



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ**

# **Σύστημα αναγνώρισης βλεφαρισμών και συγκέντρωσης υποκειμένου**

**Χάλαρης Θεόδωρος  
Αριθμός Μητρώου: 48013119**

**Παντελεήμων Ασβεστάς, Αναπληρωτής Καθηγητής**



Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής		
Παντελεήμων Ασβεστάς	Δημήτριος Γκλώτσος	Σπυρίδων Κωστόπουλος
Αναπληρωτής Καθηγητής	Αναπληρωτής Καθηγητής	Αναπληρωτής Καθηγητής

## ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ

Ο υπογράφων Θεόδωρος Χάλαρης του Γεωργίου, με αριθμό μητρώου 48013119 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της πτυχιακής/διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου/διπλώματός μου».

Ημερομηνία

11/03/2022

Ο/Η Δηλών/ούσα



## Περιεχόμενα

Περίληψη.....	6
Abstract.....	7
<b>1. Θεωρητικό Υπόβαθρο.....</b>	<b>8</b>
<b>1.1 Εγκέφαλος.....</b>	<b>8</b>
<b>1.2 Νευρικό Κύτταρο .....</b>	<b>9</b>
<b>1.3 Ιοντικές Ροές.....</b>	<b>11</b>
<b>1.4 Δυναμικά Δράσης.....</b>	<b>14</b>
<b>1.5 Ηλεκτροεγκεφαλογραφία .....</b>	<b>17</b>
<b>1.5.1 Ιστορικά στοιχεία.....</b>	<b>17</b>
<b>1.6 Ρυθμοί ΗΕΓ .....</b>	<b>23</b>
<b>1.7 Προκλητά δυναμικά.....</b>	<b>25</b>
<b>2. Συστήματα Διεπαφής Εγκεφάλου-Υπολογιστή.....</b>	<b>31</b>
<b>2.1 Ιστορικά στοιχεία.....</b>	<b>32</b>
<b>2.2 Εφαρμογές των BCI.....</b>	<b>33</b>
<b>2.3 Εκπαίδευση ασθενούς.....</b>	<b>35</b>
<b>3. Μεθοδολογία.....</b>	<b>36</b>
<b>3.1 Neurosky Mindwave Wireless Brainwave Headset .....</b>	<b>36</b>
<b>3.1.1 eSense Μετρητής.....</b>	<b>37</b>
<b>3.1.2 ThinkGear Πακέτα (Packets) .....</b>	<b>39</b>
<b>3.2 MATLAB.....</b>	<b>41</b>
<b>3.3 Arduino Uno.....</b>	<b>42</b>
<b>3.4 SDK (software Development Kit) .....</b>	<b>44</b>
<b>3.5 Περιγραφή εύρεσης βλεφαρισμών.....</b>	<b>49</b>
<b>3.6 Περιγραφή εύρεσης συγκέντρωσης – χαλάρωσης .....</b>	<b>50</b>
<b>3.7 Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας.....</b>	<b>51</b>
<b>4. Αποτελέσματα.....</b>	<b>56</b>
<b>5. Εφαρμογές .....</b>	<b>57</b>
<b>6. Βιβλιογραφία .....</b>	<b>58</b>

## Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία στοχεύει στην κατασκευή μιας συσκευής επιτήρησης του βαθμού συγκέντρωσης - χαλάρωσης φυσιολογικών ανθρώπων, καθώς και την ανίχνευση βλεφαρισμών μέσω ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, ταυτόχρονα. Τα πρωταρχικά και επεξεργασμένα εγκεφαλικά σήματα απάγονται μέσω μιας ασύρματης συσκευής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος που ονομάζεται NeuroSky MindWave και επικοινωνεί με προσωπικές συσκευές του χρήστη μέσω Bluetooth. Το περιβάλλον που χρησιμοποιήθηκε για την επικοινωνία του Mindwave και του υπολογιστή και στη συνέχεια η ανάπτυξη κώδικα είναι το Matlab. Τα δεδομένα ύστερα από ανάλυση και επεξεργασία οδηγούνται στον μικροεπεξεργαστή Arduino Uno. Ο χρόνος καταγραφής είναι περίπου 40 δευτερόλεπτα. Τα αποτελέσματα εξάγονται σε 2 φωτοδιόδους(LED). Το πρώτο LED ανάβει και σβήνει ανάλογα με βάση ένα κατώφλι συγκέντρωσης που θα υπερβαίνει το 60 με μέγιστη τιμή το 100, ενώ το δεύτερο LED, αντίστοιχα, με το βλεφαρισμό των ματιών. Η απεικόνιση των αποτελεσμάτων γίνεται σε μορφή γραφήματος όπου ο βαθμός συγκέντρωσης - χαλάρωσης εμφανίζεται σε πραγματικό χρόνο(real time), σε αντίθεση με το γράφημα βλεφαρισμών που απεικονίζεται με την ολοκλήρωση της καταγραφής.

**Λέξεις-Κλειδιά:** Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (HEΓ), βλεφαρισμός, συγκέντρωση – χαλάρωση, σύστημα διεπαφής εγκεφάλου υπολογιστή, Neurosky MindWave, Matlab, Arduino Uno.

## Abstract

This work aims to construction a device for monitoring the degree of concentration - relaxation of normal people, as well as the detection of eyes blink using electroencephalography, at the same time. The primary and processed brain signals are transmitted through a wireless electroencephalograph called NeuroSky MindWave, which communicates with the user's personal devices via Bluetooth. The environment of Matlab and subsequent code development is used for the communication between Mindwave and PC. The data were analyzed and processed led to Arduino Uno microprocessor. The recording time is about 40 seconds. The results are exported in 2 LEDs. The first LED turns on and off depending on a concentration threshold that will exceed 60 with a maximum value of 100, while the second LED, respectively, with the blink of eyes. The measurements are displayed in form of a graph where the degree of concentration - relaxation is displayed in real time, instead of the graph of blinking that is displayed at the end of the recording.

**Keywords:** Electroencephalography (EEG), eyes blink, concentration – relaxation, brain computer interface, Neurosky MindWave, Matlab, Arduino Uno.

# 1. Θεωρητικό Υπόβαθρο

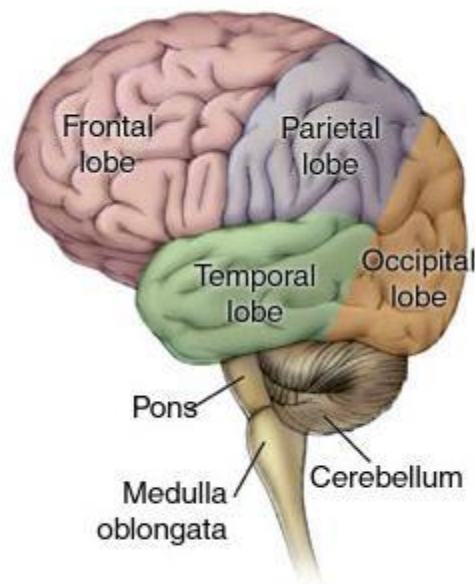
## 1.1 Εγκέφαλος

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος αποτελεί έναν «βιολογιστή», σε αυτόν τελούνται οι ενέργειες που συνθέτουν σκέψεις και συναισθήματα, την αποθήκευση και ανάκληση των μνήμων μας, τον έλεγχο των εκούσιων ακούσιων λειτουργιών του σώματος. Ο τρόπος που δουλεύει ο εγκέφαλος είναι ένα μυστήριο και γι' αυτό το λόγο υπάρχουν πολλά πεδία της επιστήμης από την βιολογία και την ιατρική έως την ψυχολογία και την φιλοσοφία. Κάθε εγκέφαλος φτάνει να ζυγίζει 1,5Kg και διαθέτει περίπου  $10^{10}$  εγκεφαλικούς νευρώνες που διασυνδέονται σε  $10^{14}$ - $10^{15}$  περίπου σημεία.[1] Παρόλο που είναι το 2% του σωματικού βάρους καταναλώνει μόλις το 20% του οξυγόνου, του ανθρώπινου οργανισμού, κάτι τόσο σημαντικό με χαμηλό «κόστος» λειτουργίας. Ο εγκέφαλος θεωρούνταν ως «μαύρο κουτί» επειδή η γνώση για αυτόν ήταν εξαιρετικά ανεπαρκής. Σήμερα, ωστόσο, αυτά που γνωρίζουμε είναι περισσότερα για την φυσιολογία του. Έτσι, το πεδίο της έρευνας είναι μεγάλο και η ανάπτυξη της τα τελευταία τριάντα χρόνια έχει οδηγήσει την έρευνα σε νέες μελέτες όπως η μοντελοποίηση του νευρικού συστήματος, η χρήση νευρικών βλαστικών κυττάρων, η νευροβιολογία κ.α. Η τεχνολογία έχει συνεισφέρει πολύ στη μελέτη του εγκεφάλου κυρίως μέσω των σύγχρονων τεχνικών απεικόνισης. Κάποιες από αυτές είναι η αξονική τομογραφία εγκεφάλου (Computer Tomography scan – CT-scan), η μαγνητική τομογραφία εγκεφάλου (Magnetic Resonance Imaging – MRI), οι οποίες έχουν ανοίξει νέα πεδία στην κλινική νευρολογία με στόχο τη διάγνωση των εγκεφαλικών βλαβών. Επίσης, σύγχρονες απεικονιστικές τεχνικές όπως η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίου (Positron Emission Tomography – PET) και η υπολογιστική τομογραφία εκπομπής μονήρους φωτονίου (Single Photon Emission Computed Tomography – SPECT) με πληροφορίες για τη λειτουργία στο εσωτερικό του εγκεφάλου, δημιουργούν νέα τετελεσμένα στην θεραπεία και τη διάγνωση ασθενειών. Μια, ακόμα, σημαντική τεχνική που απευθύνεται κυρίως στην έρευνα είναι το μαγνητοεγκεφαλογράφημα MEG (Magnetoencephalography). Ασφαλώς, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, είναι η παλαιότερη τεχνική όλων των παραπάνω, κατέχει πρωταρχική θέση ανάμεσα στις υπόλοιπες μεθόδους που χρησιμοποιούνται για την διάγνωση λειτουργιών του εγκεφάλου και θεωρείται από τις πιο κλασσικές τεχνικές [2].

Η ανατομία του εγκεφάλου αποτελείται από δύο φλοιούς, τον κινητικό φλοιό (motor cortex) που βρίσκεται στην δεξιά μεριά και τον αισθητικό φλοιό (sensory cortex) που βρίσκεται από την αριστερή μεριά του εγκεφάλου. Ο κινητικός φλοιός ενεργοποιείται όταν τα ερεθίσματα προέρχονται από τις αισθήσεις μας μυϊκές κινήσεις, ενώ ο αισθητικός όταν προέρχονται από τις αισθήσεις μας. Οι κύριες περιοχές του εγκεφάλου είναι ο μετωπιαίος (frontal lobe), ο ινιακός (occipital lobe), ο βρεγματικός (parietal lobe), και ο κροταφικός (temporal lobe) λοβός. Η παρεγκεφαλίδα (Cerebellum), η γέφυρα (Pons) καταλήγοντας στον προμήκη μυελό (Medulla oblongata). (Εικόνα 1.1). Στο μπροστινό μέρος του εγκεφάλου βρίσκεται ο μετωπιαίος λοβός και παραφραστοποιεί την επίλυση προβλημάτων, τα συναισθήματα και τη συμπεριφορά. Καθορίζει



την προσωπικότητα ενός ατόμου και ασχολείται με ικανότητες σχεδίασης, οργάνωσης και της συγκέντρωσης. Ο βρεγματικός λοβός χωρίζεται σε δύο τμήματα, το δεξιό τμήμα επιτρέπει την αντιληπτική ικανότητα του χώρου μέσα από την αίσθηση της όρασης ενώ, η αριστερή μεριά του ελέγχει όσα έχουν σχέση με τη γλωσσική διαδικασία. Ο ινιακός λοβός έχει τη δυνατότητα να επεξεργάζεται τα οπτικά ερεθίσματα, και συμβάλουν στην αναγνώριση χρωμάτων και των σχημάτων. Η ισορροπία και ο μυϊκός συντονισμός, ελέγχεται από την παραγκεφαλίδα, η οποία βρίσκεται στο πίσω μέρος του εγκεφάλου. Βασικές λειτουργίες επιβίωσης, όπως η αναπνοή, η πέψη, ο καρδιακός ρυθμός και η αρτηριακή πίεση ελέγχονται από το εγκεφαλικό στέλεχος. Κοντά στα αυτιά συναντώνται οι δύο κροταφικοί λοβοί που ανιχνεύουν οσμές και ήχους. Γενικότερα, ο αριστερός ασχολείται κυρίως με τη λεκτική μνήμη, ενώ ο δεξιός λοβός ασχολείται κυρίως με την οπτική μνήμη. [4]

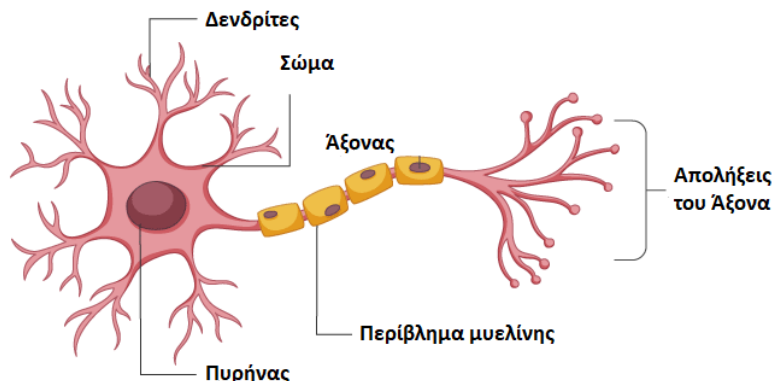


Εικόνα 1.1: Ανατομία του ανθρώπινου εγκεφάλου. [5]

## 1.2 Νευρικό Κύτταρο

Το ΗΕΓ καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα των νευρώνων. Τα ιοντικά ρεύματα οφείλονται για αυτήν την δραστηριότητα όπου προέρχονται από χημικές ουσίες του οργανισμού μας. Η φυσιολογία του κυττάρου επιτρέπει στα νευρικά κύτταρα μέσω αντλιών να επιτρέπουν την ροή ιόντων να εισέρχονται και εξέρχονται από την κυτταρική μεμβράνη του κυττάρου. Στη συνέχεια, δημιουργείται μία διαφορά

δυναμικού και ένα ηλεκτρικό σήμα. Τα ιόντα αυτά είναι το κάλιο ( $K^+$ ), το νάτριο ( $Na^+$ ) και το χλώριο ( $Cl^-$ ), όπου οι αντλίες με τη σειρά τους επιτρέπουν την επιλεκτική ροή των ιόντων διατηρώντας σταθερή διαφορά δυναμικού ανάμεσα στο εσωτερικό και το εξωτερικό μέρος του κυττάρου. Ένα νευρικό κύτταρο αποτελείται από το σώμα, τους δένδριτες και από μια λεπτή ίνα που λέγεται άξονας (νευράξονας), όπου περιβάλλεται από ένα στρώμα μυελίνης και τέλος τις νευρικές απολήξεις (Εικόνα 1.2).



Εικόνα 1.2: Νευρικό κύτταρο. [7]

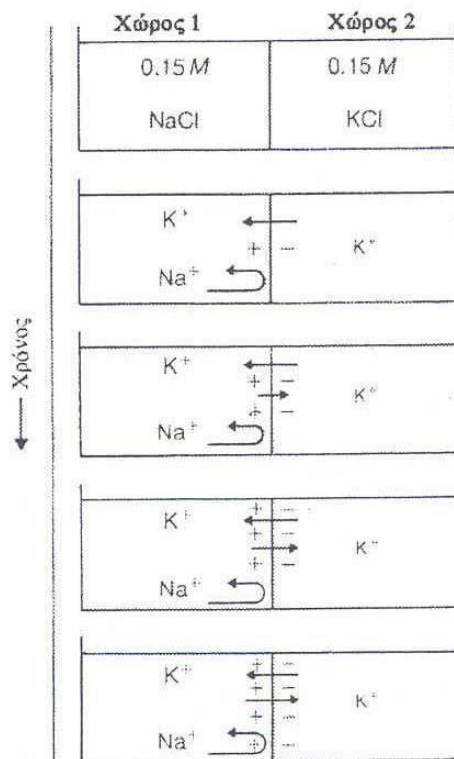
Αναλυτικότερα, το κυτταρικό σώμα περιλαμβάνει τον πυρήνα, τα μιτοχόνδρια τα ριβοσώματα και άλλα οργανίδια όπως ένα τυπικό ανθρώπινο κύτταρο. Οι δένδριτες είναι πολύ λεπτές διακλαδώσεις που ξεκινούν από το σώμα και εκτείνονται στο χώρο και δημιουργούν διακλαδισμένες αποφύσεις. Οι δένδριτες έρχονται σε επαφή με τις απολήξεις άλλων αξόνων και λειτουργούν ως αποδέκτες σημάτων που προέρχονται από γειτονικούς ή άλλους νευρώνες και στη συνέχεια μπορούν να γίνουν αποστολείς σημάτων μέσω του δικού τους άξονα. Η επικοινωνία επιτυγχάνεται μέσω των νευρικών συνάψεων (Εικόνα 1.3). Η σύναψη μέσω του συναπτικού χάσματος μεταφέρει το ηλεκτρικό σήμα προσανατολισμένης κατεύθυνσης μέσω των διαύλων ιόντων, από την προσυναπτική μεμβράνη του κυττάρου προς τη μετασυναπτική μεμβράνη. Η προσυναπτική μεμβράνη απελευθερώνει τον νευροδιαβιβαστή, διαχέεται περνώντας το συναπτικό χάσμα και προσδένεται στους υποδοχείς της μετασυναπτικής μεμβράνης π.χ. του δένδριτη.



