



# ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

## ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

### ΤΟΜΕΑΣ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΩΝ

# Ανάλυση σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος κατά τη διάρκεια χειρονομίας αρπαγής για χρήση σε τηλεχειρισμό

## ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Του

## ΔΗΜΟΣΘΕΝΗ ΔΗΜΑΚΟΠΟΥΛΟΥ

**Επιβλέπων :** Κωνσταντίνος Κυριακόπουλος

Καθηγητής Ε.Μ.Π. , Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών

**ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΑΥΤΟΜΑΤΟΥ ΕΛΕΓΧΟΥ**

Αθήνα, Δεκέμβριος 2017



## Ευχαριστίες

Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή κ. Κυριακόπουλο για την υψηλού επιπέδου βοήθεια που μου προσέφερε κατά τη διάρκεια εκπόνησης της παρούσας διπλωματικής εργασίας καθώς και για τις συμβουλές και την υπομονή. Μου δόθηκε η δυνατότητα να είμαι μέλος του Εργαστηρίου Αυτομάτου Ελέγχου που διευθύνει ο ίδιος και να αποκομίσω γνώσεις, εμπειρίες και πολύ ευχάριστες στιγμές.

Ακολουθώς, θέλω να ευχαριστήσω όλα τα μέλη του Εργαστηρίου που γνώρισα, και ιδιαίτερα τούς Γιώργο Κοντούδη, Χρήστο Μαυρίδη και Χάρη Καλαβρυτινό για την υποστήριξη και τη βοήθεια τους στα σκοτεινά σημεία που εμφανίσθηκαν, καθώς και για τη στήριξη τους στα πειράματα που διεξήχθησαν. Επίσης ευχαριστώ τον Μπάμπη, τον Κώστα και τον Παναγιώτη για την ευχάριστη ατμόσφαιρα και κλίμα επικοινωνίας στο Εργαστήριο.

Μεγάλο ευχαριστώ αξίζουν και οι κοντινοί μου φίλοι, που χωρίς την αδιάκοπη στήριξη και αγάπη τους δε θα ήταν δυνατόν να ανταπεξέλθω στις δυσκολίες όχι μόνο των σπουδών αλλά και της ζωής μου. Κωνσταντίνε, Λευτέρη, Πέτρο και Πέτρο, Ανδρέα, Νίκο, Γιώργο, Ανάργυρε, Δαβίδ, Αλέξανδρε, ξενιτεμένε Μιχάλη και Μήτσο σας ευχαριστώ μέσα από την καρδιά μου. Βέβαια δεν θα μπορούσαν να λείπουν οι φίλοι που με στηρίζουν περισσότερα χρόνια απ' όσα μπορώ να θυμηθώ. Πάνο, Άγγελε, Εριέττα, Κρίστου, Βάγια, Μαριάνθη, Γιάννη και Νικηφόρε, Παναγιώτη, Κώστα, Άρη, Πάνο και Γιώργο, Νίκο, Γιάννη και Λευτέρη τίποτα δε θα ήταν το ίδιο χωρίς εσάς.

Τέλος, το μεγαλύτερο ευχαριστώ πηγαίνει στην οικογένεια μου. Στη μητέρα μου Σταυρούλα και αδερφή μου Αναστασία, που παρά τη συμπεριφορά μου και τα προβλήματα μου στάθηκαν δίπλα μου σε όλο αυτό το ταξίδι μέχρι στιγμής, με αγάπη, στοργή, γέλιο και αστείρευτη υπομονή. Δε θα μπορούσε να λείπει βέβαια ο πατέρας μου, Γιώργος που αν και δε βρίσκεται κοντά μας θα αποτελεί για πάντα εικόνα αγάπης και δύναμης στις καρδιές μας.



# Περίληψη

Η εξέλιξη της τεχνολογίας αλλά και της κοινωνίας που ζούμε έχουν οδηγήσει σε τεράστια επιστημονικά βήματα για την κατανόηση του ανθρώπινου εγκεφάλου. Μέσω της επεξεργασίας των ηλεκτροεγκεφαλογραφικών ( ΗΕΓ ) σημάτων μπορούμε πλέον να αποκωδικοποιήσουμε κινήσεις και πρότυπα του ανθρώπου με σκοπό να κατασκευάσουμε Διεπαφές Εγκεφάλου-Υπολογιστή ικανές να βελτιώσουν τον τρόπο ζωής μας.

Τα EEG σήματα μπορεί να είναι ασθενή και θορυβώδη, όμως κρύβουν όλη την πληροφορία που χρειαζόμαστε για να αποκωδικοποιήσουμε κινήσεις όπως χειρονομίες αρπαγής αντικειμένων και να επιτύχουμε τον τηλεχειρισμό ρομπότ μόνο με σύνδεση του χρήστη με ηλεκτρόδια στην επιφάνεια της κεφαλής του. Μέσω μελέτης των εγκεφαλικών ρυθμών άλφα και βήτα κατά τη διάρκεια χαλάρωσης και χειρονομιών αρπαγής και το Βιωματικό Αποσυγχρονισμό ή Συγχρονισμό μπορούμε να οδηγηθούμε σε ικανοποιητική ταξινόμηση των καταστάσεων ενός χρήστη.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία, έγινε μελέτη και επεξεργασία των EEG σημάτων μέσω πειραματικής διεξαγωγής, όπου ταξινομήθηκαν δύο καταστάσεις ενός χρήστη : η Κατάσταση Χαλάρωσης και η Κατάσταση Χειρονομίας Αρπαγής. Η ικανοποιητική ταξινόμηση των δυο αυτών καταστάσεων μας δίνει τη δυνατότητα κατασκευής κατάλληλης Διεπαφής Εγκεφάλου-Υπολογιστή για τον τηλεχειρισμό ρομπότ με προσθετικό χέρι για την αρπαγή αντικειμένων. Τα πειράματα σχεδιάστηκαν έχοντας στο μυαλό τη μελλοντική εφαρμογή των αποτελεσμάτων σε περιβάλλον Εικονικής Πραγματικότητας όπου ο χρήστης θα συνδέεται σε εικονικό περιβάλλον και θα χειρίζεται μέσω των EEG ένα ρομποτικό σύστημα για την απομακρυσμένη αρπαγή αντικειμένων.

## Λέξεις Κλειδιά

Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, Διεπαφές εγκεφάλου-υπολογιστή ή ανθρώπου-μηχανής, Τηλεχειρισμός ρομπότ, Αρπαγή, Δυαδική ταξινόμηση, Επεξεργασία σήματος, Εικονική Πραγματικότητα.



# Abstract

The evolution of technology and the society we are part of and live has led to remarkable scientific steps to understand the human brain. Through the processing of electroencephalographic ( EEG ) signals we are now able to decode movements and patterns of a human body in order to build Brain-machine Interfaces capable of improving our way of life.

EEG signals may be weak and contain a lot of noise but hide all the information we need to decode movements such as the gesture during the grasping of objects and succeed in the teleoperation of a robot with the noninvasive connection of the user with electrodes along the scalp. By researching the alpha and beta rhythms of the brain during resting and grasping phases and the Event-Related Desynchronization or Synchronization we can reach a satisfying classification of a user's intent or condition.

In this diploma thesis, we researched and processed the EEG signals recorded during an experimental set up where we succeeded in the classification of two phases of a user: the Resting Phase and the Grasping Phase. The satisfying classification of these two phases/conditions enables us to build a suitable Brain-machine Interface for the teleoperation of robots with prosthetic hands for grasping objects. The experiments were designed with the thought of future applications in Virtual Reality environments where the user will be connected in such a virtual environment and control a robotic system with EEG signals only in order to grasp objects.

## Keywords

Electroencephalogram, Brain-machine Interfaces, Teleoperation of robots, Grasping, Binary classification, Signal Processing, Virtual Reality





# Περιεχόμενα

Ευχαριστίες .....	3
Περίληψη .....	5
Abstract .....	7
Εισαγωγή .....	12
1.1 Εισαγωγή στις διεπαφές εγκεφάλου-υπολογιστή .....	12
1.1.1 Μέρη μιας διεπαφής εγκεφάλου-υπολογιστή.....	13
1.2 Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ως είσοδος .....	14
1.3 Επιδέξιος χειρισμός με δύο χέρια .....	17
1.4 Σκοπός της Διπλωματικής.....	19
Μαθηματικές έννοιες και μεθοδολογίες.....	21
2.1 Εγκεφαλικοί Ρυθμοί.....	21
2.1.1 Ψηφιακό Φιλτράρισμα.....	23
2.2 Common Spatial Patterns ( CSP ).....	26
2.3 Short-time μετασχηματισμός Fourier ( STFT ) .....	28
2.4 Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα.....	31
Σχεδιασμός των πειραμάτων .....	35
3.1 Εργαστηριακός εξοπλισμός.....	35
3.2 Βασική ιδέα του πειράματος.....	39
3.2.1 Διεξαγωγή του πειράματος.....	41
3.3 Προσθετικό ανθρωπομορφικό χέρι.....	44
Επεξεργασία και ανάλυση.....	49
4.1 Επεξεργασία των ηλεκτροεγκεφαλικών σημάτων .....	49
4.2 Επιλογή επιθυμητών χαρακτηριστικών .....	54
4.3 Εκπαίδευση Νευρωνικού Δικτύου .....	57
4.4 Αποτελέσματα ταξινόμησης .....	60
Σύγκριση και συμπεράσματα.....	67
5.1 Σύγκριση με εναλλακτικό πείραμα .....	67
5.2 Συμπεράσματα .....	70
5.3 Μελλοντικά Βήματα.....	71
Βιβλιογραφία.....	75





# Κεφάλαιο 1

## Εισαγωγή

### 1.1 Εισαγωγή στις διεπαφές εγκεφάλου-υπολογιστή

Μια διεπαφή εγκεφάλου-υπολογιστή ( Brain Machine Interfaces ή BCI ) είναι ένα σύστημα επικοινωνίας που χρησιμοποιείται για τον έλεγχο εφαρμογών σε υπολογιστή ή σε συσκευές εξόδου απευθείας από τα σήματα που καταγράφονται από τον ανθρώπινο εγκέφαλο. Ο χρήστης στέλνει μηνύματα στο εξωτερικό του περιβάλλον, όχι μέσω των κανονικών διόδων του εγκεφάλου, τα περιφερειακά νεύρα δηλαδή και τους μύες, αλλά η πληροφορία βρίσκεται κρυπτογραφημένη για παράδειγμα σε ένα ηλεκτροεγκεφαλογράφημα.

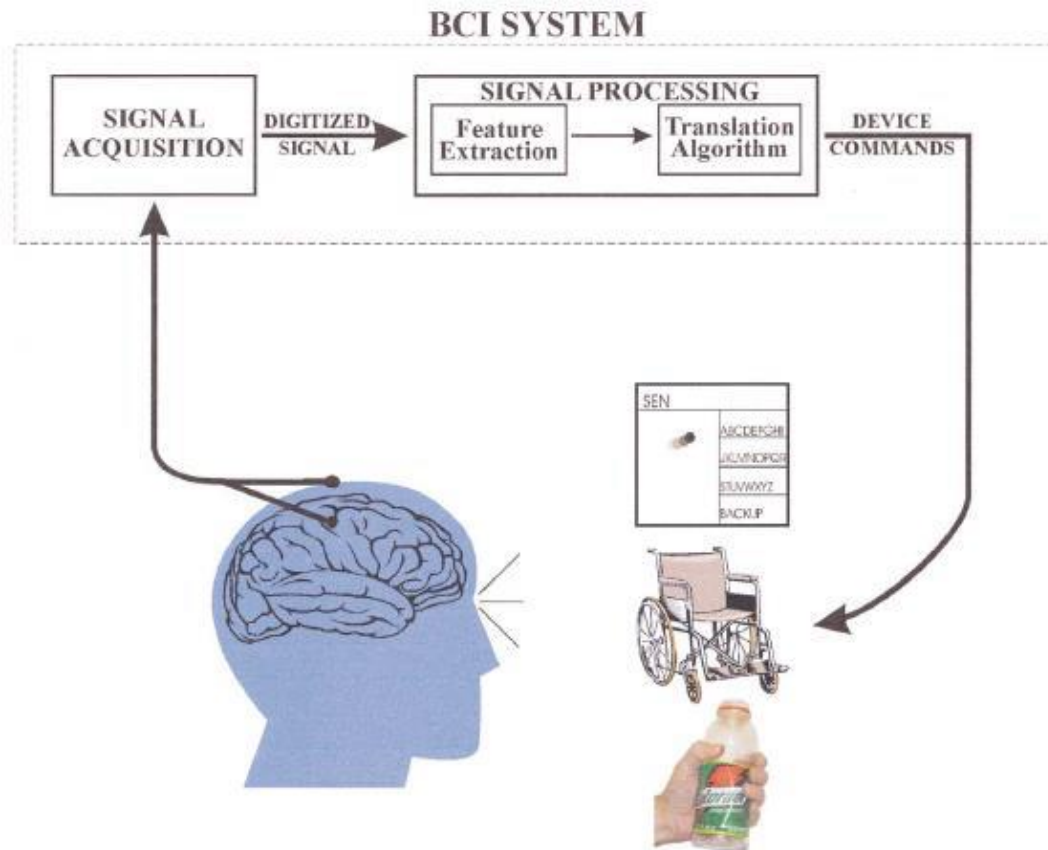
Οι πιο δημοφιλείς και συνηθισμένες επιστημονικές εικασίες για τις διεπαφές εγκεφάλου-υπολογιστή ξεκινούν από αναλογίες του τύπου ‘διάβασμα της σκέψης’ , θεωρώντας πως ο στόχος είναι να παρατηρήσουμε την εγκεφαλική δραστηριότητα όπως καταγράφεται σε σήματα ηλεκτροφυσιολογικής φύσεως και ως επακόλουθο να κατανοήσουμε τις επιθυμίες ενός ατόμου [1] (Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurtscheller, & Vaughan, 2002). Αυτή η αναλογία αγνοεί το σημαντικό και κεντρικό γεγονός για την ανάπτυξη και το χειρισμό μιας διεπαφής εγκεφάλου-υπολογιστή. Μια τέτοια διεπαφή αλλάζει τα ηλεκτροφυσιολογικά σήματα από απλές αντανakλάσεις της δραστηριότητας του κεντρικού νευρικού συστήματος στα επιθυμητά προϊόντα αυτής της δραστηριότητας : μηνύματα και εντολές που δρουν στον εξωτερικό κόσμο. Αλλάζει ένα σήμα σαν τους ρυθμούς ενός ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος στο τελικό προϊόν της εγκεφαλικής λειτουργίας, δηλαδή σε έξοδο που εκπληρώνει τις επιθυμίες του χρήστη και αντικαθιστά τα νεύρα και τους μύες και τις κινήσεις που παράγουν σε

ηλεκτροφυσιολογικά σήματα που αυτά με τη σειρά τους μετατρέπονται σε πράξεις μέσω λογισμικού [2] (Vidal, 1973).

### 1.1.1 Μέρη μιας διεπαφής εγκεφάλου-υπολογιστή

Όπως κάθε σύστημα επικοινωνίας ή ελέγχου, μια διεπαφή εγκεφάλου-υπολογιστή αποτελείται από την είσοδο ( ηλεκτροφυσιολογική δραστηριότητα του χρήστη ), την έξοδο ( εντολές συσκευών ), μέρη που μεταφράζουν την είσοδο σε έξοδο, και ένα πρωτόκολλο που καθορίζει την αρχή, το τέλος και τη μέτρηση της λειτουργίας που επιχειρούμε. Ανάλογα με τα μέσα που χρησιμοποιούνται και τις τεχνικές, οι διεπαφές χωρίζονται σε διάφορες κατηγορίες :

- Εξαρτημένες και ανεξάρτητες, ανάλογα αν το σήμα που παράγεται εξαρτάται από τη διεύθυνση της ματιάς του χρήστη μέσω εξωκρανιακών και κρανιακών νευρών που τα ενεργοποιούν ή αν εξαρτάται κυρίως από την επιθυμία του χρήστη και από την πρόκληση δυναμικών ( evoked potentials ) αντίστοιχα.
- Επεμβατικές και μη επεμβατικές, όπως χρήση χειρουργικής επέμβασης για τοποθέτηση ηλεκτροδίων ή χρήση ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος αντίστοιχα.
- Ανάλογα με τη χρήση προκλητών ή αυθόρμητων εισόδων. Οι προκλητές εισοδοι ( evoked inputs ) όπως το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα που παράγεται από γράμματα που αναβοσβήνουν σε οθόνη, είναι αποτέλεσμα αισθητικής διέγερσης από τη διεπαφή. Αντίθετα οι αυθόρμητες εισοδοι δεν εξαρτώνται από την παραγωγή τέτοιων διεγέρσεων.



Σχήμα 1.1.1 : Μέρη από τα οποία αποτελείται μια διεπαφή εγκεφάλου-υπολογιστή. Το σήμα παράγεται και καταχωρείται, όπου στη συνέχεια το ψηφιοποιημένο σήμα επεξεργάζεται και μεταφράζεται σε εντολές που δίνονται στη συσκευή που θέλουμε να ελέγξουμε.

## 1.2 Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ως είσοδος

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ( EEG ) είναι μια μέθοδος παρακολούθησης και καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου. Συνήθως δε γίνεται χρήση επέμβασης αλλά τοποθέτηση ηλεκτροδίων κατά μήκος του τριχωτού της κεφαλής. Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα μετράει τις τασικές διακυμάνσεις που είναι αποτέλεσμα ιονικού ρεύματος στους νευρώνες του εγκεφάλου. Πέρα από τη χρήση του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος για κλινικές εφαρμογές και διάγνωση, έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές για την επεξεργασία και αποκωδικοποίηση του στα πλαίσια δημιουργίας νευρορομποτικών συστημάτων και διεπαφών εγκεφάλου-υπολογιστή με σκοπό την

αποκατάσταση λειτουργιών του νευρικού συστήματος που έχουν υποστεί βλάβη αλλά και για τον τηλεχειρισμό ρομπότ.

Συγκεκριμένα τα σήματα ενός ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αποκωδικοποίηση σκέψης ή πρόθεσης ενός χρήστη για να επικοινωνήσει και να ελέγξει μηχανισμούς και συσκευές μόνο μέσω της εγκεφαλικής του δραστηριότητας. Τα οφέλη αυτής της υλοποίησης είναι : [3] (Vespa, Nenon, & Nuwer, 1999)

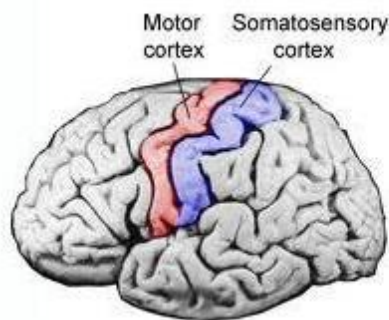
- Χαμηλό κόστος Hardware σε σχέση με άλλες τεχνικές.
- Υψηλή ανάλυση, καθώς σύγχρονα συστήματα καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος αγγίζουν ρυθμούς δειγματοληψίας της τάξεως των 20 kHz.
- Δεν παράγεται ενοχλητικός ήχος κατά τη διάρκεια.
- Αποτελεί ισχυρό εργαλείο στην ανίχνευση εγκεφαλικών δραστηριοτήτων σε διάφορες καταστάσεις του χρήστη.
- Περιέχει όλες τις απαραίτητες πληροφορίες για την πρόθεση του χρήστη και την κατάστασή του.

Παρά τα οφέλη του, δυστυχώς η πληροφορία και η αξιοπιστία του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος επιδεινώνονται σημαντικά εξαιτίας του μεγάλου αριθμού ηλεκτρικά ενεργών νευρονικών στοιχείων, της περίπλοκης ηλεκτρικής και χωρικής γεωμετρίας του εγκεφάλου και του κεφαλιού καθώς και της ανησυχητικής μεταβλητότητας της κατάστασης του εγκεφάλου από δοκιμή σε δοκιμή. Επίσης τα ηλεκτροεγκεφαλογραφικά σήματα έχουν μικρό λόγο σήματος-θορύβου που επικαλύπτει τις συχνότητες που μας ενδιαφέρουν [1]. Αυτός ο θόρυβος οφείλεται σε κινήσεις του κεφαλιού και των ματιών.

Πλέον λόγω της επιστημονικής, τεχνολογικής και κοινωνικής εξέλιξης, οι περιοχές και οι μηχανισμοί προέλευσης εγκεφαλικών ρυθμών και προκλητών δυναμικών καθώς και η σχέση τους με συγκεκριμένα κομμάτια της εγκεφαλικής λειτουργίας δεν αποτελούν τόσο σκοτεινά σημεία. Αναρίθμητες έρευνες έχουν αποδείξει συσχέτιση μεταξύ ηλεκτροεγκεφαλικών σημάτων και πραγματικής ή φανταστικής κίνησης άκρων αλλά και νοητικών διεργασιών. Αυτό επιτεύχθηκε μέσω της

ανάλυσης νευροφυσιολογικών ρυθμικών δραστηριοτήτων που παρατηρούνται στον κιναισθητικό φλοιό του εγκεφάλου ( Sensorimotor Cortex ) σχετικές με την πραγματική κίνηση, την πρόθεση κίνησης αλλά και τη φανταστική κίνηση. Αυτές οι ρυθμικές εγκεφαλικές δραστηριότητες στη συγκεκριμένη περιοχή του εγκεφάλου χαρακτηρίζονται ως Sensorimotor Rhythms ( SMR's ) [4] (Yuan & He, 2014).

