάλλον του MATLAB υπάρχουν πολλά πακέτα εργαλείων (toolboxes) είτε αναπτυγμένα από την εταιρεία είτε από ανεξάρτητους ερευνητές. Τα περισσότερα μαθηματικά εργαλεία σχεδιάζονται από την αρχή στη γλώσσα προγραμματισμού του MATLAB ή μεταφράζονται και ενσωματώνονται σε αυτό αργά ή γρήγορα.

Στα ενσωματωμένα από την εταιρεία πακέτα στο MATLAB περιέχονται το Signal Processing Toolbox και το Wavelet Toolbox. Στο Signal Processing περιλαμβάνονται εργαλεία όπως το spectrogram (για υπολογισμό του φασματογραφήματος) και πολλά φίλτρα. Στο WaveletToolbox περιέχονται αντίστοιχες μέθοδοι επεξεργασίας με κυματίδια (wavelets), που έχουν μεγάλη ακρίβεια στην ανάλυση των σημάτων του νευρικού συστήματος σε συγκεκριμένες συνιστώσες εντοπισμένες στο χώρο και το χρόνο.

Υπάρχουν και ανάλογα δωρεάν εργαλεία, όπως το Time-Frequency toolbox, το WaveLab και άλλα. Σχεδόν όλα τα προγράμματα που θα αναλυθούν χρησιμοποιούν έτοιμες εντολές από αυτά τα προγράμματα. Η άμεση εφαρμογή αυτών των πακέτων στα εγκεφαλογραφικά δεδομένα είναι αδύνατη. Ο χρήστης πρέπει να χρησιμοποιήσει κάποιο άλλο εργαλείο, για να μεταφέρει τα δεδομένα στο περιβάλλον του MATLAB και εν συνεχεία, να προγραμματίσει τις κατάλληλες εντολές και παραμέτρους για την εφαρμογή των εργαλείων. Για κάποια εργαλεία υπάρχει ένα στοιχειώδες γραφικό περιβάλλον, αλλά είναι δύσκολο να χρησιμοποιηθεί για ανάλυση πολλών καναλιών.

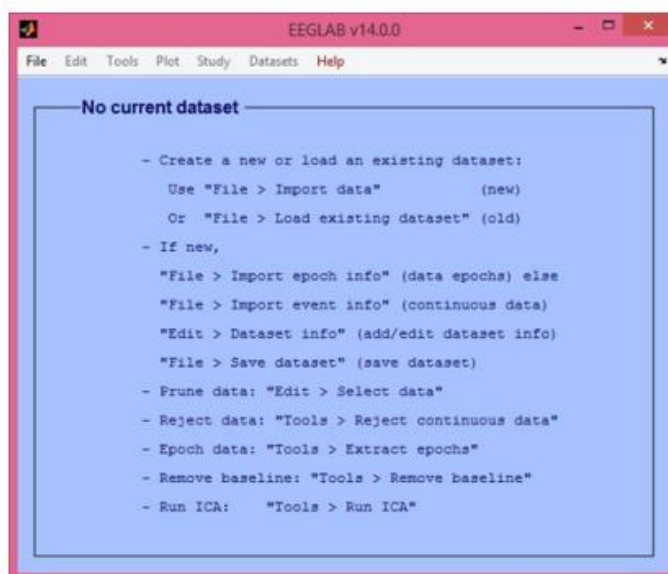


Εικόνα 5.2: Το περιβάλλον εργασίας του MATLAB.

## 5.1 EEGLAB

Το EEGLAB δημιουργήθηκε το 2000 στο The Salk Institute (La Jolla CA) από τον Arnaud Delorme και τον Scott Makeig, βασισμένο στο ICA Toolbox for Electrophysiological Data Analysis functions που είχε εκδοθεί από τον Makeig και συνεργάτες του το 1997-2000. Το EEGLAB εκδόθηκε πλήρως το 2002 στο Swartz Center for Computational Neuroscience, UCSD (La Jolla, Καλιφόρνια, Η.Π.Α.). Το 2003-2004, ο αρχιτέκτονας του λογισμικού EEGLAB, Arnaud Delorme, συνεργάστηκε με τον βασικό δημιουργό του Fieldtrip, Robert Oostenveld για να προσφέρει εντοπισμό πηγής στο EEGLAB μέσω της επέκτασης EEGLABDIPFIT, την οποία είχε συγγράψει ο Robert σε κώδικα MATLAB. Η συνέχεια αυτού του κώδικα, μαζί με νέες συναρτήσεις, αποτέλεσαν τις βάσεις για τη δημιουργία του Fieldtrip.

Η εργαλειοθήκη EEGLAB παρέχει δυνατότητες επεξεργασίας ηλεκτροφυσιολογικών δεδομένων (πχ EEG, MEG), όπως για παράδειγμα ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών (ICA), ανάλυση στον χώρο συχνοτήτων, τεχνικές εξαγωγής μέσου όρου και μέθοδοι απόρριψης θορύβου. Διατίθεται μέσω της επίσημης ιστοσελίδας και μετά τη λήψη ενεργοποιείται εύκολα μέσω του MATLAB, προσθέτοντας το σχετικό φάκελο (πχ με χρήση της εντολής `addpath`) και πληκτρολογώντας την εντολή `EEGLAB`. Αν και διατίθεται μεγάλη πληθώρα δυνατοτήτων, στην παρακάτω περιγραφή παρουσιάζονται εν συντομία τα βασικότερα εργαλεία. Ο χρήστης μπορεί να διαχειρίζεται το EEGLAB μέσω μίας γραφικής διεπαφής με το χρήστη (GUI), το αρχικό παράθυρο της οποίας εμφανίζεται με την εισαγωγή της εντολής `EEGLAB`. [18]



Εικόνα 5.3: Αρχική οθόνη του EEGLAB.

Αρχικά, μόνο η καρτέλα “File” είναι διαθέσιμη, μέσω της οποίας ο χρήστης μπορεί είτε να αναζητήσει επεκτάσεις και αναβαθμίσεις για το EEGLAB είτε να εισάγει δεδομένα προς επεξεργασία. Με τη δεύτερη επιλογή, ο χρήστης μπορεί είτε απλά να εισάγει ένα αρχείο με νέα δεδομένα επιλέγοντας “Import data” είτε να δημιουργήσει μία μελέτη με την επιλογή “Create study”. Μέσω της επιλογής “Load existing dataset”, μπορεί να εισαχθεί ένα διαθέσιμο πρότυπο αρχείο .set, το οποίο περιλαμβάνει δεδομένα από 32 κανάλια καταγραφής και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο των δυνατοτήτων του EEGLAB. Οι γραφικές παραστάσεις που παρουσιάζονται παρακάτω έχουν προκύψει από αυτό το αρχείο.

Κατά την απλή εισαγωγή δεδομένων, δίνεται η δυνατότητα εισαγωγής διαφορετικών τύπων αρχείων. Μία επιλογή είναι η εισαγωγή των δεδομένων όπως αυτά έχουν ληφθεί μέσω του MATLAB, οπότε εμφανίζεται το ακόλουθο παράθυρο.

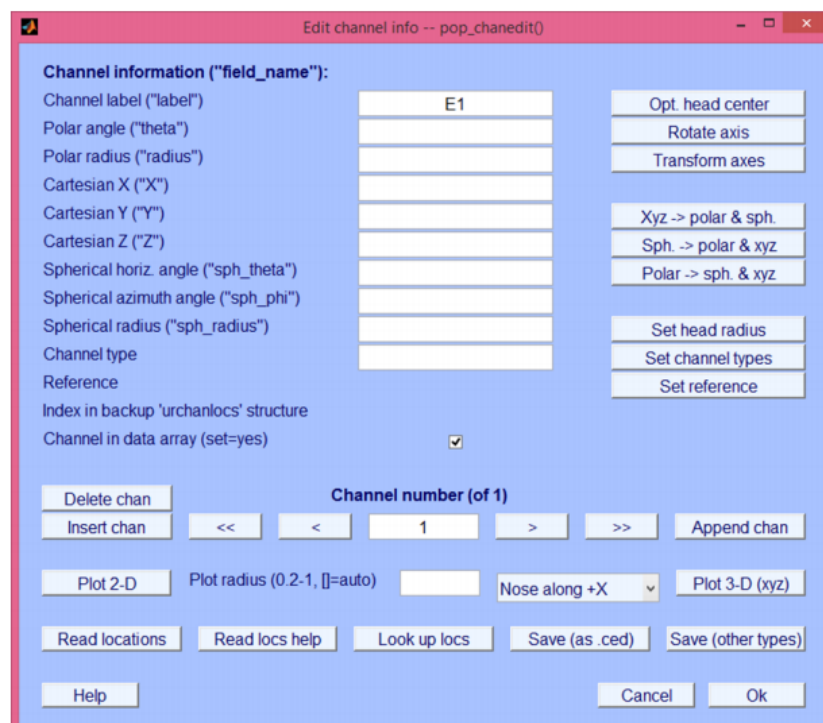
Εικόνα 5.4: Οθόνη εισαγωγής δεδομένων στο EEGLAB.

Βάσει των παραμέτρων που εισάγονται, το Matlab δημιουργεί στον χώρο εργασίας του MATLAB μία δομή EEG και μία δομή ALLEEG, οι οποίες περιλαμβάνουν τα τρέχοντα δεδομένα. Οποιαδήποτε αλλαγή ή προσθήκη επιπλέον πληροφορίας στα δεδομένα αποθηκεύεται στα ανάλογα πεδία των δομών αυτών. Για κάθε κανάλι δεδομένων, η ακολουθία δειγμάτων διασπάται σε ίσου μεγέθους epochs βάσει του πλήθους των δειγμάτων και της παραμέτρου "Time points per epoch". Στη συνέχεια, κάθε δείγμα ενός epoch αντιστοιχίζεται σε μία χρονική στιγμή, βάσει των παραμέτρων “Start time” και “Data sampling rate”.