Εικόνα 1.3: Σχηματική αναπαράσταση νευρώνων με τους άξονες, τους δενδρίτες και τις συνάψεις. [6]

### 1.3 Ιοντικές Ροές

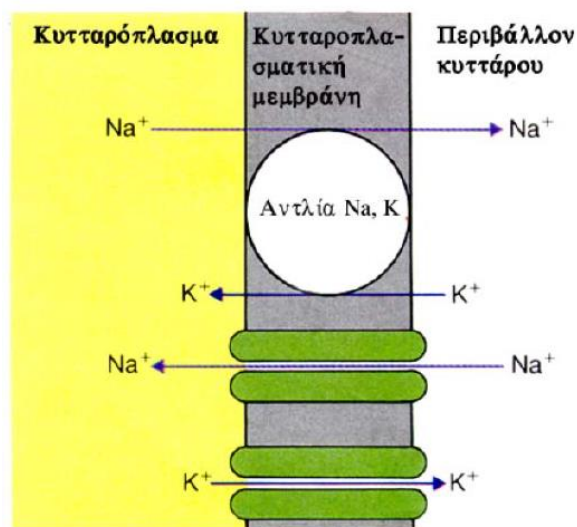
Κατά μήκος των κυτταρικών μεμβρανών σε καταστάσεις ηρεμίας το εσωτερικό του κυττάρου είναι αρνητικά φορτισμένο συγκριτικά με το εξωτερικό και το ονομάζουμε δυναμικό ηρεμίας. Στο εσωτερικό των μεμβρανών υπάρχει περίσσεια αρνητικών φορτίων κατ' επέκταση ιόντων, ενώ στο εξωτερικό περίσσεια θετικών. Τα θετικά ιόντα στο εξωτερικό έλκουν περίσσεια αρνητικών στο εσωτερικό και το αντίθετο. Η τιμή του δυναμικού ηρεμίας διαμορφώνεται από τη διαφορά συγκέντρωσης ιόντων μεταξύ ενδοκυττάριου και εξωκυττάριου υγρού και κατά πόσο διαπερατή είναι η μεμβράνη στα ιόντα που λαμβάνουν χώρα. Συγκεκριμένα, ιόντα νατρίου ( $\text{Na}^+$ ) και ιόντα χλωρίου ( $\text{Cl}^-$ ) είναι σε υψηλότερη συγκέντρωση στο εξωτερικό υγρό ενός νευρικού κυττάρου, ενώ η συγκέντρωση ιόντων καλίου ( $\text{K}^+$ ) είναι σε υψηλότερα επίπεδα στο εσωτερικό υγρό. Για παράδειγμα, συγκεντρώσεις διαφόρων ιόντων που είναι διαπερατή από ιόντα καλίου όμως όχι και από ιόντα νατρίου. Εικόνα 1.4. [8]



Εικόνα 1.4: Ενδεικτικό παράδειγμα συγκέντρωσης ιόντων μεμβράνης νευρικού κυττάρου.

Αρχικά, παρατηρούμε ότι δεν υπάρχει διαφορά δυναμικού στη μεμβράνη διότι η συγκέντρωση των μονοσθενών ιόντων στα δύο μέρη έχουν την ίδια τιμή των 0,15M, αντίθετα ο αριθμός των θετικών ιόντων νατρίου και καλίου, αλληλοαναιρούνται από ίσο αριθμό ιόντων χλωρίου. Τα ιόντα καλίου θα αρχίσουν να μετακινούνται από το χώρο 2 προς το χώρο 1 εξαιτίας της οσμωτικής πίεσης λόγω των ανοιχτών διόδων της μεμβράνης. Παρατηρούμε ότι σύντομα, ο χώρος 2 θα έχει περίσσεια αρνητικού φορτίου ενώ ο χώρος 1 θα έχει παραπάνω θετικά φορτία, δηλαδή θα υπάρχει διαφορά δυναμικού. Αυτή η διαφορά δυναμικού επηρεάζει την κίνηση των ιόντων της μεμβράνης με αποτέλεσμα να επηρεάζεται η κίνηση των ιόντων καλίου, τα οποία έλκονται το αρνητικό φορτίο που επικρατεί εντός του χώρου 2 και απωθούνται από το θετικό φορτίο του χώρου 1, καθώς αυξάνεται η πολικότητα μεταξύ του χώρου 1 και 2. Το δυναμικό που δημιουργείται εφαρμοζόμενο στην μεμβράνη αυξάνεται λόγω συγκέντρωσης ιόντων καλίου που κινούνται προς το χώρο 2 έχοντας μεγαλύτερη κινητικότητα από τον χώρο 1. Δυναμικό ισορροπίας ιόντος, λοιπόν, είναι μια κατάσταση στην οποία τα ιόντα λόγω διάχυσης εξέρχονται, αντικαθίστανται από ιόντα που εισέρχονται εξαιτίας της τιμής του δυναμικού της μεμβράνης που είναι διαφορετική. Τελικώς, η δύναμη διάχυσης γίνεται ίση με τη διαφορά δυναμικού της μεμβράνης. Όταν μία βαθμίδα συγκέντρωσης ιόντων είναι ίδιες και το δυναμικό θα είναι μηδέν, επομένως χρειάζεται μεγαλύτερη ηλεκτρική δύναμη για να γίνει ίση η δύναμη διάχυσης. [8]

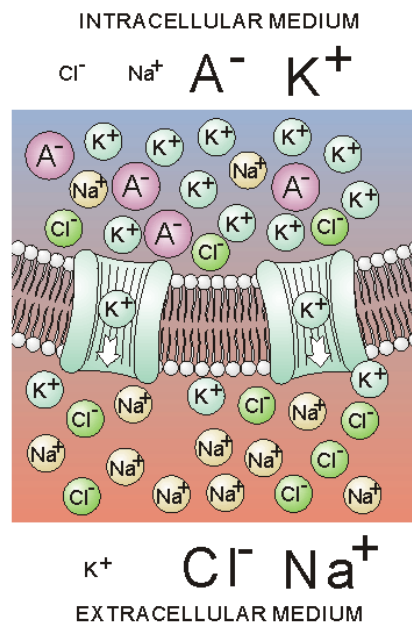
Όσον αφορά για τα ιόντα καλίου το δυναμικό ισορροπίας είναι  $-90\text{ mV}$  με το εσωτερικό του κυττάρου αρνητικά φορτισμένο, ενώ το για το νάτριο είναι  $+60\text{ mV}$ , θετικά φορτισμένο για την εσωτερική πλευρά της μεμβράνης. Καταλήγουμε ότι κάθε ιόν έχει διαφορετικό πρόσημο κατεύθυνσης για το δυναμικό ισορροπίας του. Το δυναμικό ηρεμίας της μεμβράνης διαθέτει δικούς του διόδους ξεχωριστά για το κάλιο και το νάτριο, οι οποίες δεν έχουν ίσο δυναμικό ισορροπίας. Έτσι, κάποια ιόντα νατρίου κατευθύνονται σε διαφορετικό βαθμό και ρυθμό από ότι τα ιόντα καλίου λειτουργώντας ακυρωτικά για αυτά. Συνεπώς, ένα νευρικό κύτταρο σε δυναμικό ηρεμίας η συγκέντρωση ιόντων νατρίου έχει διαπερατότητα 50 με 75 φορές μικρότερη στο εξωτερικό του κυττάρου από ότι στο εσωτερικό. Τα ιόντα καλίου και τα ιόντα νατρίου έχουν διαφορετικό δυναμικό ισορροπίας, οπότε υπάρχει διάχυση ιόντων καλίου προς το εξωτερικό του κυττάρου και ιόντων καλίου προς το εξωτερικό της κυτταρικής μεμβράνης, ώστε να διαμορφωθεί μια τυπική τιμή δυναμικού ηρεμίας ( $-70\text{ mV}$ ). Υπεύθυνο για αυτά είναι το ένζυμο Na,K-ATPάση της μεμβράνης το οποίο μεταφέρει τα δυο είδη ιόντων. Οι συγκεντρώσεις τους δε μεταβάλλονται, ώστε να αντλήσουν τα ιόντα καλίου μέσα στο κύτταρο και τα ιόντα νατρίου έξω από αυτό. Σε ένα κύτταρο που επικρατεί το δυναμικό ηρεμίας οι οσμωτικές πιέσεις ηλεκτρικών δυνάμεων είναι ίσες με ίσο αριθμό ιόντων, οπότε οι συγκεντρώσεις ιόντων νατρίου και καλίου στο κύτταρο μένουν αμετάβλητες. [8]



Εικόνα 1.5: Αντλία ιόντων του ενζύμου Na,K-ATPάση.

Το δυναμικό ηρεμίας της μεμβράνης παραμένει σταθερό, όσο τα διάφορα άλλα ιόντα δεν επηρεάζουν τις συγκεντρώσεις ιόντων που να διαταράσσουν τη διαπερατότητα της μεμβράνης. Για να διατηρηθεί, όμως, η κατάσταση αυτή απαιτείται μια μόνιμη παθητική κατάσταση που επιτυγχάνεται με κυτταρική ενέργεια μεταβολισμού από τις ιοντικές αντλίες. Το ένζυμο Na,K-ATPάση επιτελεί τη παραπάνω μεταβολική ενέργεια, στον διαχωρισμό φορτίου και τη μεταφορά

δυναμικού. Το ένζυμο αυτό αποτελεί ηλεκτρογόνο αντλία τριών ιόντων νατρίου έξω από τη μεμβράνη για κάθε δύο ιόντα καλίου που επιτρέπει να περάσει μέσα σε αυτήν. Επίσης, το ένζυμο δεν μπορεί να μεταφέρει ίσο αριθμό ιόντων νατρίου και καλίου, νατρίου δεν υπήρχε διαχωρισμός φορτίων, στον οποίο θα οφείλονταν σε διάχυση ιόντων. Από την άλλη, τα ιόντα χλωρίου είναι διαπερατά από τις μεμβράνες πολλών κυττάρων ενώ δεν διαθέτουν τις αντίστοιχες αντλίες. Το αρνητικό φορτισμένο ενδοκυττάριο περιβάλλον προκαλεί την κίνηση χλωριόντων προς το εξωκυττάριο υγρό μέχρι να δημιουργηθεί ικανοποιητική ποσότητα συγκέντρωσης, η οποία στη συνέχεια προκαλεί τη διάχυση χλωριόντων προς το εσωτερικό λόγω οσμωτικής πίεσης. Το δυναμικό ισορροπίας για τα ιόντα χλωρίου είναι ίσο με το δυναμικό ηρεμίας, όταν η διάχυση προς το εσωτερικό του κυττάρου είναι εντελώς αντίθετη με τη διάχυση λόγω ηλεκτρικών δυνάμεων προς το εξωτερικό του κυττάρου. Τελικώς, το χλώριο δε συμμετέχει στο δυναμικό ηρεμίας. [8]

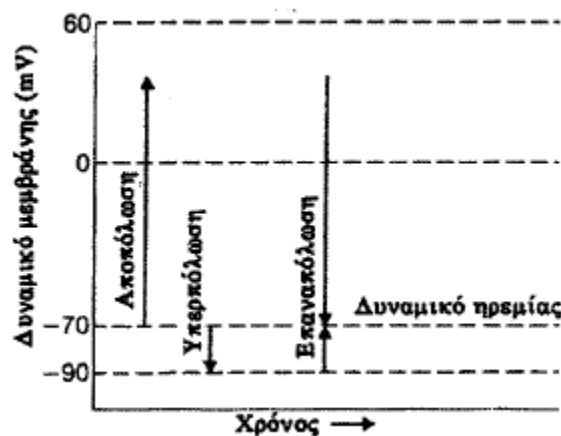


Εικόνα 1.6: Οι δίοδοι των ιόντων στην κυτταρική μεμβράνη. [8]

## 1.4 Δυναμικά Δράσης

Ο νευράξονας μεταφέρει το ηλεκτρικό σήμα σε άλλα νευρικά ή μυϊκά κύτταρα. Η διάδοση σημάτων στο νευρικό σύστημα πραγματοποιείται κυρίως με το δυναμικό δράσης (ενδονευρικά) και το μετασυναπτικό δυναμικό (διανευρωνικά). Η κυτταρική μεμβράνη των νευρώνων με τη βοήθεια των διόδων ιόντων κατά μήκος της διατηρεί σταθερή διαφορά δυναμικού ή αλλιώς δυναμικό ηρεμίας. Στην κατάσταση ηρεμίας η τιμή της είναι περίπου  $-70mV$ . Κατά σύμβαση ο

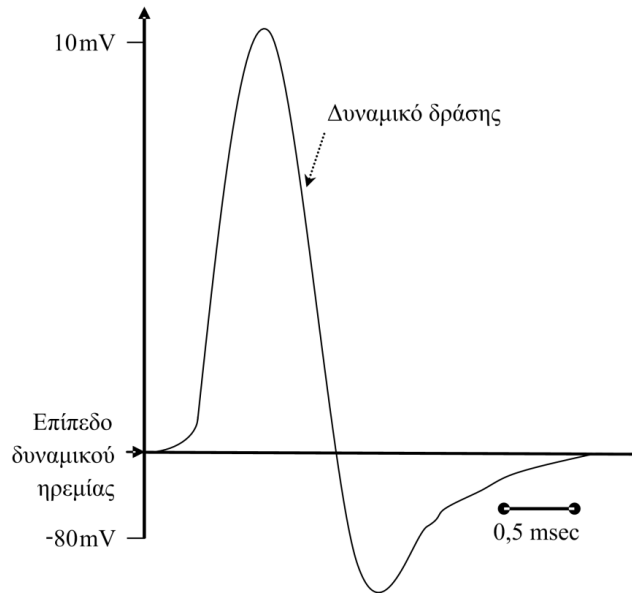
θετικός ακροδέκτης του βολτομέτρου εφαρμόζεται στο εσωτερικό του κυττάρου και ο αρνητικός ακροδέκτης στο εξωτερικό. Το δυναμικό δράσης προκαλείται όταν η διαμεμβρανική διαφορά δυναμικού αυξηθεί και περάσει ένα ορισμένο κατώφλι (συνήθως  $-50\text{ mV}$ ), τότε οδηγεί σε αύξηση της αγωγιμότητας νατρίου (αποπόλωση). Έτσι ενεργοποιείται ο νευρώνας στο σημείο που αρχίζει να εκτείνεται ο νευράξονας από το σώμα και δημιουργείται μια αιχμή δυναμικού που φτάνει τα  $30\text{ mV}$ , διάρκειας από  $1-2\text{ ms}$ . Στη συνέχεια, ο νευρώνας επιστρέφει στην κατάσταση ηρεμίας αφού περάσει από τα στάδια επαναπόλωσης και υπερπόλωσης (Εικόνα 1.7). Αυτή η κρουστική ηλεκτρική μεταβολή διαδίδεται κατά μήκος του άξονα και διερχόμενη από τα τμήματα μυελίνης που περιβάλλει τον άξονα, επαναλαμβάνει την ακολουθία πόλωση εκπόλωση πόλωση. Τα δυναμικά δράσης διαδίδονται ταχύτατα και έχουν την δυνατότητα μεταφέρουν πληροφορία γρήγορα και σε μεγάλες αποστάσεις.



Εικόνα 1.7: Βαθμωτά δυναμικά δράσης. [8]

Όμως, τα δυναμικά αυτά είναι μικρής διάρκειας και εξ' αιτίας της γεωμετρίας των αξόνων, ακόμα και από ταυτόχρονη ενεργοποίηση μιας ομάδας νευρώνων, αλληλοαναιρούνται ενώ λόγω του ανθρώπινου κρανίου, δεν προκύπτουν ικανά καταγραφικά αποτελέσματα. Το μετασυναπτικό δυναμικό εμφανίζεται όταν το ερέθισμα μεταδοθεί από τη προσυναπτική μεμβράνη εφόσον έχει ενεργοποιηθεί ο προσυναπτικός νευρώνας. Το δυναμικό αυτό έχει πιο συνεχή μορφολογία από το δυναμικό δράσης περιορισμένου χώρου διότι εμφανίζεται στην συναπτική περιοχή, έχει πιο χαμηλή τιμή αφού η αποπόλωση και υπερπόλωση γίνεται σε χαμηλότερο βαθμό από ότι το κέντρο του νευρώνα, που συλλέγει σήματα από τους παρακείμενους δενδρίτες. Όταν η σύναψη που ενεργοποιείται προκαλεί την αποπόλωση της μεμβράνης τότε το δυναμικό ονομάζεται μετασυναπτικό δυναμικό διέγερσης (excitatory PSP – EPSP) ενώ στη αντίθετη περίπτωση μετασυναπτικό δυναμικό αναστολής (inhibitory PSP – IPSP), διότι διαδιδόμενο προς το σώμα και αθροιζόμενο με άλλες συνεισφορές από διαφορετικές συνάψεις δεν διευκολύνει ενδεχόμενη

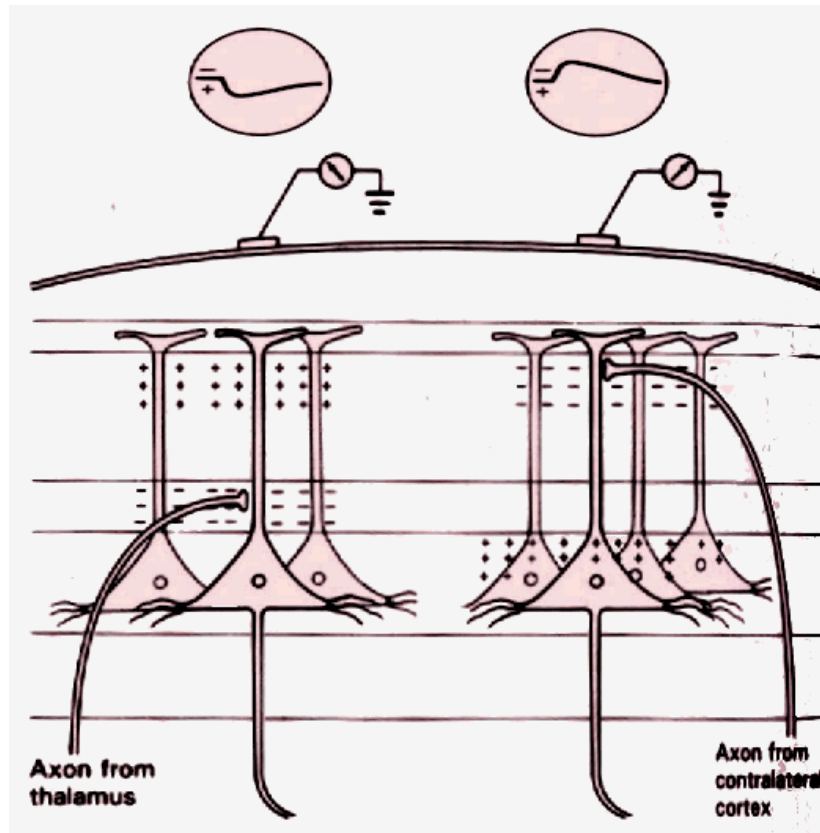
ενεργοποίηση του νευρώνα. Η κάθε σύναψη μπορεί να είναι είτε μόνο διεγερτική είτε αποκλειστικά ανασταλτική. Επίσης, ένας νευρώνας έχει την δυνατότητα να «ενεργοποιείται» ή να αναστέλλεται από διαφορετικούς άλλους νευρώνες. [7]



Εικόνα 1.8: Σχηματική αναπαράσταση του δυναμικού δράσης. [5]