Μέσω της έρευνας και της ανάλυσης αυτών των εγκεφαλικών ρυθμών και δυνατοτήτων έχουν μελετηθεί και υλοποιηθεί εφαρμογές όπως η δισδιάστατη κίνηση κέρσρα ηλεκτρονικού υπολογιστή [5] (Wolpaw & McFarland, 2004), ο τρισδιάστατος έλεγχος ελικοπτέρου με 4 ρότορες [6] (LaFleur, Cassady, Doud, Shades, Rogin, & He, 2013) και ο σχεδιασμός διεπαφής χαμηλού κόστους για έλεγχο ρομποτικού βραχίονα 2 βαθμών ελευθερίας [7] (Fatima, Shafique, & Khan, 2015).



Σχήμα 1.2 : Sensorimotor Cortex



## 1.3 Επιδέξιος χειρισμός με δύο χέρια

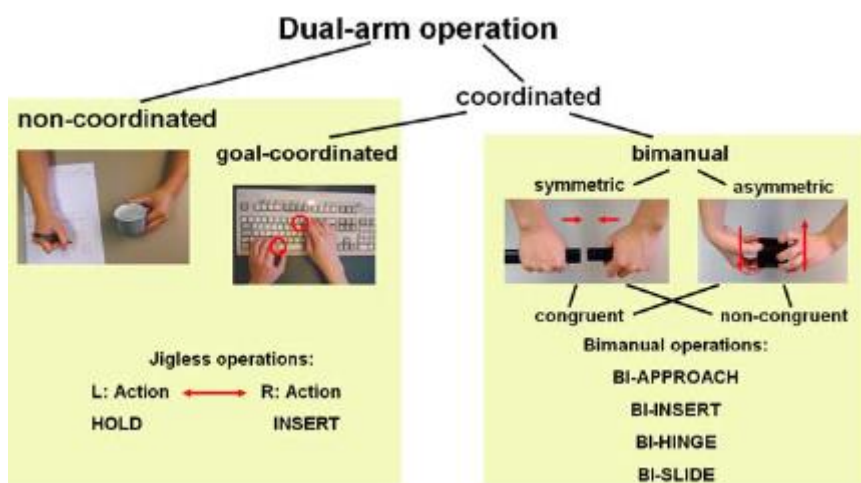
Στα πλαίσια της αποκωδικοποίησης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος μας ενδιαφέρει άμεσα ο χειρισμός των αντικειμένων γύρω μας. Μέσω των ηλεκτροεγκεφαλικών σημάτων ένας χρήστης μπορεί να χειρισθεί από απόσταση ρομπότ ( τηλεχειρισμός ) και να εκτελέσει βασικές κινήσεις επιδέξιου χειρισμού, χειρονομίες αρπαγής αλλά και εξελεγμένες μορφές χειρισμού αντικειμένων.

Οι τεχνολογικές εξελίξεις των τελευταίων χρόνων στα ανθρωπομορφικά ρομπότ και στα εργοστασιακά ρομπότ-χειριστές με δύο χέρια έχουν οδηγήσει στην αύξηση ενδιαφέροντος στα προβλήματα που σχετίζονται με τον επιδέξιο χειρισμό αυτού του είδους ( Two-hand manipulation ή dual-arm manipulation ή bimanual manipulation ). Σιγά σιγά αυξάνεται ολοένα και περισσότερο η ανάγκη για ρομπότ που μπορούν να ολοκληρώσουν παρόμοιες ενέργειες με ανθρώπους, όπως ο χειρισμός αντικειμένων με δύο χέρια [8] (Bersch, Pitzer, & Kammel). Τα τελευταία 50 χρόνια έχει σημειωθεί ραγδαία εξέλιξη στον τομέα του ρομποτικού χειρισμού ( Robotic Manipulation ) αλλά η επιπλέον περιπλοκότητα που εισάγει ο χειρισμός με δύο χέρια απαιτεί εξελεγμένη ενσωμάτωση συστημάτων, υψηλά επίπεδα σχεδιασμού και απτές προσεγγίσεις του ελέγχου τέτοιων συστημάτων [9] (Borst, et al., 2007) , [10] (Kruse, Wen, & Radke, 2015), [11] (Wimbock, Ott, & Hirzinger). Στο συγκεκριμένο τομέα υπάρχουν αρκετοί ανεξάρτητοι παράγοντες που δίνουν ώθηση στις εφαρμογές χειρισμού με δυο χέρια [12] (Smith, et al., 2012), [13] (Kruger, Schreck, & Surdilovic), [14] (Lippiello, Siciliano, & Villani), [15] (Edsinger & Kemp, 2008):

- Ομοιότητα με το χειριστή, καθώς σε εφαρμογές τηλεχειρισμού ο χειριστής καλείται να εκπληρώσει σκοπούς που αφορούν τη συνεργασία και των δύο χεριών
- Ευελιξία και σταθερότητα
- Εξελεγμένο χειρισμό αντικειμένων
- Γνωστικό κίνητρο, καθώς το αντικείμενο προσφέρει βαθύτερη κατανόηση και ταύτιση του ανθρώπου με τις κινήσεις του ρομπότ
- Κατασκευή και μορφή των ρομπότ βασισμένη σε ανθρωπομορφικά μοντέλα



Σχήμα 1.3 : Ανθρωπομορφικό ρομπότ με δύο χέρια βασισμένο στα DLR-LightweightRobot-III και DLRHand-II.



Σχήμα 1.4 : Ταξινόμηση χειρισμών με δύο χέρια

## 1.4 Σκοπός της Διπλωματικής

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η αποκωδικοποίηση και η ανάλυση του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος ενός χρήστη κατά τη διάρκεια εκτέλεσης χειρονομίας αρπαγής. Το ενδιαφέρον αυτής της ανάλυσης είναι η αναζήτηση και η παρατήρηση των αλλαγών στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα κατά τη διάρκεια χειρονομίας αρπαγής με σκοπό τον τηλεχειρισμό ρομποτικού χεριού. Η ιδέα είναι το σήμα που καταγράφεται και επεξεργάζεται να δείχνει πότε ο χρήστης είναι σε κατάσταση ηρεμίας και πότε επιχειρεί χειρονομία αρπαγής έτσι ώστε να επιτυγχάνεται ο τηλεχειρισμός. Η ανάλυση αυτή έχει ως στόχο να χρησιμοποιηθεί σε μελλοντικές εφαρμογές τηλεχειρισμού ρομποτικών άκρων σε περιβάλλοντα Εικονικής Πραγματικότητας ( Virtual Reality ). Σε μια τέτοια εφαρμογή, ο χρήστης αποφασίζει να αρπάξει το αντικείμενο που βλέπει στον εικονικό χώρο μέσω κίνησης αρπαγής που θα επιχειρεί, ενώ ταυτόχρονα το ρομποτικό χέρι που θα βρίσκεται σε απομακρυσμένο χώρο ( ο οποίος θα αναπαρίσταται στο σχεδιασμένο εικονικό περιβάλλον ) θα ικανοποιεί την επιθυμία αυτή.

Η ανάλυση και η μελέτη έγιναν συγκεκριμένα για τη χειρονομία αρπαγής του χρήστη και χρησιμοποιήθηκαν μέθοδοι επεξεργασίας ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος βασισμένες σε τεχνικές χωρικού φιλτραρίσματος, ανάλυσης του σήματος στο φάσμα των συχνοτήτων και αναζήτησης των επιθυμητών χαρακτηριστικών με βάση τους εγκεφαλικούς ρυθμούς και τις ζώνες συχνοτήτων τους.

Τα αποτελέσματα της εργασίας αυτής δίνουν τη δυνατότητα να υλοποιηθεί μια διεπαφή εγκεφάλου-υπολογιστή που θα συνδυάζει τηλεχειρισμό ρομπότ και περιβάλλον εικονικής πραγματικότητας ενώ ταυτόχρονα γίνονται βήματα για ικανοποιητική παρατήρηση των κινήσεων αρπαγής του ανθρώπινου χεριού με απλά εργαστηριακά μέσα.



## Κεφάλαιο 2

# Μαθηματικές έννοιες και μεθοδολογίες

### 2.1 Εγκεφαλικοί Ρυθμοί

Τα ηλεκτροεγκεφαλογραφικά σήματα που καταγράφονται από διάφορες ενέργειες μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε 3 κατηγορίες : (α) κινησιοφανταστικές ενέργειες, όπως όταν ο χρήστης φαντάεται επαναληπτικές κινήσεις του χεριού του που εκτελεί από μόνος του, (β) παραγωγή λέξεων που ξεκινούν από το ίδιο τυχαίο γράμμα και (γ) μυική δραστηριότητα, όπως η κίνηση των ματιών και των χεριών [16] (Fadzal, Manson, & Khuan, 2011). Όλες οι δραστηριότητες μπορούν να κατηγοριοποιηθούν περαιτέρω σε διαφορετικούς εγκεφαλικούς ρυθμούς που διαχωρίζονται από τα ξεχωριστά εύρη συχνοτήτων [17] (Liu, Wang, Zheng, & He, 2005), [18] (Zhang & Choi, 2006), [19] (Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999) :

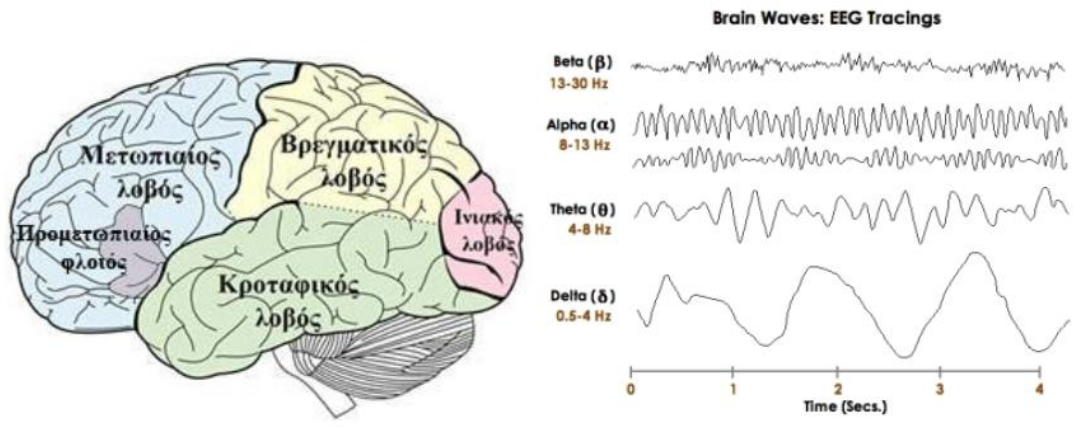
- δ – δέλτα ρυθμός με εύρος συχνοτήτων 0.5 – 4 Hz
- θ – θήτα ρυθμός με εύρος συχνοτήτων 4 – 8 Hz
- α – άλφα ρυθμός με εύρος συχνοτήτων 8 – 14 Hz
- β – βήτα ρυθμός με εύρος συχνοτήτων 14 – 30 Hz
- γ – γάμμα ρυθμός με εύρος συχνοτήτων 30 – 40 Hz

Γενικά, ο δέλτα ρυθμός έχει συνδεθεί με καταστάσεις βαθύ ύπνου και ο θήτα εμφανίζεται στην παιδική ηλικία. Ο άλφα χρησιμοποιείται για να υποδηλώσει μια χαλαρή κατάσταση χωρίς προσοχή ή συγκέντρωση ενώ ο βήτα συνδέεται με ενεργή σκέψη και προσοχή. Ο τελευταίος ρυθμός, ο γάμμα, είναι αρκετά σπάνιος και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση συγκεκριμένων εγκεφαλικών δυσλειτουργιών και ασθενειών [16].

Όπως αναφέρθηκε στην προηγούμενη ενότητα, οι ρυθμικές δραστηριότητες στον κιναισθητικό φλοιό του εγκεφάλου χαρακτηρίζονται ως SMRs και συνδέονται συχνά με μείωση του πλάτους σε ρυθμούς όπως ο άλφα και ο βήτα, κάτι που είναι γνωστό ως Βιωματικός Αποσυγχρονισμός ( Event-Related Desynchronization ή ERD ). Εν αντιθέσει, η αύξηση του πλάτους σε ένα ρυθμό είναι γνωστή ως Βιωματικός Συγχρονισμός ( Event-Related Synchronization ή ERS ) [4].

Έχει παρατηρηθεί ότι ο σχεδιασμός και η εκτέλεση της κίνησης των άκρων οδηγεί σε προβλεπόμενες μειώσεις στους άλφα και βήτα ρυθμούς [20] (Fumuro, Matsushashi, Miyazaki, Inouchi, & Hitomi, 2015). Επιπλέον μπορούμε να διακρίνουμε σημαντικές πληροφορίες από τα χωρικά μοτίβα ( Spatial Patterns ) των κιναισθητικών ρυθμικών διαμορφώσεων.

Εάν επικεντρωθούμε λοιπόν σε αυτούς τους δύο ρυθμούς, άλφα και βήτα, δηλαδή στο εύρος συχνοτήτων 8 έως 30 Hz, είναι πιθανό να παρατηρήσουμε πληροφορίες που σχετίζονται με την αρπαγή αντικειμένων. Σύμφωνα με παλαιότερες έρευνες, ο Βιωματικός Αποσυγχρονισμός συμβαίνει στο βρεγματικό λοβό του αντίθετου ημισφαιρίου κατά τη διάρκεια ενεργειών που αφορούν τη διαδικασία αρπαγής αντικειμένων. Στη συγκεκριμένη περιοχή του εγκεφάλου παίζει πολύ σημαντικό ρόλο και ο ρυθμός  $\mu$ , που εμφανίζεται στο εύρος συχνοτήτων 7.5 έως 12.5 Hz και συνδέεται με τις κινήσεις των άκρων αλλά και με τη φανταστική κίνηση [21] (Uchiyama, Takano, & Nakamura, 2017). Τέλος και ο βήτα ρυθμός έχει συνδεθεί με πολλά γνωστικά στοιχεία του έλεγχου της κίνησης [22] (Zaepffel, Trachel, Kilavik, & Brochier, 2013).



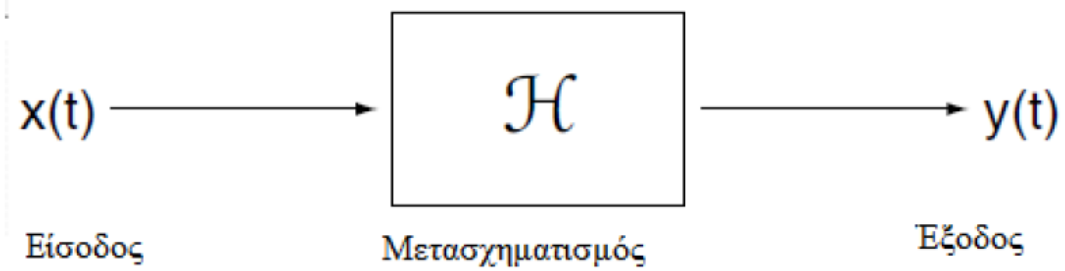
Σχήμα 2.1 : Αριστερά, οι υποδιαιρέσεις του ημισφαιρίου του εγκεφάλου σε λοβούς. Δεξιά, οι χρονοσειρές των βασικών εγκεφαλικών ρυθμών.

### 2.1.1 Ψηφιακό Φιλτράρισμα

Τα φίλτρα που χρησιμοποιούνται για την επιλογή μια συχνότητας ή περιοχής συχνοτήτων, όπως είναι συνηθισμένο στην επεξεργασία σήματος. Στη μεθοδολογία που θα χρησιμοποιηθεί στην παρούσα διπλωματική, χρειαζόμαστε ψηφιακό φιλτράρισμα για να απομονώσουμε τις περιοχές ενδιαφέροντος που είναι οι ρυθμοί άλφα και βήτα ( περιοχή συχνοτήτων 8 έως 30 Hz ).

Ένα φίλτρο στην ουσία είναι ένα σύστημα που μετασχηματίζει την είσοδό του σε έξοδο κάποιας άλλης μορφής. Εάν δεχθούμε μια είσοδο  $x(t)$  και μια έξοδο  $y(t)$  ως απεικονίσεις του σήματος για συνεχή χρόνο και  $x(n)$ ,  $y(n)$  για σύστημα διακριτού χρόνου, και ως  $H$  παρουσιάσουμε το σύστημα, τότε ισχύει :

$$y(t)=H[ x(t) ] \quad ( 2.1 )$$



Ο μετασχηματισμός  $H$  ονομάζεται συνάρτηση μεταφοράς του συστήματος.

Ένα σύστημα είναι γραμμικό όταν ισχύουν οι εξής ιδιότητες :

$$H[ \alpha x(t) ] = \alpha H[ x(t) ] \quad ( 2.2 )$$

$$H[ x_1(t) + x_2(t) ] = H[ x_1(t) ] + H[ x_2(t) ] \quad ( 2.3 )$$

Για συστήματα που είναι γραμμικά και χρονικά αμετάβλητα ισχύει ότι η καθυστέρηση ενός σήματος στην είσοδο κατά χρόνο  $t_0$  επιφέρει και καθυστέρηση στην έξοδο κατά τον ίδιο χρόνο :

$$H[ x(t-t_0) ] = y(t-t_0) \quad ( 2.4 )$$

Στο διακριτό σύστημα εφαρμόζεται σήμα μοναδιαίου δείγματος  $\delta(n)$  όπου :

$$\delta(n - n_0) = \begin{cases} 1, & n = n_0 \\ 0, & n \neq n_0 \end{cases} \quad ( 2.5 )$$

Θεωρούμε πως  $x(n) = \delta(n)$  και πως η έξοδος είναι ένα σήμα που απεικονίζεται ως  $h[n]$  και ισχύει :

$$h[ n ] = H[ \delta(n) ] \quad ( 2.6 )$$

Η συνάρτηση  $h[ n ]$  ονομάζεται κρουστική απόκριση και είναι η απόκριση του συστήματός μας όταν στην είσοδο εφαρμόσουμε συνάρτηση δέλτα. Εάν σε ένα σύστημα με κρουστική απόκριση  $h[ n ]$  εφαρμόσουμε ένα σήμα  $x[ n ]$  τότε η έξοδος  $y[ n ]$  υπολογίζεται από τη σχέση :

$$y[ n ] = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x[ i ] h[ n - i ] \quad ( 2.7 )$$



Η παραπάνω εξίσωση ονομάζεται συνέλιξη.

Ένα ψηφιακό φίλτρο χρησιμοποιεί επεξεργαστές για να εκτελέσει αριθμητικούς υπολογισμούς επάνω στο σήμα που έχει παραχθεί μέσω δειγματοληπτικών σημείων. Τα πλεονεκτήματα ενός ψηφιακού φίλτρου είναι ο προγραμματισμός τους, η εύκολη σχεδίαση και υλοποίησή τους σε ηλεκτρονικούς υπολογιστές, η ευστάθειά τους και ακόμη η μεγάλη ακρίβεια στις χαμηλές συχνότητες. Η τάξη ενός ψηφιακού φίλτρου είναι ο αριθμός των προηγούμενων εισόδων που χρησιμοποιούνται για να υπολογίσουν την τρέχουσα έξοδο.

Τα ψηφιακά φίλτρα κατηγοριοποιούνται σε δύο κατηγορίες συνήθως:

- Φίλτρα που έχουν πεπερασμένη κρουστική απόκριση και ονομάζονται FIR ( Finite Impulse Response ) και
- Φίλτρα που έχουν άπειρη κρουστική απόκριση και ονομάζονται IIR ( Infinite Impulse Response ).

Όσον αφορά τα φίλτρα FIR, η γενική εξίσωση διαφορών ( πράξη συνέλιξης ) είναι :

$$y[ n ] = \sum_{k=0}^M b_k x[ n - k ] \quad ( 2.8 )$$

Τα FIR φίλτρα είναι πάντα ευσταθή, όμως χρειάζεται μεγάλη τάξη M για την πλήρωση απαιτητικών χαρακτηριστικών, κάτι που είναι υπολογιστικά ασύμφορο για real-time εφαρμογές.

Τα φίλτρα IIR είναι αναδρομικά, δηλαδή χρησιμοποιούν και προηγούμενες τιμές της εξόδου :

$$\sum_{m=0}^P a_m y[ n - m ] = \sum_{k=0}^N b_k x[ n - k ] \quad ( 2.9 )$$

Τα IIR φίλτρα παρουσιάζουν αστάθειες, όμως καταφέρνουν τα ίδια χαρακτηριστικά με αυτά των FIR φίλτρων με πολύ μικρότερη τάξη P και N και προτιμώνται σε real-time εφαρμογές.