Αυτό σημαίνει πως τα  $N$  δείγματα για ένα κανάλι διασπώνται σε  $N/Ne$  epochs όπου  $Ne$  είναι τα δείγματα ανά epoch, με το πρώτο δείγμα κάθε epoch να αντιστοιχεί στην αρχική χρονική στιγμή που ορίζεται από τον χρήστη. Τα υπόλοιπα δείγματα αντιστοιχίζονται σε χρονικές στιγμές βάσει της τιμής του ρυθμού δειγματοληψίας, με τις προκύπτουσες χρονικές στιγμές να αποθηκεύονται στο πεδίο “times” της δομής

EEG. Εάν τα δεδομένα αφορούν μόνο ένα epoch, στο πεδίο “Times per epoch” εισάγεται η τιμή 0. Στη συνέχεια, είναι δυνατή η εισαγωγή νέων πληροφοριών που αφορούν διάφορα γεγονότα/ερεθίσματα που σχετίζονται με τα δεδομένα.

Ανάλογα με το αν τα δεδομένα έχουν αντιστοιχιστεί με ένα ή περισσότερα epochs, επιλέγεται “Import event info” ή “Import epoch info” αντίστοιχα. Τέλος, τα δεδομένα που έχουν εισαχθεί μπορούν να αποθηκευτούν μαζί με τις σχετικές πληροφορίες ως αρχείο .set. Στην καρτέλα “Edit” παρέχονται δυνατότητες επισκόπησης και τροποποίησης των πληροφοριών που έχουν δοθεί για τα δεδομένα, επιλογής συγκεκριμένου εύρους εντός των δεδομένων (πχ βάσει χρονικών ορίων ή βάσει γεγονότων) και αντιστοίχισης των καναλιών σε θέσεις επί της κεφαλής. Κατά την αντιστοίχιση των καναλιών σε θέσεις εμφανίζεται το σχετικό παράθυρο εισαγωγής πληροφοριών καναλιών.



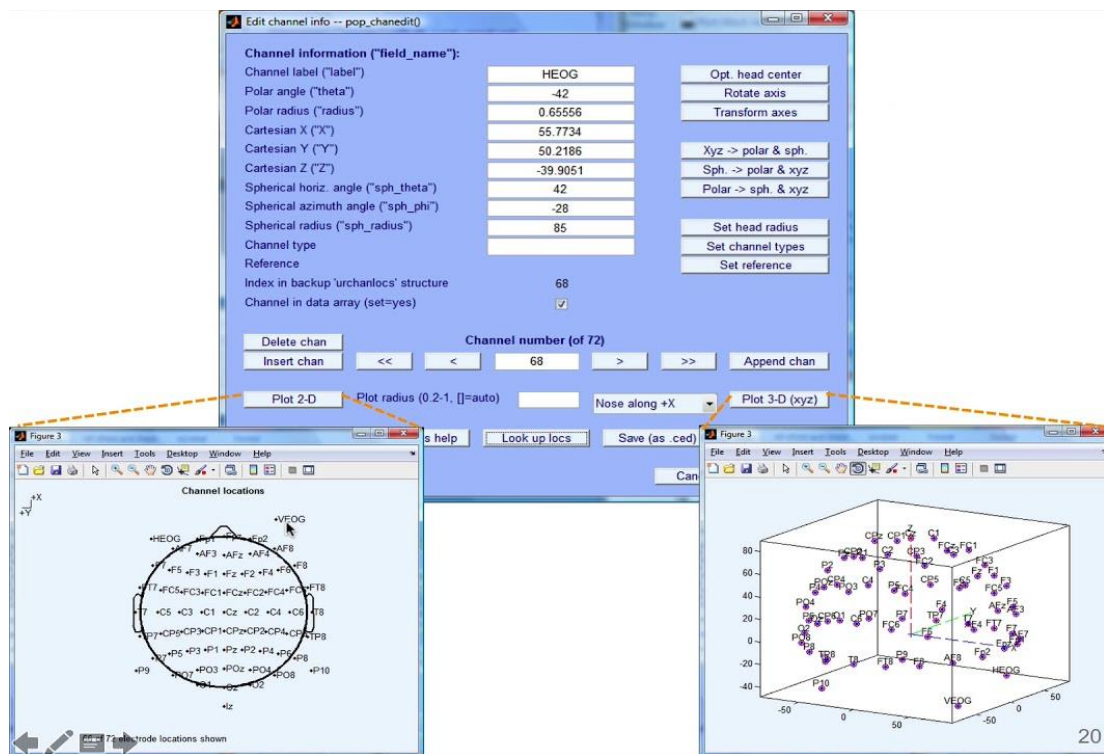
Εικόνα 5.5: Επιλογές εισαγωγής πληροφοριών καναλιών στο EEGLAB.

Στο παράθυρο αυτό υπάρχουν 3 επιλογές:

1. Ο χρήστης μπορεί να εισάγει δικές του πληροφορίες στα σχετικά πεδία.
2. Ο χρήστης μπορεί να εισάγει στο πεδίο “Channel label” τον κωδικό ενός καναλιού του συστήματος 10-20 και στη συνέχεια, μέσω της επιλογής “Look up locs”, να επιλέξει ένα από τα διαθέσιμα αρχεία, από το οποίο θα εξαχθούν οι τιμές για τα υπόλοιπα πεδία βάσει του επιλεγμένου καναλιού.

- Ο χρήστης μπορεί μέσω της επιλογής “Read locations” να επιλέξει ένα δικό του αρχείο με πληροφορίες θέσεων καναλιών. Σημειώνεται ότι στον φάκελο του EEGLAB και συγκεκριμένα εντός του υποφακέλου “sample\_data” διατίθεται ένα σχετικό αρχείο, το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί με το διαθέσιμο αρχείο δεδομένων .set προκειμένου ο χρήστης να εξοικειωθεί με τις δυνατότητες του EEGLAB.

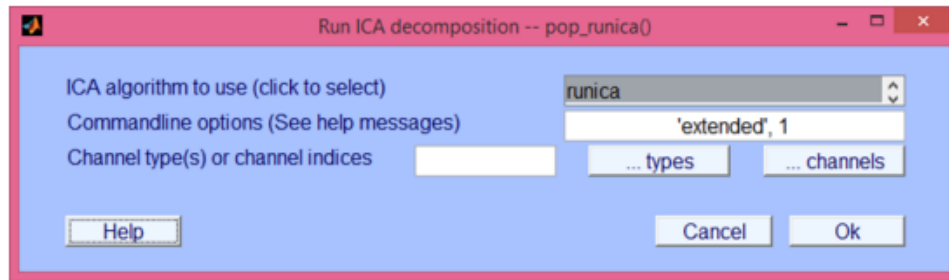
Μετά την εισαγωγή θέσεων καναλιών, στο ίδιο παράθυρο δίνεται η δυνατότητα οπτικοποίησης αυτών, μέσω των επιλογών “Plot 2-D” και “Plot 3-D”.



Εικόνα 5.6: Δισδιάστατη (αριστερά) και τρισδιάστατη (δεξιά) προβολή θέσεων ηλεκτροδίων.

Στην καρτέλα “Tools” παρέχονται δυνατότητες όπως είναι η αλλαγή του ρυθμού δειγματοληψίας, η εφαρμογή φίλτρου, η αλλαγή αναφοράς όπως η επιλογή μοντάζ μέσης αναφοράς, η εφαρμογή παρεμβολής σε συγκεκριμένα κανάλια, η αφαίρεση της γραμμής βάσεως (baseline) από τα δεδομένα, η απόρριψη δεδομένων από συγκεκριμένα κανάλια ή epochs και η εξαγωγή epochs από συνεχή δεδομένα βάσει ενός αρχείου γεγονότων (events). Για παράδειγμα, πριν την αφαίρεση θορύβου και την εξαγωγή epochs, προτείνεται η εφαρμογή του βασικού φίλτρου FIR για υπεραπλοή φιλτράρισμα με πολύ χαμηλή συχνότητα αποκοπής ( $< 1\text{ Hz}$ ), προκειμένου

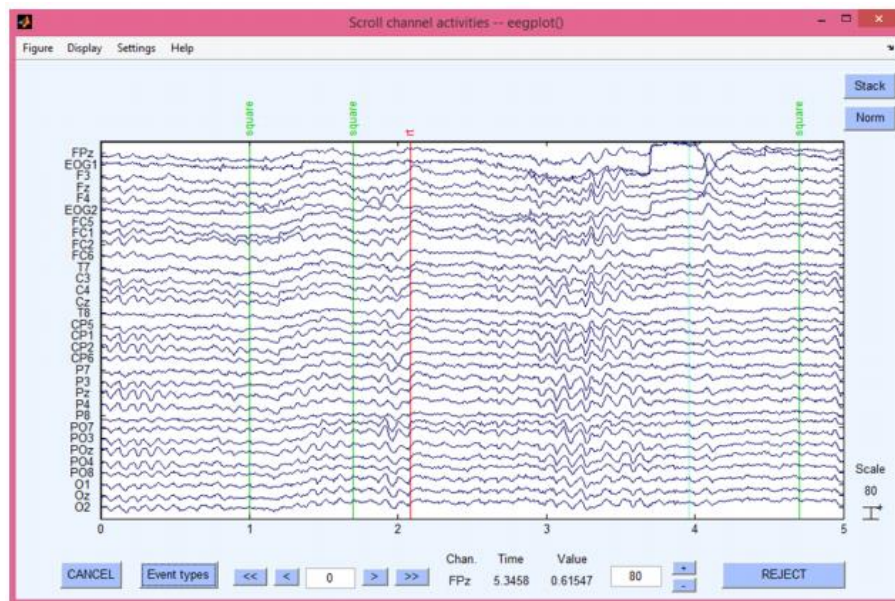
να απορριφθούν πιθανές γραμμικές συνιστώσες. Επιπλέον, στην ίδια καρτέλα παρέχεται η δυνατότητα διεξαγωγής ανάλυσης ανεξαρτήτων συνιστωσών (ICA).