Ο εγκεφαλικός φλοιός αποτελείται από πολλές πτυχώσεις, αναδιπλώσεις και από πολλά διαφορετικά στρώματα με αποτέλεσμα να διαφοροποιούνται οι νευρώνες, η επικοινωνία μεταξύ τους και οι λειτουργίες τους. Το σήμα του ΗΕΓ είναι αποτέλεσμα άθροισης της συγχρονισμένης μετασυναπτικής δραστηριότητας μεγάλων γειτονικών ομάδων νευρώνων που έχουν ταυτόχρονη ή σχεδόν ταυτόχρονη, ενεργοποίηση έχουν ίδιο προσανατολισμό και μπορούν να εκταθούν έως ορισμένα τετραγωνικά χιλιοστά. Μια ομάδα πυραμιδικών νευρώνων αν δεχθούν διέγερση στις συνάψεις τους, τότε θα δημιουργήσουν ηλεκτρικά δίπολα, τα οποία αθροιζόμενα θα δημιουργήσουν μετρήσιμα σήματα που φτάνουν μέχρι τα ηλεκτρόδια της κεφαλής. Ασφαλώς, γειτονικές εγκεφαλικές περιοχές θα ενεργοποιηθούν και συμμετέχουν στην εξαγωγή ηλεκτρικού σήματος. Οι πυραμιδικοί νευρώνες που παίρνουν το όνομά τους από το χαρακτηριστικό σχήμα του κυτταρικού σώματος τους, απαιτούν κάθετη διάταξη διότι λόγω της αρχής της υπέρθεσης ή επαλληλίας ο προσανατολισμός των νευρώνων έχει ιδιαίτερη σημασία. Εικόνα 1.7 Συνεπώς, ο προσανατολισμός και η γεωμετρία των νευρώνων σε συνδυασμό με την σύγχρονη ενεργοποίησή τους θα δώσουν μία μετρήσιμη τιμή στη δερματική επιφάνεια. [2]





Εικόνα 1.9: Καταγραφή και μέτρηση διαφοράς δυναμικού στην επιφάνεια του κεφαλιού με την βοήθεια κατάλληλων ηλεκτροδίων. Στο αριστερό μέρος θαλαμοφλοιϊκοί άξονες ενεργοποιούν συνάψεις στους βασικούς δενδρίτες της περιοχής κοντά στο σώμα δημιουργώντας μετασυναπτικό δυναμικό διέγερσης. Το εισελθέν ρεύμα εξέρχεται από τους δενδρίτες δημιουργώντας εκεί μια παθητική εξωκυττάρια πηγή ρεύματος, που συμπληρώνει ένα στοιχειώδες ηλεκτρικό δίπολο κάθετο προς την επιφάνεια του φλοιού. Το αντίστροφο συμβαίνει σε διεγερτικές συνάψεις από το αντίπλευρο φλοιό (δεξιά). [2]

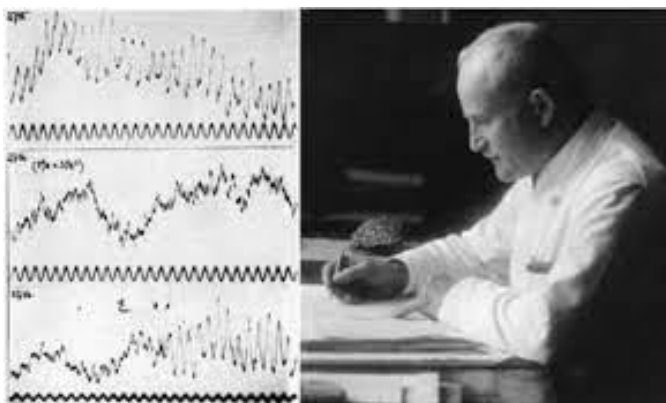
## 1.5 Ηλεκτροεγκεφαλογραφία

### 1.5.1 Ιστορικά στοιχεία

Η ιατρική έρευνα ασχολείται με τον εγκέφαλο και το νευρικό σύστημα από τα πρώτα της στάδια μελετώντας την ηλεκτρική δραστηριότητα που εμφανίζει κατά τη λειτουργία των νευρικών κυττάρων. Ο Du Bois-Reymond το 1848 παρατήρησε ότι η δραστηριότητα των περιφερειακών νέρων συνοδευόταν ηλεκτρικά δυναμικά τα οποία θα μπορούσαν να μετρηθούν, ενώ την ιδέα ότι τα εγκεφαλικά νεύρα περιέχουν μια εσωτερική μορφή ηλεκτρικών σημάτων δημοσιεύτηκε από τον Galvani το 1780. Ο R.Caton το 1877 απόδειξε ότι τα εξωτερικά ερεθίσματα δημιουργούν ασθενή ηλεκτρικά ρεύματα στον εγκέφαλο κουνελιών και πιθήκων και ότι είχαν τη

δυνατότητα να καταγραφούν μέσω εφαρμογής ηλεκτροδίων στη εξωτερική κεφαλική επιφάνειά τους. Όμως, η πρώτη αποδεδειγμένη καταγραφή διαφορών δυναμικού από την δερματική επιφάνεια του κεφαλιού πραγματοποιήθηκε από τον Hans Berger έναν Αυστριακό ψυχίατρο το 1929. Ο Hans Berger κατέγραψε ηλεκτρικά σήματα από το εγκέφαλο τοποθετώντας δύο λεπτά φύλλα αλουμινίου στο εμπρόσθιο και στο πίσω μέρος του κεφαλιού και παρατήρησε εμφάνιση διαφορετικών προτύπων κατά την εγρήγορση και κατά τον ύπνο. Από το 1929 θεωρείται η θεμελίωση της μελέτης των λειτουργιών του εγκεφάλου μέσω του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (HEΓ) (Electroencephalograph – EEG) είναι η καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου μη επεμβατικά, στο τριχωτό της κεφαλής, με αισθητήρες (ηλεκτρόδια) στους οποίους το ρεύμα ιόντων του σώματος μετατρέπεται σε ηλεκτρικό ρεύμα δια μέσω των καλωδίων, το οποίο οδηγείται στο σύστημα καταγραφής. Η τεχνική αυτή είναι μια απλή διαδικασία, το πλάτος των κυματομορφών που καταγράφονται είναι της τάξεως από 0,1-200μV και εύρος συχνοτήτων από 0,5-80 Hz. [2]

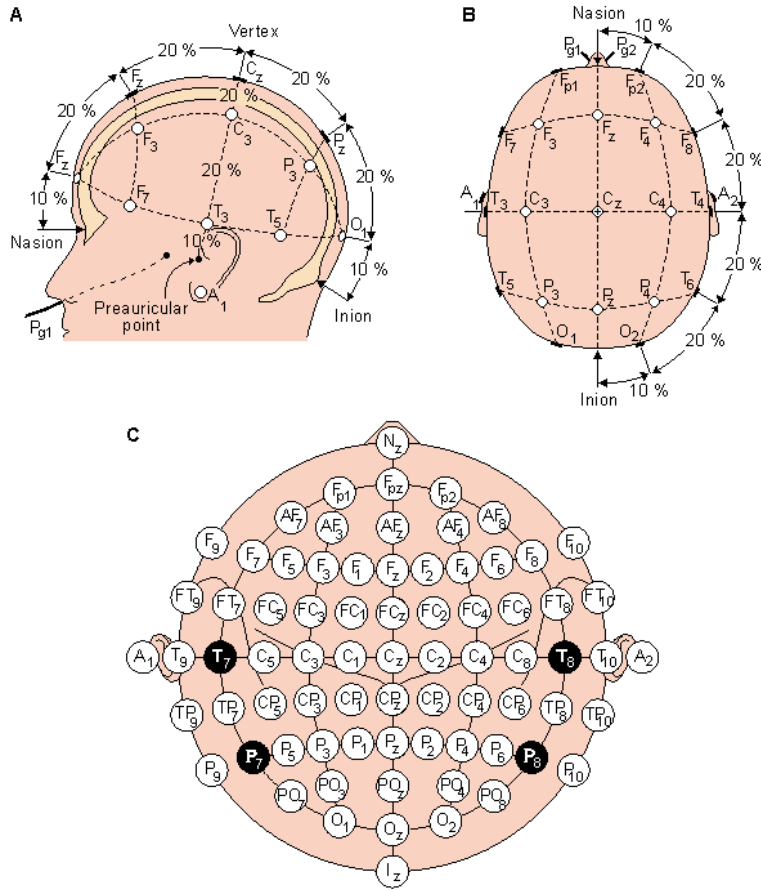


Εικόνα 1.10: Hans Berger, 1927 (αριστερά), ηλεκτροεγκεφαλογράφημα της κόρης του δεξιά. [3]

Το HEΓ αποτελεί μετρήσιμες διαφορές δυναμικού ανάμεσα στα διάφορα ζεύγη ηλεκτροδίων που τοποθετούνται κατά μήκος της κεφαλής. Το πρώτο στάδιο για την εξαγωγή των σημάτων του HEΓ είναι η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, οι αισθητήρες είναι υπεύθυνοι για την μετατροπή του ρεύματος ιόντων σε ρεύμα ηλεκτρονίων. Το ηλεκτρικό ρεύμα μέσα από τα καλώδια θα οδηγηθεί στο επόμενο βήμα της προενίσχυσης. Τα σήματα παραγόμενα από τη ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου είναι χαμηλής έντασης της τάξης από 0.1μV μέχρι 200μV και φάσμα συχνότητας με τιμές κάτω από 1Hz έως μερικές δεκάδες Hz. Γι' αυτό το λόγω υπάρχει απαίτηση για ενίσχυση των σημάτων, καθώς και, όσο το δυνατόν, μεγαλύτερη κάλυψη από ηλεκτρόδια του κεφαλιού. Η επαφή ηλεκτροδίου και δέρματος θα πρέπει να έχει χαμηλή αντίσταση. Τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται έχουν χαρακτηριστικά μη πολώσιμων ηλεκτροδίων και η αντίστασή τους να μην είναι μεγαλύτερη από λίγες δεκάδες Ω. Για να πετύχουμε χαμηλή αντίσταση τα ηλεκτρόδια καθαρά, ενώ η επαφή τους με το δέρμα γίνεται

μέσω ηλεκτρολυτικής αλοιφής ή μέσω ενός δακτυλιδίου. Συνήθως, τα ηλεκτρόδια κατασκευάζονται από άργυρο (Ag) είτε από χλωριούχο άργυρο (AgCl). Καλύτερης ποιότητα μέταλλου, όπως είναι ο χρυσός, μειώνει το φαινόμενο πυκνωτή, μετατοπίζοντας ελάχιστα την ευθεία συνιστώσα του σήματος από το μηδέν, όμως για λόγους κόστους δεν χρησιμοποιούνται. Τελικά, οι διαφορές δυναμικού στα ανώτερα στρώματα του εγκεφάλου δημιουργούνται από τις μεταβολές των ιοντικών συγκεντρώσεων που θα επιτρέψει ροή ηλεκτρικού ρεύματος δια μέσου των ηλεκτροδίων. [2]

Η τοποθέτηση ηλεκτροδίων γίνεται έτσι ώστε να είναι δυνατή η συσχέτιση διαφορετικών καταγραφών ή μοτίβων από έναν εξεταζόμενο σε άλλο εξεταζόμενο και ανάλογα με τον τρόπο καταγραφής του εγκεφαλογραφήματος ακόμα και σε διαφορετικά εργαστήρια. Για τα παραπάνω έχουν καθοριστεί διεθνή πρότυπα για την θέση τοποθέτησης των ηλεκτροδίων στο κεφάλι. Από τα πιο δημοφιλή πρότυπα θεωρείται το διεθνές σύστημα 10-20. Ονομάζεται έτσι διότι το 10% της απόστασης ανάμεσα στα δύο αυτιά μέχρι την απόσταση στο κοντινότερο ηλεκτρόδιο από το αυτί, ενώ το 20% της απόστασης των αυτιών μέχρι την απόσταση μεταξύ δύο άλλων ηλεκτροδίων. Αυτός είναι ο τρόπος, ώστε οι θέσεις των ηλεκτροδίων να προσαρμόζονται ανάλογα με τις διαστάσεις του κρανίου του εξεταζόμενου. Τα διακριτά σημεία που χρησιμοποιούνται για τις ακριβείς μετρήσεις είναι τρία, το οβελιαίο, το στεφανιαίο και το αξονικό. Τα γράμματα αντιστοιχούν στα σημεία του εγκεφάλου. Συγκεκριμένα, Pg pharyngeal (φαρυγγικό), Fp frontopolar (μέτωπο-πολικό), F frontal (μετωπικό), C central (κεντρικό), T temporal (κροταφικό), O occipital (ινιακό) και A auricular (ωτιαίο). Τα ηλεκτρόδια με δείκτη z (zentrum) τοποθετούνται στην κεντρική γραμμή. Στο δεξί ημισφαίριο τοποθετούνται ηλεκτρόδια με άρτιο αριθμό, ενώ στο αριστερό τοποθετούνται αυτά με περιττό αριθμό. (Εικόνα 1.11) [2]

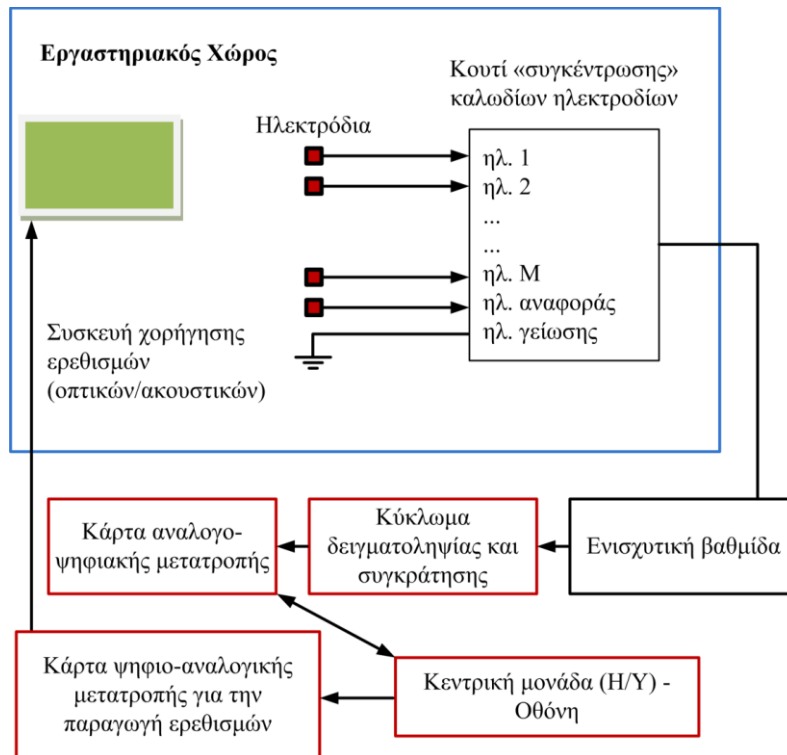


Εικόνα 1.11: Διάταξη συστοιχίας ηλεκτροδίων στο διεθνές σύστημα 10-20 για την καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογραφικών σημάτων (Α και Β). Διευρυμένο σύστημα 10-20 (C). [2]

Ηλεκτρόδια τα οποία αντιστοιχούν σε περιοχές του εγκεφάλου όπου εγείρουν δραστηριότητα ονομάζονται ενεργά ηλεκτρόδια. Αντιθέτως, ηλεκτρόδια που είναι τοποθετημένα σε περιοχές που δεν σχετίζονται με εγκεφαλική διεγερση αντιστοιχίζονται στα ανενεργά ηλεκτρόδια. Το αντί ή δύο αυτά σε βραχυκύκλωση είτε άλλα σημεία του λαιμού είναι ανενεργά ηλεκτρόδια. Κάθε σήμα του ΗΕΓ οδηγείται σε έναν διαφορικό ενισχυτή, που μετράει από δύο σημεία του κεφαλιού τις τάσεις μέσα από τα ηλεκτρόδια, ενισχύει τη διαφορά τους και αποδίδεται στην έξοδο μετρήσιμο ρεύμα των δεκάδων mA, δημιουργώντας έτσι τις απαγωγές. Οι τρόποι με τους οποίους καταγράφουμε τις απαγωγές είναι δύο. Στις διπολικές απαγωγές, δύο ενεργές περιοχές προσδίδουν ένα σήμα που είναι η διαφορά δυναμικού τους. Συνήθως οι διπολικές απαγωγές είναι για 15 έως 30 ηλεκτρόδια για τυπικές σε κλινικές νευρολογικές εξετάσεις ΗΕΓ, και έχουν το πλεονέκτημα ότι απορρίπτονται θόρυβο που είναι κοινός το ζευγάρι ηλεκτροδίων. Συχνά, χρησιμοποιούνται «κάσκες» ηλεκτροδίων οι οποίες είναι μόνιμως ενσωματωμένα τα ηλεκτρόδια. Όμως, στην ψυχοφυσιολογική έρευνα, στις μονοπολικές απαγωγές το σήμα που μετρείται προκύπτει από τη διαφορά δυναμικού ενός ηλεκτροδίου ενεργής και ενός ανενεργής

περιοχής (ηλεκτρόδιο αναφοράς). Το ηλεκτρόδιο αναφοράς είναι κοινό για όλες τις μετρήσεις, το οποίο δεν θα μένει ανεπηρέαστο από την εγκεφαλική δραστηριότητα. Οι μονοπολικές απαγωγές προσφέρουν ταυτόχρονη και ολοκληρωμένη, από τα ηλεκτρόδια όλων των ενεργών περιοχών, λήψη εγκεφαλικού σήματος και στη συνέχεια δυνατότητα σύγκρισης από τις διάφορες περιοχές αυτές. Τα κύρια χαρακτηριστικά σχεδίασης ενός συστήματος ΗΕΓ είναι η ευαισθησία που διαθέτει σε μικρές διακυμάνσεις τάσεων της τάξης 1-10  $\mu\text{V}$ , η δυναμική καταγραφή σε μικρό εύρος ζώνης και η μόνωση του εξεταστικού χώρου από άλλα σήματα ή θόρυβο. [2] [6]

Οι διαφορές δυναμικών των ηλεκτροδίων, στη συνέχεια, οδηγούνται στο κομμάτι της ενισχυτικής διάταξης, η οποία παρέχει και φιλτράρισμα. Το κέδρος τως συντελεστών ενίσχυσης της τάξης  $10^5$  αποτελούν την βαθμίδα της προενίσχυσης με ενισχυτές χαμηλού θορύβου. Ο εσωτερικός θόρυβος πρέπει να έχει μια τάξη μεγέθους μικρότερη τουλάχιστον από τα σήματα που σκοπεύουμε να μετρήσουμε. Επιπροσθέτως, ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος (common mode rejection ratio - CMRR) θα πρέπει να είναι στο επίπεδο των 120 db για το λόγο αυτό χρησιμοποιούνται κυκλώματα διαφορικών ενισχυτών. Παλαιότερα, το σήμα καταγραφόταν σε χαρτί ενώ σύγχρονα συστήματα μέσω συσκευών πολυπλεξίας καθοδηγούνται στον μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D converter), όπου τα σήματα σε ψηφιακή μορφή είναι μετρήσιμα από βολτόμετρα. Τα σήματα, αποστέλλονται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή τα οποία ως ψηφιακά δεδομένα μπορούν να επεξεργαστούν και να αποθηκευτούν στο σκληρό δίσκο του υπολογιστή. (Εικόνα 1.12)



Εικόνα 1.12: Διάταξη ψηφιακού ΗΕΓ που μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για την καταγραφή Προκλητών Δυναμικών. Ο εργαστασιακός χώρος πρέπει να είναι ηλεκτρομαγνητικά μονωμένος και οι ενισχυτικές βαθμίδες να συνδέονται με το «κουτί συγκέντρωσης των ηλεκτροδίων μέσω ομοαξονικού καλωδίου. [6]

Το εγκεφαλογράφημα που περιεγράφηκε αποτελεί μια φτηνή, ακίνδυνη και εύκολη εξέταση και δεν εκτίθεται ο εξεταζόμενος σε βλαβερές ακτινοβολίες. Το ΗΕΓ ονομάζεται μη επεμβατικό σε μια προγραμματισμένη νευρολογική εξέταση, αν τα ηλεκτρόδια χρειαστεί να τοποθετηθούν στην εγκεφαλική επιφάνεια τότε ονομάζεται επεμβατικό και χρήση τους απαιτεί χειρουργική επέμβαση.