## 2.2 Common Spatial Patterns ( CSP )

Τα ανεπεξέργαστα ηλεκτροεγκεφαλικά σήματα έχουν χαμηλή χωρική ανάλυση καθώς μεγάλο ποσοστό συνεισφοράς σε κάθε ηλεκτρόδιο προέρχεται από επιπλέον πηγές, ακτίνας περίπου 3 cm γύρω από το ηλεκτρόδιο. Αυτό αποτελεί σημαντικό πρόβλημα αν το σήμα που μας ενδιαφέρει είναι ασθενές, όπως συμβαίνει στην περίπτωση των ρυθμών SMR, καθώς μειώνεται αισθητά ο λόγος σήματος – θορύβου. Ο θόρυβος προέρχεται κυρίως από δύο πηγές : δυναμικά που δεν προέρχονται από το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, όπως ηλεκτρομυογραφικά σήματα ( EMG ) αλλά και κινήσεις των ματιών και βλεφάρισμα. Αυτά τα δυναμικά ονομάζονται Artifacts και εμποδίζουν την παρατήρηση της πληροφορίας που επιθυμούμε. Η άλλη πηγή είναι ο ρυθμός άλφα που παρατηρείται στον οπτικό φλοιό [23] (Blankertz, Tomioka, Lemm, Kawanabe, & Muller, 2008).

Μέσω τεχνικών χωρικού φιλτραρίσματος μπορούμε να μειώσουμε τον θόρυβο αυτό και στη μεθοδολογία που θα ακολουθήσουμε θα χρησιμοποιήσουμε CSP φίλτρο. Το συγκεκριμένο φίλτρο με διάφορες παραλλαγές χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις αποκωδικοποίησης της φανταστικής κίνησης αλλά έχει χρησιμοποιηθεί και για την παρατήρηση Βιοματικού Αποσυγχρονισμού του ρυθμού  $\mu$  στην περιοχή του φλοιού που συνδέεται με την κίνηση [24] (McFarland, McCane, David, & Wolpaw, 1997).

Η ιδέα της μεθόδου CSP είναι η χρήση ενός γραμμικού μετασχηματισμού για να προβάλλουμε τα δεδομένα του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος πολλαπλών καναλιών σε ένα χωρικό υπόχωρο διαφορετικής διάστασης ( συνήθως μικρότερης ) μέσω μητρώου προβολής, του οποίου κάθε σειρά αποτελείται από βάρη για τα κανάλια μας. Ο μετασχηματισμός αυτός μεγιστοποιεί τη μεταβλητότητα σημάτων που αποτελούνται από δύο κλάσεις [25] (Wang, Gao, & Gao, 2005), [21].

Θεωρούμε ως  $X_R$  και  $X_G$  τα δύο μητρώα του σήματος στο στάδιο προεπεξεργασίας που αντιστοιχούν σε δύο καταστάσεις, όπου στην παρούσα διπλωματική θα είναι η κατάσταση χαλάρωσης ( Resting ) και η κατάσταση αρπαγής ( Grasping ). Οι διαστάσεις των μητρώων είναι  $N \times T$ , όπου  $N$  ο αριθμός των καναλιών και  $T$  ο αριθμός των δειγμάτων ανά

κανάλι. Η κανονικοποιημένη χωρική συνδιακύμανση του EEG μπορεί να παρασταθεί ως :

$$R_R = \frac{X_R X_R^T}{\text{trace}(X_R X_R^T)} \quad R_G = \frac{X_G X_G^T}{\text{trace}(X_G X_G^T)} \quad (2.10)$$

$X_T$  είναι ο ανάστροφος ενός πίνακα  $X$  και  $\text{trace}(A)$  υπολογίζει το άθροισμα των διαγώνιων στοιχείων ενός πίνακα  $A$ . Η σύνθετη χωρική συνδιακύμανση μπορεί να παραγοντοποιηθεί ως :

$$R = R_R + R_G = U_0 \Sigma U_0^T \quad (2.11)$$

όπου  $U_0$  είναι το μητρώο των ιδιοδιανυσμάτων και  $\Sigma$  είναι το διαγώνιο μητρώο των ιδιοτιμών. Το μητρώο whitening μετασχηματισμού

$$P = \Sigma^{-1/2} U_0^T \quad (2.12)$$

μετασχηματίζει τα μητρώα συνδιακύμανσης ως εξής :

$$S_R = P R_R P^T \quad S_G = P R_G P^T \quad (2.13)$$

$S_R$  και  $S_G$  μοιράζονται κοινά ιδιοδιανύσματα και το άθροισμα των αντίστοιχων ιδιοτιμών των δύο μητρώων είναι πάντοτε η μονάδα :

$$S_R = U \Sigma_R U^T, \quad S_G = U \Sigma_G U^T, \quad \Sigma_R + \Sigma_G = 1 \quad (2.14)$$

Τα ιδιοδιανύσματα με τις μεγαλύτερες ιδιοτιμές για το  $S_R$  έχουν τις μικρότερες ιδιοτιμές για το  $S_G$  και ισχύει και το αντίστροφο. Ο μετασχηματισμός αυτός είναι βέλτιστος για το διαχωρισμό της διακύμανσης σε δυο μητρώα σήματος. Ο πίνακας  $W$  ορίζεται ως :

$$W = U^T P \quad (2.15)$$

Με το μητρώο προβολής  $W$ , το αρχικό EEG σήμα μπορεί να μετασχηματιστεί σε συστατικά μέρη που δεν συσχετίζονται μεταξύ τους :

$$Z = WX \quad (2.15)$$

όπου  $X$  το αρχικό EEG σήμα.

## 2.3 Short-time μετασχηματισμός Fourier ( STFT )

Ο μετασχηματισμός Fourier χρησιμοποιείται για να περάσουμε από το πεδίο του χρόνου στο πεδίο των συχνοτήτων και συνεπώς στην ανάλυση σήματος είναι πολύ χρήσιμο εργαλείο καθώς μας δίνει πληροφορίες για τις κύριες συχνότητες που εμφανίζονται σε ένα σήμα. Το χρονικό σήμα ενός ανεπεξέργαστου EEG σήματος δε μας δείχνει αρχικά όλες τις πληροφορίες που επιθυμούμε και ειδικά αν θέλουμε να παρατηρήσουμε διάφορα χαρακτηριστικά μέσω των εγκεφαλικών ρυθμών που παρουσιάζουν μεγαλύτερο ενδιαφέρον ανάλογα με το πείραμα, τότε οδηγούμαστε στο φασματικό πεδίο για περαιτέρω συμπεράσματα.

Ο Short-time μετασχηματισμός Fourier, για συντομία STFT, παράγεται στην ουσία αν εφαρμόσουμε τον κλασικό μετασχηματισμό Fourier σε παράθυρα σταθερού μεγέθους, τα οποία ολισθαίνουν στο εισαγόμενο σήμα και μας δίνουν περισσότερη λεπτομέρεια. Όπως είναι γνωστό, ο αλγόριθμος του διακριτού μετασχηματισμού Fourier γράφεται ως εξής :

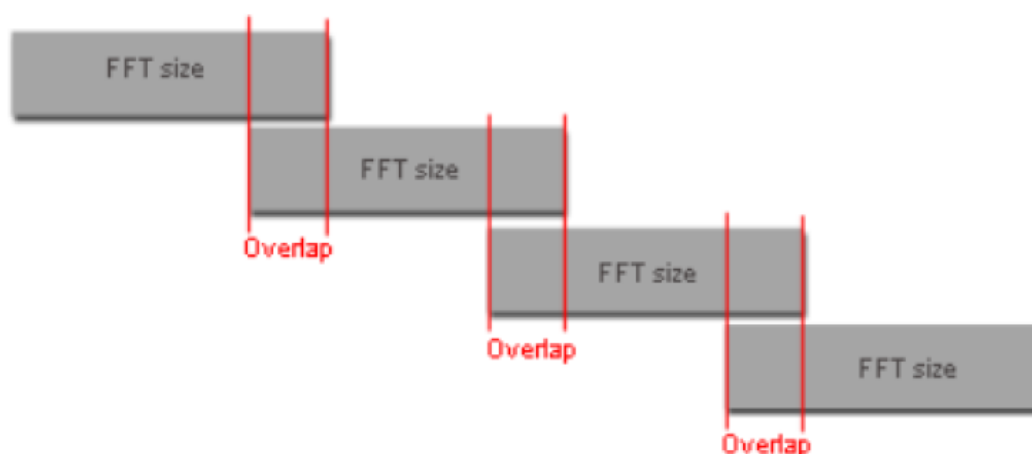
$$X[ n\Delta f ] = \sum_{k=0}^{N-1} x(k\Delta t) e^{-j2\pi kn/N} \quad (2.16)$$

Όπου  $N$  είναι ο συνολικός αριθμός των διακριτών σημείων του σήματος,  $k$ ,  $n$  οι μεταβλητές του διακριτού σημείου και  $\Delta t$ ,  $\Delta f$  υποδηλώνουν το μέγεθος του χρονικού σήματος και του σήματος στο πεδίο συχνοτήτων του διακριτού σήματος αντίστοιχα.  $x(k\Delta t)$  και  $X[ n\Delta f ]$  αντιστοιχούν στη διακριτή τιμή του σήματος στο  $k$ -οστό σημείο στο πεδίο του χρόνου και στο  $n$ -οστό σημείο στο πεδίο των συχνοτήτων [18].

Γυρνώντας πάλι πίσω στον STFT, το παράθυρο που έχουμε επιλέξει κινείται κατά ένα χρονικό σημείο κάθε φορά και με αυτόν τον τρόπο έχουμε επικαλυπτόμενα παράθυρα. Στα τοπικά περιοδικά σήματα, σε

αυτά δηλαδή που το σήμα που θέλουμε εμφανίζεται σε κομμάτια των δεδομένων μας, η ανίχνευση τέτοιων σημάτων είναι δύσκολο να γίνει με παραδοσιακές τεχνικές, όπως το διακριτό μετασχηματισμό Fourier, για αυτό και γίνεται χρήση του STFT [26] (Allen & Rabiner, 1977).

Ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier είναι στην ουσία μια παλινδρόμηση ελαχίστων τετραγώνων της εισόδου, σε  $N/2$  περιοδικές συναρτήσεις με διαφορετικές συχνότητες, όπου βρίσκουμε τους συντελεστές των πλατών και των φάσεων που θα έχουν ως αποτέλεσμα μια ιδανική προσαρμογή. Όταν το σήμα μας αποτελείται από πραγματικές τιμές τότε επικεντρωνόμαστε στο εύρος  $n=0, \dots, [N/2]$  γιατί το εύρος που αγνοούμε είναι στην ουσία το συζυγές του πρώτου μισού. Στη συνέχεια, ο STFT υπολογίζεται με την εφαρμογή του διακριτού μετασχηματισμού Fourier σε παράθυρα, το ένα μετά το άλλο, μέχρι να καλύψουμε τα  $N$  διακριτά σημεία του σήματος.



Σχήμα 2.2 : Με γκρίζο χρώμα βλέπουμε τα παράθυρα στα οποία εφαρμόζεται ο μετασχηματισμός και ως Overlap ορίζεται η επικάλυψη των παραθύρων.

Η πιο συνηθισμένη μαθηματική διατύπωση του STFT είναι η εξής :

$$X_m(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)w(n - mR)e^{-j\omega n} = DTFT_{\omega}(x * SHIFT_{mR}(w)) \quad (2.17)$$

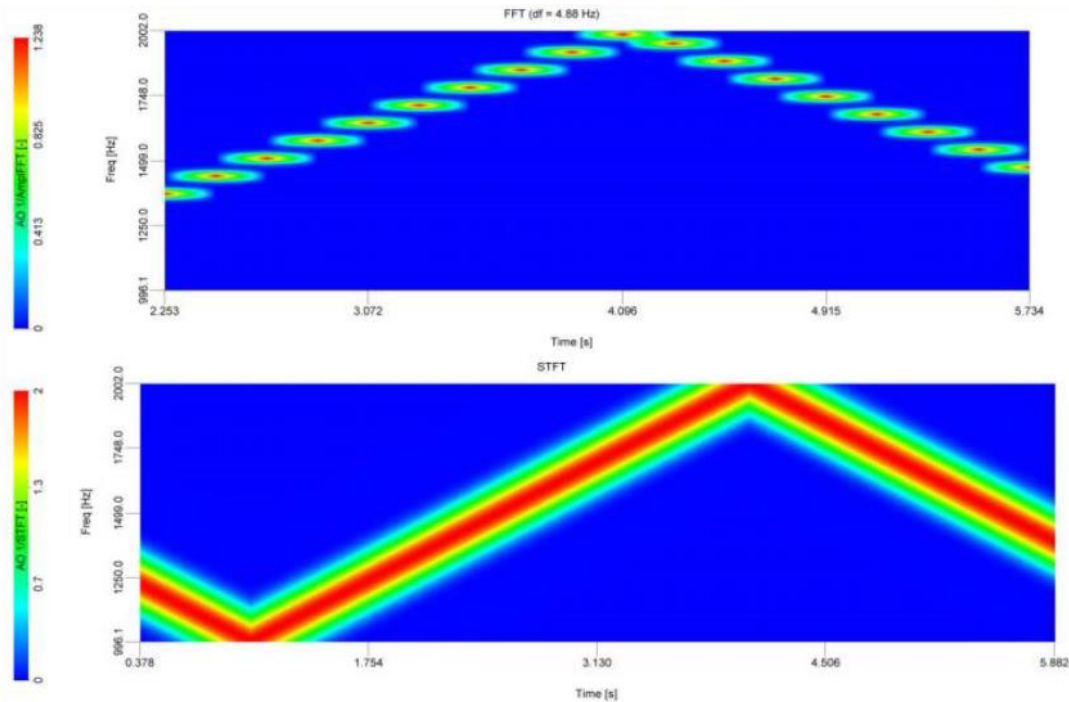
όπου  $x(n)$  είναι το σήμα εισόδου τη χρονική στιγμή  $n$ ,  $w(n)$  η συνάρτηση παραθύρου μήκους  $M$ ,  $X_m(\omega)$  ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier των παραθυροποιημένων δεδομένων στο κέντρο χρόνου  $mR$  και  $R$  το βήμα

που χρησιμοποιείται μεταξύ διαδοχικών διακριτών μετασχηματισμών ( DTFTs ).

Στην ανάλυση που θα γίνει στη συνέχεια, ο STFT θα υλοποιηθεί μέσω της συνάρτησης spectrogram της Matlab αφού επιλεγθεί κατάλληλο μήκος παραθύρου και βήμα. Ο STFT προτιμάται από τον κλασικό FFT γιατί προσφέρει πιο ομαλή παρουσίαση του φάσματος μέσω των κινουμένων παραθύρων, ανάλογα με το μέγεθος του παραθύρου που θα χρησιμοποιηθεί.

Τέλος, μετά τον STFT, μπορούμε να μελετήσουμε την ενέργεια του σήματος που διανέμεται με τη συχνότητα, κάτι που περιγράφεται μέσω της πυκνότητας ενέργειας φάσματος ( Energy Spectral Density ) ή μέσω της Power Spectral Density Analysis, όπου σε συνεχή σήματα κατά τη διάρκεια τους και όχι σε παλμούς, αντί για την ενέργεια χρησιμοποιούμε την ισχύ του σήματος που στην ουσία είναι η τετραγωνική τιμή του σήματος :

$$Total Power = \frac{1}{N^2} \sum_{n=0}^{N-1} |X[ n\Delta f ]|^2 \quad (2.18)$$



Σχήμα 2.3 : Σύγκριση μεταξύ FFT και STFT σε ένα συγκεκριμένο χρονικό σήμα περιοδικής μορφής. Τα γραφήματα μας δείχνουν την πυκνότητα της ισχύος του φάσματος ( PSD ) μέσω χρωματικής κλίμακας, όπου στον άξονα Y αναπαρίσταται η συχνότητα και στον άξονα X ο χρόνος. Βλέπουμε ότι ο STFT παράγει πιο ομαλό σήμα απ'ότι ο κλασικός FFT.

## 2.4 Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα

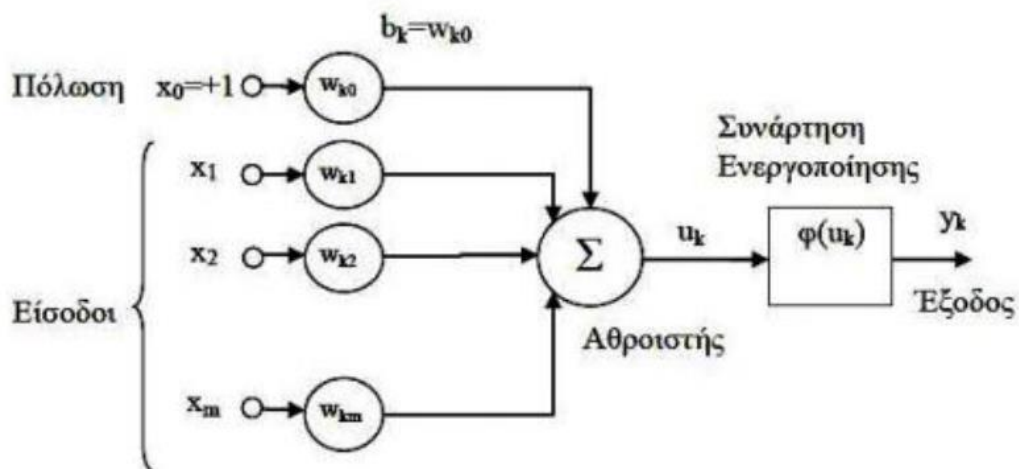
Τα Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα είναι απλοποιημένα μοντέλα του νευρικού συστήματος του ανθρώπου. Βασίζονται στις λειτουργίες των βιολογικών Νευρωνικών Δικτύων του ανθρώπινου οργανισμού και αποτελούνται από διασυνδεδεμένα υπολογιστικά στοιχεία, τα οποία δέχονται εισόδους, ανταποκρίνονται στα ερεθίσματα αυτών, και μαθαίνουν να προσαρμόζονται στο περιβάλλον που δημιουργείται.

Αντικατοπτρίζοντας τη λειτουργία του ανθρώπινου εγκεφάλου, τα Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα αποτελούνται από απλοποιημένα μοντέλα νευρώνων με ρυθμιζόμενες παραμέτρους. Πρόκειται για ένα σύστημα μάθησης-εκπαίδευσης, όπου με βάση τις εισόδους αποκτάται γνώση και



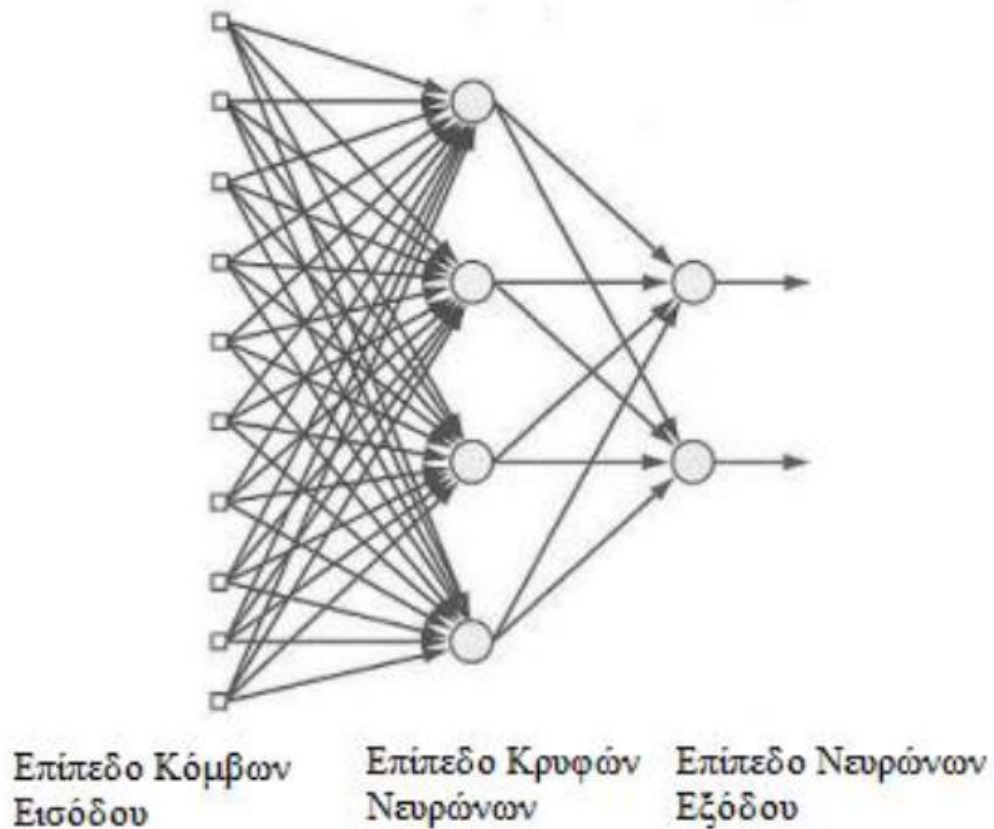
αποθηκεύεται στις δυνάμεις σύνδεσης των νευρώνων, οι οποίες είναι τα συναπτικά βάρη. Έτσι επιτυγχάνεται η ανάπτυξη κατάλληλων αλγόριθμων εκπαίδευσης και ανάκλησης της πληροφορίας έτσι ώστε να προσομοιάζονται ευθείς διαδικασίες. Αρχικά, θα πρέπει να οριστεί το κατάλληλο περιβάλλον εκπαίδευσης. Όπως προαναφέρθηκε, η θεμελιώδης μονάδα επεξεργασίας της πληροφορίας στα Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα είναι ο νευρώνας ( neuron ) ή αλλιώς κόμβος ( node ).