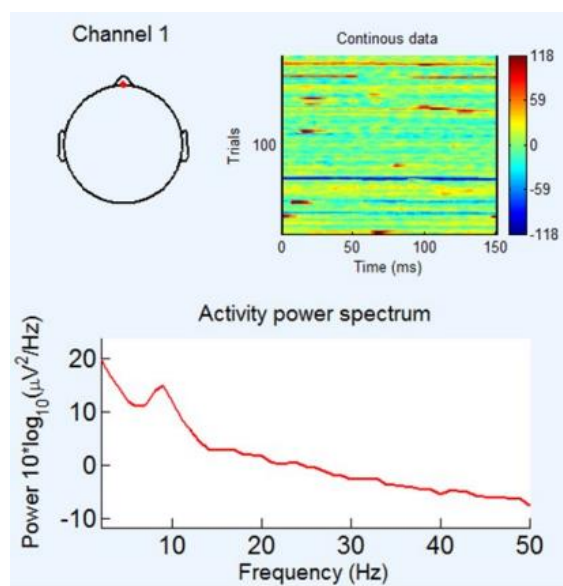
Εικόνα 5.7: Επιλογή ανάλυσης ICA.

Τα δύο πρώτα πεδία περιλαμβάνουν τις πληροφορίες σχετικά με τον αλγόριθμο που χρησιμοποιείται, ενώ το 3ο πεδίο αφορά τα κανάλια επί των οποίων πραγματοποιείται η διαδικασία. Ο αριθμός των συνιστωσών που προκύπτουν εξαρτάται από την επιλογή του αλγορίθμου και των παραμέτρων αυτού. Κανονικά, κατά την ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών, το πλήθος των συνιστωσών ισούται με το πλήθος των καναλιών ( $N$ ), οπότε απαιτείται πλήθος δειγμάτων της τάξης των  $N^2$  ανά κανάλι. Σε περίπτωση που είναι επιθυμητή η εξαγωγή μικρότερου πλήθους συνιστωσών, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ανάλυση πρωτεύοντων συνιστωσών επιλέγοντας 'pca' αντί για 'extended' και να οριστεί το επιθυμητό πλήθος συνιστωσών.

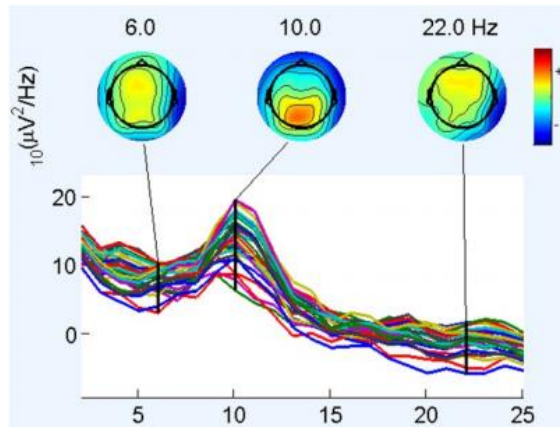
Στην καρτέλα "Plot" παρέχονται επιλογές οπτικοποίησης των δεδομένων και των συνιστωσών που έχουν εξαχθεί μέσω της ICA. Για παράδειγμα, μπορεί να γίνει γραφική αναπαράσταση της χρονικής ακολουθίας των δεδομένων, του φάσματος για ένα κανάλι ή το σύνολο των καναλιών τόσο για τα αρχικά δεδομένα όσο και για τις συνιστώσες.



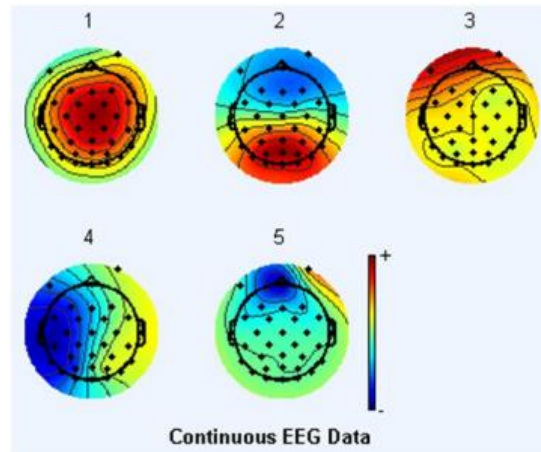
Εικόνα 5.8: Οπτικοποίηση ακολουθίας δειγμάτων καναλιών στο EEGLAB.



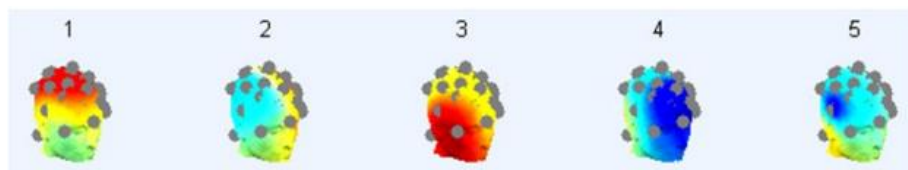
Εικόνα 5.9: Οπτικοποίηση φάσματος ισχύος καναλιού δεδομένων.



Εικόνα 5.10: Οπτικοποίηση φάσματος ισχύος του συνόλου καναλιών.

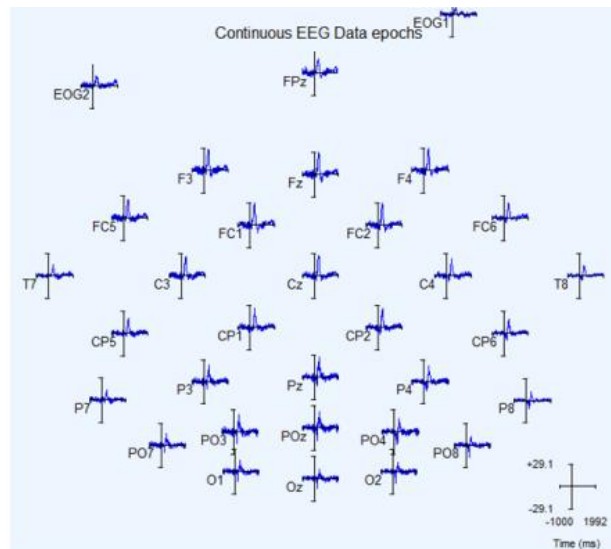


Εικόνα 5.11: Δισδιάστατη αναπαράσταση των συνιστωσών.



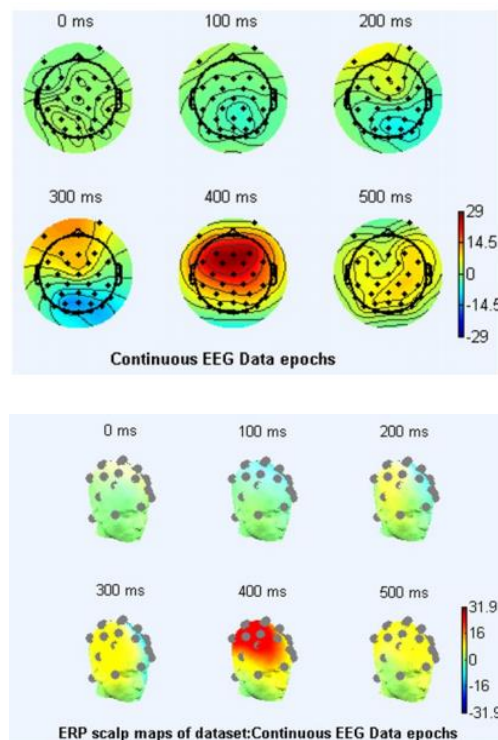
Εικόνα 5.12: Τρισδιάστατη αναπαράσταση συνιστωσών.

Όπως είναι λογικό, οι δυνατότητες που αφορούν τα προκλητά δυναμικά (ERPs) είναι διαθέσιμες μόνο εάν έχουν οριστεί άνω του ενός epochs, είτε αρχικά κατά την εισαγωγή των δεδομένων είτε αργότερα μέσω της λειτουργίας “Extract epochs” βάσει αρχείου γεγονότων. Ένα παράδειγμα οπτικοποίησης προκλητών δυναμικών δίνεται στην παρακάτω εικόνα, η οποία προκύπτει επιλέγοντας Channel ERPs→In scalp/rect. array:



Εικόνα 5.13: Δισδιάστατη αναπαράσταση προκλητών δυναμικών ανά κανάλι.

Μία άλλη δυνατότητα σχετικά με την οπτικοποίηση των προκλητών δυναμικών αφορά τη χωρική αναπαράσταση της χρονικής εξέλιξης αυτών μέσω της επιλογής “ERP map series”. Κατά τη διαδικασία αυτή, ορίζεται ένα σύνολο χρονικών στιγμών, για τις οποίες θα εξαχθούν οι γραφικές παραστάσεις της χωρικής κατανομής της προκλητής εγκεφαλικής δραστηριότητας.



Εικόνα 5.14: Δισδιάστατη (επάνω) και τρισδιάστατη (κάτω) αναπαράσταση προκλητών δυναμικών.

Επιπρόσθετα, δίνεται η δυνατότητα απευθείας σύγκρισης ή εύρεσης μέσης τιμής των προκλητών δυναμικών μεταξύ διαφορετικών δεδομένων, μέσω των επιλογών “Sum/Compare ERPs” και “Sum/Compare comp. ERPs”.