Οι βασικές κατηγορίες πειραμάτων καταγραφής του ΗΕΓ είναι το εγγενές ή συμβατικό ΗΕΓ και τα προκλητά δυναμικά (ΠΔ). Στην περίπτωση του εγγενούς ΗΕΓ τα σήματα που καταγράφονται είναι αυθόρμητα και ανεξάρτητα από ανεξάρτητα από εξωτερικό ερέθισμα. Αντίθετα, τα σήματα που προέρχονται από κάποιο ερέθισμα, τότε ονομάζονται προκλητά δυναμικά. Ο εργαστηριακός χώρος, αν πρόκειται για ΠΔ, πρέπει να είναι προστατευμένος ηλεκτρομαγνητικά (κλωβός Faraday), ώστε να διατηρηθεί κατά το δυνατόν υψηλότερος ο λόγος σήμα προς θόρυβο (SNR). Θα πρέπει να επισημανθεί ότι για τη σωστή λειτουργία συσκευών μέτρησης, πόσο μάλλον για ένα σύστημα ΗΕΓ όπου τα μετρούμενα σήματα είναι πολύ ασθενή, απαιτείται η κοινή γείωση όλων των επιμέρους τμημάτων που περιγράφηκαν παραπάνω για να αποφευχθούν τα παρασιτικά σφάλματα. [8]

## 1.6 Ρυθμοί ΗΕΓ

Για να μελετηθεί το ΗΕΓ γίνεται διαχωρισμός στις καταγραφές δυναμικού συναρτήσει του χρόνου, των λεγόμενων ρυθμών, με τις συχνότητες να έχουν χαρακτηριστικό ρόλο. Όταν για μια χρονική περίοδο εμφανίζονται συνεχόμενα παρόμοια κύματα λέμε ότι υπάρχει ένας ρυθμός. Η κατηγοριοποίηση γίνεται με βάση το εύρος, τη συχνότητα, και τη χρονική διάρκειά τους. Το άθροισμα των ρυθμών δίνει εγκεφαλικές πληροφορίες για τις λειτουργίες σε συνθήκες, όπως ο ύπνος, η προσοχή, η παρουσία παθολογίας κ.α. Οι βασικότεροι ρυθμοί είναι οι βήτα, θήτα, άλφα και δέλτα. [8]

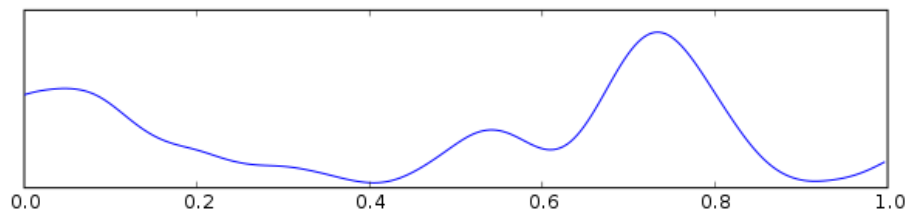
**Ρυθμός δέλτα:** Ο ρυθμός αυτός (0,5-4Hz πλάτος 100-200 $\mu$ V) παρατηρήθηκε από τον W.Grey Walter το 1936 και αφορά τον ύπνο σε φυσιολογικούς ανθρώπους και κατά την εγρήγορση χαρακτηρίζει παθολογικές καταστάσεις, ενώ συναντάται στα νεογέννητα μέχρι το δεύτερο έτος τους. [2][8]

**Ρυθμός θήτα:** Ο θήτα (4-8Hz μέχρι 100 $\mu$ V) τον συναντάμε σε άτομα εκτός ύπνου. Η παιδική ηλικία συνδέεται με αυτόν τον ρυθμό, ενώ ανατομικά εντοπίζεται περισσότερο στην κροταφική και στην κεντρική περιοχή με στοιχεία συμμετρίας. Επίσης, παρατηρείται σε περιόδους καταστολής με μορφές συνδυαστικά με τον ρυθμό βήτα σε φάσεις συγκέντρωσης ή σε φάσεις χαλάρωσης. [8]

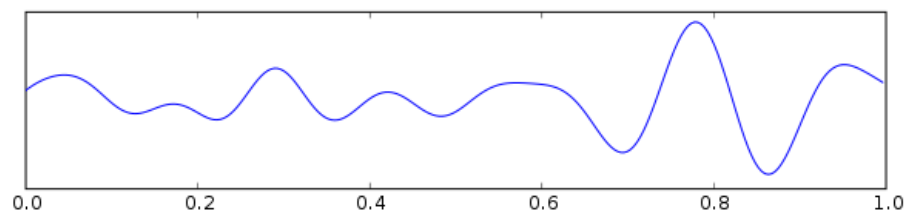
**Ρυθμός άλφα:** Ο Hans Berger το 1929 έδωσε το όνομα στο ρυθμό αυτό διότι ήταν ο πρώτος που τον μελέτησε. Φυσικά, ο ρυθμός άλφα κυριαρχεί σε ένα ΗΕΓ φυσιολογικού ενήλικα. Οι συχνότητες του κυμαίνονται από 8 – 13Hz και το πλάτος του μέχρι 30 $\mu$ V με την ινιακή περιοχή του εγκεφάλου να εντοπίζεται το μέγιστο πλάτος. Όταν ο εξεταζόμενος είναι σε χαλαρή κατάσταση και έχει κλειστά τα μάτια και δεν κοιμάται, τότε διακρίνεται καλύτερα. Ο βλεφαρισμός των ματιών προκαλεί, αναλόγως, αυξομειώσεις στον ρυθμό αυτό. Ο άλφα είναι συμμετρικός κάποιες φορές στα εγκεφαλικά ημισφαίρια, όμως συνήθως έχει μεγαλύτερο πλάτος στο ημισφαίριο που δεν κυριαρχεί. Παθολογική κατάσταση θεωρείται όταν απουσιάζει σε ένα από τα δύο ημισφαίρια. [5][7]

**Ρυθμός βήτα:** Ο βήτα, η δεύτερη κυματομορφή κατά τη μελέτη του Berger, είναι το εύρος συχνοτήτων από 13 μέχρι 30Hz και πλάτους, μέχρι 30 $\mu$ V, ο οποίος συχνά παρατηρείται στον μετωπιαίο λοβό μπορεί να επεκταθεί και στα βαθύτερα σημεία. Ο βήτα συνδέεται με τη δραστηριοποίηση του εγκεφάλου την ένταση, το άγχος. Αναλύεται για την συμμετρικότητά του αφού αν μειωθεί το πλάτος στο τεταρτημόριο σημαίνει την ύπαρξη παθογένειας είτε, επίσης, αν εμφανίζεται σε ένα μόνο ημισφαίριο. [8]

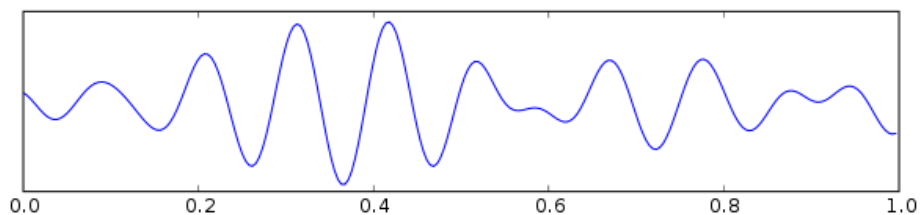
**Ρυθμός Γάμμα:** Ο ρυθμός γάμμα αποτελεί τον πιο υψίσυχο εγκεφαλικό ρυθμό, περιλαμβάνοντας κύματα με συχνότητες 30 – 60 Hz. Παρατηρείται σε περιπτώσεις εστιασμένης εγρήγορσης και σε διαφορετικές αισθητηριακές και γνωστικές διεργασίες (οσφρητική αντίληψη). [4]



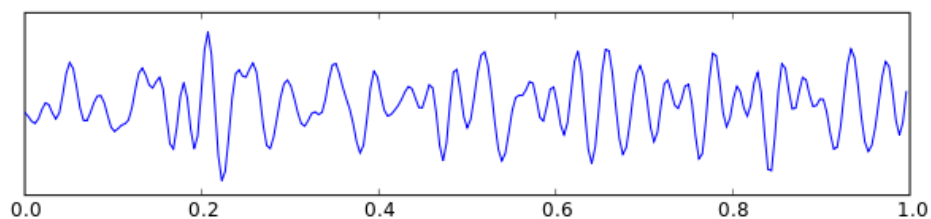
Εικόνα 1.13: Ρυθμός Δέλτα. [9]



Εικόνα 1.14: Ρυθμός Θήτα. [9]

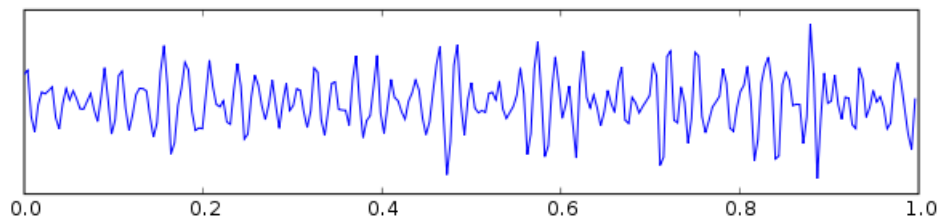


Εικόνα 1.15: Ρυθμός Άλφα. [9]



Εικόνα 1.16: Ρυθμός Βήτα. [9]





Εικόνα 1.17: Ρυθμός Γάμμα. [9]

Το ΗΕΓ χρησιμεύει ιδιαίτερα στην Νευρολογία καθώς είναι μια απλή, μη επεμβατική και φθηνή μέθοδος. Η μελέτη των εγκεφαλικών σημάτων δίνει εξαιρετικά συμπεράσματα όσον αφορά το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα, χρήσιμα για τον άνθρωπο και για όλα τα στάδια της ηλικιακής του κατάστασης. Η αποθήκευσή του σε βάσεις δεδομένων και η συσχέτιση των αποτελεσμάτων με βάση την ηλικία, παθήσεις κλπ, συνιστά το «ποσοτικοποιημένο» εγκεφαλογράφημα (quantitative EEG –qEEG). Επίσης, το ΗΕΓ μπορεί να δώσει χρήσιμα στοιχεία στην περίπτωση εγκεφαλοπαθειών (π.χ. νόσο Jacobs - Kreutzfeldt, Alzheimer), τόσο για τη βαρύτητα της νόσου, όσο και για την υποβοήθηση της διάγνωσης και της πρόγνωσης. Μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζει επίσης η μελέτη του ΗΕΓ στην περίπτωση της επιληψίας, όπου εμφανίζονται «αιχμές» και «βραχεία κύματα» (spikes and short waves - SSW) υψηλής συχνότητας, με διάρκεια από 20-70msec και 70-200msec αντιστοίχως. Η εντόπιση αυτών των ανωμαλιών στο αναγραφόμενο σήμα διευκολύνεται σήμερα πολύ με τη χρήση ψηφιακών τεχνικών επεξεργασίας. Το ΗΕΓ μελετάται ακόμη στις περιπτώσεις κρανιοεγκεφαλικών κακώσεων, κώματος κ.ά. Τέλος, το ΗΕΓ αποτελεί το κύριο μέσο στη μελέτη του ύπνου. [2]

## 1.7 Προκλητά δυναμικά

Τα προκλητά δυναμικά – ΠΔ (Evoked Potentials) είναι τα δυναμικά που καταγράφονται από την επιφάνεια του κεφαλιού όταν ο εξεταζόμενος εκτίθεται σε εξωτερικούς ερεθισμούς. Τα ΠΔ ανάλογα με το είδος του εξωτερικού ερεθίσματος διακρίνονται σε 3 κατηγορίες. Οι ερεθισμοί μπορεί να είναι ακουστικοί (ακουστικά προκλητά δυναμικά, Auditory Evoked Potentials – AEP) δηλαδή ήχους, λέξεις ή τόνους διαφόρων συχνοτήτων και έντασης, οπτικοί (οπτικά προκλητά δυναμικά, Visual Evoked Potentials – VEP), για παράδειγμα, η προβολή διάφορων εικόνων, η χρωματική εναλλαγή, λάμπεις και άλλα, και οι σωματοαισθητικοί ερεθισμοί (σωματοαισθητικά προκλητά δυναμικά, Somatosensory Evoked Potentials – SEP) που είναι ένα ασθενές ηλεκτρικό ρεύμα το οποίο θα εφαρμοστεί σε κάποιο στοχευμένο νεύρο. [8]

Ένα βασικό χαρακτηριστικό είναι ο χρόνος εμφάνισής των ΠΔ από την έναρξη χορήγησης του ερεθισμού, που ονομάζεται λανθάνων χρόνος. Στη συνέχεια, τα ΠΔ διακρίνονται, σε πρώιμα (early, fast) με χρονικά διαστήματα 2 – 12 msec, σε μέσα (middle) από 12 – 50 msec και τα αργά ή ύστερα (late) δυναμικά πέραν των 1000msec από τη στιγμή που χορηγείται ο εξωτερικός ερεθισμός. Ενδεικτικά, στα πρώιμα δυναμικά έχουμε πλάτη της τάξης του 0,1 ως 0,5μV και συχνότητας 100 ως 1000Hz ενώ στα ύστερα δυναμικά παρατηρούνται συχνότητες 0,1Hz ως 5Hz και πλάτη από 1 ως 20μV. Παρατηρούμε ότι καθώς αυξάνεται ο λανθάνων χρόνος, μειώνεται η συχνότητα των κυματομορφών και αυξάνεται το πλάτος τους. Ενώ τα ύστερα δυναμικά αναφέρονται στην εγκεφαλική δραστηριότητα εγκεφαλικών περιοχών του φλοιού στην ανταπόκριση εξωτερικών πληροφοριών, τα πρώιμα δυναμικά, από την άλλη, σχετίζονται με τη διαβίβαση των συναπτικών ώσεων δια μέσω των οπτικών και ακουστικών νεύρων για οπτικά ή ακουστικά προκλητά δυναμικά και δια μέσω της σωματοαισθητικής οδού για τα σωματοαισθητικά. [10]

Η μέτρηση των προκλητών δυναμικών γίνεται με την ίδια διάταξη που χρησιμοποιείται για το EEG. Το πλάτος των ΠΔ είναι αρκετά μικρότερο σε σχέση με τα σήματα τα οποία μετρούνται κατά τη διάρκεια μιας κοινής ηλεκτροεγκεφαλογραφικής μέτρησης. Επίσης κατά τη διάρκεια μιας μέτρησης εγκεφαλικού σήματος λειτουργούν εκτός των εγκεφαλικών περιοχών που δέχονται και επεξεργάζονται το ερέθισμα, και άλλες εγκεφαλικές περιοχές οι οποίες σχετίζονται με τη γενικότερη λειτουργία του οργανισμού. Κατά συνέπεια το σήμα που σχετίζεται με την αντίδραση του εγκεφάλου στο ερέθισμα είναι «κρυμμένο» μέσα στο συνολικό σήμα που καταγράφεται. Το κομμάτι του σήματος που δεν αφορά στην εγκεφαλική επεξεργασία του ερεθίσματος θεωρείται θόρυβος, ο οποίος μάλιστα είναι πιο ισχυρός από το σήμα που επιθυμούμε να μελετήσουμε. [10] Συνεπώς, η μέτρηση των ΠΔ είναι ιδιαίτερα δύσκολη και εφαρμόζονται οι εξής μέθοδοι:

- i. Η μέτρηση των σημάτων γίνεται σε χώρο κατά το δυνατόν προστατευμένο από εξωτερικά ηλεκτρικά πεδία, ιδανικά σε ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο δωμάτιο (κλωβός Faraday).
- ii. Διαδικασία εξαγωγής του μέσου όρου. Η δοκιμασία χορήγησης του ερεθίσματος και η παραγωγή των ΠΔ, επαναλαμβάνεται αρκετές φορές. Έστω η συνολική μετρούμενη κυματομορφή δυναμικού  $r_i(t)$  κατά την διάρκεια της  $i$  επανάληψης του πειράματος. Το συνολικό αυτό σήμα μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από δύο τμήματα, το επιθυμητό σήμα  $s_i(t)$  και τον θόρυβο  $n_i(t)$  που αντιπροσωπεύει το εξελισσόμενο «συμβατικό» ΗΕΓ και όλες τις υπόλοιπες πηγές εξωεγκεφαλικού θορύβου. [10] Οπότε:

$$r_i(t) = s_i(t) + n_i(t) \quad i = 1, \dots, N \quad (2.1)$$

όπου  $N$  ο αριθμός των επαναλήψεων. Αν αθροίσουμε τις διάφορες καταγραφές και λάβουμε το μέσο όρο τους θα έχουμε:

$$E(r_i(t)) = \frac{\sum_{i=1}^N r_i(t)}{N} = \frac{1}{N} \left( \sum_{i=1}^N s_i(t) + \sum_{i=1}^N n_i(t) \right) \quad (2.2)$$

Υποθέτοντας ότι κάθε φορά το ΠΔ το σχετιζόμενο με το εκλυτικό γεγονός (ερέθισμα) αναπαράγεται πανομοιότυπα θα είναι:

$$s_i(t) = s_j(t) = s(t) \quad \forall i \in \{1, \dots, N\} \quad (2.3)$$

Αντιθέτως ο θόρυβος, οποίος δεν σχετίζεται με το εκλυτικό γεγονός, μπορεί να θεωρηθεί ασυσχέτιστη τυχαία διαδικασία από πείραμα σε πείραμα, με αποτέλεσμα το άθροισμα των  $n_i(t)$  να είναι μηδενικό. Συνεπώς έχουμε:

$$E(r_i(t)) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s_i(t) + \frac{1}{N} \cdot 0 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s_i(t) = \frac{1}{N} \cdot N \cdot s(t) \Rightarrow E(r_i(t)) = s(t) \quad (2.4)$$

Ακολουθώντας αυτή τη διαδικασία που παρουσιάζεται γραφικά στην Εικόνα 2.1, μπορούμε να «εξάγουμε» το επιθυμητό σήμα ΠΔ από το θόρυβο.