Στα παρακάτω σχήματα μπορούμε να δούμε το μοντέλο του τεχνητού νευρώνα και την αρχιτεκτονική του δικτύου :



Σχήμα 2.4 : Ο τεχνητός νευρώνας δέχεται εισόδους  $X_i$  , οι οποίες μεταβάλλονται από τιμές βάρους  $W_i$  . Στη συνέχεια ο αθροιστής προσθέτει τα νέα σήματα, παράγοντας την ποσότητα  $U_k$  που στη συνέχεια φιλτράρεται και διαμορφώνει την έξοδο  $Y$ . Επίσης περιλαμβάνεται και πόλωση που αυξάνει ή μειώνει τη δικτυακή διέγερση της συνάρτησης ενεργοποίησης.





Σχήμα 2.5 : Αρχιτεκτονική Νευρωνικού Δικτύου. Το σήμα ρέει από το επίπεδο εισόδου προς το επίπεδο εξόδου μέσω των κρυφών νευρώνων.

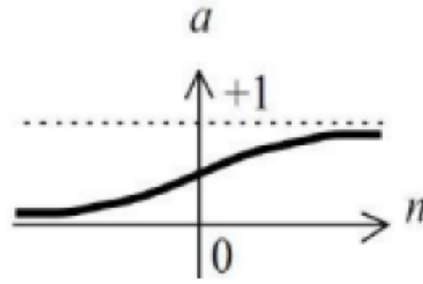
Οι μαθηματικές εξισώσεις που περιγράφουν το νευρώνα είναι οι εξής :

$$u_k = \sum_{j=0}^m w_{kj} x_j \quad ( 2.19 )$$

$$y(k) = \varphi(u_k) \quad ( 2.20 )$$

Η συνάρτηση ενεργοποίησης  $\varphi(u_k)$  είναι σιγμοειδής μορφής, που αποτελεί την πιο κοινή μορφή στην κατασκευή Νευρωνικών Δικτύων. Έχει δηλαδή την εξής μορφή :

$$a(n) = \frac{1}{1+e^{-bn}} \quad (2.21)$$



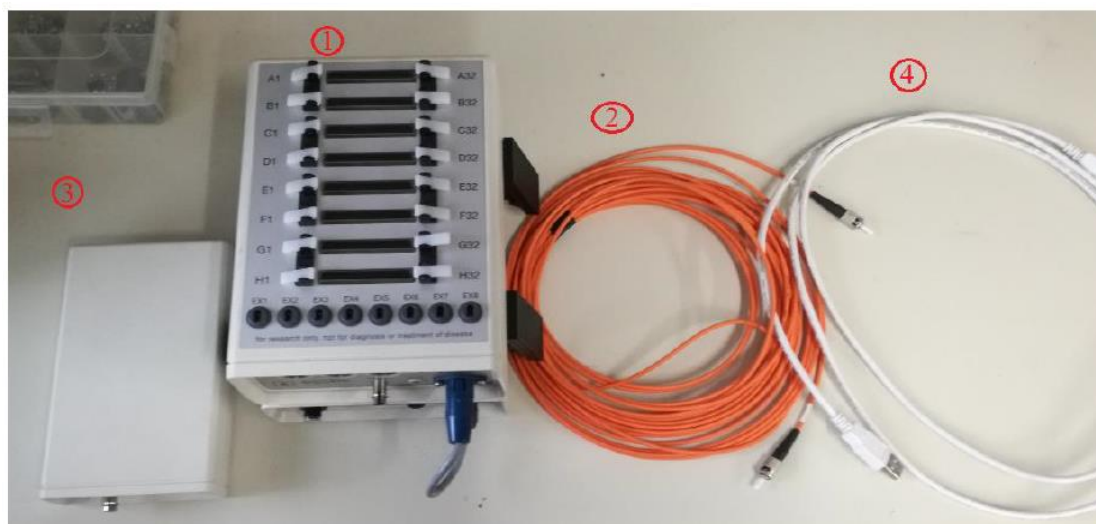
Οι βασικοί παράμετροι για το σχεδιασμό του δικτύου είναι ο αριθμός στρωμάτων του δικτύου καθώς και ο αριθμός των νευρώνων κάθε σταδίου. Με αυτόν το σχεδιασμό, μετά την επεξεργασία του EEG σήματος μας και την επιλογή των κατάλληλων χαρακτηριστικών, γίνεται εισαγωγή του νέου σήματος στο Νευρωνικό Δίκτυο όπου εκπαιδεύεται και βρίσκει τη σύνδεση μεταξύ πραγματικού πίνακα εξόδου και των επεξεργασμένων δεδομένων εισόδου [27] (Haykin, 1998).

## Κεφάλαιο 3

### Σχεδιασμός των πειραμάτων

#### 3.1 Εργαστηριακός εξοπλισμός

Μετά την εύρεση των μεθοδολογιών και τεχνικών που θα χρησιμοποιηθούν για την αποκωδικοποίηση των εγκεφαλικών σημάτων και την προσπάθεια εύρεσης της επιθυμητής πληροφορίας σχετικά με την αρπαγή αντικειμένων, ξεκίνησε ο σχεδιασμός των πειραμάτων στο εργαστηριακό περιβάλλον. Οι μετρήσεις των EEG έγιναν με το σύστημα Biosemi Active Two, που έχει σχεδιασθεί για την καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων και συγκεκριμένα ηλεκτροεγκεφαλογραφικών σημάτων στην παρούσα διπλωματική.



Σχήμα 3.1 : Σύστημα καταγραφής εγκεφαλικών σημάτων Biosemi Active Two. 1) Ενισχυτής και μετατροπέας AD ( Analog to Digital ), μαζί με τη μπαταρία από κάτω του. 2) Οπτικές ίνες. 3) Receiver. 4) Καλώδιο USB



Σχήμα 3.2 : Πρόοψη του μετατροπέα Biosemi και της μπαταρίας από κάτω του. Στα αριστερά ο Receiver.

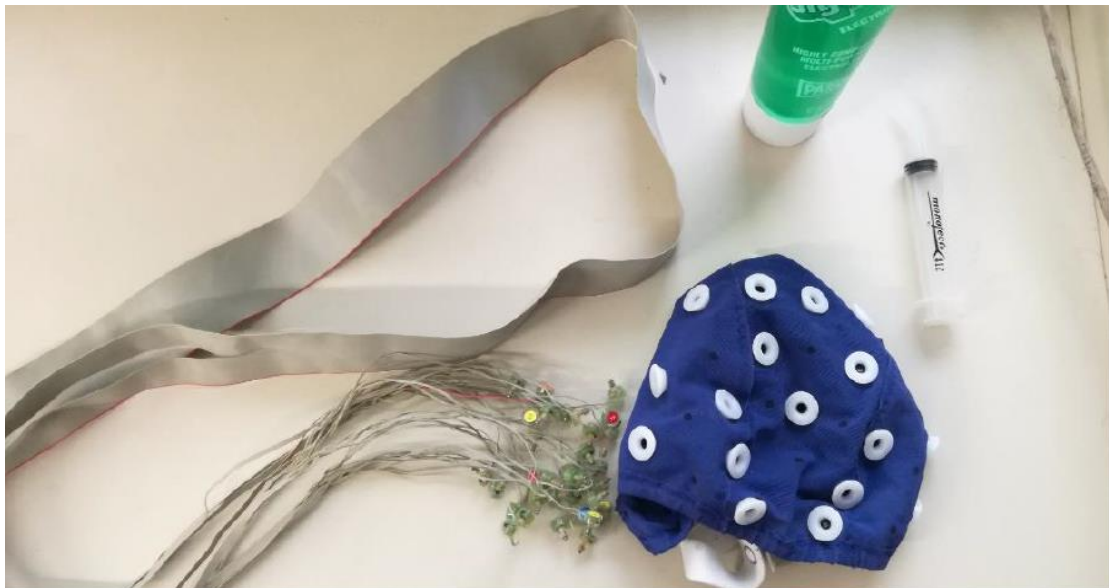
Όπως βλέπουμε στα παραπάνω σχήματα, τα μέρη του συστήματος Biosemi είναι τα εξής :

- Ενισχυτής και μετατροπέας AD και μπαταρία. Στο πρώτο σχήμα βλέπουμε στο πάνω μέρος του θύρες για την είσοδο των ηλεκτροδίων. Τα σήματα των ηλεκτροδίων ενισχύονται και μετατρέπονται από αναλογικά σε ψηφιακά.
- Οπτικές ίνες που επιτρέπουν τη μεταφορά των ψηφιακών μας δεδομένων.
- Receiver. Μετατρέπει τα οπτικά δεδομένα από τον AD σε USB συμβατό σήμα.
- Καλώδιο USB που συνδέει τον Receiver με τον υπολογιστή.



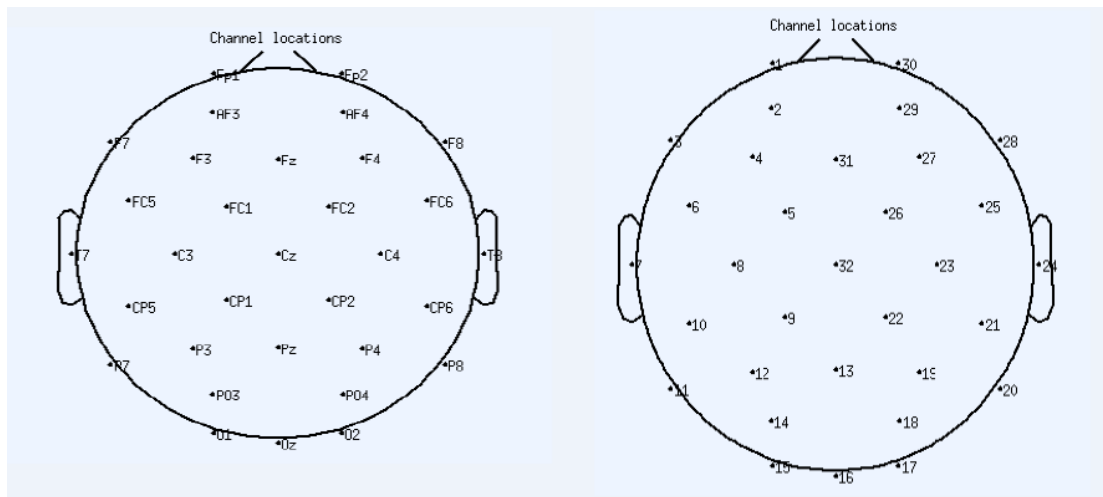
Σχήμα 3.3 : Βλέπουμε τη σύνδεση των μερών του συστήματος μεταξύ τους. Το λευκό USB καλώδιο στα αριστερά συνδέει τον Receiver με τον υπολογιστή.

Το βασικό βέβαια κομμάτι του ενισχυτή Biosemi είναι τα ηλεκτρόδια που θα χρησιμοποιηθούν. Στην περίπτωσή μας, χρησιμοποιήθηκαν 32 ηλεκτρόδια, που συνδέθηκαν με τη θύρα A1-A32 που βρίσκεται στο πάνω μέρος του AD μετατροπέα. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο σκουφάκι στις διάφορες περιοχές του σύμφωνα με το όνομα κάθε ηλεκτροδίου που αντιστοιχεί σε συγκεκριμένη περιοχή του εγκεφάλου.



Σχήμα 3.4 : Τα 32 ηλεκτρόδια και το head cap στο οποίο τοποθετούνται, στις λευκές πλαστικές οπές. Στα δεξιά βλέπουμε την ηλεκτρολυτική γέλη που χρησιμοποιήθηκε στις οπές για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων μέσω έγχυσης της με σύριγγα.





Σχήμα 3.5 : Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο σκουφάκι ανάλογα με το όνομά τους π.χ F3, που αντιστοιχεί στο συγκεκριμένο αριθμό 4.

Τέλος, όλα τα κομμάτια συνδέονται μεταξύ τους. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται καταλλήλως στο σκουφάκι και στη συνέχεια συνδέονται με το μετατροπέα. Το σήμα φτάνει στον υπολογιστή όπου καταγράφεται το EEG σήμα, που αποτελείται από 32 κανάλια, όσα δηλαδή και τα ηλεκτρόδια μας. Όταν όλα συνδεθούν σωστά και γίνει έλεγχος σωστής επαφής των ηλεκτροφίων τότε μπορεί να ξεκινήσει το πείραμα, ανάλογα με τη μεθοδολογία που θέλουμε να ακολουθήσουμε. Τα σήματα αποθηκεύονται στον υπολογιστή και είναι έτοιμα για επεξεργασία.



Σχήμα 3.6 : Το σύστημα είναι έτοιμο για την καταγραφή των σημάτων. Ο χρήστης έχει τοποθετήσει το σκουφάκι με τα ηλεκτρόδια που συνδέεται στις θύρες του μετατροπέα AD και στη συνέχεια με τον υπολογιστή.

## 3.2 Βασική ιδέα του πειράματος

Η πρωταρχική ιδέα του σχεδιασμού των πειραμάτων καθώς και ο κύριος σκοπός της διπλωματικής είναι η μελέτη των EEG σημάτων κατά τη διάρκεια χειρονομίας αρπαγής αντικειμένων. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, έχουν γίνει προσπάθειες αποκωδικοποίησης της κίνησης κατά τη διάρκεια αρπαγής αντικειμένων είτε αυτό αφορά μόνο τις διάφορες χειρονομίες που χρησιμοποιούνται όταν αρπάζουμε αντικείμενα είτε αφορά την περιγραφή όλης της κίνησης, δηλαδή την εκκίνηση του χρήστη να φτάσει ένα αντικείμενο και στη συνέχεια να το αρπάξει με κατάλληλο τρόπο. Συγκεκριμένα οι έρευνες που μελετήθηκαν βιβλιογραφικά είναι η αρπαγή στυλό [16], αρπαγή διαφόρων καθημερινών αντικειμένων [28] (Agashe & Contreras-Vidal, 2013), χειρονομίες αρπαγής αντικειμένων χωρίς την ύπαρξη αντικειμένων και ταξινόμησή τους ενάντια σε κατάσταση χαλάρωσης [18], εκκίνηση κίνησης αρπαγής και στη συνέχεια αρπαγή και μετακίνηση του αντικειμένου [29] (Iturrate, Leeb, Chavarriaga, & Millan, 2016), [22] και τέλος αρπαγή αντικειμένων με διαφορετικά είδη χειρονομιών [21]. Σημαντικοί παράμετροι και διλήμματα για το σχεδιασμό του πειράματος μας σύμφωνα με τα παραπάνω αποτέλεσαν :

1. Ταξινόμηση μεταξύ δύο καταστάσεων χαλάρωσης και αρπαγής ( Binary Classification ) ή ταξινόμηση μεταξύ διαφόρων ειδών αρπαγής ( Multi-class classification ).
2. Ερέθισμα του χρήστη για να εκκινήσει τη χειρονομία αρπαγής είτε οπτικά, είτε ακουστικά είτε τελείως αυθαίρετα.
3. Μελέτη της χειρονομίας αρπαγής αυτής καθαυτής χωρίς ύπαρξη στόχου ή μελέτη κατά τη διάρκεια αρπαγής στόχων, δηλαδή διαφόρων αντικειμένων.
4. Το περιβάλλον του πειράματος θα πρέπει να είναι αρκετά κοντά στο περιβάλλον που θα χρησιμοποιηθεί μελλοντικά η παρούσα έρευνα. Τα EEG σήματα δεν είναι πλήρως εξερευνημένος τομέας και υπάρχουν διακυμάνσεις των αποτελεσμάτων ανάλογα με το χρήστη, τον τρόπο που διεξάγεται το πείραμα αλλά και το περιβάλλον.

Από την παραπάνω μελέτη, τέθηκαν οι περιορισμοί και τα βασικά στοιχεία του πειράματος :

- Στο πείραμα θα μελετηθούν δύο καταστάσεις : χαλάρωση ( Resting ) και χειρονομία αρπαγής ( Grasping ) με σκοπό τη δυαδική ταξινόμηση. Αυτό επιλέχθηκε διότι σύμφωνα με τη βιβλιογραφία δεν έχουν επιτευχθεί ακόμη ικανοποιητικά ποσοστά ταξινόμησης μεταξύ διαφόρων χειρονομιών αρπαγής, οπότε αποφασίστηκε η μελέτη να γίνει για αποκωδικοποίηση αυτών των δυο καταστάσεων μεταξύ τους [21]. Οι κινήσεις που πραγματοποιούνται στο ίδιο άκρο του σώματος , όπως είναι οι διάφορες χειρονομίες αρπαγής ( Grasping Synergies or Gestures ) με το ίδιο χέρι, κρύβουν την πληροφορία τους σε πολύ κοντινές περιοχές του κινητικού φλοιού για αυτό και είναι δύσκολο να ταξινομηθούν μεταξύ τους. Επίσης στην περίπτωση μας θα γίνει χρήση μόνο EEG σημάτων και όχι γαντιών που θα βοηθούσαν στην αποκωδικοποίηση της κινηματικής ή EMG.
- Τα αποτελέσματα της μελέτης μας έχουν σκοπό τον τηλεχειρισμό ρομπότ για αρπαγή αντικειμένων σε απομακρυσμένο περιβάλλον μέσω εικονικής πραγματικότητας. Αυτό σημαίνει ότι το πείραμά μας θα πρέπει να προσομοιάζει ένα αντίστοιχο περιβάλλον, όπου ο χρήστης θα βλέπει σε εικονική πραγματικότητα ότι βλέπει το ρομπότ και αποφασίζει πότε θα γίνει η αρπαγή ανάλογα με το αν το ρομπότ έχει φθάσει μπροστά στο στόχο ή όχι. Έτσι οδηγηθήκαμε στο ότι το ερέθισμα του χρήστη πρέπει να είναι οπτικό, δηλαδή όταν το χέρι ή αρπάγη βρίσκεται μπροστά στο αντικείμενο που επιθυμούμε να αρπάξουμε. Επίσης ο χρήστης δε θα αρπάζει αντικείμενα όταν δέχεται το ερέθισμα, αλλά θα εκτελεί τη χειρονομία αρπαγής όπως θα έκανε εάν ήταν συνδεδεμένος με ένα σύστημα εικονικής πραγματικότητας.



Συνεπώς οδηγηθήκαμε στον τελικό σχεδιασμό του πειράματος :

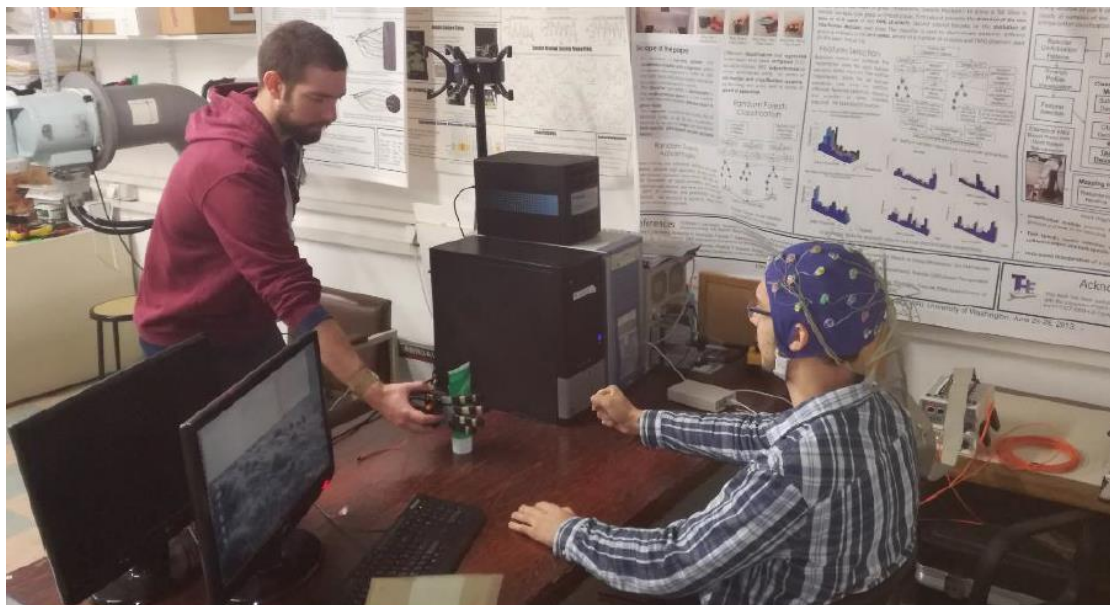
1. Ο χρήστης βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας κατά την εκκίνηση του πειράματος, καθιστός με τα χέρια του ακίνητα.
2. Παρατηρεί ένα χέρι ή αρπάγη να κινείται σε ένα χώρο μπροστά του, όπως θα γινόταν εάν ήταν συνδεδεμένος σε σύστημα εικονικής πραγματικότητας. Δεν επιχειρεί την ίδια κίνηση με αυτό που παρατηρεί γιατί η μελέτη μας αφορά τη χειρονομία αρπαγής και όχι την κίνηση του χεριού όπως έχει ερευνηθεί σε προηγούμενη έρευνα του εργαστηρίου Νευρορομποτικής [30] (Μαυρίδης, 2017).
3. Όταν το χέρι ή αρπάγη φτάσει μπροστά στο στόχο που θέλουμε να αρπάξουμε μέσω τηλεχειρισμού, ο χρήστης επιχειρή φυσική χειρονομία αρπαγής.
4. Το χέρι ή αρπάγη απομακρύνεται από τον στόχο, ο χρήστης επανέρχεται σε κατάσταση χαλάρωσης και η διαδικασία επαναλαμβάνεται έτσι ώστε το δείγμα μας να είναι ικανοποιητικό.