Επιπλέον, δίνεται η δυνατότητα αναπαράστασης στατιστικών χαρακτηριστικών των δεδομένων (“Data statistics”) και μετασχηματισμών χρόνου-συχνότητας. Ένα σημαντικό ερώτημα όσον αφορά τις παραπάνω δυνατότητες γραφικής αναπαράστασης είναι το θέμα της εξαγωγής των αποτελεσμάτων. Αν και τα αποτελέσματα των ενεργειών στις άλλες καρτέλες αποθηκεύονται στη δομή EEG, τα αποτελέσματα στις γραφικές παραστάσεις που προκύπτουν μέσω της καρτέλας “Plot” δεν αποθηκεύονται στη δομή EEG στον χώρο εργασίας του MATLAB. Εάν ο χρήστης επιθυμεί την αποθήκευσή τους, θα πρέπει αυτό να γίνει μέσω της γραμμής εντολών.

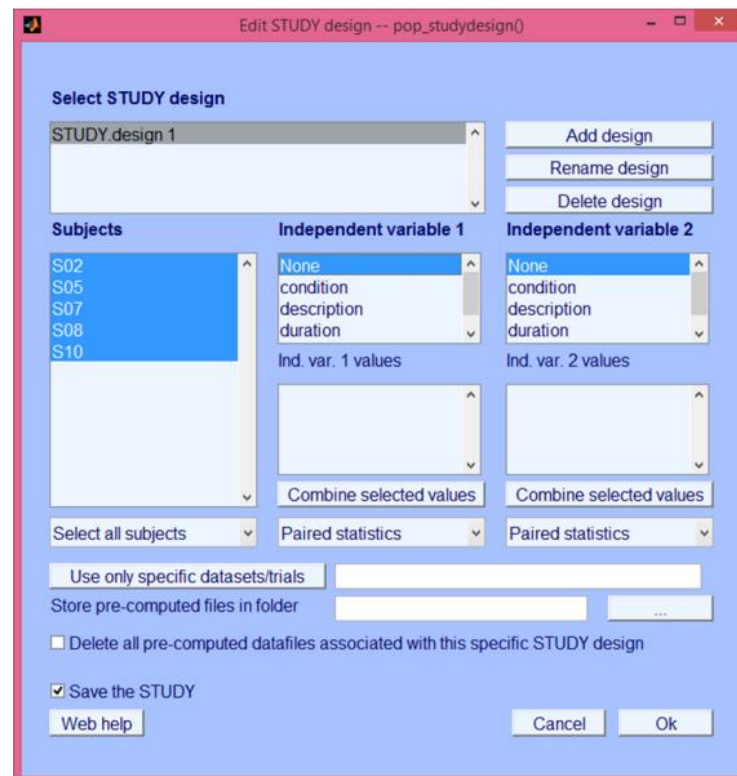
Η εύρεση της κατάλληλης εντολής μπορεί να γίνει καταρχάς μέσω επισκόπησης του ιστορικού των εντολών που έχουν εκτελεστεί μέσω της διεπαφής του EEGLAB. Το ιστορικό αυτό είναι αποθηκευμένο στη μεταβλητή ALLCOM, η οποία είναι προσπελάσιμη μέσω του χώρου εργασίας του MATLAB, με το κελί ALLCOM{1} να περιλαμβάνει την πιο πρόσφατη εντολή. Μέσω του ιστορικού αυτού, ο χρήστης μπορεί να βρει την επιθυμητή εντολή, να αναζητήσει τη συνάρτηση στο μενού βοήθειας και να τη χρησιμοποιήσει διαμορφώνοντας την έξοδο ανάλογα.

Ως ενδεικτικό παράδειγμα περιγράφεται η διαδικασία για την επιλογή “Channel ERP image”. Μετά την εξαγωγή της γραφικής παράστασης, το πρώτο κελί της μεταβλητής του ιστορικού έχει το περιεχόμενο “figure; pop\_erpimage();”. Η επισκόπηση της συνάρτησης pop\_erpimage μέσω του μενού βοήθειας φανερώνει ότι η pop\_erpimage καλεί την erpimage, στο μενού της οποίας φαίνονται οι έξοδοι που μπορεί να ζητήσει ο χρήστης κατά την κλήση μέσω της γραμμής εντολών, οι οποίες περιλαμβάνουν το ERP που προκύπτει για το ζητούμενο κανάλι. Όπως αναφέρεται στο μενού βοήθειας της erpimage (ενότητα “Outputs from commandline”), οι ίδιες έξοδοι μπορούν να ζητηθούν κατά την κλήση της pop\_erpimage.

Τέλος, σημειώνεται ότι το όνομα της σχετικής συνάρτησης (erpimage) φαίνεται και στον τίτλο της γραφικής παράστασης που εμφανίζεται μέσω της διεπαφής. Όλα τα παραπάνω εργαλεία εφαρμόζονται επί ενός αρχείου δεδομένων. Ωστόσο, όπως αναφέρθηκε, το EEGLAB παρέχει τη δυνατότητα δημιουργίας μελέτης, όπου εισάγονται ταυτόχρονα περισσότερα του ενός αρχεία .set, για καθένα από τα οποία δίνονται πληροφορίες που αφορούν το άτομο (subject), τη συνεδρία (session), τη συνθήκη (condition) και την ομάδα (group). Ένα σύνολο έτοιμων αρχείων με δεδομένα πέντε ατόμων είναι διαθέσιμο στη σελίδα του EEGLAB. Τα σχετικά δεδομένα αποθηκεύονται στη δομή STUDY, η οποία βρίσκεται στο χώρο εργασίας του Matlab.

Η δημιουργία μίας μελέτης ενεργοποιεί την καρτέλα “Study”. Η βασική δυνατότητα που προσφέρεται μέσω αυτής είναι η στατιστική σχεδίαση με στόχο την

πραγματοποίηση στατιστικών συγκρίσεων ως προς διάφορα χαρακτηριστικά των δεδομένων.



Εικόνα 5.15: Επιλογές στατιστικής ανάλυσης στο EEGLAB.

Είναι δυνατό να οριστούν μέχρι δύο ανεξάρτητες μεταβλητές για τη στατιστική ανάλυση, η οποία μπορεί να πραγματοποιηθεί ανά κανάλι για έως πέντε διαθέσιμα μέτρα και έως έξι για τις συνιστώσες που προκύπτουν μετά από εφαρμογή ICA, καθώς προστίθεται το μέτρο “Scalp maps”.

Επιπρόσθετα, εκτός από τη διαχείριση των πληροφοριών του συνόλου της μελέτης, μέσω της καρτέλας “Datasets” μπορεί να επιλεγεί ξεχωριστά οποιοδήποτε από τα αρχεία δεδομένων της μελέτης, επί του οποίου μπορούν να πραγματοποιηθούν οι εργασίες που αναφέρθηκαν παραπάνω. Κατά την επαναφορά στη μελέτη, υπάρχει η δυνατότητα ανανέωσης των πληροφοριών της μελέτης βάσει των ενεργειών επί του ξεχωριστού αρχείου δεδομένων.

Μέσω της επιλογής File > Manage EEGLAB extensions, ο χρήστης έχει πρόσβαση σε επεκτάσεις που αφορούν την υποστήριξη επιπλέον τύπων αρχείων καθώς και πρόσθετα εργαλεία επεξεργασίας δεδομένων.

## 5.2 Fieldtrip

Το Fieldtrip είναι μία εργαλειοθήκη για το MATLAB για την ανάλυση μαγνητοεγκεφαλογραφημάτων (MEG), EEG και άλλων ηλεκτροφυσιολογικών δεδομένων, η οποία διατίθεται δωρεάν. Η ανάπτυξη του Fieldtrip ξεκίνησε το 2003 στο κέντρο F.C. Donders για Συνειδησιακή Νευροαπεικόνιση και συνεχίζει έως σήμερα να αναπτύσσεται ενεργά στο Ινστιτούτο Donders για τον Εγκέφαλο, Νόηση και Συμπεριφορά του Πανεπιστημίου Radboud στο Nijmegen, Ολλανδία, μαζί με συνεργαζόμενους ερευνητές και ινστιτούτα.

Το λογισμικό είναι πλήρως υλοποιημένο σε MATLAB. Αποτελείται από περίπου 108 υψηλού επιπέδου συναρτήσεις και 858 χαμηλού επιπέδου, ή από συνολικά 103.227 γραμμές κώδικα. Αν και η έμφαση δίνεται στη μελέτη μη παρεμβατικών ηλεκτροφυσιολογικών σημάτων, σημειώνεται ότι θεωρητικά οποιαδήποτε timeseries δεδομένα μπορούν να αναλυθούν, όπως ακόμα και BOLD. Η λειτουργικότητα της βιβλιοθήκης περιλαμβάνει αλγόριθμους για προεπεξεργασία δεδομένων, ανάλυση προκλητών αποκρίσεων, παραμετρική και μη παραμετρική ανάλυση σπέκτρου, ομαδοποίηση, επεξεργασία σε ζωντανό χρόνο και στατιστικές αναλύσεις.

Σημαντικό χαρακτηριστικό του Fieldtrip είναι πως δε διαθέτει γραφικό περιβάλλον. Αντ' αυτού, ο χρήστης αλληλοεπιδρά άμεσα με τις συναρτήσεις στη γραμμή εντολών του MATLAB. Αυτό σημαίνει πως οι χρήστες χρειάζονται μια βασική κατανόηση του MATLAB, για να μπορούν να χρησιμοποιήσουν αποτελεσματικά αυτή τη βιβλιοθήκη. Ωστόσο, αυτό επιτρέπει έναν πολύ ευέλικτο συνδυασμό συναρτήσεων.