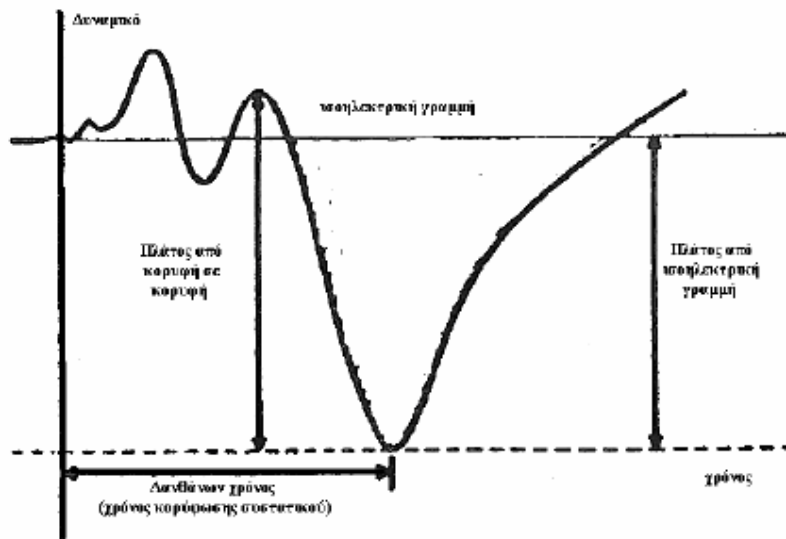
Εικόνα 1.18: Διαδικασία εξαγωγής του μέσου όπου, η δεξιά καμπύλη είναι ο μέσος όρος από καταγραφές ίδιων απαγωγών και δυναμικών. Η κλίμακα του πλάτους του δυναμικού μεταβάλλεται για κάθε επίπεδο επεξεργασίας.

[10]

Η μέθοδος αυτή, ωστόσο, παρουσιάζει κάποιους περιορισμούς. Οι πολλαπλές επαναλήψεις της δοκιμασίας δεν είναι πρακτικώς εφικτές διότι παρουσιάζονται μεταβολές στο επίπεδο του βαθμού ή της κατεύθυνσης της προσοχής του εξεταζόμενου που επηρεάζουν τα ΠΔ της

εξοικείωσης, της κόπωσης, της προσαρμογής, τόσο στην ένταση όσο και στο χρόνο. Για αυτό το λόγο θα πρέπει να υπάρχει περιορισμένος χρόνος εξέτασης με συγκεκριμένο αριθμό επαναλήψεων ώστε να παρατηρείται ο εξεταζόμενος. Μεταξύ των πειραμάτων ο χρόνος θα πρέπει να είναι μικρός διότι εμφανίζεται μια συσχέτιση υψηλού θορύβου ο “ρυθμικός” θόρυβος. Έτσι, παρατηρείται φαινόμενα φασματικής κατανομής ισχύος με αποτέλεσμα κοντά στις συχνότητες των ΠΔ να συγκεντρώνεται ανεπιθύμητο σήμα περιορισμένου εύρους όπου ο θόρυβος θα ενισχύεται αντί να μειώνεται με τη εξαγωγή του μέσου όρου. Η λύση σε αυτό είναι να χρησιμοποιηθεί απεριοδικός χρονισμός ανάμεσα στις δοκιμασίες εξέτασης. [8]

Βασικό ρόλο στη μελέτη των ΠΔ μετά την εξαγωγή του μέσου όρου, εμφανίζονται, ανάλογα με το είδος των εκλυτικών γεγονότων, κυματομορφές που ονομάζονται συστατικά (components) του ΠΔ. Αυτά τα υποσυστατικά είναι θετικές ή αρνητικές κορυφές δυναμικού συναρτήσει χρονικών στιγμών στην οποία κατά προσέγγιση ανιχνεύεται η κορυφή αυτή, από τη στιγμή που εφαρμόζεται το εκάστοτε προκλητό δυναμικό. Εικόνα 1.19. Ιδιαίτερο ρόλο παίζει το πλάτος τους που μετρείται σε Volt ξεκινώντας με αφετηρία από το μηδέν ή από κάποια προηγούμενη κορυφή και η αρχή της μέτρησης είναι από την στιγμή που χορηγούνται τα ΠΔ. [10]



Εικόνα 1.19: Σχηματική αναπαράσταση του καθορισμού του χρονικού σημείου κορύφωσης και του πλάτους των ΠΔ συστατικών.

Επίσης μπορούμε να ξεχωρίσουμε τα ΠΔ σε εξωγενή ή ενδογενή. Τα ενδογενή ΠΔ, αναφέρονται ουσιαστικά από τα ψυχολογικά γνώρισμα του ΠΔ που θα εφαρμοστεί ακόμα και από την ψυχολογική κατάσταση του ατόμου. Ας πούμε, αν τα ερεθίσματα είναι γνωστά ή άγνωστα, αν προκαλούν κάποια ευχαρίστηση ή δυσφορία, αν είναι ορθολογικά σωστό ή λάθος, αδιάφορο ή

ενδιαφέρον κ.λ.π. Ο λανθάνων χρόνος εμφάνισής τους σε σχέση με το εκλυτικό ερέθισμα βρίσκεται συνήθως ανάμεσα στα 100 και 500msec. Τα εξωγενή αφορούν καθαρά την φύση του εκλυτικού ερεθίσματος, δηλαδή την συχνότητά του, την ένταση κ.α. και την φυσιολογία των αισθητικών οδών.

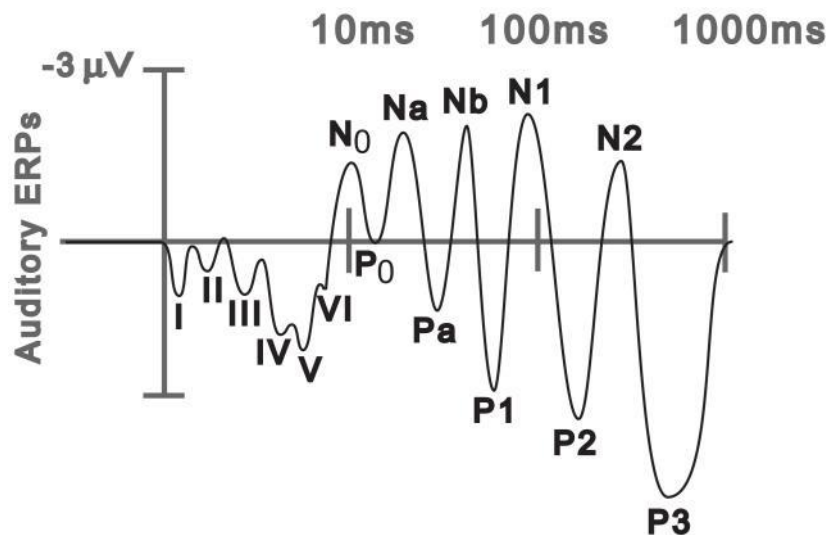
Αναφορικά, μετά τα 70msec τα δυναμικά που μετριοούνται ανήκουν στα ενδογενή δυναμικά και έχουν άμεση σχέση με τα διάφορα στάδια νοητικής επεξεργασίας των εξωτερικών ερεθισμών στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ). Τα συστατικά που εμφανίζονται πριν από τα 100msec συνήθως ανήκουν στα εξωγενή δυναμικά και χρησιμεύουν στη διάγνωση νευρολογικών νόσων.

Για τα ακουστικά ΠΔ έχουμε:

α. Για τα πρώτα δυναμικά, 2-12msec από τη στιγμή που λαμβάνει χώρα το ακουστικό ερέθισμα, επτά διαδοχικές κορυφώσεις αριθμούμενες από το I ως το VI.

β. Για τα μέσου χρόνου δυναμικά (12-50msec) υπάρχουν τα συστατικά  $N_0, P_0, N_a, P_a, N_b$ . Οι κορυφώσεις  $N_0, P_0$  λαμβάνουν χώρα πριν τα 20msec οι δε  $N_a, P_a, N_b$  περίπου στα 20, 30 και 40msec αντίστοιχα. Εικόνα().

γ. Για τα ύστερα δυναμικά (50msec και πέρα) αναφέρονται τα συστατικά  $N_{100}, P_{200}, N_{200}, P_{300}, N_{400}$ , όπου  $N$  ή  $P$  σημαίνει αρνητική ή θετική κορυφωση και ο δείκτης αναφέρεται στον λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης, κατά προσέγγιση, του μεγίστου, σε msec. Εικόνα 1.20.

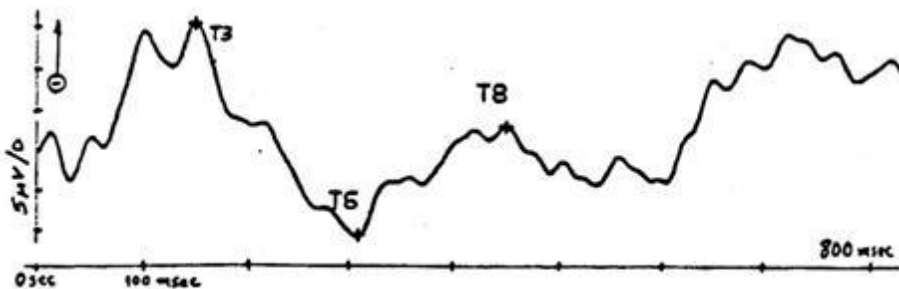


Εικόνα 1.20: Ιδανική κυματομορφή δυναμικού που σχετίζεται με γεγονότα (ERP) που προκαλείται από ένα σύντομο ακουστικό ερέθισμα που ξεκινά με τις πρώτες αποκρίσεις του εγκεφάλου (κύματα I-VI). Η χρονική κλίμακα είναι λογαριθμική για να δείξει αυτές τις πρώτες απαντήσεις. [11]

Τα συστατικά χωρίζονται σε «υποσυστατικά», όταν για δύο μερικώς διαφορετικές δοκιμασίες μπορεί να παράγουν συστατικό όμοιας μορφολογίας, αλλά με διαφορά στον χρόνο κορύφωσης της τάξης δεκάδων ή λίγων εκατοντάδων ms τέτοια που να μην υπεισέρχεται στο χρονικό παράθυρο άλλου γνωστού συστατικού. Στη βασική μεθοδολογία που ακολουθείται, χρησιμοποιούνται χάρτες κατανομής των δυναμικών στην επιφάνεια του κεφαλιού που μπορούν να βοηθήσουν στη διαδικασία της κατηγοριοποίησης και προχωρημένες ψηφιακές τεχνικές μέτρησης, που επιτρέπουν τη λεπτομερέστερη μελέτη των συστατικών και «υποσυστατικών». [6]

Τα σημαντικότερα ενδογενή συστατικά των ΠΔ είναι τα εξής:

1.  $N_{100}$ : Επηρεάζεται και από εξωγενείς παράγοντες του ερεθίσματος όπως η διάρκεια, η ένταση, η συχνότητα και πιθανώς στη συνύπαρξη 3 – 6 ταυτοχρόνως ενεργών συστατικών που δηλώνει πολυπλοκότητα μηχανισμών. Είναι δυναμικό αρνητικής κορύφωσης που μετριέται στα 90 ως 150msec μετά τη χορήγηση του εκλυτικού ερεθίσματος και συνδέεται με τη λειτουργία της χαλάρωσης και την επιλογή πληροφοριών. [10]
2.  $P_{300}$ : Αναφέρεται στη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού από 220 ως 500msec μετά το ερέθισμα και αποτελείται από δύο υποσυστατικά: το P300a (P3a), που εκφράζει την εκούσια αντίδραση προσανατολισμού, και το P300b (P3b), το οποίο εμφανίζεται στο χρονικό διάστημα 300 ως 500msec και θεωρείται μέτρο των ελεγχόμενων, σκόπιμων, διαδικασιών επεξεργασίας ερεθισμάτων. Έχει παρατηρηθεί ότι συνδέεται και με τη μνήμη. [6] [10]
3.  $N_{400}$ : Είναι η κορύφωση αρνητικού μετρούμενου δυναμικού που ανιχνεύεται γύρω στα 400msec μετά το ερέθισμα και τα συμπεράσματά του είναι κατάλληλα για εξετάσεις μηχανισμών που σχετίζονται με την αναπτυξιακές δεξιότητες της γλώσσας και το συντακτικό – εννοιολογικό της περιεχόμενο. [6]



Εικόνα 1.21: T3, T6 και T8 είναι οι κορυφώσεις των συστατικών N100, P300 και N400. [8]

Στον τομέα της Ψυχιατρικής και της Νευρολογίας, τα ΠΔ, ως μετρήσιμες ποσότητες που εξάγονται κάτω από αυστηρά ελεγχόμενες πειραματικές συνθήκες, αποτελούν σημαντικό παράγοντα στην προώθηση της ψυχιατρικής έρευνας και της κλινικής εφαρμογής. Γίνεται, λοιπόν, προσπάθεια να μελετηθούν οι διαφορές που παρουσιάζουν άρρωστοι σε σχέση με υγιείς. Στην κλινική πράξη άρχισαν να χρησιμοποιούνται από τις αρχές της δεκαετίας του 1970 οπότε καθορίστηκε και η διαγνωστική τους χρησιμότητα. Γενικά συμβάλουν για τη διάγνωση νευρολογικών παθήσεων, για την αξιολόγηση των αισθητηριακών διαταραχών καθώς και τη νευροψυχολογική αξιολόγηση ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες, δυσλεξία, και ψυχιατρικές διαταραχές. Χρησιμεύουν στη διάγνωση νευρολογικών νόσων, π.χ. απομυελινικές ασθένειες, εγκεφαλικοί όγκοι κ.ά., ειδικότερα τα ακουστικά δυναμικά σε ασθένειες σχετιζόμενες με τον οπίσθιο κρανιακό. Επίσης, τα ακουστικά ΠΔ επιτρέπουν τη μη επεμβατική διάγνωση ελαττωμάτων ακοής από μη συνεργάσιμα άτομα. Τέλος, τα σωματοαισθητικά δυναμικά χρησιμοποιούνται ευρέως σε νευρολογικές επεμβάσεις για τον έλεγχο των αντίστοιχων αισθητικών οδών και τις εγκεφαλικές απολήξεις τους. [6][8]

## 2. Συστήματα Διεπαφής Εγκεφάλου-Υπολογιστή

Μια διεπαφή εγκεφάλου-υπολογιστή (Brain computer interface – BCI) ορίζεται ένα μέσω επικοινωνίας, το οποίο λαμβάνει εγκεφαλικά σήματα, τα επεξεργάζεται και τα μετασχηματίζει σε εντολές εξόδου μιας συσκευής για την εκτέλεση της επιθυμητής ενέργειας σε άτομα με σοβαρές κινητικές και εγκεφαλικές δυσλειτουργίες. Ο κύριος στόχος των BCI είναι να αντικαταστήσει ή να αποκαταστήσει χρήσιμη λειτουργία σε άτομα με ειδικές ανάγκες από νευρομυϊκές παθήσεις όπως μυϊκή δυστροφία, πολλαπλή σκλήρυνση, νόσος του Parkinson, εγκεφαλική παράλυση ή εγκεφαλικό επεισόδιο, τραυματισμός του νωτιαίου μυελού, κ.α. Η βασική ιδέα περιλαμβάνει την ανάλυση των εγκεφαλικών σημάτων μέσω μιας συσκευής απαγωγής αυτών, και μέσω ανάπτυξης κώδικα λογισμικού στη δημιουργία εντολών για τον έλεγχο μιας άλλης συσκευής που μπορεί να είναι ο δρομέας του υπολογιστή, ένα αναπηρικό αμαξίδιο, ένας ρομποτικός βραχίονας. [12]

Διαταραχές όπως είναι η αταξία και το σύνδρομο «κλειδώματος», διαταράσσεται ο συντονισμός των μυών επηρεάζεται η ομιλία, η κίνηση των ματιών, η ικανότητα κατάποσης, το περπάτημα, την παραλαβή αντικειμένων κ.λπ. Αυτές οι παθήσεις, είναι εξαιρετικά δύσκολο για τον ασθενή

να μπορεί να κινείται ή ακόμα και να επικοινωνεί. Επομένως, τα συστήματα BCI είναι ιδανικά για την μεταφορά των σημάτων ΗΕΓ στις συγκεκριμένες συσκευές. Υπάρχει συνεργασία μεταξύ ασθενούς και BCI. Οι χρήστες, ύστερα από εκπαίδευση κάποιου διαστήματος, αναπαράγει εγκεφαλικά σήματα που στοχεύουν στη πρόθεση τους και το BCI, επίσης μετά από ανατροφοδότηση στοιχείων, μετασχηματίζει τα σήματα και τα προσδίδει σε εντολές ώστε οι συσκευές υποβοήθησης να εκπληρώνει την πρόθεση του ασθενούς. Οι μετρήσεις απαγωγής εγκεφάλου μπορούν να πραγματοποιηθούν στις επεμβατικές μέσω χειρουργικής επέμβασης και σε μη επεμβατικές όπου αναλύθηκαν. Οι μέθοδοι που είναι επεμβατικές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την καταγραφή του σήματος ηλεκτροκορτικογράφου (electrocorticoigraphy – ECoG) που συλλαμβάνεται από την επιφάνεια του φλοιού ή σήματα σύλληψης μέσα από τον φλοιώδη ιστό. Και οι δύο αυτές μέθοδοι θεωρούνται μη πρακτικές για τον μοναδικό λόγο ότι απαιτούν χειρουργική διαδικασία για την εμφύτευση των ηλεκτροδίων. Ωστόσο, έχουν ένα σαφές πλεονέκτημα έναντι των μη επεμβατικών μεθόδων όταν η ποιότητα σήματος ή η χωρική ανάλυση είναι ένας κρίσιμος παράγοντας. Ενώ, οι μη επεμβατικές μέθοδοι χρησιμοποιούνται ευρύτερα. Η πιο δημοφιλής μέθοδος είναι η Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (EEG) που έχουμε αναλύσει παραπάνω. Άλλες μη επεμβατικές μέθοδοι περιλαμβάνουν τη Μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG) όπου καταγράφει τα μαγνητικά πεδία που παράγονται από την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου, τη λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (fMRI) που μετρά διάφορες αλλαγές στη ροή του αίματος μέσα στον εγκέφαλο και τη φασματοσκοπία εγγύς υπέρυθρων (Near Infrared Spectroscopy – NIRS). [12]