### 3.2.1 Διεξαγωγή του πειράματος

Για την υλοποίηση του πειράματος χρησιμοποιήθηκε ο χώρος του εργαστηρίου Νευρορομποτικής, ο εξοπλισμός που αναφέρθηκε παραπάνω, ένας χρήστης 23 χρονών σε φυσιολογική κατάσταση και ένας βοηθός που αναπαρήγαγε αυτό που θα έβλεπε ο χρήστης συνδεδεμένος στο εικονικό περιβάλλον : κίνηση χεριού ή αρπαγής του ρομπότ μέχρι να φτάσει μπροστά από τον επιθυμητό στόχο. Επίσης χρησιμοποιήθηκε ένα προσθετικό ανθρωπομορφικό χέρι που κατασκευάστηκε σύμφωνα με τα σχέδια και τη διπλωματική συνάδελφου μηχανολόγου του εργαστηρίου που θα σχολιασθεί παρακάτω. Ο βοηθός ήταν συνδεδεμένος και με αισθητήρα κίνησης έτσι ώστε να καταγραφούν οι χρονικές στιγμές που το χέρι βρισκόταν σε κίνηση και όταν έφτανε μπροστά από το στόχο και παρέμενε ακίνητο για να επιχειρήσει την αρπαγή.

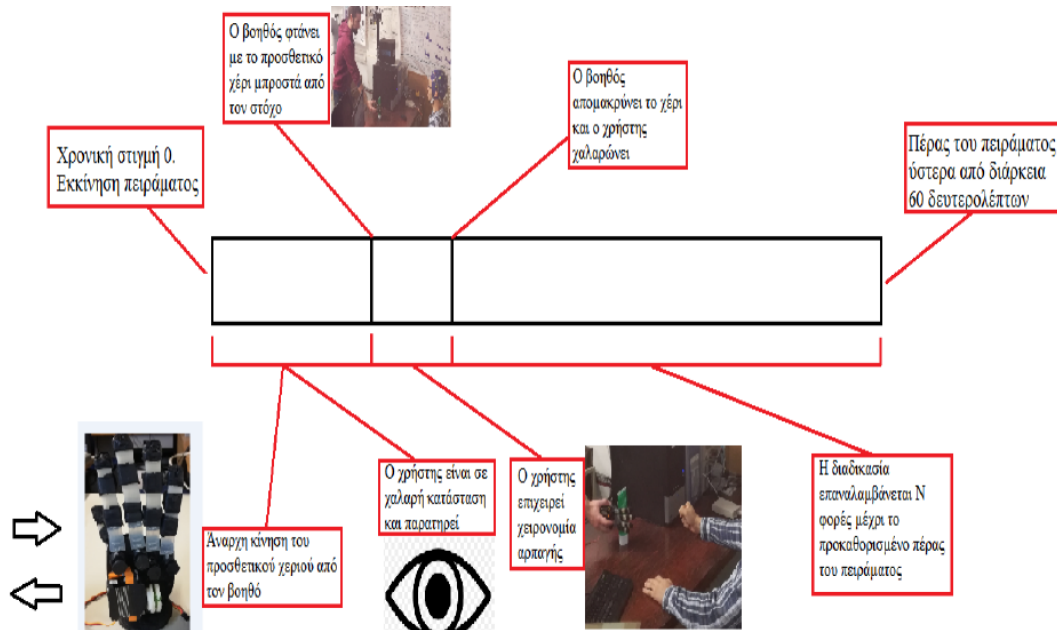


Σχήμα 3.7 : Εκκίνηση του πειράματος. Ο χρήστης (1) έχει φορέσει το σκουφάκι που είναι τοποθετημένα τα ηλεκτρόδια, συνδεδεμένα με τον εξοπλισμό (2) και βρίσκεται σε κατάσταση χαλάρωσης. Ο βοηθός (3) βρίσκεται σε αρχική θέση και ξεκινά να μετακινεί το προσθετικό χέρι (4) έτσι ώστε να φτάσει μπροστά στο αντικείμενο που θέλουμε να αρπάξουμε (5). Ο χρήστης παρατηρεί την κίνηση του χεριού όπως θα έκανε αν το έβλεπε σε περιβάλλον εικονικής πραγματικότητας.



Σχήμα 3.8 : Ο βοηθός ύστερα από κινήσει του προσθετικού χεριού στο χώρο μπροστά από το χρήστη, φτάνει μπροστά από το αντικείμενο. Ο χρήστης επιχειρεί χειρονομία αρπαγής. Ύστερα από περίπου 5 δευτερόλεπτα που θα κρατήσει η αρπαγή, ο βοηθός απομακρύνεται με το προσθετικό χέρι, ο χρήστης επανέρχεται σε κατάσταση χαλάρωσης και η διαδικασία επαναλαμβάνεται για 60 δευτερόλεπτα.

Το πείραμα έγινε συνολικά 6 φορές, όπου τα trials 1,2,3,5 είχαν διάρκεια 60 δευτερολέπτων, το 4<sup>ο</sup> trial διήρκησε 80 δευτερόλεπτα και το 6<sup>ο</sup> trial 120 δευτερόλεπτα. Η λογική ήταν τα 5 πρώτα να χρησιμοποιηθούν για την μάθηση ( training ) του νευρωνικού δικτύου που θα χρησιμοποιηθεί στην επεξεργασία και το τελευταίο όντας μεγαλύτερης διάρκειας και πληροφορίας να χρησιμοποιηθεί στο testing. Χρονικά το πείραμα περιγράφεται ως εξής :



Σχήμα 3.9 : Η περιγραφή του πειράματος όπως διαδραματίστηκε χρονικά. Η αναπαράσταση αφορά το 1<sup>ο</sup> trial με διάρκεια 60 δευτερολέπτων. Η μόνη διαφορά των επόμενων trials είναι μόνο στη διάρκεια.

### 3.3 Προσθετικό ανθρωπομορφικό χέρι

Στα πειράματα που διεξήχθησαν χρησιμοποιήθηκε το προσθετικό, ανθρωπομορφικό χέρι που αναφέρθηκε παραπάνω. Το χέρι αυτό είναι μοντελοποίηση του δεξιού χεριού ενός ανθρώπου με βάση το σχεδιασμό συνάδελφου μηχανολόγου στα πλαίσια της διπλωματικής του εργασίας [31] (Kontoudis, 2016). Στο εργαστήριο προυπήρχε το αντίστοιχο αριστερό όπου τα σχέδια του, με μικρές τροποποιήσεις οδήγησαν στην κατασκευή του δεξιού που χρησιμοποιήθηκε στα πειράματά μας.

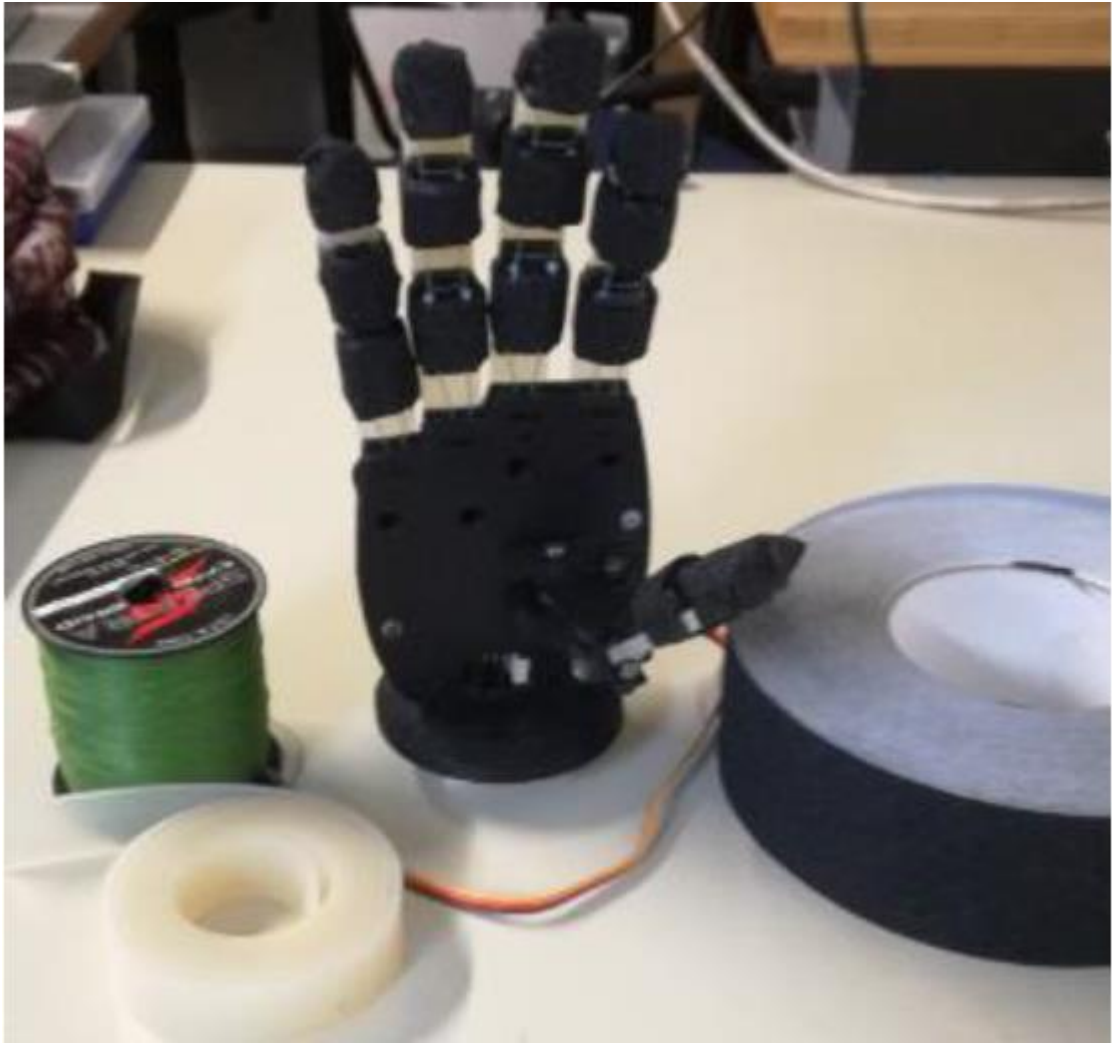
Το προσθετικό αυτό χέρι είναι υποεπενεργούμενο και τα δάχτυλά του μαζί με τον αντίχειρα κινούνται μέσω νήματος τροχαλίας που συνδέεται με ένα σερβοκινητήρα, στερεομένο σε βάση. Υπάρχει ένας βαθμός ελευθερίας, δηλαδή η στροφική κίνηση του κινητήρα, και ένας επιλεκτικός μηχανισμός που μας επιτρέπει να διαλέξουμε τα δάχτυλα που θα συμμετάσχουν στην αρπαγή αντικειμένων. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω διαφορετικού μηχανισμού τύπου Whiffletree. Τα κύρια χαρακτηριστικά του χεριού είναι το χαμηλό του κόστος καθώς και βάρος, και κατασκευάστηκε με φθηνά μέσα εργαστηρίου και εκτύπωση σε 3d Printer.



Σχήμα 3.10 : Στην αριστερή εικόνα βλέπουμε την εσωτερική παλάμη του δεξιού προσθετικού χεριού. Στη δεξιά εικόνα είναι το εξωτερικό μέρος, μαζί με τα στρογγυλά κουμπιά του επιλεκτικού μηχανισμού και τον κινητήρα με την τροχαλία.

Το προσθετικό χέρι συνδυάστηκε στα πειράματα της παρούσας διπλωματικής με σκοπό σε μελλοντικά πειράματα να κινείται μέσω εικονικής πραγματικότητας και χρήσης EEG σημάτων. Η χρήση του στο σχεδιασμό των παραπάνω πειραμάτων προσομοιάζει τις συνθήκες που θα γινόταν ο συνδυασμός εικονικής πραγματικότητας και διεπαφής εγκεφάλου-υπολογιστή, βασικό κριτήριο στην επιλογή των σημαντικών παραμέτρων μας. Επιπλέον εφαρμογές της ανάλυσης των EEG μαζί με το προσθετικό χέρι θα περιείχαν και τα δύο προσθετικά χέρια του εργαστηρίου, να συνεργάζονται μαζί για αρπαγή αντικειμένων και χειρισμό τους στο χώρο, όπως αναφέρθηκε στο Κεφάλαιο 1 σχετικά με τον επιδέξιο χειρισμό με δυο χέρια.





Σχήμα 3.11 : Το δεξί προσθετικό χέρι μαζί με κάποια από τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν όπως : νήμα πετονιάς, φύλλα σιλικόνης και αντιολισθητική ταινία στα δάχτυλα.



Σχήμα 3.12 : Το προσθετικό χέρι κατά τη διάρκεια των πειραμάτων, στη φάση αρπαγής μπροστά από τον επιθυμητό στόχο. Μελλοντικά το χέρι αυτό τοποθετημένο σε ρομπότ, θα υφίσταται τηλεχειρισμό από το χρήστη μέσω EEG σημάτων και της ανάλυσής τους κατά τη χειρονομία αρπαγής που πραγματεύεται η παρούσα μελέτη.





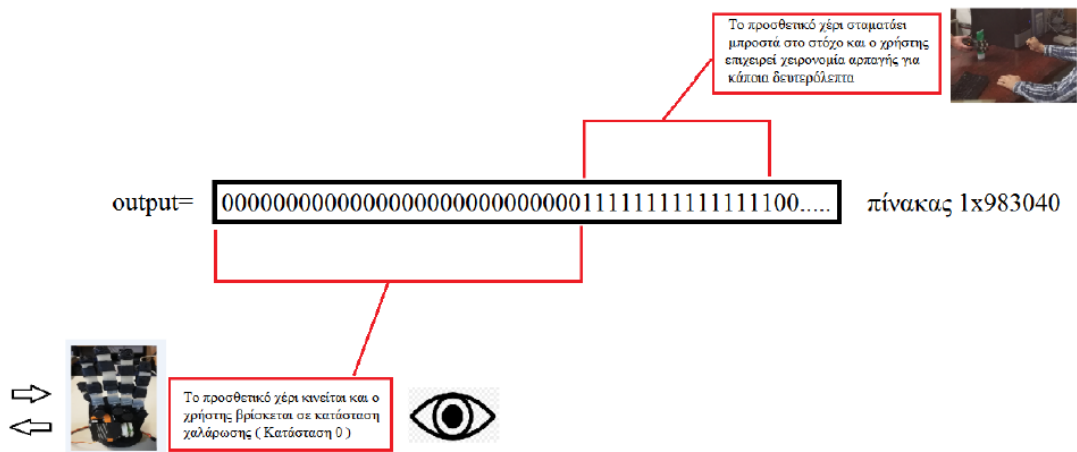
## Κεφάλαιο 4

### Επεξεργασία και ανάλυση

#### 4.1 Επεξεργασία των ηλεκτροεγκεφαλικών σημάτων





Μετά την καταγραφή των σημάτων από τα 32 ηλεκτρόδια ( άρα 32 κανάλια ) ακολούθησε η επεξεργασία των σημάτων από τα 6 trials σε περιβάλλον Matlab. Σε αρχικό στάδιο δημιουργήθηκε ο πίνακας εξόδου `output`, ο οποίος μας δείχνει σε ποιες στιγμές το χέρι που παρατηρούσε ο χρήστης κινούταν, άρα ο χρήστης βρισκόταν σε κατάσταση χαλάρωσης και παρατήρησης ( Κατάσταση 0 ), και σε ποιες στιγμές το χέρι έφτανε μπροστά στο στόχο και ο χρήστης επιχειρούσε χειρονομία αρπαγής ( Κατάσταση 1 ). Αυτό επιτεύχθηκε με τη χρήση του αισθητήρα κίνησης, που τοποθετήθηκε στο χέρι του βοηθού και κατέγραφε τις 2 αυτές καταστάσεις. Μετά την επεξεργασία των EEG σημάτων, την επιλογή χαρακτηριστικών και την εκπαίδευση σε νευρωνικό δίκτυο, θα δημιουργηθεί πίνακας προβλεπόμενης εξόδου `output_new`, και θα συγκριθεί με τον πραγματικό.

Από τα 6 trials, τα 5 πρώτα ενοποιήθηκαν και χρησιμοποιήθηκαν για το training του νευρωνικού δικτύου, ενώ το 6<sup>ο</sup> και τελευταίο για το testing. Η συχνότητα δειγματοληψίας των EEG είναι `eegFreq=16384` ( πίνακες διάστασης  $16384 \cdot \text{sec} \times 32$  κανάλια ) δείγματα/δευτερόλεπτο και η αντίστοιχη των αισθητήρων για την κατασκευή του πίνακα εξόδου `motionFreq=240` δείγματα/δευτερόλεπτο. Αντίστοιχα δημιουργήθηκαν και οι πίνακες εξόδου δυαδικής κατάστασης για κάθε trial, και έγινε resampling στα 500 Hz για πιο γρήγορους υπολογισμούς, ενώ κόπηκαν κάποια δευτερόλεπτα από το 4<sup>ο</sup> trial λόγω λάθους μέτρησης του αισθητήρα.



Σχήμα 4.1 : Κατασκευή του πίνακα εξόδου output από τους αισθητήρες στο χέρι του βοηθού. Ο πίνακας παίρνει την τιμή 0 όταν το προσθετικό χέρι κινείται και την τιμή 1 όταν φτάνει μπροστά από το στόχο και ο χρήστης επιχειρεί Grasping. Στο 1<sup>ο</sup> trial διάρκειας 60 δευτερολέπτων παίρνουμε τον πίνακα διάστασης 1x983040, πριν το resampling.

Μετά το αρχικό resampling, μπορούμε να ξεκινήσουμε την επεξεργασία με τους πίνακες raw\_train, output\_train για τα trials που θα χρησιμοποιηθούν στο training του νευρωνικού δικτύου και raw\_test, output\_test για το trial που θα χρησιμοποιηθεί στο testing. Τα 32 κανάλια που έχουμε αντιστοιχούν στα 32 ηλεκτρόδια, και χωρίζονται σε διάφορες περιοχές, με αριθμούς και ειδικές ονομασίες ανάλογα με την περιοχή.

 output_test	60000x1 double
 output_train	158000x1 double
 raw_test	60000x32 double
 raw_train	158000x32 double

Σχήμα 4.2 : Οι πίνακες με τα ανεπεξέργαστα EEG σήματα σε 32 κανάλια και των επιθυμητών εξόδων μετά το resampling στα 500 Hz.

```

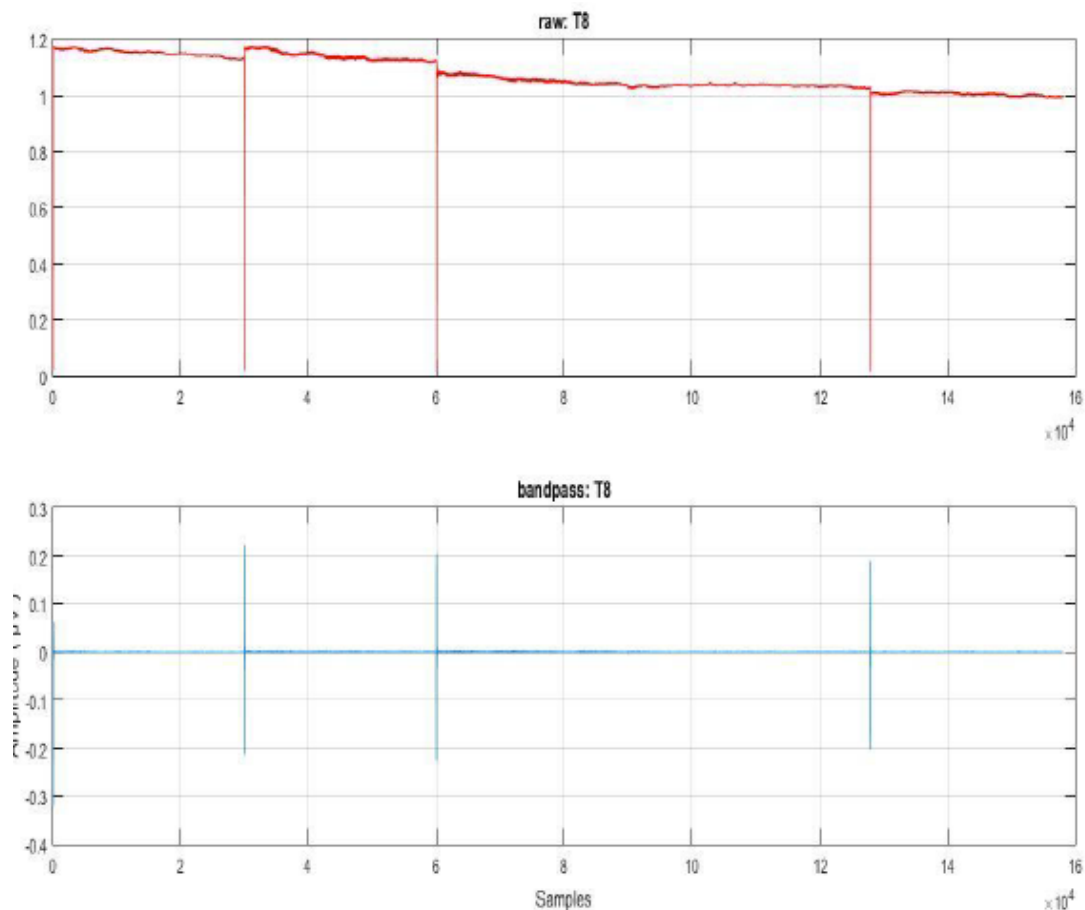
% regions of the brain
frontal = [1 30 2 29 3 4 31 27 28];
cerebral = [6 5 26 25 8 32 23];
parietal = [10 9 22 21 11 12 13 19 20];
occipital = [14 18 15 16 17];
temporal = [7 24];

SensorNames = {'Fp1','AF3','F7','F3','FC1','FC5','T7','C3','CP1','CP5',...
               'P7','P3','Pz','PO3','O1','Oz','O2','PO4','P4','P8','CP6','CP2','C4',...
               'T8','FC6','FC2','F4','F8','AF4','Fp2','Fz','Cz'};

```

Σχήμα 4.3 : Οι περιοχές των ηλεκτροδίων σύμφωνα με τον ανθρώπινο εγκέφαλο. Κάθε Sensor Name αντιστοιχεί σε έναν αριθμό, άρα και σε 1 στήλα από τις 32 του ανεπεξέργαστου σήματος 158000x32.