Η εργαλειοθήκη αποτελείται από συναρτήσεις υψηλού και χαμηλού επιπέδου. Οι υψηλού επιπέδου συναρτήσεις προσφέρουν στο χρήστη μια εύχρηστη και σταθερή διεπαφή που του επιτρέπει να φέρει εις πέρας την επιθυμητή ανάλυση σε απλά διακριτά βήματα. Οι χαμηλού επιπέδου συναρτήσεις υλοποιούν την βασική λειτουργικότητα της εργαλειοθήκης. Δεν είναι φτιαγμένες για εύκολη χρήση από τον μέσο χρήστη και παραμένουν κρυφές.

Ο χρήστης ξεκινά γράφοντας ένα script ανάλυσης, χρησιμοποιώντας τις διάφορες υψηλού επιπέδου συναρτήσεις που παρέχονται από την εργαλειοθήκη. Ένα script αποτελείται από μια σειρά κλήσεων συναρτήσεων, η καθεμία από τις οποίες πραγματοποιεί ένα συγκεκριμένο μέρος του αναλυτικού διαύλου. Εάν απαιτείται, ο χρήστης μπορεί να αναπτύξει περαιτέρω με δικό του κώδικα τη διαδικασία της ανάλυσης.

Οι υψηλού επιπέδου συναρτήσεις του Fieldtrip έχουν σαφώς ορισμένη διεπαφή κλήσης. Η είσοδος σε κάθε τέτοια συνάρτηση είναι μία ή περισσότερες δομές MATLAB: μια δομή διαμόρφωσης δυνητικά ακολουθούμενη από μια ή περισσότερες δομές δεδομένων. Η δομή διαμόρφωσης εισόδου περιέχει τις επιλογές ή παραμέτρους

που περιγράφουν πώς τα δεδομένα θα επεξεργαστούν από την συνάρτηση και πώς ο αλγόριθμος θα συμπεριφερθεί αναλυτικά. Η δομή δεδομένων εισόδου είναι συνήθως η έξοδος κάποιας άλλης συνάρτησης του Fieldtrip, που είχε κληθεί σε προηγούμενο στάδιο.

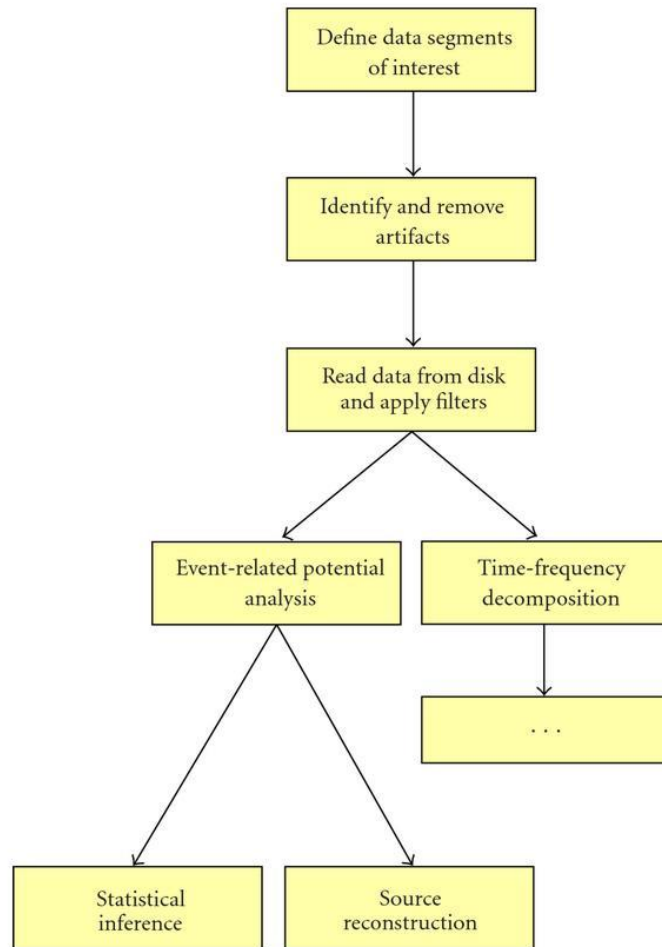
Οι παράμετροι προσδιορισμού στη δομή διαμόρφωσης ακολουθούν την οπτική του χρήστη: τα κανάλια, για παράδειγμα, εμφανίζονται με την ταμπέλα τους και τα φυσικά μεγέθη τους εκφρασμένα σε μονάδες S.I. Οι παράμετροι διαμόρφωσης αποθηκεύονται σε πεδία τα οποία εκφράζουν το νόημα τους σε αναγνώσιμα ονόματα.

Η έξοδος μίας συνάρτησης του Fieldtrip είναι μία δομή που περιέχει τα επεξεργασμένα δεδομένα. Αυτή η δομή επίσης περιέχει το πεδίο διαμόρφωσης που χρησιμοποιήθηκε για τους υπολογισμούς μέσα στη συνάρτηση, επιτρέποντας στο χρήστη να βλέπει τις λεπτομέρειες της ανάλυσης. Κάποιες συναρτήσεις δεν επιστρέφουν δεδομένα αλλά ένα γράφημα που παρουσιάζει τα δεδομένα. Λίγες συναρτήσεις δεν επιστρέφουν ούτε δεδομένα ούτε γραφήματα, αλλά επεκτείνουν την είσοδο της δομής διαμόρφωσης.

Το Fieldtrip κάνει χρήση ενός αριθμού σαφώς ορισμένων δομών δεδομένων, οι οποίες είναι σχεδιασμένες να είναι φειδωλές μα ολοκληρωμένες. Αυτές περιέχουν την αριθμητική αναπαράσταση των δεδομένων, σε συνδυασμό με την απαραίτητη πληροφορία για την ερμηνεία τους. Υπάρχουν συγκεκριμένοι τύποι δομών δεδομένων για τις διάφορες αναπαραστάσεις των δεδομένων. Για παράδειγμα, τμηματοποιημένα χρονικά δεδομένα επιπέδου αισθητήρα αποθηκεύονται σε μια δομή δεδομένων τύπου "raw". Δομές αυτού του τύπου αποτελούνται από έναν πίνακα "trial" στον οποίο κάθε κελί περιέχει έναν πίνακα Channels x Timepoints, έναν πίνακα "label" που αναφέρεται στην ετικέτα καθενός από τα κανάλια και έναν πίνακα "time" στον οποίο κάθε κελί περιέχει ένα διάστημα 1 x Timepoints, παρέχοντας χρονική πληροφορία για κάθε ένα από τα δείγματα σε κάθε δοκιμή.

### *Scripts Ανάλυσης*

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, τα scripts ανάλυσης συνήθως περιέχουν μια ακολουθία από κλήσεις συναρτήσεων του Fieldtrip. Κάθε βήμα της ανάλυσης συνήθως εκτελείται από μία μόνη υψηλού επιπέδου συνάρτηση. Οι παρακάτω εικόνες περιγράφουν έναν διάυλο ανάλυσης καθώς και πώς τα αναλυτικά βήματα μεταφέρονται ένα προς ένα σε μία υψηλού επιπέδου συνάρτηση Fieldtrip.



Εικόνα 5.16: Παράδειγμα διαύλου ανάλυσης

```

% Define data segments of interest
cfg = [];
cfg.dataset = 'Subject01.dat';
cfg.trialdef.eventtype = 'TRIGGER';
cfg.trialdef.eventvalue = 4;
cfg.trialdef.prestim = 0.5;
cfg.trialdef.poststim = 1.0;
cfg = ft_definetrial(cfg);

% Identify and remove artifacts
cfg.artfctdef.eog.channel = {'EOGv' 'EOGh'};
cfg = ft_rejectartifact(cfg);

% Read data from disk and apply filters
cfg.dftfilter = 'yes';
cfg.dftfreq = [50 100 150];
cfg.blc = 'yes';
cfg.blcwindow = [-0.5 1];
data = ft_preprocessing(cfg);

% Time-frequency decomposition
cfg = [];
cfg.method = 'mtmconvol';
cfg.output = 'pow';
cfg.foi = [8:2:26];
cfg.toi = -0.25:0.05:0.75;
cfg.t_ftimwin = 0.5*ones(1,10);
cfg.tapsmofrq = 4*ones(1,10);
cfg.taper = 'dpss';
freq = ft_freqanalysis(cfg, data);

...

```

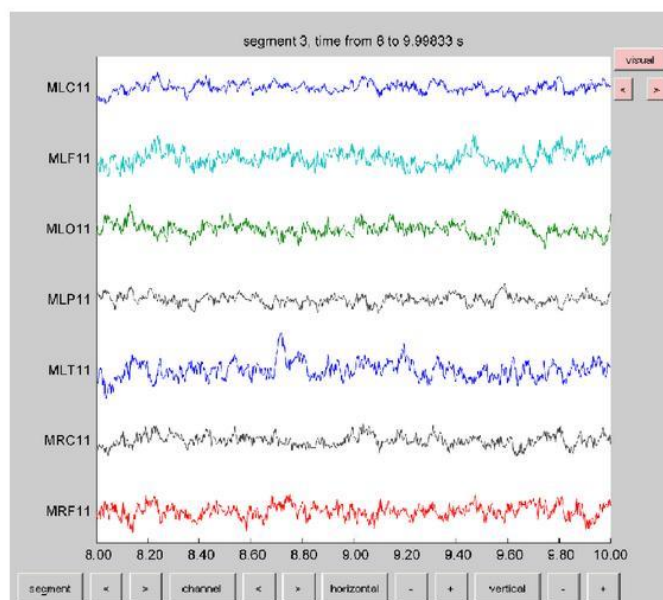
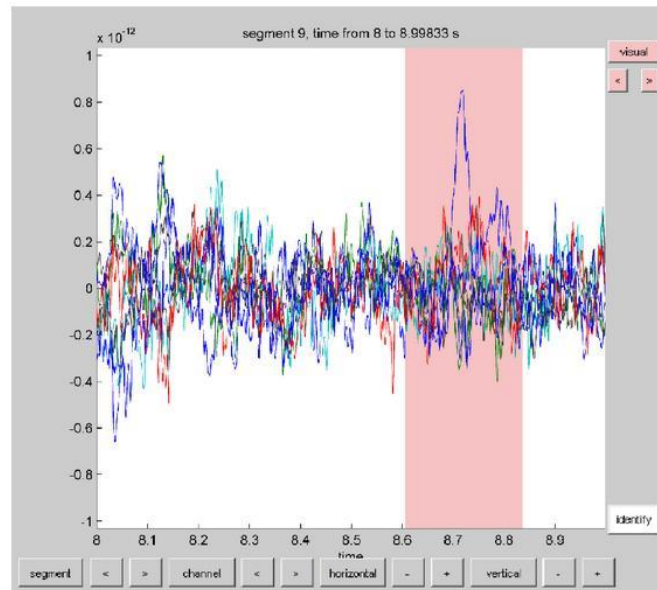
Εικόνα 5.17: Παράδειγμα scriptανάλυσης