## 2.1 Ιστορικά στοιχεία

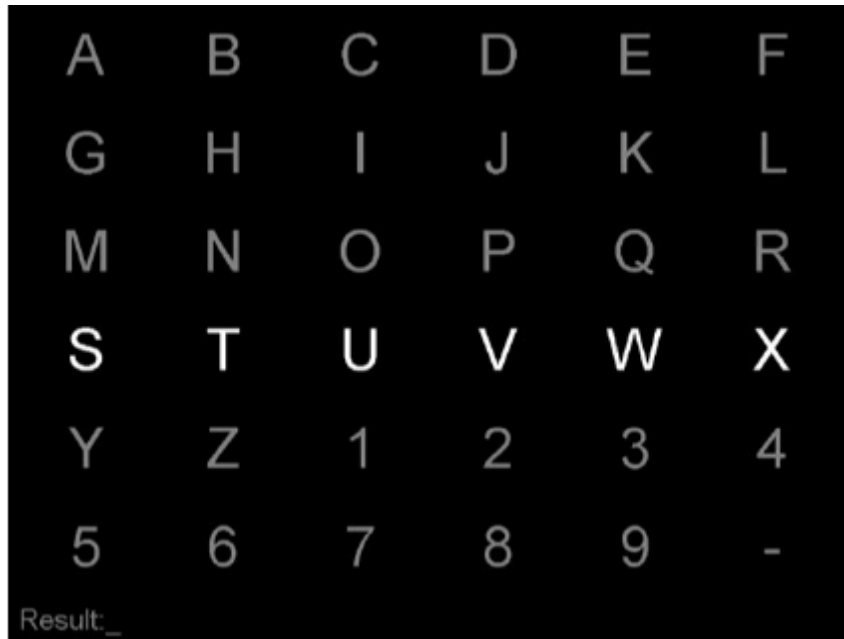
Το πρώτο BCI που σχεδιάστηκε ήταν το έτος 1964 από τον Grey Walter, ο οποίος ήταν νευροφυσιολόγος. Ο Walter συνδέσε ηλεκτρόδια με τις κινητικές περιοχές του εγκεφάλου ενός ασθενούς, του οποίου η χειρουργική επέμβαση έγινε για κάποιους άλλους λόγους. Στη συνέχεια, ζητήθηκε από τον ασθενή να πατήσει ένα κουμπί για να προωθήσει έναν προβολέα διαφανειών και καταγράφηκε η αντίστοιχη εγκεφαλική δραστηριότητα. Το σύστημα στη συνέχεια συνδέθηκε με έναν προβολέα ο οποίος είχε ρυθμιστεί να προωθεί τις διαφάνειες όταν ανιχνεύτηκε παρόμοια εγκεφαλική δραστηριότητα. Η ενδιαφέρουσα ανακάλυψη ήταν ότι το σύστημα δημιούργησε το πάτημα ενός κουμπιού προτού ο ασθενής πατήσει το κουμπί, πράγμα που υποδηλώνει απαίτηση καθυστέρησης στο σύστημα μετά την απόκτηση του εγκεφάλου. Έτσι, ένα ελεγχόμενο από τον εγκέφαλο σύστημα ανακαλύφθηκε και εφαρμόστηκε για πρώτη φορά. Ωστόσο, αυτή η εργασία παρουσιάστηκε μόλις ως ομιλία σε μια ομάδα που ονομάζεται Ostler6 μιας διεπαφής εγκεφάλου-υπολογιστή που βασίζεται στη χρήση φυσικών ηλεκτρικών σημάτων (EEG). Ο Philip Kennedy, το 1998 εμφύτεψε το πρώτο BCI σε άνθρωπο. Ωστόσο, αυτή η συσκευή είχε περιορισμένη λειτουργία. Το BrainGate, που αναπτύχθηκε από την Cyberkinetics ήταν το πρώτο BCI που αναπτύχθηκε εμπορικά το 2001 από τον John Donoghue



και άλλους ερευνητές του Brown University. Ο Mathew Nagle ήταν ο πρώτος άνθρωπος που εμφυτεύτηκε με το ίδιο BCI, BrainGate στο Rhode Island τον Ιούνιο του 2004. Τον Δεκέμβριο του 2004, ο Jonathan Wolpaw μαζί με την ομάδα του δημοσίευσαν μια μελέτη που απεικονίζει την ικανότητα χειρισμού ενός υπολογιστή μέσω σημάτων ΗΕΓ που έχουν επιλεγεί από μία κάσκα ηλεκτροδίων. [13]

## 2.2 Εφαρμογές των BCI

Οι εφαρμογές των συστημάτων BCI επικεντρώνονται στην παροχή ενός νέου μέσου επικοινωνίας για αυτούς τους ανθρώπους, καθώς δεν μπορούν να μιλήσουν, να γράψουν ή να χρησιμοποιήσουν τη νοηματική γλώσσα. Κάποιες εφαρμογές βασίζονται στην κίνηση των ματιών και του βλέμματος, εφόσον οι χρήστες έχουν την ικανότητα να τις ελέγχουν πλήρως. Παραδείγματα εξ' αυτών είναι οι εφαρμογές ορθογραφίας ή 2D πλοήγηση, οι οποίες βασίζονται σε οπτικά ερεθίσματα που είναι τα δυναμικά  $P_{300}$  και τα οπτικά προκλητά δυναμικά σταθερής κατάστασης (Steady-State Visual Evoked Potentials — SSVEP). Το σύστημα λειτουργεί εμφανίζοντας τα 26 γράμματα του λατινικού αλφαβήτου, μαζί με πολλά άλλα σύμβολα και εντολές όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.1. Ο ασθενής εστιάζει την προσοχή του στο γράμμα που επιθυμεί να επικοινωνήσει και το BCI ανιχνεύει το γράμμα που έχει επιλέξει ο χρήστης. Τα γράμματα τοποθετούνται σε μια μήτρα 6 επί 6 στην οθόνη, ενώ οι σειρές και οι στήλες του πίνακα αναβοσβήνουν συνεχώς. Το επιλεγμένο γράμμα δημιουργεί ένα συγκεκριμέν μοτίβο ηλεκτρικής δραστηριότητας που είναι το δυναμικό  $P_{300}$  όταν αναβοσβήνουν οι σειρές ή οι στήλες που το περιέχουν. Αυτή η δραστηριότητα εντοπίζεται από το σύστημα και επιβεβαιώνει την επιλογή του γράμματος. Οι συγγραφείς ανέφεραν ποσοστό ακρίβειας 95% για την επιλογή ενός γράμματος εντός 26 δευτερολέπτων. [12]



Εικόνα 2.1: Συσκευή ομιλίας χρησιμοποιώντας δυναμικά  $P_{300}$ . [12]

Ομοίως, μια διεπαφή δρομέα του υπολογιστή που βασίζεται σε δυνατότητες  $P_{300}$  λειτουργεί εμφανίζοντας τέσσερα τυχαία τετράγωνα αναβοσβήνοντας στην οθόνη, που αντιπροσωπεύουν τις τέσσερις κατευθύνσεις κίνησης. Η επιλεκτική προσοχή σε ένα τετράγωνο οδηγεί στην κίνηση του ποντικιού στην αντίστοιχη κατεύθυνση. Σε ολοκληρωμένες μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί ο χρήστης μπορεί να πλοηγηθεί σε ένα περιβάλλον εικονικό χρησιμοποιώντας τρεις νοητικές εντολές που ερμηνεύονται από το BCI, περιστροφή αριστερά περιστροφή δεξιά και μετακίνηση προς τα εμπρός. Η τεχνική αυτή έχει χρησιμοποιηθεί για να επιτρέψει σε έναν τετραπληγικό ασθενή να ελέγχει μια εικονική αναπηρική καρέκλα σε ένα εικονικό περιβάλλον. Ο τετραπληγικός ασθενής του πειράματος έδειξε εξαιρετική απόδοση, καθώς μπορούσε να κινηθεί στο εικονικό περιβάλλον και να σταματήσει να μιλάει σε άλλα εικονικά είδωλα. Το εικονικό περιβάλλον προσομοίωσε συνθήκες περισπασμών (δηλαδή μιλώντας με άτομα) που υπάρχουν σε πραγματικές συνθήκες ζωής και επικυρώθηκε ότι το σύστημα μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί σε πραγματικό περιβάλλον. Μία άλλη μελέτη που έχει αναπτυχθεί ονομάζεται FRIEND II. Το FRIEND II είναι ένα ρομπότ αποκατάστασης σχεδιασμένο για άτομα με παράλυση με τετραπληγία ή παρόμοιες αναπηρίες που αποτελείται από ένα ρομποτικό βραχίονα για κινούμενα αντικείμενα, “έξυπνος” δίσκος, οθόνη χρήστη και αναπηρική καρέκλα. Εικόνα 2.2. Ο χρήστης μπορεί να χειριστεί το ρομποτικό βραχίονα για την κίνηση αντικειμένων και σε συνδυασμό με τον “έξυπνο” δίσκο μπορεί να γεμίσει ένα ποτήρι νερό ή να προετοιμάσει το γεύμα του. Ο δίσκος μετρά το βάρος και τη θέση των αντικειμένων που τοποθετούνται πάνω του και συνεργάζεται με το ρομποτικό βραχίονα. Η οθόνη παρέχει μια οπτική διεπαφή για τον έλεγχο του βραχίονα και της αναπηρικής πολυθρόνας, ενώ ταυτόχρονα μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως μέσω επικοινωνίας με άλλους ανθρώπους. [12]



Εικόνα 2.2: FRIEND II. Ρομπότ αποκατάστασης. [15]

### 2.3 Εκπαίδευση ασθενούς

Ο χρήστης ενός συστήματος BCI επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό την αποτελεσματικότητά του. Σχεδόν κάθε πλαίσιο BCI περιλαμβάνει ένα εκπαιδευτικό βήμα για τη βελτίωση του συστήματος. Αυτό μπορεί να πραγματοποιηθεί με δύο τρόπους. Ο χρήστης μαθαίνει να παράγει πρότυπα εγκεφαλικής δραστηριότητας που είναι πιο εύκολα αναγνωρίσιμα από τα BCI (νευροανάδραση – Neurofeedback) ή πραγματοποιείται μια προπόνηση για κάθε χρήστη όπου το σύστημα είναι προσαρμοσμένο σύμφωνα με τα εγκεφαλικά σήματα του χρήστη. Η

εκπαίδευση με νευροανάδραση είναι μια πολύ περίπλοκη και χρονοβόρα διαδικασία που έχει χρησιμοποιηθεί επίσης για ιατρικούς σκοπούς για τη θεραπεία της αϋπνίας, του εθισμού ή των πονοκεφάλων και άλλων σχετικών με τον εγκέφαλο διαταραχών. Βασίζεται σε μια εκπαιδευτική διαδικασία που ζητά από τον χρήστη να εκτελέσει μια συγκεκριμένη δοκιμασία ενώ ταυτόχρονα παρουσιάζεται ανατροφοδότηση σε μια οθόνη υπολογιστή που τον ενημερώνει για το πόσο καλά ανταποκρίθηκε. Διαφορετικοί χρήστες μπορούν να ερμηνεύσουν την ίδια δοκιμασία με διαφορετικό τρόπο και για αυτό το λόγο, από τη μία είναι δύσκολο να δημιουργηθεί ένα σύστημα BCI που προσαρμόζεται σε κάθε χρήστη ξεχωριστά, από την άλλη καθιστά τη μέθοδο νευροανάδρασης πιο κατάλληλη. Το κύριο μειονέκτημα της νευροανάδραση είναι ότι απαιτεί μεγάλο αριθμό συνεδριών που μπορεί να διαρκέσει έως και 60 λεπτά, οπότε μπορεί να μην είναι η καλύτερη πρακτική για ένα BCI που στοχεύει πολλούς χρήστες. Για τη στρατηγική επιλεκτικής προσοχής, η διαδικασία εκπαίδευσης είναι πολύ πιο απλή από την άποψη του χρήστη και μπορεί να διαρκέσει λιγότερο από μία ώρα. Σε περίπτωση χρήσης ορθογραφικής συσκευής βασισμένα σε δυναμικά  $P_{300}$  συνήθως ζητείται από τον χρήστη να επικεντρωθεί σε συγκεκριμένα γράμματα και το σύστημα προσαρμόζεται σύμφωνα με τα ηλεκτρικά μοτίβα που παράγει. Αυτή η μέθοδος μπορεί να περιγραφεί ως εποπτευόμενη μάθηση, που σημαίνει ότι ένα μοντέλο ταξινόμησης κατασκευάζεται με βάση τα χαρακτηριστικά που παράγονται κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης. Τα χαρακτηριστικά συγκρίνονται με τα γράμματα στα οποία καλείται να επικεντρωθεί ο χρήστης. Στην περίπτωση της ορθογραφικής συσκευής δυναμικών  $P_{300}$  μπορεί να επιτευχθεί επαρκής απόδοση με δεδομένα εκπαίδευσης για μόνο 5 χαρακτήρες από τους 36 πιθανούς χαρακτήρες. Ωστόσο, όταν συμπεριλαμβάνονται περισσότεροι χαρακτήρες στη διαδικασία προπόνησης, η ακρίβεια αυξάνεται. [12]

### 3. Μεθοδολογία

#### 3.1 Neurosky Mindwave Wireless Brainwave Headset

Το NeuroSky MindWave είναι μία ασύρματη συσκευή ΗΕΓ ενός καναλιού. Η συσκευή είναι μικρή και φθηνή, αποτελείται από 7 κύρια μέρη το κλιπ αυτιού, βραχίονα αυτιού, την διάταξη μπαταρίας, διακόπτη τροφοδοσίας, ρυθμιζόμενη ζώνη κεφαλιού, άκρο αισθητήρα-ηλεκτρόδιο, βραχίονα αισθητήρα [5]. Χρησιμοποιεί ξηρό ηλεκτρόδιο και η βασική αρχή λειτουργίας της είναι πολύ απλή. Η συσκευή αυτή έχει δύο αισθητήρες για τον εντοπισμό και το φιλτράρισμα των σημάτων ΗΕΓ. Το πρώτο άκρο του αισθητήρα ανιχνεύει ηλεκτρικά σήματα από το μέτωπο του εγκεφάλου, ανιχνεύει το σήμα από το μέτωπο μέσω της θέσης του ηλεκτροδίου (FP1) σύμφωνα με το σύστημα 10-20 όπως έχει αναφερθεί παραπάνω. Το δεύτερο κλιπ αυτιού είναι χρήσιμο ως μια αναφορά γείωσης. Επίσης, εμπεριέχει ενσωματωμένα μία τεχνολογία που

ονομάζεται ThinkGear, η οποία επιτρέπει σε μια συσκευή να αλληλοεπιδρά με τα εγκεφαλικά σήματα των χρηστών. Παράλληλα, το eSense είναι ένας ιδιόκτητος αλγόριθμος του NeuroSky για τον χαρακτηρισμό των νοητικών καταστάσεων (προσοχή και ηρεμία). Για τον υπολογισμό του eSense, χρησιμοποιείται το ThinkGear όπου ενισχύει τα πρωτογενή εγκεφαλικά σήματα και αφαιρεί τον θόρυβο. Η επικοινωνία της συσκευής με τον υπολογιστή ή το κινητό ή το tablet επιτυγχάνεται μέσω Bluetooth το οποίο είναι ενσωματωμένο. [16][17]



Εικόνα 3.1: Neurosky Mobile Mindwave.

#### Επικοινωνία Mindwave-Υπολογιστή

Η συσκευή Mindwave μεταδίδει τις τιμές των δεδομένων κωδικοποιημένα «πακέτα», ως σειριακή ροή byte μέσω Bluetooth μέσω προφίλ σειριακής θύρας (Serial Port Profile – SPP). Η μεταφορά δεδομένων γίνεται μέσω 16-bit αναλογηγηφιακού μετατροπέα και από προεπιλογή η έξοδος τους εξάγεται 512 φορές το δευτερόλεπτο. [19]

#### 3.1.1 eSense Μετρητής

Για τις εναλλαγές προσοχής και ηρεμίας οι τιμές του μετρητή eSense αναφέρονται σε σχετική κλίμακα από 1 έως 100. Μεταξύ τιμών 40 έως 60 σε οποιαδήποτε χρονική στιγμή θεωρείται ουδέτερη, και παρομοιάζεται με τις λεγόμενες βασικές γραμμές που εντοπίζονται σε τυπικές τεχνικές ΗΕΓ. Εύρος τιμών από 60 έως 80 θεωρείται ελαφρώς αυξημένη προσοχή και μπορεί να

θεωρηθεί επίπεδα που είναι ίσως υψηλότερα από το κανονικό για ορισμένα άτομα με φυσιολογικό μεν δείκτη ελαφρώς υψηλότερο όμως του μέσου όρου. Οι τιμές από 80 έως 100 θεωρούνται "αυξημένες", που σημαίνει ότι είναι έντονα ενδεικτικές των αυξημένων επιπέδων του μετρητή eSense. Ομοίως, στο άλλο άκρο της κλίμακας, μια τιμή μεταξύ 20 και 40 δείχνει "μειωμένα" επίπεδα του eSense, ενώ μια τιμή μεταξύ 1 και 20 υποδεικνύει "έντονα χαμηλωμένα" επίπεδα του eSense. Αυτά τα επίπεδα μπορεί να υποδεικνύουν καταστάσεις απόσπασης της προσοχής, διέγερσης ή ανωμαλίας. Η τιμή του μετρητή eSense 0 είναι μια ειδική τιμή που υποδηλώνει ότι το ThinkGear δεν είναι σε θέση να υπολογίσει ένα επίπεδο eSense με εύλογο βαθμό αξιοπιστίας. Αυτό μπορεί να είναι λόγω υπερβολικού θορύβου. Ο λόγος για το σχετικά ευρύ φάσμα για κάθε ερμηνεία είναι ότι ορισμένα μέρη του αλγορίθμου μαθαίνουν δυναμικά και μερικές φορές χρησιμοποιούν μερικούς αλγόριθμους "αργής προσαρμογής" για προσαρμογή στις φυσικές διακυμάνσεις και τάσεις κάθε χρήστη, λαμβάνοντας υπόψη και αντισταθμίζοντας το γεγονός ότι το ΗΕΓ στον ανθρώπινο εγκέφαλο υπόκειται σε φυσιολογικά εύρη διακύμανσης. Για αυτόν τον λόγο οι αισθητήρες είναι σε θέση να λειτουργούν σε ποικιλία ατόμων, προσωπικών και διαφορετικές περιβαλλοντικές συνθήκες, παρέχοντας παράλληλα καλή ακρίβεια και αξιοπιστία. Τα επίπεδα ηρεμίας είναι ένα μέτρο των ψυχικών διακυμάνσεων ενός ατόμου, όχι των φυσικών επιπέδων, οπότε η απλή χαλάρωση όλων των μυών του σώματος μπορεί να μην οδηγήσει αμέσως σε αυξημένο επίπεδο ηρεμίας. Ωστόσο, οι περισσότεροι άνθρωποι υπό κανονικές συνθήκες, η χαλάρωση του σώματος βοηθά συχνά το μυαλό να χαλαρώσει επίσης. Επίσης, σχετίζεται με μειωμένη δραστηριότητα από τις ενεργές ψυχικές διεργασίες στον εγκέφαλο και έχει μακρά διάρκεια. Ένα παρατηρούμενο αποτέλεσμα ότι το κλείσιμο των ματιών απενεργοποιεί τις ψυχικές δραστηριότητες που επεξεργάζονται εικόνες από τα μάτια, έτσι το κλείσιμο των ματιών είναι συχνά μια αποτελεσματική μέθοδος για την αύξηση του επιπέδου του μετρητή ηρεμίας. Οι περισπασμοί, οι περιπλανώμενες σκέψεις, το άγχος, η διέγερση και τα αισθητήρια ερεθίσματα μπορεί να μειώσουν τα επίπεδα μέτρησης της ηρεμίας. [19]

Αυτή η ακέραια τιμή ενός byte χωρίς υπογραφή περιγράφει πόσο ασθενές είναι το σήμα που μετράται από το ThinkGear. Τιμές στην τιμή από 0 έως 200. Οποιαδήποτε μη μηδενική τιμή δείχνει ότι υπάρχει κάποιο είδος θορύβου εντοπίστηκε. Όσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός, τόσο περισσότερος θόρυβος ανιχνεύεται. Μια τιμή 200 έχει μια ειδική σημασία, συγκεκριμένα ότι οι επαφές ThinkGear δεν αγγίζουν το δέρμα του χρήστη. Αυτή η τιμή συνήθως εξάγεται κάθε δευτερόλεπτο και υποδεικνύει την κακή ποιότητα των πιο πρόσφατων μετρήσεων. Το κακό σήμα μπορεί να οφείλεται σε διάφορα πράγματα. Κατά σειρά σοβαρότητας, είναι:

- Οι επαφές αισθητήρα, γείωσης ή αναφοράς δεν βρίσκονται στο κεφάλι ενός ατόμου (δηλαδή όταν κανείς δεν φοράει το ThinkGear).
- Κακή επαφή του αισθητήρα, της γείωσης ή των επαφών αναφοράς με το δέρμα ενός ατόμου (δηλ. Τα μαλλιά στο δρόμο, ή ακουστικά που δεν ταιριάζουν σωστά στο κεφάλι ενός ατόμου ή ακουστικά που δεν έχουν τοποθετηθεί σωστά στο κεφάλι).