Μετά τη μελέτη της βιβλιογραφίας σχετικά με την αποκωδικοποίηση χειρονομιών αρπαγής, καταλήξαμε στη μεθοδολογία που αναφέρθηκε στο 2<sup>ο</sup> Κεφάλαιο. Γίνεται φιλτράρισμα του ανεπεξέργαστου EEG σήματος μέσω bandpass φίλτρου στις συχνότητες 8 έως 30 Hz, δηλαδή στο εύρος συχνοτήτων των ρυθμών άλφα και βήτα, για να ψάξουμε τις επιθυμητές πληροφορίες του σήματος. Χρησιμοποιήθηκαν οι εντολές butter και filter της Matlab, με χρήση ψηφιακού φίλτρου IIR 2<sup>ου</sup> βαθμού.

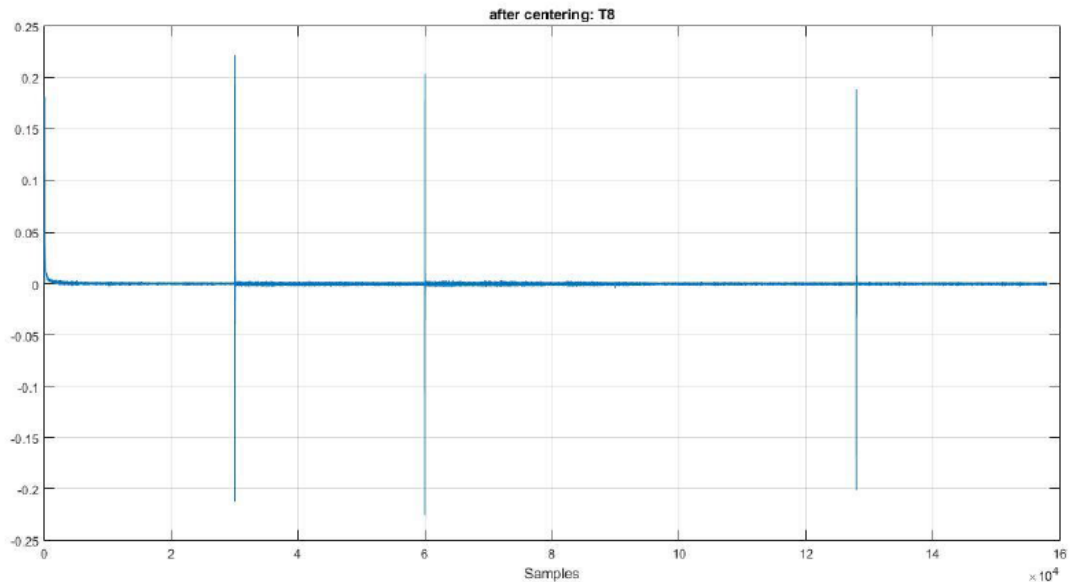


Σχήμα 4.4 : Βλέπουμε το χρονικό σήμα ανεπεξέργαστο ( πάνω ) και μετά το bandpass φίλτρο ( κάτω ) για το ηλεκτρόδιο T8, άρα το κανάλι 24.

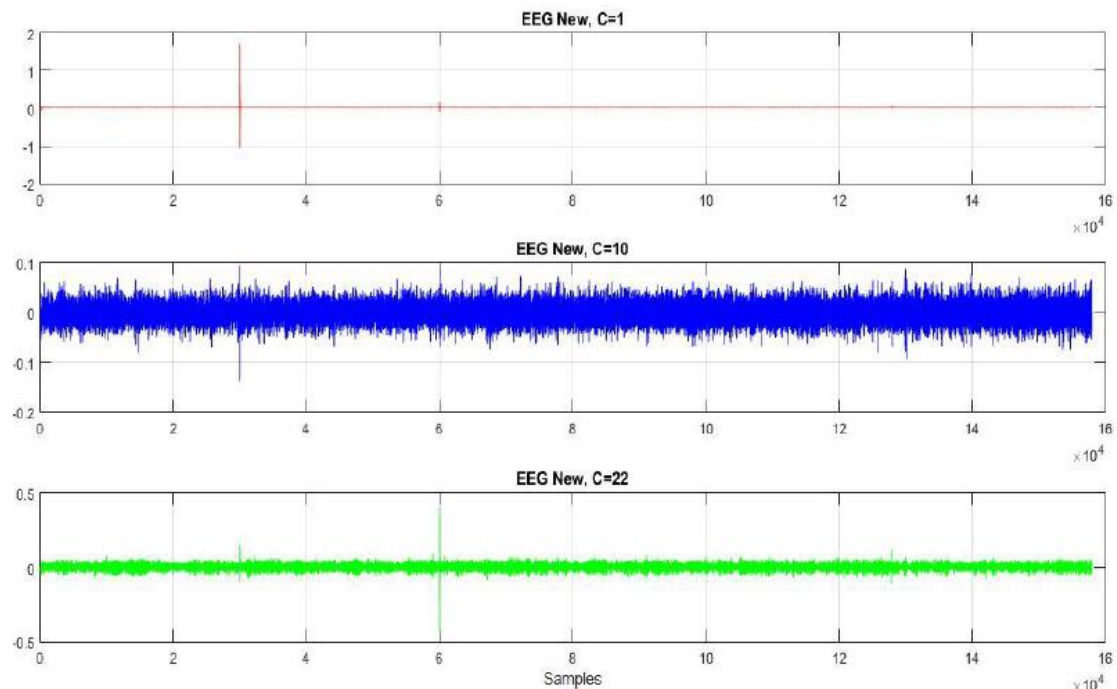
Στη συνέχεια γίνεται κανονικοποίηση του σήματος, αφαιρώντας τη μέση γραμμή από το φιλτραρισμένο σήμα μας ( Centering ) και χρησιμοποιούμε τον αλγόριθμο CSP για να φιλτράρουμε χωρικά το σήμα. Με αυτόν τον τρόπο, το σήμα μας με  $N \times 32$  διάταξη (  $N$  ο αριθμός δειγμάτων με συχνότητα resampling 500 Hz ) μετασχηματίζεται σε συστατικά μέρη τα οποία δεν συσχετίζονται μεταξύ τους, μειώνοντας συνήθως ή αυξάνοντας τη διάσταση του σήματος. Στον πίνακα  $W$  που δημιουργείται μέσω του αλγόριθμου CSP κρατάμε τις αρχικές στήλες και τις τελευταίες, δηλαδή τα ιδιοδιανύσματα από τις 2 πλευρές, συμμετρικά. Στον αλγόριθμό μας ο αριθμός των στηλών από τις 2 πλευρές επιλέχθηκε με βάση τη μεταβλητότητα που υπολογίζεται στον αλγόριθμο CSP. Το νέο μας σήμα θα έχει διάσταση  $N \times S$ , όπου  $S$  ο αριθμός των στηλών από την αρχή μαζί με τον αριθμό των στηλών από το τέλος. Ο αλγόριθμος κρατάει από τις 32 στήλες του παλιού σήματος, τις πρώτες με μεταβλητότητα μεγαλύτερη του 0.8, που τέθηκε ως όριο. Αν αυτά τα κανάλια είναι  $V$ , τότε επιλέγουμε  $V$  αριθμό στηλών από την αρχή και

από το τέλος, σχηματίζοντας τη διάσταση  $S=2*V$ . Τέλος υπολογίζεται το νέο σήμα :

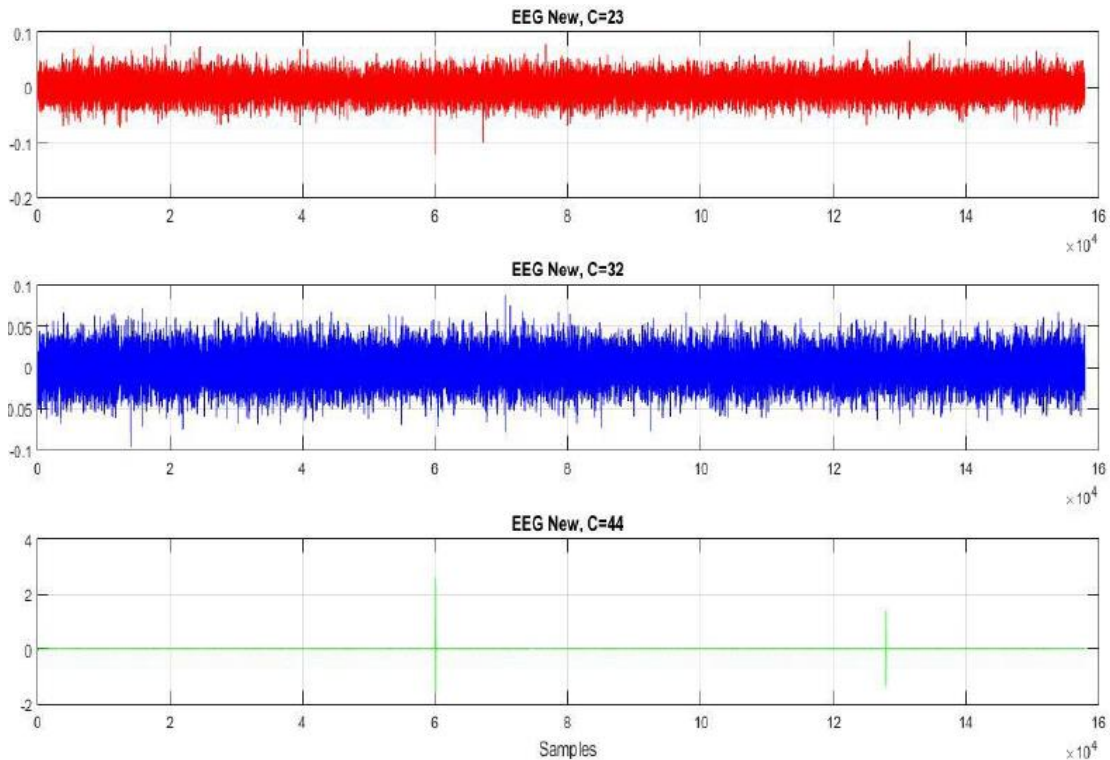
$$EEG\_new=EEG\_old*W(:, [1:V,end-V+1:end]) \quad (4.1)$$



Σχήμα 4.5 : Το σήμα μας μετά την κανονικοποίηση για το κανάλι 24.



Σχήμα 4.6 : Στην περίπτωση μας βρέθηκε  $V=22$ . Βλέπουμε ενδεικτικά τα γραφήματα για τις στήλες 1, 10, 22 του νέου, χωρικά φιλτραρισμένου σήματος. Το σήμα μας πλέον έχει διασπαστεί σε μέρη τα οποία δεν συσχετίζονται μεταξύ τους, νέας διάστασης  $S=44$ , από τα αρχικά 32 κανάλια μας.



Σχήμα 4.7 : Βλέπουμε τα γραφήματα του νέου μας σήματος για τις στήλες 23, 32, 44 δηλαδή τις αντίστοιχες των παραπάνω γραφημάτων από το τέλος.

Σκοπός του αρχικού ψηφιακού φιλτραρίσματος, αλλά και του χωρικού στη συνέχεια είναι η επεξεργασία του σήματος στις συχνότητες που μας ενδιαφέρουν αλλά και η απομάκρυνση των EEG artifacts που μπορεί να έχουν προκληθεί από την κίνηση των μυών του προσώπου ή την κίνηση των ματιών κατά την παρατήρηση των κινήσεων του προσθετικού χεριού από το χρήστη.

## 4.2 Επιλογή επιθυμητών χαρακτηριστικών

Μετά το χωρικό φιλτράρισμα με τον αλγόριθμο CSP, θα περάσουμε από το πεδίο του χρόνου στο πεδίο της συχνότητας μέσω του μετασχηματισμού Fourier και συγκεκριμένα με χρήση STFT αλγόριθμου. Στο πεδίο των συχνοτήτων θα μελετήσουμε 3 περιοχές σύμφωνα με την αρχική μας μελέτη :

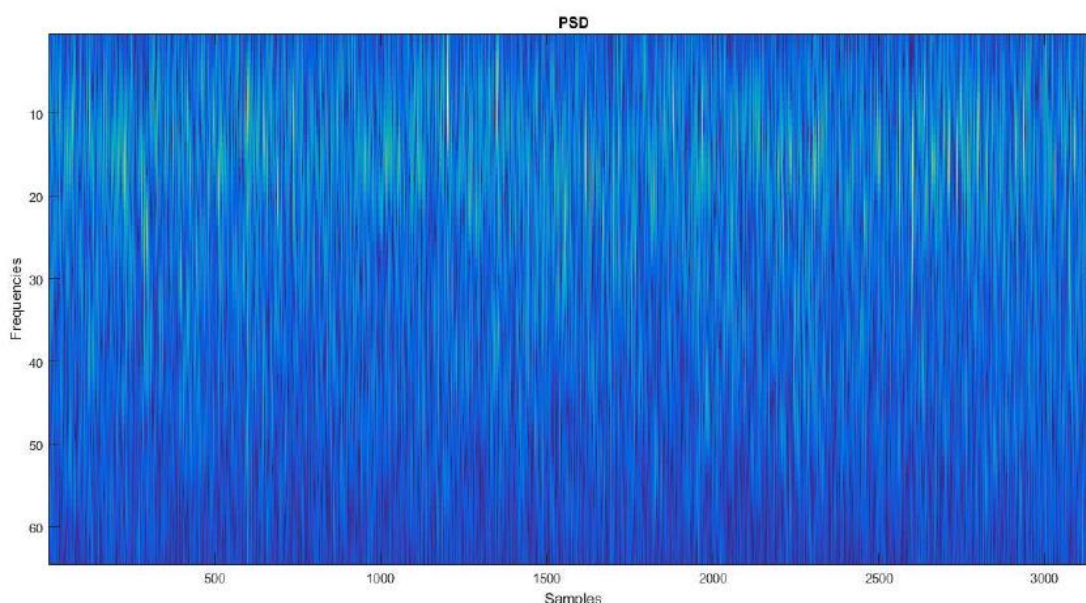
1. Περιοχή ρυθμού άλφα, εύρος συχνοτήτων 8 έως 13 Hz
2. Περιοχή κατώτερου ρυθμού βήτα, εύρος συχνοτήτων 16 έως 21 Hz
3. Περιοχή ανωτέρου ρυθμού βήτα, εύρος συχνοτήτων 22 έως 30 Hz



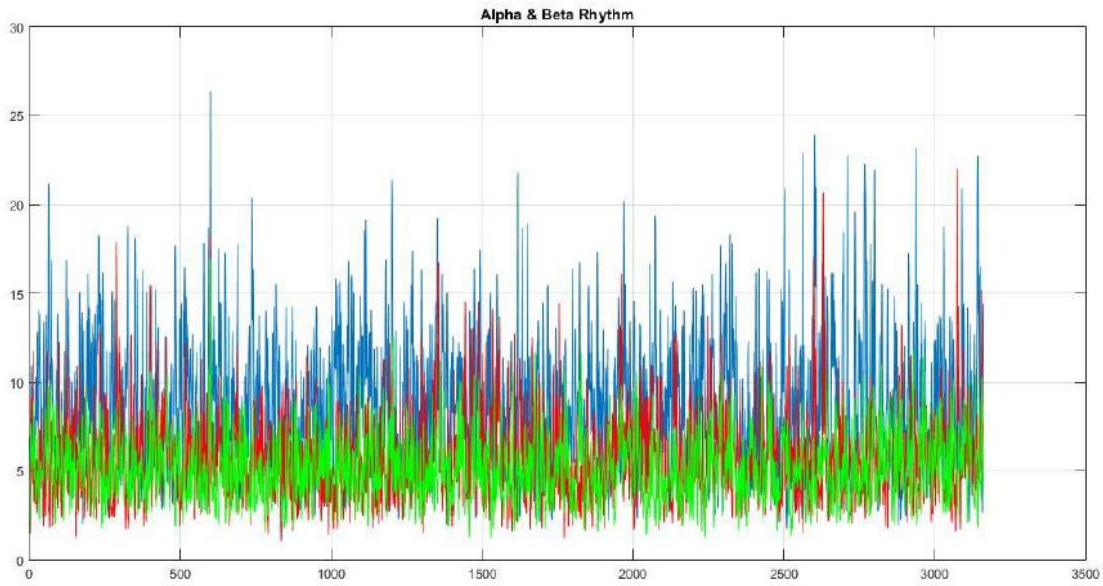
Ο STFT πραγματοποιήθηκε μέσω της εντολής spectrogram της Matlab αφού επιλέχθηκαν τα χαρακτηριστικά του :

- Μέγεθος κινούμενου παραθύρου = 250 δείγματα
- Βήμα = 50 δείγματα
- FFT points = 64

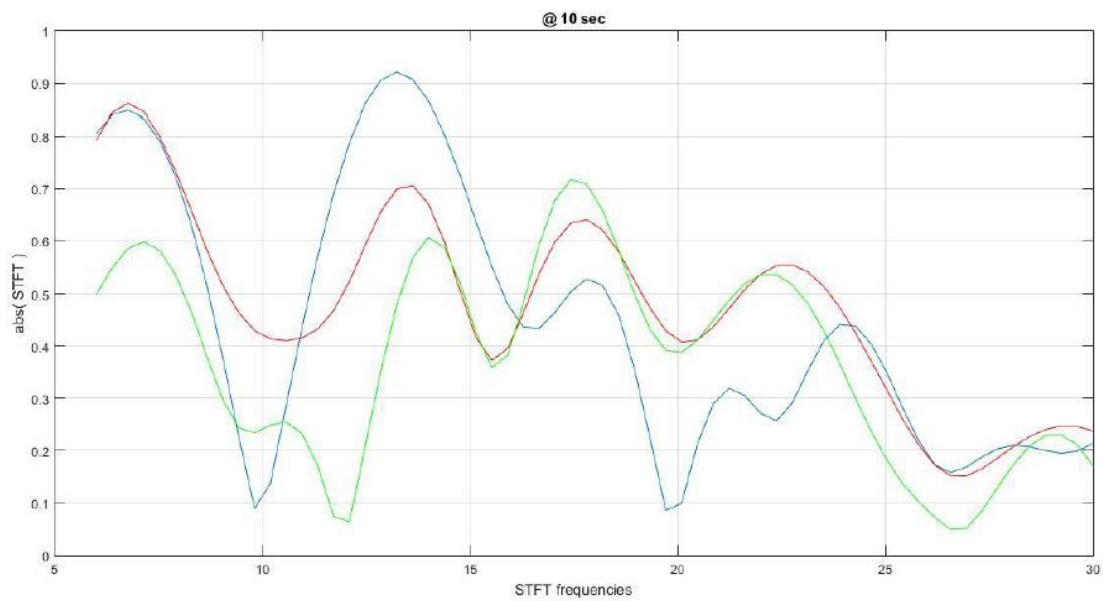
Για τον αριθμό των NFFT points θα χωρίσουμε το διάστημα συχνοτήτων από 6 έως 30 Hz σε FFT points κομμάτια, ως σημεία δειγματοληψίας του μετασχηματισμού Fourier. Με βάση αυτά τα χαρακτηριστικά υπολογίζεται ο STFT του σήματός μας και στη συνέχεια γίνεται ανάλυση Power Spectral Density στις 3 περιοχές ενδιαφέροντος. Ο PSD των 3 περιοχών άλφα, κατώτερου βήτα και ανώτερου βήτα θα επιλεγεί ως πιθανό επιθυμητό χαρακτηριστικό και θα εισαχθεί στο νευρωνικό δίκτυο για την αποκωδικοποίηση του αρχικού ανεπεξέργαστου EEG σήματος και την ταξινόμηση των δύο καταστάσεων Resting και Grasping. Από το αρχικό μας σήμα των 5 πρώτων trials διάστασης 983040x32 έχουμε καταλήξει σε 3 μητρώα για τους διαφορετικούς ρυθμούς μας, διάστασης 3160x44 ( 3160 λόγω του κινούμενου παραθύρου που στην ουσία είναι σαν να έχουμε κάνει resampling στα 10 Hz ).