Μία τυπική ανάλυση ξεκινά διαβάζοντας τα τμηματοποιημένα δεδομένα, έτσι ώστε οι συνθήκες του πειράματος να αντιστοιχούν σε trials σε μια δομή δεδομένων. Για απλά πειράματα, η τμηματοποίηση αυτή μπορεί να γίνει χρησιμοποιώντας μια τυπική συνάρτηση που εμπεριέχεται στο Fieldtrip. Για πιο περίπλοκα πειραματικά σχέδια, ο χρήστης μπορεί να παρέχει μία δική του συνάρτηση που αποκωδικοποιεί την αλληλουχία από triggers. Το Fieldtrip επίσης επιτρέπει τη δημιουργία και ανάλυση τμημάτων διαφόρων μηκών.

Αφού τα τμήματα ενδιαφέροντος έχουν αναγνωριστεί, μπορεί να είναι επιθυμητή η αναγνώριση ατελειών στα δεδομένα, που θα μπορούσαν να επηρεάσουν αρνητικά την ποιότητα των αποτελεσμάτων της ανάλυσης. Ακολούθως, ο χρήστης έχει τη

δυνατότητα είτε να αφαιρέσει εξολοκλήρου τα επηρεασμένα τμήματα είτε μόνο τα σφάλματα από το σήμα, χρησιμοποιώντας μια γραμμική προβολή.

Η συνάρτηση `ft_rejectartifact` επιτρέπει ημιαυτόματη αναγνώριση καλά ορισμένων σφαλμάτων όπως ανοιγοκλεισίματα ματιών ή συσπάσεις μυών. Με ελάχιστη αλληλεπίδραση, ο χρήστης μπορεί να αναγνωρίσει σφάλματα, θέτοντας ένα όριο μετά την επεξεργασία των δεδομένων για αύξηση ευαισθησίας. Διαφορετικά, ο χρήστης μπορεί με τη χρήση της συνάρτησής `ft_databrowser` να ελέγξει χειροκίνητα τα δεδομένα και να εντοπίσει πιθανά σφάλματα ο ίδιος.

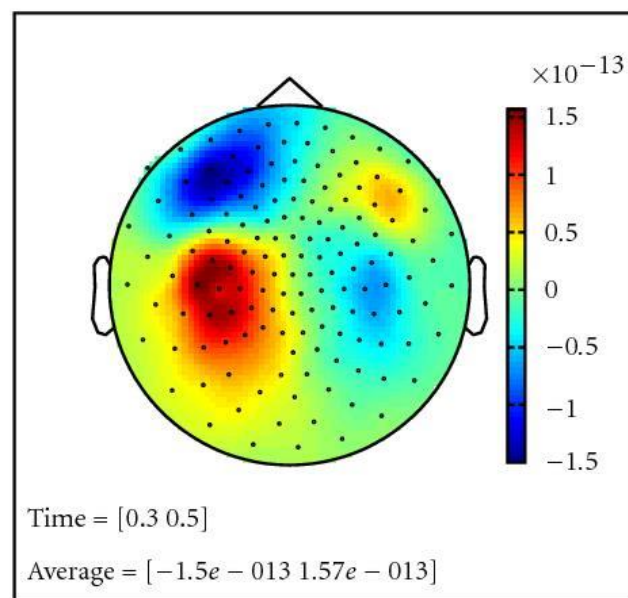


Εικόνα 5.18: Αναπαράσταση δεδομένων με την συνάρτηση `ft_databrowser`. πάνω στην επιλογή “butterfly”, κάτω στην επιλογή “vertical”.

Για την προβολή σφαλμάτων με χαρακτηριστική χωρική τοπογραφία όπως ανοιγοκλείσιμο ματιών ή καρδιακή δραστηριότητα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί η συνάρτηση `ft_componentanalysis`. Αυτή υλοποιεί μια πληθώρα τυφλών μεθόδων απομόνωσης πηγής, όπως ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών (ICA, βασισμένο σε κώδικα της εργαλειοθήκης EEGLAB) και ανάλυση κύριων συνιστωσών (PCA).

Η συνάρτηση `ft_preprocessing` χρησιμοποιείται για να εισαχθούν τα ενδιαφέροντα τμήματα δεδομένων από τον σκληρό δίσκο στο χώρο εργασίας του MATLAB και για να εφαρμοστούν διάφορα βήματα επεξεργασίας στα raw δεδομένα, όπως φίλτρα και διόρθωση γραμμής βάσεως (`baselinecorrection`). Η είσοδος της συνάρτησης αυτής είναι μία μόνη δομή διαμόρφωσης, που ορίζει την ονομασία του αρχείου των raw δεδομένων, καθώς και τον ορισμό των τμημάτων ενδιαφέροντος. Επιπρόσθετα, η διαμόρφωση περιέχει οδηγίες για διάφορα προαιρετικά βήματα επεξεργασίας.

Αφού τα τμηματοποιημένα δεδομένα βρεθούν εντός του χώρου εργασίας του MATLAB, το επόμενο βήμα θα μπορούσε να είναι να ληφθεί ο μέσος όρος από πολλές trials μίας συγκεκριμένης πειραματικής συνθήκης, για να βρεθεί το σχετικό με γεγονός πεδίο (`event-relatedfield-ERF`) χρησιμοποιώντας την συνάρτηση `ft_timelockanalysis`.

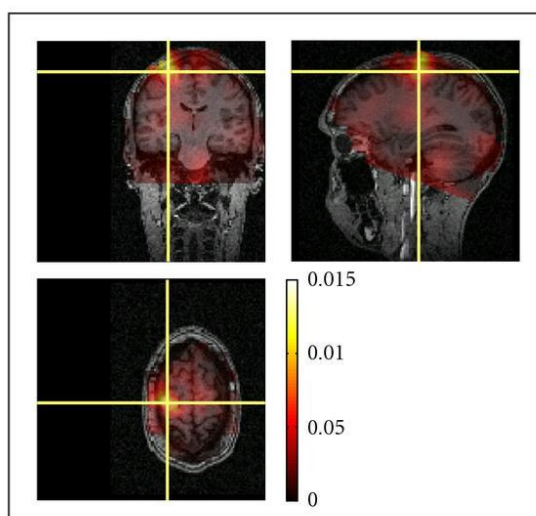


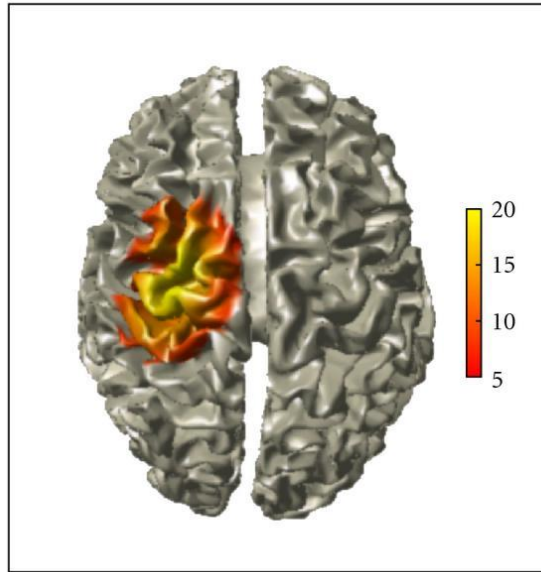
Εικόνα 5.19: Τοπογραφική αναπαράσταση μιας συγκεκριμένης χρονικής συνιστώσας του ERF.

Εναλλακτικά, μπορεί να χρειάζεται μία ανάλυση στο συχνοτικό χώρο. Ο μετασχηματισμός από χώρο χρόνου σε χώρο συχνοτήτων επιτυγχάνεται με χρήση της συνάρτησης `ft_freqanalysis`.

Η αναδόμηση της τοποθεσίας και ισχύος της υποβόσκουσας νευρωνικής δραστηριότητας μπορεί να γίνει είτε με την `ft_sourceanalysis` ή με την `ft_dipolefitting`. Η δεύτερη συνάρτηση υλοποιεί έναν μη γραμμικό αλγόριθμο βελτιστοποίησης, ο οποίος ταιριάζει με έναν πρότινος ορισμένο αριθμό δίπολων στα δεδομένα. Η πρώτη συνάρτηση χρησιμοποιεί κατανεμημένα πηγαία μοντέλα, όπως `minimumnormestimates` (MNE) και `beamformers` για δεδομένα χώρου χρόνου ή συχνοτήτων. Ο πηγαίος χώρος μπορεί να οριστεί είτε ως ένα τρισδιάστατο ορθοκανονικό πλέγμα ή μπορεί να είναι βασισμένο σε τριγωνοποίηση του φλοιώδους φύλλου.