- Υπερβολική κίνηση του χρήστη (δηλ. Υπερβολική κίνηση του κεφαλιού ή του σώματος, φασαρία του ακουστικού).
- Υπερβολικός περιβαλλοντικός ηλεκτροστατικός θόρυβος (σε ορισμένα περιβάλλοντα υπάρχουν ισχυρά ηλεκτρικά σήματα ή στατική ηλεκτρική ενέργεια στο άτομο που φορά τον αισθητήρα).
- Υπερβολικός βιομετρικός θόρυβος εκτός ΗΕΓ (π.χ. EMG, EKG / ECG, EOG, κ.λπ.)

Ένα συγκεκριμένο ποσό θορύβου είναι αναπόφευκτο στην κανονική χρήση του ThinkGear, και τόσο η τεχνολογία φιλτραρίσματος NeuroSky όσο και ο αλγόριθμος eSense έχουν σχεδιαστεί για να ανιχνεύουν, να διορθώνουν, να αντισταθμίζουν, να λογοδοτούν και να ανέχονται πολλούς τύπους θορύβου εκτός ΗΕΓ. [19]

### 3.1.2 ThinkGear Πακέτα (Packets)

Η τεχνολογία ThinkGear περιέχει ψηφιακά όπου τα δεδομένα διαδίδονται ως ασύγχρονη σειριακή ροή byte. Η σειριακή ροή αναλύεται και ερμηνεύεται με το ονομαζόμενο ThinkGear Packets, προκειμένου να εξαχθούν και να ερμηνευτούν σωστά οι τιμές. Τα ThinkGear Packets είναι μια μορφή πακέτου που αποτελείται από 3 μέρη, Packet Header, Packet Payload, Payload Checksum. [19]

Τα πακέτα ThinkGear χρησιμοποιούνται για την παράδοση τιμών από μια μονάδα ThinkGear σε έναν δέκτη π.χ. έναν υπολογιστή, έναν άλλο μικροεπεξεργαστή ή οποιαδήποτε άλλη συσκευή που μπορεί να λάβει σειριακή ροή byte. Η μορφή πακέτου έχει σχεδιαστεί κυρίως για να είναι ισχυρή και ευέλικτη. Το Packet Header και το Packet Checksum παρέχουν συγχρονισμό ροής δεδομένων και ελέγχους ακεραιότητας δεδομένων, ενώ η μορφή του Packet Payload διασφαλίζει ότι μπορούν να προστεθούν νέα πεδία δεδομένων ή να αφαιρεθούν υπάρχοντα πεδία δεδομένων από το πακέτο στο μέλλον χωρίς να σπάσει κανένα πρόγραμμα ανάλυσης πακέτων σε υπάρχουσες εφαρμογές / συσκευές. Αυτό σημαίνει ότι οποιαδήποτε εφαρμογή που εφαρμόζει σωστά έναν αναλυτή ThinkGear Packets θα μπορεί να χρησιμοποιεί νεότερα μοντέλα μονάδων ThinkGear πιθανότατα χωρίς να χρειάζεται να αλλάξει καθόλου την εφαρμογή τους, ακόμα και αν το νεότερο υλικό ThinkGear περιλαμβάνει νέα δεδομένα ή αναδιατάσσει τη σειρά των πεδίων δεδομένων. [19]

Τα πακέτα αποστέλλονται ως ασύγχρονη σειριακή ροή byte. Το μέσο μεταφοράς μπορεί να είναι UART (universal asynchronous receiver/transmitter), σειριακό COM (communication), USB, bluetooth, αρχείο ή οποιοσδήποτε άλλος μηχανισμός που μπορεί να μεταδίδει byte. Κάθε πακέτο ξεκινά με το Header του, ακολουθούμενο από τα δεδομένα Payload και τελειώνει με το Payload Checksum του byte, ως εξής:

```

[ SYNC] [ SYNC] [ PLENGTH] [ PAYLOAD... ] [ CHKSUM]
-----
^^^^^^^^ (Header) ^^^^^^^
^^ (Payload) ^^ ^ (Checksum) ^

```

Η ενότητα [PAYLOAD...] επιτρέπεται να έχει μήκος έως και 169 byte, ενώ το καθένα από τα [SYNC], [PLENGTH] και [CHKSUM] είναι ένα byte το καθένα. Αυτό σημαίνει ότι ένα πλήρες, έγκυρο πακέτο έχει ελάχιστο μήκος 4 bytes (πιθανό εάν το Data Payload είναι μηδέν bytes, δηλαδή κενό) και το μέγιστο 173 bytes (πιθανό εάν το Data Payload είναι το μέγιστο 169 byte). [18]

### Packet Header

Το Header ενός πακέτου αποτελείται από 3 byte: δύο συγχρονισμού [SYNC] bytes (0xAA 0xAA), ακολουθούμενο από ένα [PLENGTH] (Payload length) byte:

```

[ SYNC] [ SYNC] [ PLENGTH]
-----
^^^^^^^^ (Header) ^^^^^^^

```

Χρησιμοποιούνται δύο byte [SYNC] για την επισήμανση της έναρξης ενός νέου πακέτου που φθάνει και είναι bytes με την τιμή 0xAA (δεκαδικό 170). Ο συγχρονισμός έχει μήκος δύο byte, αντί για ένα μόνο, για τη μείωση του πιθανότητας ότι [SYNC] (0xAA) bytes που εμφανίζονται στο πακέτο θα μπορούσαν να κάνουν λάθος για την έναρξη ενός πακέτου. Το [PLENGTH] byte υποδεικνύει το μήκος, και μπορεί να έχει οποιαδήποτε τιμή από 0 έως 169. Οποιαδήποτε υψηλότερη τιμή δείχνει σφάλμα (PLENGTH TOO LARGE). Βεβαιωθείτε ότι το [PLENGTH] είναι το μήκος του Data Payload του πακέτου, όχι ολόκληρου του πακέτου. Το πλήρες μήκος του πακέτου θα είναι πάντα [PLENGTH] + 4. Αν και είναι ακόμα δυνατό για δύο διαδοχικά byte [SYNC] να εμφανιστούν μέσα σε ένα πακέτο (οδηγώντας σε έναν αναλυτή που προσπαθεί να αρχίσει να αναλύει τη μέση ενός πακέτου ως την αρχή ενός πακέτου) το συνδυασμό [PLENGTH] και [CHKSUM] διασφαλίζει ότι τέτοια ένα "πακέτο εσφαλμένου συγχρονισμού" δεν θα είναι ποτέ κατά λάθος ερμηνεύεται ως έγκυρο πακέτο. [19]

### Payload Checksum

Το [CHKSUM] byte πρέπει να χρησιμοποιηθεί για την επαλήθευση της ολοκληρωμένης πληροφορίας του πακέτου δεδομένων του φόρτου. Το Payload Checksum ορίζεται ως:

1. αθροίζοντας όλα τα bytes του πακέτου Data Payload
2. παίρνοντας τα χαμηλότερα 8 bits του αθροίσματος
3. εκτέλεση του αντίστροφου bit σε αυτά τα χαμηλότερα 8 bit

### Packet Payload

Το Data Payload ενός πακέτου είναι απλά μια σειρά byte. Ο αριθμός των byte δεδομένων Payload δεδομένων στο πακέτο δίνεται από το byte [PLENGTH] από το Packet Header. Λάβετε



υπόψη ότι η ανάλυση του Data Payload συνήθως δεν πρέπει να επιχειρείται ακόμη και μετά την επαλήθευση του Payload Checksum byte [CHKSUM], όπως περιγράφεται στην επόμενη ενότητα. [19]

Ένας δέκτης που λαμβάνει ένα πακέτο πρέπει να ακολουθήσει αυτά τα 3 βήματα για τον υπολογισμό του αθροίσματος ελέγχου για το Data Payload που έλαβε και στη συνέχεια να το συγκρίνει με το [CHKSUM] Checksum byte που ελήφθη με το πακέτο. Ολόκληρο το πακέτο θα πρέπει να απορριφθεί ως μη έγκυρο αν οι υπολογισμένες τιμές Payload Checksum και οι ληφθείσες τιμές [CHKSUM] δεν ταιριάζουν. Εάν ταιριάζουν, τότε ο παραλήπτης μπορεί να προβεί σε ανάλυση του Data Payload.

Μόλις επαληθευτεί το Checksum ενός πακέτου, τα byte του Data Payload μπορούν να αναλυθούν. Κάθε DataRow περιέχει πληροφορίες σχετικά με το τι αντιπροσωπεύει η τιμή δεδομένων, το μήκος της τιμής δεδομένων και τα byte της ίδιας της τιμής δεδομένων. Το ίδιο το Data Payload αποτελείται από μια συνεχή σειρά τιμών δεδομένων, το καθένα περιέχεται σε μια σειρά byte ονομάζεται DataRow. Επομένως, για να αναλύσουμε ένα Data Payload, πρέπει να αναλύσουμε κάθε DataRow από το Data Payload, μέχρι να αναλυθούν όλα τα byte του Data Payload. [19]

## 3.2 MATLAB

Η πλατφόρμα του Matlab αποτελεί ένα μαθηματικό κυρίως εργαλείο το οποίο προσφέρει ένα βασικού επιπέδου προγραμματιστικό περιβάλλον στους χρήστες και χρησιμοποιείται σε ένα μεγάλο εύρος επιστημονικών κλάδων. Κυκλοφόρησε κατά τα τέλη της δεκαετίας του 70 από τον Cleve Moler, καθηγητή στο Πανεπιστήμιο του Νέου Μεξικό. 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. Το MATLAB είναι ιδανικό για την επίλυση και μοντελοποίηση σύνθετων προβλημάτων χάρη στην υψηλού επιπέδου γλώσσα προγραμματισμού. Λειτουργεί κατά αποκλειστικότητα με πίνακες γι' αυτό και τα αρχικά του είναι Matrix laboratory – εργαστήριο πινάκων, μπορεί να περιέχει στοιχεία από μιγαδικούς ή πραγματικούς αριθμούς τα οποία μπορούν να μεταφράζονται σε πίνακες. Οι ευκολίες που προσφέρει είναι ποικίλες, οι πίνακες μπορούν να διαχειρίζονται με ευκολία, δυνατότητα γραφικής απεικόνισης συναρτήσεων και δεδομένων (plotting), την υλοποίηση αλγορίθμων, εύκολη επικοινωνία κάποιων διεπαφών καθώς και ευελιξία σύνδεσης με άλλες γλώσσες προγραμματισμού προγραμμάτων. Στην προκειμένη περίπτωση το MATLAB είναι ιδανικό για την επεξεργασία ΗΕΓ σήματος, ακόμα και για νευρωνικά δίκτυα, συστήματα αυτοματισμού κ.α. [12][18]

### 3.3 Arduino Uno

Το Arduino είναι μια μονάδα επεξεργασίας ηλεκτρονικών σημάτων με τη χρήση μικροελεγκτών η οποία προγραμματίζεται από εκάστοτε χρήση και διακρίνεται από την απλότητα σχεδίασης, το χαμηλό κόστος την ευκολία προγραμματισμού σε μια πλατφόρμα ανοιχτού λογισμικού. Το μοντέλο Arduino Uno είναι μια πλακέτα μικροελεγκτή βασισμένο στον επεξεργαστή ATmega328. Έχει 14 συνδέσμους ψηφιακής εισόδου/εξόδου (έξι από τους οποίους μπορούν να χρησιμοποιηθούν για έξοδο τροφοδοσίας), 6 αναλογικές εισόδους, έναν κρυσταλλικό ταλαντωτή στα 16MHz, μια σύνδεση USB, ένα βύσμα τροφοδοσίας, βύσμα ICSP (In-Circuit Serial Programming) κεφαλίδας και ένα κουμπί επανεκκίνησης. Περιέχει ό,τι χρειάζεται για να υπάρχει η δυνατότητα ελέγχου του μικροελεγκτή. Το Arduino Uno χρησιμοποιεί το ολοκληρωμένο ATmega16U2 που είναι προγραμματισμένο να λειτουργεί σαν μετατροπέας σύνδεσης από USB σε σειριακή μορφή γι' αυτό διαφέρει από τις άλλες αντίστοιχες πλακέτες της αγοράς. [20]



Εικόνα 3.2: Ο μικροελεγκτής Arduino Uno. [20]

<b>Τάση εισόδου</b>	7-12V
<b>Τάση λειτουργίας</b>	5V
<b>Μικροελεγκτής</b>	ATMega328
<b>Ψηφιακοί ακροδέκτες I/O</b>	14, (6 PWM έξοδοι)
<b>Όρια τάσης εισόδου</b>	6-20V
<b>Ισχύς συνεχόμενου ρεύματος για ακροδέκτη τάσης 3.3V</b>	50 mA
<b>Ισχύς συνεχόμενου ρεύματος ανά ακροδέκτη</b>	40 mA
<b>Αναλογικοί ακροδέκτες εισόδου</b>	6
<b>Μνήμη EEPROM</b>	1KB (ATMega328)
<b>Μνήμη SRAM</b>	2KB (ATMega328)
<b>Μνήμη EEPROM Μνήμη flash</b>	35KB (ATMega328)
<b>Ταχύτητα ρολογιού</b>	16 MHz

Πίνακας 1: Τεχνικά χαρακτηριστικά Arduino Uno.

Το Arduino UNO τροφοδοτείται με δύο τρόπους είτε με σύνδεση κοινού USB είτε με εξωτερική τροφοδοσία. Η πηγή ενέργειας επιλέγεται αυτόματα. Η εξωτερική τροφοδοσία πραγματοποιείται ή από έναν μετατροπέα ρεύματος από εναλλασσόμενο σε συνεχές 7 έως 12V, ή από μπαταρία. Ο μετατροπέας για την σύνδεσή του με την πλακέτα απαιτεί ένα βύσμα με 2,1mm διάμετρο. Οι ακροδέκτες Vin και GND συνδέονται με την τροφοδοσία της μπαταρίας.

1. VIN: Η εφαρμογή τάσης εισόδου στην πλακέτα του Arduino. Για την εισαγωγή τροφοδοσίας χρησιμοποιείται είτε εξωτερική, είτε μέσω του βύσματος 2,1mm που αναφέρθηκε παραπάνω.
2. 3V3: Παρέχεται 3,3V προερχόμενη από τον σταθεροποιητή, μέγιστης κατανάλωσης ρεύματος στα 50 mA.
3. 5V: Στην έξοδό του σταθερά 5V.
4. IOREF: Αυτός ο ακροδέκτης δίνει την τάση αναφοράς ώστε ο μικροελεγκτής να λειτουργεί κατάλληλα στα 5V ή 3,3V. Αυτό το καθορίζει ένα shield, το οποίο θα πρέπει να είναι σωστά ρυθμισμένο για να διαβάσει και να επιλέξει τις τάσεις ή αλλιώς να ενεργοποιήσει μεταφραστές τάσης εξόδους.
5. GND: Ακροδέκτες γείωσης. [20]

Αναφορικά με τις μνήμες, του μικροελεγκτή ATmega328, διαθέτει τρεις ομάδες μνήμης. Αρχικά, SRAM (static random access memory), στην όπου δημιουργεί το “sketch” και όταν σαρώνεται χρησιμοποιεί τις ορισμένες μεταβλητές, η flash memory πάνω στην οποία αποθηκεύει το “sketch” που δημιουργήσαμε και την μνήμη EEPROM, αποθηκεύοντας μακροχρόνιες πληροφορίες που διευκολύνει σύνθετες προγραμματιστικές απαιτήσεις. Αναλυτικότερα:

1. 1KB μνήμης EEPROM: Χρησιμοποιείται για την εγγραφή ή ανάγνωση δεδομένων από διάφορα προγράμματα. Από την άλλη η SRAM μνήμη μπορεί να χάσει τα δεδομένα της με την ξαφνική αποσύνδεσή του Arduino ή την επανεκκίνηση.
2. 2KB μνήμης SRAM: Είναι η μνήμη για την αποθήκευση μεταβλητών η πινάκων που εμπεριέχονται σε ένα πρόγραμμα. Με την διακοπή τροφοδοσίας ή την επανεκκίνηση χάνει τα δεδομένα η μνήμη της.
3. 32KB μνήμης Flash: Τα 30KB της μνήμης Flash αποθηκεύουν τα προγράμματα του κάθε χρήστη αφού περάσουν από διαδικασία μεταγλώττισης από τον υπολογιστή. Τα άλλα 2 KB αφορούν τον bootloader εφόσον ο μικροελεγκτής προγραμματιστεί από τη θύρα USB. Σε περίπτωση απώλειας ηλεκτρικής παροχής ή επανεκκίνησης η Flash μνήμη δεν χάνει τα δεδομένα της. [20]

Οι ακροδέκτες από 0 έως 13 μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως ψηφιακές έξοδοι κάνοντας χρήση της συνάρτησης `pinMode()`, `digitalWrite()` και `digitalRead()`. Ο ακροδέκτης AREF παρέχει τάση αναφοράς στους αναλογικούς ακροδέκτες. Πέρα από ψηφιακές έξοδοι, οι υπόλοιποι ακροδέκτες εκτελούν διαφορετικές εντολές.