Σχήμα 4.8 : Εκτίμηση του PSD για το εύρος συχνοτήτων σύμφωνα με τα NFFT points που επιλέχθηκαν, για το κανάλι 10 ( αριθμός καναλιού μετά το χωρικό φιλτράρισμα )



Σχήμα 4.9 : Οι ρυθμοί άλφα ( μπλε ), κατώτερος βήτα ( κόκκινο ), ανώτερος βήτα ( πράσινο ) για το κανάλι 10



Σχήμα 4.10 : Η απόλυτη τιμή του STFT για το κανάλι 10, στα 10 δευτερόλεπτα που γίνεται το πρώτο Grasping στο 1<sup>ο</sup> trial ( μπλε ) και το πως μεταβάλλεται ενώ συνεχίζεται το Grasping στις επόμενες δύο στιγμές ( κόκκινο και πράσινο ).



## 4.3 Εκπαίδευση Νευρωνικού Δικτύου

Έχοντας πλέον επιλέξει τα χαρακτηριστικά που θα εισάγουμε στο νευρωνικό δίκτυο, δηλαδή τον PSD για τις 3 περιοχές μας, μπορούμε να ξεκινήσουμε την εκπαίδευση νευρωνικού δικτύου και το testing με το τελευταίο μας trial, και θα γίνει συσχέτιση του νέου πίνακα εξόδου με τον αρχικό μας ( output VS output\_new, που θα μας δείξει το ποσοστό επιτυχημένης ταξινόμησης των 2 καταστάσεων μας ).

Αρχικά επαναλαμβάνουμε την ίδια επεξεργασία που έγινε για τα 5 trials του training με το τελευταίο trial που θα χρησιμοποιηθεί για το testing του νευρωνικού δικτύου. Καταλήγουμε στα 4 μητρώα που θα εισαχθούν στον αλγόριθμο ταξινόμησης ( Classification ) τα οποία είναι :

- Train\_a ( Για τα χαρακτηριστικά που επιλέξαμε στο ρυθμό άλφα )
- Test\_a
- Train\_output ( Η επιθυμητή και πραγματική έξοδος )
- Test\_output

Τα ίδια μητρώα έχουν κατασκευασθεί και για τις άλλες 2 περιοχές ( κατώτερος βήτα, ανώτερος βήτα ). Ο αλγόριθμος που επιλέξαμε για την ταξινόμηση είναι τα Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα ( Artificial Neural Networks ) που υλοποιούνται μέσω toolbox της Matlab και αντίστοιχων εντολών.

Στη συνέχεια επιλέγουμε τις παραμέτρους του δικτύου :

- neuronsPerLayer = [3 3]. Όπως αναφέραμε και στο 2<sup>ο</sup> κεφάλαιο, βασικό χαρακτηριστικό ενός τεχνητού νευρωνικού δικτύου είναι ο αριθμός των νευρώνων ή κόμβων στους οποίους οι είσοδοι μεταβάλλονται μέσω τιμών βάρους.
- nnTrainFunction = trainbr. Η συνάρτηση που θα χρησιμοποιηθεί για την εκπαίδευση του δικτύου μας. Επιλέχθηκε ανάμεσα σε trainlm, trainscg και traingdm λόγω ικανοποιητικότερων αποτελεσμάτων ταξινόμησης.
- nnEpochs = 100
- nnRegularization = 0

Με βάση αυτές τις αρχικές παραμέτρους ορίζουμε και κάποια επιπλέον χαρακτηριστικά του δικτύου μέσω της εντολής `nnet=patternnet`.

```
% parameters
nnet.divideParam.trainRatio = 0.6;
nnet.divideParam.valRatio = 0.2;
nnet.divideParam.testRatio = 0.2;
nnet.trainFcn = nnTrainFunction;
nnet.trainParam.epochs = nnEpochs;
nnet.performParam.regularization = nnRegularization;
```

Σχήμα 4.11 : Παράμετροι του νευρωνικού δικτύου

Με την εντολή `train(nnet,inTrain,outTrain)` γίνεται η εκπαίδευση του δικτύου με εισόδους `nnet`, `inTrain` ( το σήμα που θα χρησιμοποιηθεί για `training` ), `outTrain` ( η πραγματική έξοδος μας ). Εκτός από αυτές τις εισόδους δημιουργούνται και οι μεταβλητές `inTest` και `outTest` που περιέχουν το σήμα που θα χρησιμοποιηθεί για το `testing`. Η σχέση στην οποία θα καταλήξει το `nnet` θα εφαρμοσθεί σε αυτές για την εύρεση των τελικών εξόδων.

Αφού γίνει η εκπαίδευση, διαμορφώνονται οι νέες έξοδοι `outTrainNew` και `outTestNew` που είναι το αποτέλεσμα της ταξινόμησης με βάση την επεξεργασία που έγινε στο EEG σήμα και τα χαρακτηριστικά που επιλέχθηκαν και θα συγκριθούν με την πραγματική έξοδο για την εύρεση ποσοστού ταξινόμησης. Η έξοδος που μας ενδιαφέρει είναι η `outTestNew` που βρίσκεται μέσω της εκπαίδευσης του δικτύου και της εφαρμογής του στο μητρώο `inTest`.

```
% Features
train_in = 'Train_a'; train_out = 'Train_output';
test_in='Test_a'; test_out = 'Test_output';
```

```
% output
outTrain = train.(train_out);
outTest = test.(test_out);

% input
inTrain = train.(train_in);
inTest = test.(test_in);
```

```
% train
nnet = train(nnet,inTrain,outTrain);

% test
outTrainNew = round(nnet(inTrain));
outTestNew = round(nnet(inTest));
```

Σχήμα 4.12 : Στην πρώτη εικόνα δημιουργούμε τις μεταβλητές με τα χαρακτηριστικά των EEG σημάτων που επιλέξαμε. Στη συνέχεια δημιουργούμε τις μεταβλητές που θα εισαχθούν στο νευρωνικό δίκτυο. Τέλος εκπαιδεύουμε το δίκτυό μας και βρίσκουμε τις νέες εξόδους που θα συγκριθούν με τις πραγματικές.

Μετά την εύρεση των νέων εξόδων, χρησιμοποιούμε Median φίλτρο 9<sup>ης</sup> τάξεως με σκοπό τα αποτελέσματα να γίνουν πιο ομαλά (smoothing).

## 4.4 Αποτελέσματα ταξινόμησης

Τα ποσοστά ταξινόμησης για τις 2 καταστάσεις Resting ( Κατάσταση 0 ) και Grasping ( Κατάσταση 1 ) βρίσκονται μέσω της σύγκρισης της πραγματικής εξόδου outTest με την πρόβλεψη outTestNew. Στην ουσία συγκρίνουμε πόσα δείγματα στην πραγματική έξοδο έχουν την ίδια τιμή στην αντίστοιχη κατάσταση με την πρόβλεψη. Η εφαρμογή στη Matlab γίνεται μέσω της εντολής nnz που μας επιστρέφει τα μη μηδενικά στοιχεία μητρώων ή πινάκων και των εξής κλασμάτων :

- Κατάσταση Χαλάρωσης ή Resting – Τιμή 0

$$Correct0 = \frac{nnz((outTest==0)*(outTestNew==0))}{nnz(outTestNew==0)} \quad (4.1)$$

- Κατάσταση Χειρονομίας Αρπαγής ή Grasping – Τιμή 1

$$Correct1 = \frac{nnz((outTest==1)*(outTestNew==1))}{nnz(outTestNew==1)} \quad (4.2)$$

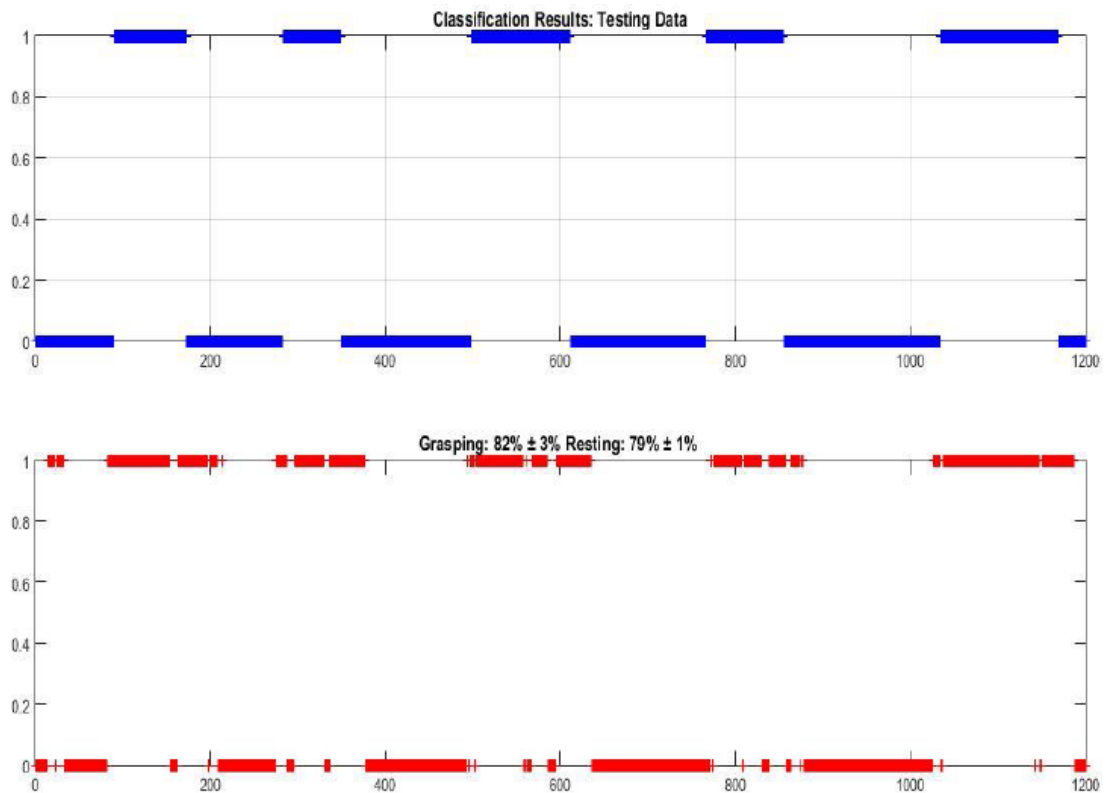
Ο αλγόριθμος ταξινόμησης που περιγράψαμε εφαρμόστηκε για τις 3 περιοχές που επιλέξαμε και έδωσε τα καλύτερα αποτελέσματα στο εύρος συχνοτήτων του ρυθμού άλφα, όπως είδαμε και σε αρκετά σημεία της βιβλιογραφίας.

Για τον αλγόριθμο ταξινόμησης που επιλέξαμε, δηλαδή τα Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα παρουσιάστηκαν μικρές διακυμάνσεις στις τιμές Correct0 και Correct1 μετά από κάθε εκτέλεση. Μετά από 10 εκτελέσεις βρέθηκε ο μέσος όρος και η διακύμανση των τιμών :

	Correct 0	Correct 1
1	0,769338959	0,860940695
2	0,787623066	0,777096115
3	0,789029536	0,850715746
4	0,755274262	0,762781186
5	0,798874824	0,838445808
6	0,811533052	0,834355828
7	0,798874824	0,809815951
8	0,779184248	0,785276074
9	0,780590717	0,856850716
10	0,783403657	0,803680982
Μέσος όρος	0,785372714	0,81799591
Τυπική απόκλιση	0,015150754	0,033427921

Πίνακας 4.1 : Τα αποτελέσματα της ταξινόμησης των 2 καταστάσεων για 10 εκτελέσεις.

**Τα ποσοστά ταξινόμησής μας είναι  $79 \pm 1$  % για την Κατάσταση Χαλάρωσης ( Resting ) του χρήστη και  $82 \pm 3$  % για την Κατάσταση Χειρονομίας Αρπαγής ( Grasping ).** Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία τα ποσοστά αυτά είναι αρκετά ικανοποιητικά και μας δίνουν μια πρώτη εικόνα για την **ικανοποιητική αποκωδικοποίηση Resting VS Grasping εκμεταλλευόμενοι τον εγκεφαλικό ρυθμό άλφα, δηλαδή στο εύρος συχνοτήτων 8 έως 13 Hz.** Το τεχνητό νευρωνικό δίκτυο πλέον μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε Real-time εφαρμογές, όπου ο χρήστης θα είναι συνδεδεμένος με τον υπολογιστή όπως στα πειράματά μας και με τη σειρά του ο υπολογιστής θα στέλνει σήμα στον κινητήρα του προσθετικού χεριού έτσι ώστε το χέρι να ανοίγει και να κλείνει όποτε το επιθυμεί ο χρήστης. Αυτό θα είναι και το καθοριστικό βήμα για την ενσωμάτωση της Διεπαφής Εγκεφάλου-Υπολογιστή σε σύστημα Εικονικής Πραγματικότητας.



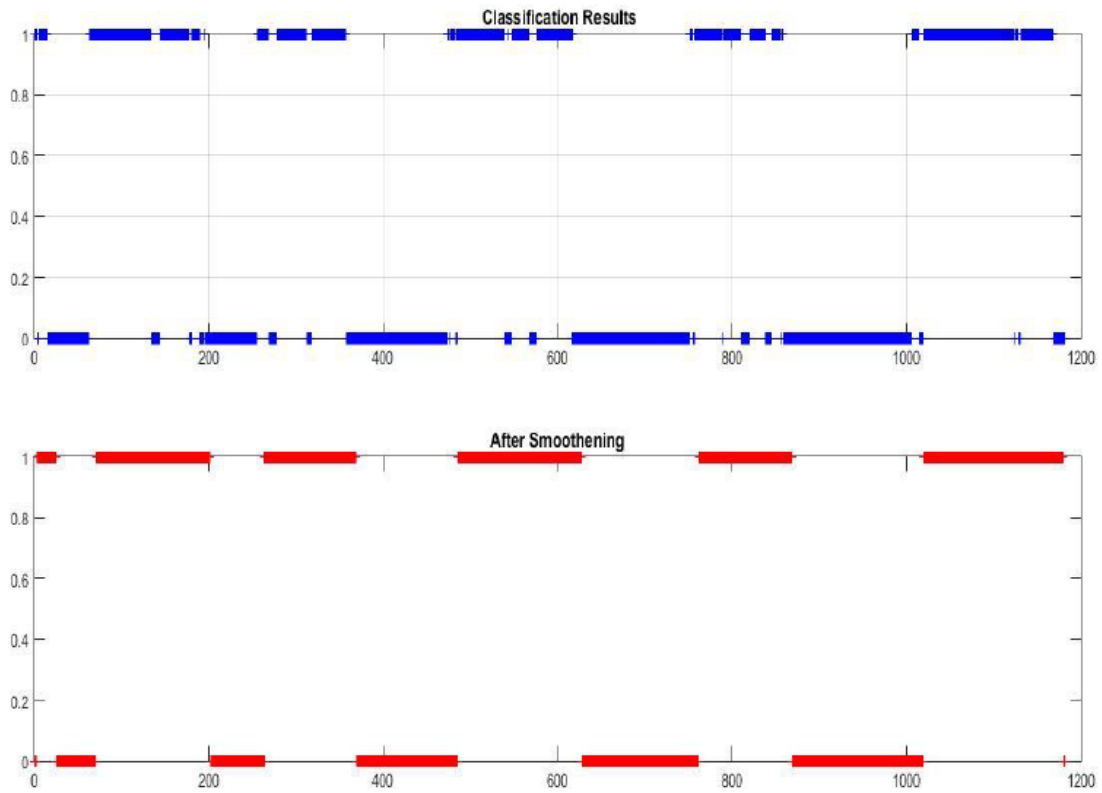
Σχήμα 4.13 : Αποτελέσματα της ταξινόμησης των δύο καταστάσεων Resting-0 και Grasping-1.

Σε Real-time εφαρμογές ο χρήστης θα επιχειρεί χειρονομία αρπαγής μέχρι το προσθετικό χέρι να κλείσει όντως, κάτι που μας επιτρέπει να κάνουμε τα παραπάνω ποσοστά ακόμα καλύτερα εισάγοντας ένα επιπλέον φίλτρο Smoothing. Βρίσκουμε τους μέσους όρους των περιοχών που ισχύει το Relaxing και το Grasping αντίστοιχα :

	outTestNew - 1200x1
Περιοχές Relaxing	Μέσος Όρος
1 εως 89	0.3068
173 εως 282	0.3853
350 εως 497	0.2041
612 εως 766	0.1558
856 εως 1033	0.1299
1170 εως 1200	0.6
Περιοχές Grasping	Μέσος Όρος
90 εως 172	0.9024
283 εως 349	0.7879
498 εως 611	0.8319
767 εως 855	0.8182
1034 εως 1169	0.9556

Πίνακας 4.2 : Παίρνουμε την πρόβλεψη και βρίσκουμε στην κάθε περιοχή το μέσο όρο των τιμών. Βλέπουμε ότι τα False Positives και False Negatives δεν επιτρέπουν την ομαλή λειτουργία ενός Real-time πειράματος.

Στο Real-time πείραμα επιθυμούμε ομαλό σήμα, έτσι ώστε ο κινητήρας του προσθετικού χεριού να λειτουργήσει χωρίς πρόβλημα και με τον επιθυμητό τρόπο. Έτσι εισάγουμε ένα επιπλέον φίλτρο, το οποίο λαμβάνει το μέσο όρο των τελευταίων 2 δευτερολέπτων και αποφασίζει με βάση κάποιο Κατώτατο ή Ανώτατο Όριο ( Threshold ) την τιμή που θα σταλεί στον κινητήρα, δηλαδή 0 ή 1 ( ανάλογα με την κατάσταση του χρήστη επίσης ). Σύμφωνα με τον παραπάνω πίνακα αποφασίσθηκε Threshold η τιμή 0.4 όπου κάτω από αυτή ο κινητήρας θα λαμβάνει την τιμή 0 αλλιώς θα λαμβάνει την τιμή 1.



Σχήμα 4.14 : Βλέπουμε μετά το Smoothing το πως ομαλοποιείται η έξοδος και παίρνει κατάλληλη μορφή πλέον για Real-time εφαρμογές.