Κατανεμημένοι χάρτες πηγής και χάρτες beamformer, καθώς και στατιστικά μετασχηματισμένες υλοποιήσεις αυτών των χαρτών μπορούν να αναπαρασταθούν σε συνδυασμό με ανατομικές πληροφορίες χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση `ft_sourceplot`. Λειτουργικά δεδομένα μπορούν να κατωφληθούν και να προβληθούν πάνω στην ανατομία χρησιμοποιώντας έναν διάφανο χάρτη. Τρισδιάστατα ογκομετρικά δεδομένα μπορούν να προβληθούν πάνω σε ένα πρότυπο ή πραγματικό φλοιώδες πλέγμα.





*Εικόνα 5.20: Οπτικοποίηση αναδομημένων κατά πηγή δεδομένων. Τρισδιάστατη αναπαράσταση με διάφανο χάρτη, κάτω αναπαράσταση επιφάνειας με στατιστική κατωφλίωση.*

Συνήθως το τελευταίο βήμα στη διαδικασία της ανάλυσης είναι η αξιολόγηση της στατιστικής σημασίας του παρατηρημένου πειραματικού αποτελέσματος, είτε στο επίπεδο ενός θέματος είτε πολυθεματικά. Σε αυτό το σημείο της ανάλυσης, τα δεδομένα μπορούν να εκφραστούν στον χώρο χρόνου, συχνοτήτων ή χρόνου-συχνοτήτων. Επιπλέον, τα δεδομένα μπορούν να αναπαρασταθούν στο επίπεδο αισθητήρα ή πηγής. Ανεξάρτητα από την αναπαράσταση των δεδομένων, το Fieldtrip χρησιμοποιεί τον ίδιο βασικό κώδικα για να αξιολογήσει τη σημαντικότητα, χρησιμοποιώντας παραμετρικούς ή μη παραμετρικούς αλγόριθμους για στατιστική συμπερασματολογία.

Μία βασική ιδέα στο Fieldtrip είναι ότι τα δεδομένα είναι στα χέρια του τελικού χρήστη. Τα δεδομένα ρέουν μέσω των διαφόρων συναρτήσεων και μετασχηματίζονται. Μετά από κάθε μετασχηματισμό, τα δεδομένα αντιστοιχούν σε μια μεταβλητή, δηλαδή σε μία δομή δεδομένων του χώρου εργασίας MATLAB και ο χρήστης μπορεί δυνητικά να τα αποθηκεύσει στο σκληρό δίσκο. Τα δεδομένα που χρησιμοποιούνται ως είσοδος σε κάποια συγκεκριμένη συνάρτηση του Fieldtrip δεν συμπεριλαμβάνονται στην έξοδο. Ο χρήστης πρέπει να χειριστεί τα δεδομένα προσεκτικά, δηλαδή να ονομάσει τις μεταβλητές με αρμόζοντα τρόπο και να τις αποθηκεύσει στο σκληρό δίσκο ως αρχείο .mat, ειδικά αν ενδιάμεσα βήματα στην ανάλυση πρόκειται να επανεξεταστούν.

Επιπρόσθετα, τα αποτελέσματα της ανάλυσης μπορούν να εξαχθούν σε πληθώρα μορμάτων, πέραν του MATLAB, που υποστηρίζονται από εξωτερικές εφαρμογές. Για

παράδειγμα, ηλεκτροφυσιολογικά δεδομένα επιπέδου αισθητήρα μπορούν να αποθηκευτούν σε φορμάτ για EDF ή Brain Vision Analyzer.

Αν και τα δεδομένα στα διάφορα επίπεδα της ανάλυσης δεν κρατούνται εντός μίας μόνης δομής, το ιστορικό της ανάλυσης παραμένει προσβάσιμο σε οποιοδήποτε στάδιο. Κάθε δομή δεδομένων εξόδου μιας συνάρτησης του Fieldtrip περιέχει ένα εμφωλευμένο πεδίο διαμόρφωσης. Το πεδίο αυτό, όχι απλά κρατά τις παραμέτρους που χρησιμοποιήθηκαν για να παραχθούν τα δεδομένα του συγκεκριμένου επιπέδου, αλλά περιέχει επίσης τις παραμέτρους που χρησιμοποιήθηκαν για όλα τα προηγούμενα στάδια. Με αυτό τον τρόπο, πληροφορίες για το ιστορικό επεξεργασίας είναι προσβάσιμες σε οποιοδήποτε σημείο του διαύλου ανάλυσης.

Το MATLAB περιέχει μια ποικιλία υψηλής ποιότητας και ευέλικτων εργαλείων οπτικοποίησης και η παρουσίαση αποτελεσμάτων ανάλυσης είναι συχνά εφικτή χρησιμοποιώντας ακριβώς αυτές τις μεθόδους. Σημαντικό ρόλο σε αυτό παίζει το γεγονός ότι τα αριθμητικά δεδομένα είναι εύκολα προσβάσιμα στις δομές δεδομένων του Fieldtrip. Ωστόσο, η περίπλοκη ανάλυση αποτελεσμάτων και η πολυδιάστατη φύση μερικών αναπαραστάσεων δεδομένων μερικές φορές δυσκολεύουν την εύκολη οπτικοποίηση. Για αυτό το λόγο, το Fieldtrip περιέχει αρκετές υψηλού επιπέδου συναρτήσεις οπτικοποίησης για δεδομένα επιπέδου πηγής ή καναλιού. Για παράδειγμα, η συνάρτηση `ft_multiplotTFR` επιτρέπει στο χρήστη να δει τα χωροχρονικά δεδομένα φάσματος και να εξερευνήσει διαδραστικά και τις τρεις διαστάσεις επιλέγοντας κανάλια.

Τέλος, το Fieldtrip έχει ως σκοπό να παρέχει μία κοινή πλατφόρμα για ερευνητές, παρέχοντας εργαλεία για την επέκταση του κώδικα καθώς και διαμοιρασμό μεταξύ ερευνητών χρήσιμων επεκτάσεων.[19]

### 5.3 Διαφορές μεταξύ EEGLAB και Fieldtrip

Υπάρχει ένας βαθμός αλληλεξάρτησης ανάμεσα στα EEGLAB και Fieldtrip. Για βασικό εντοπισμό πηγής, το EEGLAB χρησιμοποιεί την επέκταση DIPFIT, η οποία ενσωματώνει μία ρουτίνα εντοπισμού πηγής του Fieldtrip. Το EEGLAB επίσης προσφέρει στους χρήστες την επιλογή στατιστικών ρουτίνων του Fieldtrip πέραν των δικών του. Ο κώδικας του Fieldtrip επιπρόσθετα περιέχει μερικές συναρτήσεις του EEGLAB, όπως οι `topoplot()` και `runica()`, για την εκτέλεση αποδόμησης ανάλυσης ανεξάρτητων συνιστωσών. Οι δημιουργοί των EEGLAB και Fieldtrip συναντιούνται κάθε ένα με δύο χρόνια για να συζητήσουν την πρόοδο στο πεδίο και πιθανές συνεργασίες ή νέες γέφυρες μεταξύ των δύο λογισμικών.

Στην πράξη, οι φιλοσοφίες του EEGLAB και του Fieldtrip είναι σχετικά διαφορετικές:

- Το Fieldtrip απευθύνεται κυρίως σε προχωρημένους χρήστες και δε διαθέτει γραφικό περιβάλλον. Αντίθετα, το EEGLAB παρέχει ένα γραφικό περιβάλλον για εξερεύνηση δεδομένων, καθώς και μια δυνατότητα συγγραφής script ανάλυσης, χρησιμοποιώντας τις συναρτήσεις του EEGLAB που καλούνται από το γραφικό περιβάλλον.
- Το Fieldtrip παρέχει περιορισμένα εργαλεία για το χειρισμό ομαδικών δεδομένων. Ο χειρισμός των ομαδικών δεδομένων αφήνεται επίτηδες στην επιλογή του χρήστη, με το σκεπτικό ότι οι χρήστες δε θα πρέπει να αναγκάζονται να χρησιμοποιούν κάποιο προκαθορισμένο σχέδιο για μοντελοποίηση του πειραματικού σχεδιασμού. Από την άλλη, το EEGLAB παρέχει εργαλεία για την εκτέλεση πληθώρας στατιστικών μοντέλων και υπομοντέλων σε ομαδικά πειραματικά δεδομένα.
- Το Fieldtrip επιτρέπει epochs με μεταβλητό μήκος δεδομένων. Αν και το EEGLAB υποστηρίζει κάποια επεξεργασία πολλαπλών συνεχόμενων τμημάτων δεδομένων, δεν είναι εξίσου ευέλικτο με το Fieldtrip στην επεξεργασία epoch δεδομένων μεταβαλλόμενων μηκών. Ιστορικά, η διαφορά αυτή εμφανίστηκε εν μέρει, επειδή το Fieldtrip σχεδιάστηκε για να υποστηρίζει ανάλυση φυσιολογικών δεδομένων ανθρώπων καθώς και ζώων, ενώ το EEGLAB επικεντρώθηκε μόνο σε ανθρώπινες δοκιμές.
- Οι συναρτήσεις του Fieldtrip μερικές φορές τροποποιούνται χωρίς να διατηρούν συμβατότητα με προηγούμενες εκδόσεις. Οι συναρτήσεις του EEGLAB στοχεύουν στο να είναι προς τα πίσω συμβατές.
- Οι συναρτήσεις του Fieldtrip προσφέρουν λύσεις σε έτοιμα πακέτα, με το χαμηλό επίπεδο επεξεργασίας να παραμένει κρυμμένο και υποκείμενο σε πιθανές αλλαγές. Έτσι, ένας μεγάλος αριθμός συναρτήσεων του Fieldtrip που αλλάζουν συχνά παραμένει κρυμμένος σε κρυφούς φακέλους. Σε αντιδιαστολή, δεν υπάρχουν κρυφές συναρτήσεις στο EEGLAB. Οι χρήστες έχουν πλήρη πρόσβαση στις χαμηλού επιπέδου συναρτήσεις.