Συνοψίζοντας παρουσιάζουμε τα βήματα που μας οδήγησαν στα τελικά αποτελέσματα :



## Processing

1. Resampling @ 500 Hz
2. Bandpass Filtering IRR 8-30 Hz
3. Centering by subtracting rmean
4. Spatial Filtering with CSP and Variance Threshold=0.8
5. STFT and then PSD

## Feature Selection

6. a rhythm ( 8-13 Hz )  
lower b rhythm ( 16-21 Hz )  
higher b rhythm ( 22-30 Hz )

## Classification

7. Artificial Neural Networks
8. Median Filter 9<sup>th</sup> Order
9. Results → Resting: 79±1 % Grasping: 82±3 %
10. Smoothing



# Κεφάλαιο 5

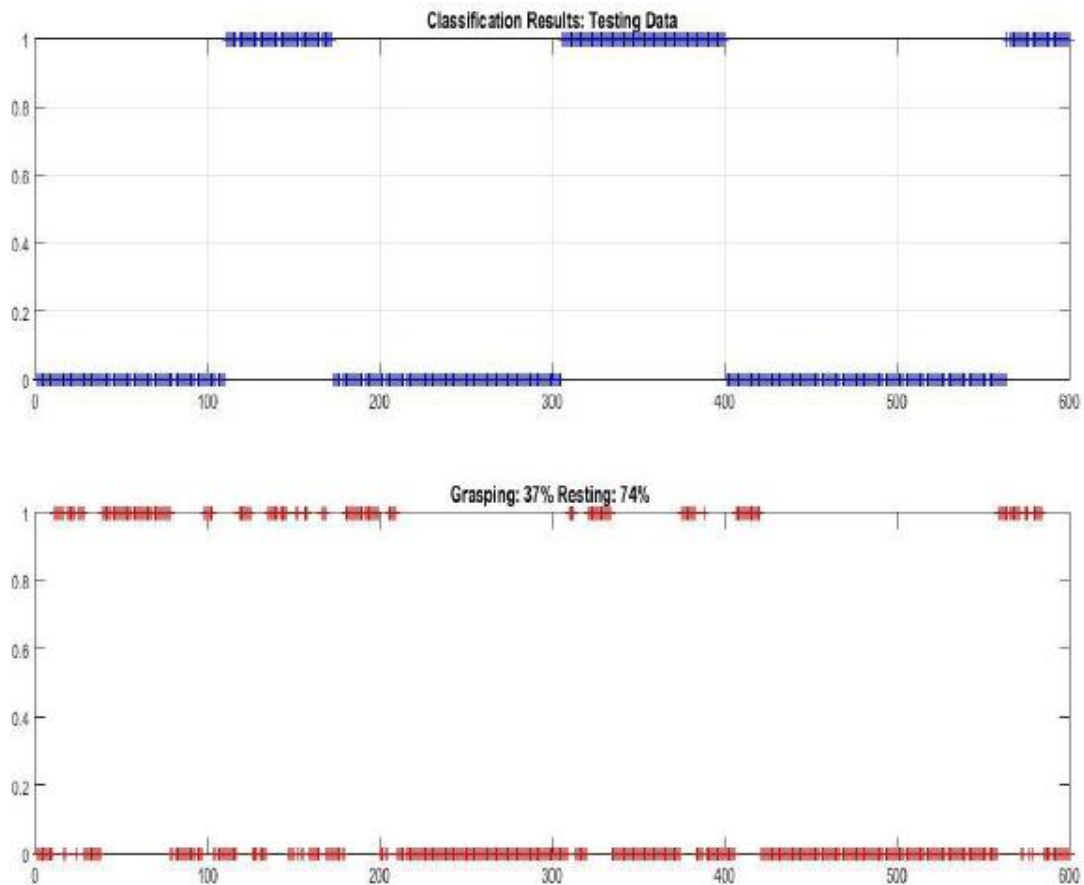
## Σύγκριση και συμπεράσματα

### 5.1 Σύγκριση με εναλλακτικό πείραμα

Στο προηγούμενο κεφάλαιο είδαμε ότι τα πειράματα μας παρουσίασαν ικανοποιητικά αποτελέσματα στη μελέτη του ρυθμού άλφα και στην ταξινόμηση Resting VS Grasping. Οι δυο καταστάσεις ήταν οι εξής :

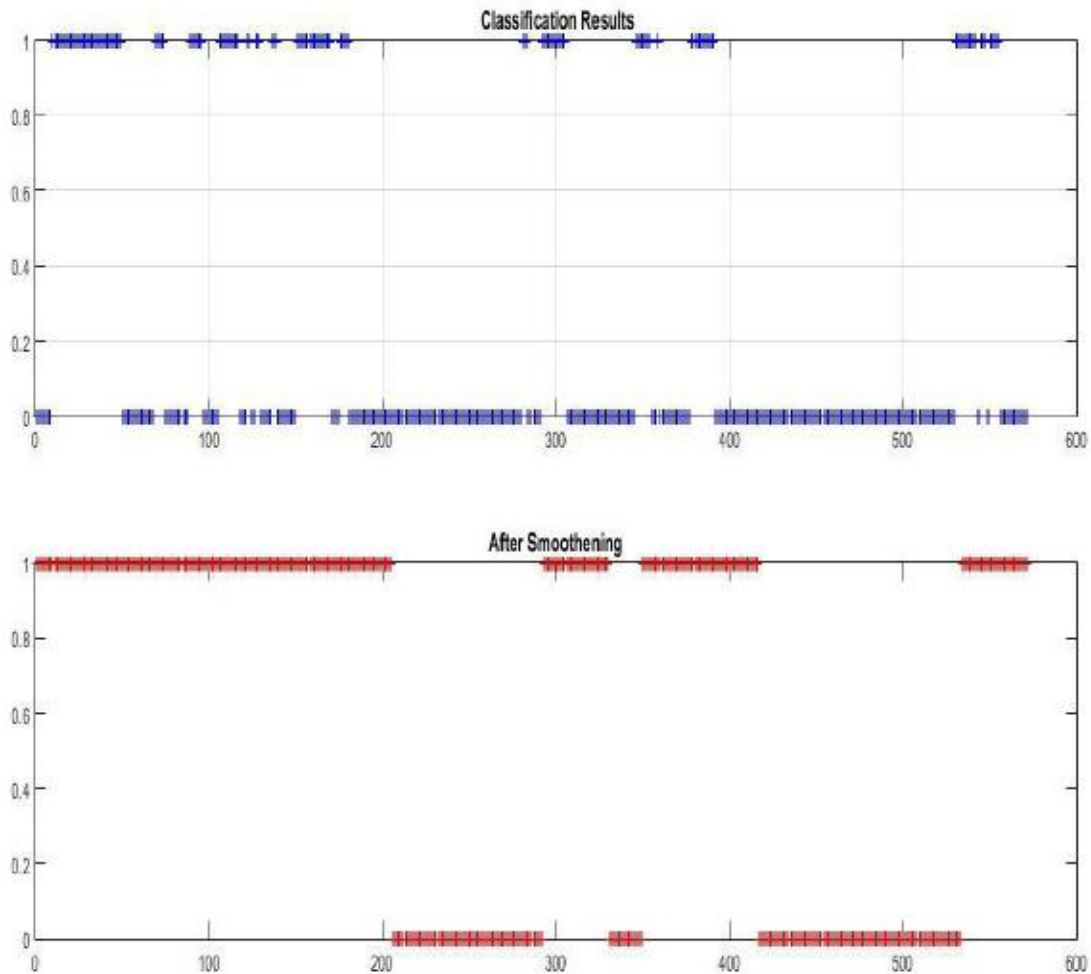
- Κατάσταση Χαλάρωσης ή Resting : Το προσθετικό χέρι κινείται στο χώρο και ο χρήστης βρίσκεται σε κατάσταση χαλάρωσης, ακίνητος.
- Κατάσταση Χειρονομίας Αρπαγής ή Grasping : Το προσθετικό χέρι φτάνει μπροστά στο στόχο και σταματά. Ο χρήστης επιχειρεί χειρονομία αρπαγής, απλώνοντας το χέρι του όπως θα έκανε για να φτάσει ένα αντικείμενο και στη συνέχεια εκτελώντας μια φυσιολογική χειρονομία αρπαγής.

Μελετήθηκε εναλλακτικό πείραμα όπου ο χρήστης πλέον έχει τα χέρια του ακουμπισμένα στον πάγκο στην Κατάσταση Χαλάρωσης και όταν αλλάζει η κατάσταση του απλά εκτελεί φυσιολογική χειρονομία αρπαγής, χωρίς δηλαδή να απλώνει το χέρι του ( Reaching ). Το πείραμα αυτό χρησιμοποιήθηκε ως testing trial στο τεχνητό νευρωνικό δίκτυο που κατασκευάσαμε προηγουμένως με τα ίδια training trials. Τα αποτελέσματα ήταν τα εξής :



Σχήμα 5.1 : Βλέπουμε τα ποσοστά ταξινόμησης για το εναλλακτικό πείραμα, Grasping: 37 % και Resting: 74 %.

Ο αλγόριθμος ταξινόμησης που χρησιμοποιήθηκε ήταν ο K Nearest Neighbors γιατί μας έδωσε ελαφρώς καλύτερα αποτελέσματα από τα Νευρωνικά Δίκτυα, με παράμετρο  $K=2$  και  $Distance=Euclidean$ . Παρατηρούμε ότι ενώ η Κατάσταση Χαλάρωσης έχει ταξινομηθεί ικανοποιητικά, το ποσοστό της Κατάστασης Χειρονομίας Αρπαγής είναι αρκετά χαμηλό. Βέβαια όπως βλέπουμε στο παραπάνω γράφημα, οι περιοχές του Grasping παρά τα False Negatives θα μπορούσαν να μας δώσουν μια καλύτερη εικόνα μέσω του Smoothing που επιχειρήσαμε και προηγουμένως, καθώς με εξαίρεση την πρώτη περιοχή του Grasping, οι άλλες 2 μπορούν να ταξινομηθούν :



Σχήμα 5.2 : Βλέπουμε ότι παρά το τεράστιο misclassification στην αρχή, οι υπόλοιπες περιοχές μπορούν να φανούν και να εκτελεσθεί σωστά το Real-time πείραμα.

Στο εναλλακτικό πείραμα, τα ποσοστά ταξινόμησης διαφέρουν αρκετά σχετικά με το Grasping, όμως μπορούν να διορθωθούν μέσω του φίλτρου Smoothing που εισάγουμε.

## 5.2 Συμπεράσματα

Η αρχική μας μεθοδολογία μπορεί να ταξινομήσει ικανοποιητικά το Resting VS Grasping και είναι ένα πρώτο βήμα για την ενοποίηση μιας Διεπαφής Εγκεφάλου-Υπολογιστή με ρομποτικό σύστημα για την επίτευξη τηλεχειρισμού και συγκεκριμένα για αρπαγή αντικειμένων. Μέσω των βημάτων που εξετάστηκαν και αναλύθηκαν, τα πειράματα προσομοιάζουν αρκετά καλά την ιδέα του περιβάλλοντος Εικονικής Πραγματικότητας, και το Νευρωνικό Δίκτυο που κατασκευάστηκε μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε Real-time εφαρμογές, συνδεδεμένο με το προσθετικό χέρι για την κίνησή του και την αρπαγή αντικειμένων.

**Συνδυάζοντας τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας σήματος και μηχανικής μάθησης, το σύστημά μας αναγνώρισε την αλλαγή της κατάστασης του χρήστη με την επιλογή χαρακτηριστικών του ρυθμού άλφα, ερχόμενο σε συμφωνία με τη διεθνή βιβλιογραφία και προηγούμενες μεθοδολογίες. Συγκεκριμένα τα ποσοστά ταξινόμησης που πετύχαμε αγγίζουν το 80 % και με επιπλέον επεξεργασία μπορούν να χρησιμοποιηθούν και σε Real-time εφαρμογές.**

Το εναλλακτικό πείραμα δεν παρουσιάζει τόσο ικανοποιητικά αποτελέσματα και μας δείχνει ότι η ανάλυση των EEG σημάτων διαφέρει ανάλογα με το χρήστη, το περιβάλλον αλλά και μικρές τροποποιήσεις που μπορούν να γίνουν. Οι διαφοροποιήσεις αυτές μας δείχνουν ότι **στο ρυθμό άλφα, δηλαδή στο εύρος συχνοτήτων 8 έως 13 Hz, πιο ξεκάθαρο ρόλο παίζει ολόκληρη η κίνηση αρπαγής, από το στάδιο Reaching μέχρι και το Grasping αυτό καθ'αυτό.**

Η κατεύθυνση όμως της μεθοδολογίας που χρησιμοποιήσαμε είναι σωστή, και φαίνεται από την επιτυχής ταξινόμηση της αλλαγής του χρήστη από τη φάση χαλάρωσης στη φάση αρπαγής αντικειμένων. Με τη χρήση πιο εξελιγμένων μέσων επεξεργασίας καθώς και με μεγαλύτερο δείγμα χρηστών, τα αποτελέσματα θα μπορούσαν να γίνουν πιο σαφή και να μας οδηγήσουν ευκολότερα στους μελλοντικούς στόχους, που είναι η ενσωμάτωση του συστήματος αυτού σε Εικονική Πραγματικότητα. Με αυτόν τον τρόπο θα μπορεί να επιτευχθεί τηλεχειρισμός ρομποτ από μακρινές αποστάσεις όχι μόνο για αρπαγή αντικειμένων αλλά και για πιο

περίπλοκες κινήσεις ή χειρισμούς όπως ο επιδέξιος χειρισμός με δύο χέρια.

### 5.3 Μελλοντικά Βήματα

Η ανάλυσή μας σταμάτησε στην εύρεση ικανοποιητικών αποτελεσμάτων και συμπερασμάτων μέσω της ανάλυσης των EEG σημάτων και της ομαλοποίησης για προσαρμογή σε Real-time εφαρμογές. Συγκεκριμένα, το επόμενο βήμα είναι το νευρωνικό δίκτυο που κατασκευάστηκε να χρησιμοποιηθεί σε Real-time πείραμα, όπου ο χρήστης όπως και πριν θα παρατηρεί το προσθετικό χέρι και θα επιχειρεί Grasping όταν εκείνο φτάνει μπροστά από τον επιθυμητό στόχο. Ο κινητήρας του προσθετικού χεριού θα είναι συνδεδεμένος με τον υπολογιστή και θα παίρνει σήμα αντίστοιχο με την κατάσταση του χρήστη.

Για να προχωρήσουμε σε αυτό το βήμα χρειάζεται διαμόρφωση του κώδικα που χρησιμοποιήθηκε και της ανάλυσης της παρούσας διπλωματικής από γλώσσα Matlab σε γλώσσα προγραμματισμού C++ , στην οποία είναι ήδη υλοποιημένος ο κώδικας για εφαρμογή Real-time πειράματος στο εργαστήριο Νευρορομποτικής. Θα πρέπει να ενσωματωθούν οι αλλαγές που θα επιφέρουν οι μεθοδολογίες που επιλέξαμε ( Filtering, CSP algorithm, STFT and PSD analysis ) και να τροποποιηθούν έτσι ώστε το πείραμα να γίνεται ομαλά και χωρίς μεγάλη καθυστέρηση που είναι το μεγαλύτερο πρόβλημα των Real-time εφαρμογών.

Για την επικοινωνία του προσθετικού χεριού με τον υπολογιστή, θα χρειασθεί σύνδεση του σερβοκινητήρα με μικροεπεξεργαστή Arduino, σε μικρό και εύχρηστο μέγεθος για τη διευκόλυνση των κινήσεων του χεριού. Στη συνέχεια το πρόγραμμα του Arduino θα πρέπει να επικοινωνεί με ειδικό πρόγραμμα που θα επιτρέπει τη σύνδεση των δεδομένων EEG με τον σερβοκινητήρα. Για εφαρμογές ρομποτικής παρόμοιου τύπου χρησιμοποιείται μια σειρά βιβλιοθηκών λογισμικού κατάλληλων για ρομποτικά συστήματα και εφαρμογές που ονομάζεται ROS ( Robot Operating System ).

Τέλος θα μπορεί να διεξαχθεί το Real-time πείραμα όπου το προσθετικό χέρι θα ανταποκρίνεται στις αλλαγές κατάστασης του χρήστη. Αυτό θα είναι το πρώτο βήμα για την υλοποίηση τηλεχειρισμού σε περιβάλλοντα Εικονικής πραγματικότητας.







# Βιβλιογραφία

- [28] Agashe, H. A., & Contreras-Vidal, J. L. (2013). Decoding the evolving grasping gesture from electroencephalographic (EEG) activity. *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS*.
- [26] Allen, J. B., & Rabiner, L. R. (1977). A unified approach to short-time Fourier analysis and synthesis. *Proc. IEEE, vol. 65, pp. 1558-1564*.
- [8] Bersch, C., Pitzer, B., & Kammel, S. (n.d.). Bimanual Robotic Cloth Manipulation for Laundry Folding. *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- PDF available at :  
<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.362.1954&rep=rep1&type=pdf>
- [23] Blankertz, B., Tomioka, R., Lemm, S., Kawanabe, M., & Muller, K. R. (2008). Optimizing Spatial Filters for Robust EEG Single-Trial Analysis. *IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE*.
- [9] Borst, C., Ott, C., Wimbock, T., Brunner, B., Zacharias, F., Bauml, B., και συν. (2007). A humanoid upper body system for two-handed manipulation.
- PDF available at:  
<https://pdfs.semanticscholar.org/6472/f1df9bf729e91b0a30fee9221c761db4e15a.pdf>
- [15] Edsinger, A., & Kemp, C. C. (2008). Two Arms are Better than One: A Behavior Based Control System for Assistive Bimanual Manipulation. *Recent Progress in Robotics: Viable Robotic Service to Human pp 345-355*.
- PDF available at:  
[http://ckemp.bme.gatech.edu/edsinger\\_kemp\\_icar2007.pdf](http://ckemp.bme.gatech.edu/edsinger_kemp_icar2007.pdf)
- [16] Fadzal, C. W., Manson, W., & Khuan, L. Y. (2011). An Analysis of EEG Signal Generated From Grasping and Writing. *International Conference on Computer Applications and Industrial Electronics*.
- [7] Fatima, M., Shafique, M., & Khan, Z. H. (2015). Towards a Low Cost Brain-computer Interface for Real time Control of a 2 DOF Robotic Arm. *International Conference on Emerging Technology*.
- [20] Fumuro, T., Matsushashi, M., Miyazaki, T., Inouchi, M., & Hitomi, T. (2015). Alpha-band desynchronization in human parietal area during reach planning. *Clinical Neurophysiology 126 (2015) 756–762*.

- [27] Haykin, S. (1998). *Neural Networks: A Comprehensive Foundation. 2nd ed. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice Hall PTR.*
- [29] Iturrate, I., Leeb, R., Chavarriaga, R., & Millan, J. R. (2016). Decoding of two hand grasping types from EEG. *Proceedings of the 6th International Brain-Computer Interface Meeting, organized by the BCI Society DOI: 10.3217/978-3-85125-467-9-66.*
- [31] Kontoudis, G. P. (2016). Design and Development of an Underactuated, Anthropomorphic Robot Hand. *Diploma Thesis.*
- [13] Kruger, J., Schreck, G., & Surdilovic, D. (n.d.). Dual arm robot for flexible and cooperative assembly. *CIRP Annals, Volume 60, Issue 1, 2011, Pages 5-8.*
- [10] Kruse, D., Wen, J. T., & Radke, R. J. (2015). A Sensor-Based Dual-Arm Tele-Robotic System. *IEEE TRANSACTIONS ON AUTOMATION SCIENCE AND ENGINEERING.*
- [6] LaFleur, K., Cassady, K., Doud, A., Shades, K., Rogin, E., & He, B. (2013). Quadcopter control in three-dimensional space using a noninvasive motor imagery-based brain-computer interface. *Journal of Neural Engineering.*
- [14] Lippiello, V., Siciliano, B., & Villani, L. (n.d.). A Grasping Force Optimization Algorithm for Multiarm Robots With Multifingered Hands. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS, VOL. 29, NO. 1, FEBRUARY 2013.*
- [17] Liu, H., Wang, J., Zheng, C., & He, P. (2005). Study on the Effect of Different Frequency Bands of EEG Signals on Mental Tasks Classification. *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference.*
- [24] McFarland, D. J., McCane, L. M., David, S. V., & Wolpaw, J. R. (1997). Spatial filter selection for EEG-based communication. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology.*
- [19] Pfurtscheller, G., & Lopes da Silva, F. H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles. *Clin. Neurophysiol., vol. 110, pp. 1842–1857.*
- [12] Smith, C., Karayiannidis, Y., Nalpantidis, L., Gratal, X., Qi, P., Dimarogonas, D. V., και συν. (2012). Dual Arm Manipulation - a survey. *Robotics and Autonomous Systems, Volume 60, Issue 10, October 2012, Pages 1340-1353.*

PDF available at:

<https://people.kth.se/~dimos/DualSurvey.pdf>

- [21] Uchiyama, E., Takano, W., & Nakamura, Y. (2017). Multi-class grasping classifiers using EEG data and a common spatial pattern filter. *Advanced Robotics, DOI: 10.1080/01691864.2017.1279569.*
- [3] Vespa, P. M., Nenov, V., & Nuwer, M. R. (1999). Continuous EEG Monitoring in the Intensive Care Unit: Early Findings and Clinical Efficacy. *Journal of Clinical Neurophysiology.*

- [2] Vidal, J. J. (1973). Toward direct brain-computer communication. *Annual Review of Biophysics and Bioengineering, Vol. 2:157-180* (Volume publication date June 1973).
- [25] Wang, Y., Gao, S., & Gao, X. (2005). Common Spatial Pattern Method for Channel Selection in Motor Imagery Based Brain-computer Interface. *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*.
- [11] Wimbock, T., Ott, C., & Hirzinger, G. (n.d.). Impedance Behaviors for Two-handed Manipulation: Design and Experiments. *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*.

PDF available at:

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.492.8297&rep=rep1&type=pdf>

- [5] Wolpaw, J., & McFarland, D. (2004). Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, vol. 101, no. 51, pp. 17 849–17 854*.
- [1] Wolpaw, J., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., & Vaughan, T. M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology 113*.
- [4] Yuan, H., & He, B. (2014). Brain-computer interfaces using sensorimotor rhythms: Current state and future perspectives. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.
- [22] Zaepffel, M., Trachel, R., Kilavik, B. E., & Brochier, T. (2013). Modulations of EEG Beta Power during Planning and Execution of Grasping Movements. *PLoS ONE 8(3): e60060. doi:10.1371/journal.pone.0060060*.
- [18] Zhang, X. D., & Choi, H. R. (2006). Pattern Recognition of Human Grasping Operations Based on EEG. *International Journal of Control, Automation, and Systems, vol. 4, no. 5, pp. 592-600*.
- [30] Μαυρίδης, Χ. Ν. (2017). Ηλεκτροεγκεφαλογραφικά και Ηλεκτρομυογραφικά Σήματα στα Νευρο-Ρομποτικά Συστήματα. *Διπλωματική Εργασία*.