## 6. Octave

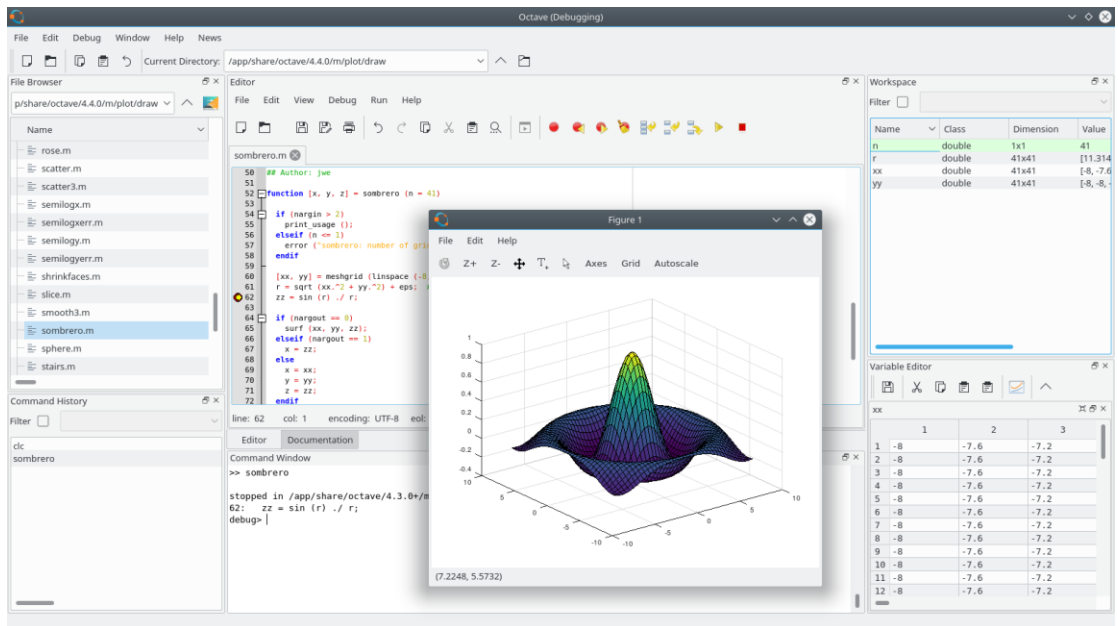
Τη δεκαετία κατά την οποία ξεκίνησε η ανάπτυξη του MATLAB, ξεκίνησε και το ρεύμα του Ανοικτού Λογισμικού (Open Source). Με τη βοήθεια του Διαδικτύου, η τάση αυτή έδωσε την ευκαιρία σε πολλούς νέους ερευνητές να συνεργαστούν εθελοντικά και να δημιουργήσουν πολλές χρήσιμες εφαρμογές, όπως GCC C και C++ compilers και εργαλεία, λειτουργικό Linux, κλπ.. Το MATLAB είναι αναμφισβήτητα ένα από τα πιο χρήσιμα εργαλεία που μαθαίνει ένας μηχανικός/επιστήμονας και σε όλα σχεδόν τα πανεπιστήμια των τεχνολογικά προηγμένων χωρών του εξωτερικού επιβάλλεται η διδασκαλία του από την αρχή των σπουδών του. Εκτός όμως από το εμπορικό πακέτο MATLAB, του οποίου η πλήρης έκδοση έχει αρκετά υψηλό κόστος, ερευνητές που χρησιμοποιούν εργαλεία ανοικτού λογισμικού δημιούργησαν άλλα πακέτα/εφαρμογές με παρόμοιες δυνατότητες, που έχουν το πλεονέκτημα να είναι νομίμως δωρεάν. Ένα από αυτά, το Octave, από τα Πανεπιστήμια Wisconsin-Madison και Texas της Αμερικής, έχει σχεδιαστεί με στόχο την όσο το δυνατόν πλήρη συμβατότητα με το MATLAB. Διαθέτει πολλές από τις βασικές δυνατότητες του MATLAB και βρίσκεται σε συνεχή ανάπτυξη για περαιτέρω βελτίωση. [20]

Το Octave είναι μια υψηλού επιπέδου γλώσσα, με βασικό σκοπό μαθηματικούς υπολογισμούς. Τυπικά χρησιμοποιείται για προβλήματα όπως επίλυση γραμμικών και μη γραμμικών εξισώσεων, αριθμητική γραμμική άλγεβρα, στατιστική ανάλυση και για την εκτέλεση διάφορων άλλων πειραμάτων. Έχει επίσης δυνατότητες σαν batchoriented γλώσσα για αυτοματοποιημένη επεξεργασία δεδομένων.

Το Octave προσφέρει στο χρήστη γραφικό περιβάλλον με ένα Integrated Development Environment (IDE) το οποίο προσφέρει έναν συντάκτη κώδικα με χρώματα για τη σύνταξη, λειτουργία αποσφαλμάτωσης και έναν διερμηνέα για τη γλώσσα.

Το EEGLAB, από τον Αύγουστο του 2018, είναι συμβατό και με το Octave, πέραν του MATLAB. Οι συμβατές συναρτήσεις προσφέρονται από την έκδοση EEGLAB15 και πάνω. Το τρέξιμο του γίνεται με κλήση των συναρτήσεων του στη γραμμή εντολών του Octave. Ωστόσο, μέχρι αυτή τη στιγμή, το γραφικό περιβάλλον του EEGLAB συνεχίζει να είναι ασύμβατο με το Octave.

Η ομάδα ανάπτυξης του Fieldtrip δεν έχει προσφέρει συγκεκριμένη συμβατότητα με το Octave. Ωστόσο αναφέρει πως για αρκετούς χρήστες, το Fieldtrip λειτουργεί κανονικά στο Octave, αν και τονίζει πως κάποιες συναρτήσεις όπως οι συναρτήσεις οπτικοποίησης είναι γραμμένες συγκεκριμένα για τη γλώσσα του MATLAB.[21]



Εικόνα 6.1: Το περιβάλλον του Octave.

## 7. Βιβλιογραφία

- [1] Bear, Mark F., Barry W. Connors, and Michael A. Paradiso, eds. Neuroscience. Vol. 2. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [2] Landis, Story C., James L. Roberts, and Larry R. Squire. Fundamental neuroscience. Eds. Michael J. Zigmond, and Floyd E. Bloom. Vol. 207. San Diego: Academic Press, 1999.
- [3] Baars, Bernard, and Nicole M. Gage. *Fundamentals of cognitive neuroscience: a beginner's guide*. Academic Press, 2012.
- [4] Richard M. and Marienne F. Neuroscience - Science of the Brain. BNA 1994
- [5] Logothetis, Nikos K., et al. "Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal." *Nature* 412.6843 (2001): 150.
- [6] Xue G, Lu Z, Levin IP, Weller JA, Li X, Bechara A. Functional dissociations of risk and reward processing in the medial prefrontal cortex. *Cerebral Cortex*. 2008
- [7] Babiloni, Claudio, et al. "Fundamentals of electroencefalography, magnetoencefalography, and functional magnetic resonance imaging." *International review of neurobiology* 86 (2009): 67-80.
- [8] Φυσιολογία εγκεφάλου και ηλεκτροεγκεφαλογράφημα Κεφ.5, Δ.Κουτσούρης, Επ.Βεντούρας.
- [9] Sutton S., Braren M., Zubin J., John E.R., Evoked potentials correlates of stimulus uncertainty. *Science*, 1965, 150, pp. 1187-1188.
- [10] IOPAC. ACQKNOWLEDGE SOFTWARE. Ανάκτηση από <https://www.biopac.com/product/acqknowledge-software/>
- [11] Ian Naismith Sneddon (1 January 1995). *Fourier Transforms*. Courier Corporation
- [12] George Bachmann; Lawrence Narici; EDWARD BECKENSTEIN (6 December 2012). *Fourier and Wavelet Analysis*. Springer Science & Business Media.
- [13] Graps, A. (1995, Summer). An Introduction to Wavelets. *IEEE Computational Science and Engineering*, σσ. vol. 2, num. 2.
- [14] Gregory C. Reinsel (31 October 2003). *Elements of Multivariate Time Series Analysis*. Springer Science & Business Media.
- [15] Γιώργος Α. Γιαννακάκης, Ανάπτυξη μεθόδων ανάλυσης ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος με χρήση μοντέλων συνδεσιμότητας και μεγεθών εντροπίας, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα 2009.
- [16] Καρβέλης Χαράλαμπος, Ανάλυση χρονολογικών σειρών: 'προβλέποντας το μέλλον,κατανοώντας το παρελθόν'.
- [17] C. (2004). The Origins of MATLAB. Ανάκτηση από Mathworks: <https://www.mathworks.com/company/newsletters/articles/the-origins-of-matlab.html>
- [18] Neuroscience, S. C. (2019). What is EEGLAB?

- [19] Robert Oostenveld, Pascal Fries, Eric Maris, and Jan-Mathijs Schoffelen. FieldTrip: Open Source Software for Advanced Analysis of MEG, EEG, and Invasive Electrophysiological Data. *Computational Intelligence and Neuroscience* Volume 2011, Article ID 156869
- [20] Δροσόπουλος, Α. (χ.χ.). Εισαγωγή στο Octave. Πατρα.
- [21] Sharma, Neeraj, and Matthias K. Gobbert. "A comparative evaluation of Matlab, Octave, FreeMat, and Scilab for research and teaching." *UMBC Faculty Collection* (2010).