Αναλυτικότερα:

1. Ακροδέκτες 0 και 1: Όταν το πρόγραμμά ενεργοποιεί τη σειριακή θύρα λειτουργούν ως RX και TX της σειριακής θύρας. Μέσω του ελεγκτή Serial-Over-USB αυτά προωθούνται και στη θύρα USB, όταν το πρόγραμμά στέλνει δεδομένα στη σειριακή θύρα, αλλά και στον ακροδέκτη 0 για να τα διαβάσει ενδεχομένως μια άλλη συσκευή. Έτσι βέβαια, ενεργοποιείται το σειριακό interface, και το πρόγραμμα θα χάσει 2 ψηφιακές εισόδους ή εξόδους στην πλατφόρμα.
2. Ακροδέκτες 2 και 3: Έχουν την ιδιότητα μέσα από το πρόγραμμα να ρυθμίζονται και να λειτουργούν ως εξωτερικοί διακόπτες (interrupt) 0 και 1. Έτσι μπορούν να είναι αποκλειστικά ψηφιακές εισόδους. Οι εξωτερικοί διακόπτες απαιτούν συγχρονισμό μεγάλης ακρίβειας για ιδιαίτερες εφαρμογές. Τέλος, η κανονική ροή του προγράμματος σταματάει άμεσα και εκτελείται μια συγκεκριμένη συνάρτηση όταν συμβαίνουν συγκεκριμένες αλλαγές.
3. Ακροδέκτες 3, 5, 6, 9, 10 και 11: Χρησιμοποιούν Pulse Width Modulation (PWM) μπορούν δηλαδή να λειτουργούν και ως ψευδώς αναλογικές έξοδοι. [20]

### 3.4 SDK (software Development Kit)

Το SDK («εργαλεία» ανάπτυξης λογισμικού) χρησιμοποιεί διάφορες βιβλιοθήκες και συναρτήσεις που συνδέουν τον υπολογιστή με τα βιοσήματα του HEG. [21]

Οι βιβλιοθήκες είναι οι εξής: x64 bit

- thinkgear64.dll
- thinkgear64.h

Στη συνέχεια, χρησιμοποιήσαμε από τη διεπαφή προγραμματισμού εφαρμογών (API – Application Programming Interface) κάποιες τιμές.

Macro	Value
TG_BAUD_57600	57600

Στα ηλεκτρονικά τις τηλεπικοινωνίες, το Baud είναι μια κοινή μονάδα μέτρησης του ρυθμού συμβολοσειράς, η οποία καθορίζει την ταχύτητα επικοινωνίας μέσω ενός καναλιού δεδομένων. Είναι η μονάδα για ρυθμό φόρτωσης συμβολοσειράς ή ρυθμό διαμόρφωσης συμβόλων ανά

δευτερόλεπτο ή παλμούς ανά δευτερόλεπτο. Το Baud σχετίζεται με το ρυθμό bit, το οποίο εκφράζεται σε bit ανά δευτερόλεπτο. [20]

Μορφή δεδομένων για χρήση των συναρτήσεων TG\_Connect () και TG\_SetDataFormat ().

Macro	Value
TG_STREAM_PACKETS	0

Τύποι δεδομένων που μπορούν να ζητηθούν από το TG\_GetValue ().

Macro	Value
TG_DATA_ATTENTION	2
TG_DATA_RAW	4

### TG\_GetNewConnectionId

Επιστρέφει έναν ακέραιο σε μία νέα σύνδεση ThinkGear. Ο ακέραιος αριθμός μεταβιβάζεται ως το πρώτο όρισμα σε όλες τις λειτουργίες αυτού του API, διότι η σύνδεση χρησιμοποιείται για την εκτέλεση όλων των άλλων λειτουργιών αυτού του API. [21]

Επιστροφή (Return)

- -1 εάν οι συνδέσεις που έχουν δημιουργηθεί δεν μπορούν να ελευθερωθούν από το TG\_FreeConnection ().
- -2 εάν ελεύθερη μνήμη για εκχώρηση σε μια νέα σύνδεση ThinkGear δεν είναι επαρκής.

### TG\_SetStreamLog

Για εντοπισμό σφαλμάτων το ThinkGear διαβάζει bytes από τη σειριακή ροή της, καθώς ενδέχεται να καταγράψει αυτά τα byte σε ένα αρχείο καταγραφής αυτόματα. Αυτό είναι χρήσιμο κυρίως για σκοπούς εντοπισμού σφαλμάτων. Η κλήση αυτής της λειτουργίας με έγκυρο όνομα αρχείου .m του Matlab θα ενεργοποιήσει αυτήν τη λειτουργία. Η κλήση αυτής της λειτουργίας με μη έγκυρο όνομα αρχείου ή με το όνομα αρχείου ρυθμισμένο σε NULL (0), θα απενεργοποιήσει αυτήν τη λειτουργία. Αυτή η συνάρτηση μπορεί να κληθεί ανά πάσα στιγμή για οποιονδήποτε σκοπό σε μια σύνδεση ThinkGear. [21]

➤ Παράμετροι

connectionId: Το αναγνωριστικό της ThinkGear για την ενεργοποίηση της καταγραφής ροής, όπως προκύπτει από το TG\_GetNewConnectionId ().

Filename: Το όνομα του αρχείου που θα χρησιμοποιηθεί για την καταγραφή ροής. Τυχόν

υπάρχοντα περιεχόμενα του αρχείου θα διαγραφούν. Ορίζουμε σε NULL ή μια κενή συμβολοσειρά για να απενεργοποιήσετε την καταγραφή ροής από το ThinkGear.

Επιστροφή (Return)

- -1 εάν το .m connectionId δεν αναφέρεται έγκυρα.
- -2 εάν το .m filename δεν μπορούσε να ανοίξει για εγγραφή. Μπορείτε να ελέγξετε το σφάλμα.
- 0 στην επιτυχία.

### **TG\_SetDataLog**

Καθώς το ThinkGear διαβάζει και αναλύει πακέτα δεδομένων από τη σειριακή ροή της, ενδέχεται να καταγράφει αυτόματα αυτά τα byte σε ένα αρχείο καταγραφής. Αυτό είναι χρήσιμο κυρίως για σκοπούς εντοπισμού σφαλμάτων. Η κλήση αυτής της λειτουργίας με έγκυρο όνομα αρχείου .m του Matlab θα ενεργοποιήσει αυτήν τη λειτουργία. Η κλήση αυτής της λειτουργίας με μη έγκυρο όνομα αρχείου ή με το όνομα αρχείου ρυθμισμένο σε NULL (0), θα απενεργοποιήσει αυτήν τη λειτουργία. Αυτή η συνάρτηση μπορεί να κληθεί ανά πάσα στιγμή για οποιονδήποτε σκοπό σε μια σύνδεση ThinkGear. [20]

➤ Παράμετροι

connectionId: Το αναγνωριστικό της ThinkGear για να καταστεί δυνατή η καταγραφή δεδομένων, όπως προκύπτει από το TG\_GetNewConnectionId ().

Filename: Το όνομα του αρχείου που θα χρησιμοποιηθεί για καταγραφή δεδομένων. Τυχόν υπάρχοντα περιεχόμενα του αρχείου θα διαγραφούν. Ορίστε σε NULL ή μια κενή συμβολοσειρά για να απενεργοποιήσουμε την καταγραφή ροής από το ThinkGear.

Επιστροφή (Return)

- -1 εάν το .m connectionId δεν αναφέρεται έγκυρα.
- -2 εάν το .m filename δεν μπορούσε να ανοίξει για εγγραφή. Μπορούμε να ελέγξουμε το σφάλμα.
- 0 στην επιτυχία.

### **TG\_Connect**

Συνδέει μια σύνδεση ThinkGear, που δίνεται από το .m connectionId, σε μια θύρα σειριακής επικοινωνίας (COM) για την επικοινωνία με μια μονάδα ThinkGear. Είναι σημαντικό να ελέγξουμε την τιμή επιστροφής αυτής της συνάρτησης πριν επιχειρήσουμε να χρησιμοποιήσουμε τη σύνδεση περαιτέρω για άλλες λειτουργίες σε αυτό το API. [20]

➤ Παράμετροι

`connectionId` Το αναγνωριστικό της σύνδεσης ThinkGear, όπως προκύπτει από το `TG_GetNewConnectionId` ().

`serialPortName` Το όνομα της θύρας ροής σειριακής επικοινωνίας (COM). Οι θύρες COM σε συστήματα Windows ονομάζονται «\\.\ \ COM4» (θυμηθείτε ότι πρέπει να ξεφύγετε από κάθετες γραμμές στις περισσότερες γλώσσες προγραμματισμού). Οι θύρες COM Linux μπορούν να ονομαστούν ως '/ dev / ttys0'. Ανατρέχουμε στην τεκμηρίωση για τη συγκεκριμένη πλατφόρμα για να προσδιορίσουμε τα διαθέσιμα ονόματα θύρας COM στο σύστημα.

`serialBaudrate` Ο ρυθμός baud που χρησιμοποιείται για την απόπειρα επικοινωνίας στη θύρα σειριακής επικοινωνίας. Επιλέγουμε από μία από τις σταθερές `TG_BAUD_*` που ορίζονται παραπάνω, όπως `TG_BAUD_57600`.

`serialDataFormat` Ο τύπος ροής δεδομένων ThinkGear. Επιλέγουμε μία από τις σταθερές `TG_STREAM_*` που ορίζονται παραπάνω. Οι περισσότερες εφαρμογές πρέπει να χρησιμοποιούν `TG_STREAM_PACKETS` (τη μορφή δεδομένων για το ενσωματωμένο ThinkGear).

Επιστροφή (Return)

- -1 εάν το `.m connectionId` δεν αναφέρεται έγκυρα.
- -2 εάν το `.m serialPortName` δεν μπορούσε να ανοίξει ως θύρα σειριακής επικοινωνίας για οποιονδήποτε λόγο. Ελέγξτε ότι το όνομα είναι μια έγκυρη θύρα COM στο σύστημά σας.
- -3 εάν το `.m serialBaudrate` δεν έχει έγκυρη τιμή `TG_BAUD_*`.
- -4 εάν το `.m serialDataFormat` δεν έχει έγκυρος τύπος `TG_STREAM_*`.
- 0 στην επιτυχία.

## **TG\_ReadPackets**

Προσπάθειες χρήσης του ThinkGear Connection, που δόθηκε από το `.m connectionId`, για την ανάγνωση `.m numPackets` δεδομένων από τη σειριακή ροή. Η σύνδεση θα θυμάται (εσωτερικά) την πιο πρόσφατη τιμή που έχει δει για κάθε πιθανό τύπο δεδομένων ThinkGear, έτσι ώστε οποιαδήποτε επόμενη κλήση στο `.m TG_GetValue ()` να επιστρέψει τις πιο πρόσφατες τιμές. Ορίζουμε το `.m numPackets` σε 1 για να προσπαθήσουμε να διαβάσουμε όλα τα πακέτα δεδομένων που ενδέχεται να είναι διαθέσιμα αυτήν τη στιγμή στη σειριακή ροή. Σημειώνεται ότι διαφορετικά μοντέλα ThinkGear ενδέχεται να εξάγουν διαφορετικούς τύπους τιμών δεδομένων με διαφορετικούς ρυθμούς. [21]

### ➤ Παράμετροι

`connectionId` Το αναγνωριστικό της ThinkGear Connection που θα πρέπει να διαβάζει πακέτα από τη σειριακή ροή επικοινωνίας, όπως προκύπτει από το `TG_GetNewConnectionId` ().

`numPackets` ο αριθμός των πακέτων δεδομένων που να διαβάζεται από το ThinkGear Connection. Μόνο η πιο πρόσφατα αναγνωσμένη τιμή κάθε τύπου δεδομένων θα "θυμηθεί" από

το ThinkGear Connection. Η ρύθμιση αυτής της παραμέτρου στο 1 θα προσπαθήσει να διαβάσει όλα τα διαθέσιμα πακέτα που βρίσκονται στη ροή δεδομένων.

Επιστροφή (Return)

- -1 εάν το .m connectionId δεν αναφέρεται έγκυρα.
- -2 εάν δεν υπήρχαν καν διαθέσιμα bytes για ανάγνωση από τη σειριακή ροή επικοινωνίας της σύνδεσης.
- -3 εάν παρουσιαστεί σφάλμα I / O που προσπαθεί να διαβάσει από τη σειριακή ροή επικοινωνίας της σύνδεσης. Ο αριθμός των πακέτων που διαβάστηκαν και αναλύθηκαν με επιτυχία από τη σύνδεση.

### **TG\_GetValueStatus**

Επιστρέφει μη μηδέν εάν το .m dataType ενημερώθηκε από την πιο πρόσφατη κλήση στο TG\_ReadPackets (). Επιστρέφει 0 διαφορετικά. [21]

➤ Παράμετροι

connectionId Το αναγνωριστικό της ThinkGear Connection για να λάβετε μια τιμή δεδομένων, όπως προκύπτει από TG\_GetNewConnectionId ().

dataType Ο τύπος της επιθυμητής τιμής δεδομένων. Επιλέξτε από μία από τις σταθερές TG\_DATA\_\* που ορίζονται παραπάνω.

Επιστροφή (Return)

- Μη μηδενικό εάν το .m dataType ενημερώθηκε από την πιο πρόσφατη κλήση στο TG\_GetValue (). Επιστρέφει 0 διαφορετικά.

### **TG\_GetValue**

Επιστρέφει την πιο πρόσφατα αναγνωσμένη τιμή του δεδομένου dataType, που είναι μία από τις σταθερές TG\_DATA\_\* που ορίζονται παραπάνω. Χρησιμοποιούμε το TG\_ReadPackets() για να διαβάσουμε περισσότερα πακέτα για να λάβουμε ενημερωμένες τιμές. Στη συνέχεια, χρησιμοποιούμε το TG\_GetValueStatus() για να ελέγξουμε αν μια κλήση στο TG\_ReadPackets() ενημέρωσε πραγματικά έναν συγκεκριμένο τύπο δεδομένων. [21]

➤ Παράμετροι

connectionId Το αναγνωριστικό της ThinkGear Connection για να λάβετε μια τιμή δεδομένων, όπως προκύπτει από το TG\_GetNewConnectionId ().

dataType Ο τύπος της επιθυμητής τιμής δεδομένων. Επιλέξτε από μία από τις σταθερές TG\_DATA\_\* που ορίζονται παραπάνω. Αν και είναι διαθέσιμοι πολλοί τύποι σταθερών TG\_DATA\_\*, κάθε μοντέλο Neurosky θα εξάγει μόνο ένα συγκεκριμένο υποσύνολο αυτών των



τύπων δεδομένων. Ανατρέχουμε στο έγγραφο πρωτόκολλου επικοινωνίας για το συγκεκριμένο υλικό ThinkGear για να προσδιορίσετε ποιοι τύποι δεδομένων είναι πραγματικά έξοδος. Οι τύποι δεδομένων που δεν εξάγονται πάντα θα επιστρέφει την προεπιλεγμένη τιμή τους 0,0 όταν καλείται αυτή η συνάρτηση.

Επιστροφή (Return)

- Η πιο πρόσφατη τιμή του .m dataType που ζητήθηκε.

### **TG\_FreeConnection**

Απελευθερώνει όλη τη μνήμη που σχετίζεται με τη δεδομένη σύνδεση ThinkGear. [20]

➤ Παράμετροι

connectionId Το αναγνωριστικό της ThinkGear Connection για να λάβετε μια τιμή δεδομένων, όπως προκύπτει από το TG\_GetNewConnectionId ().

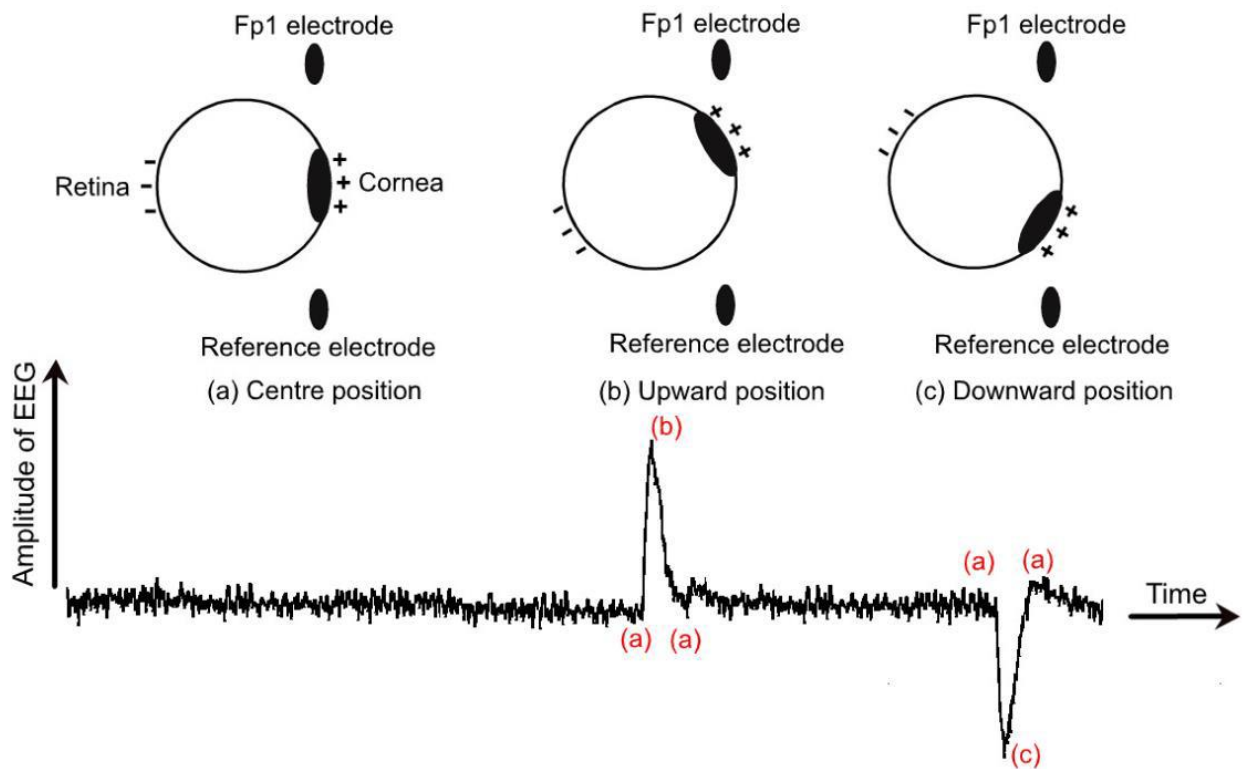
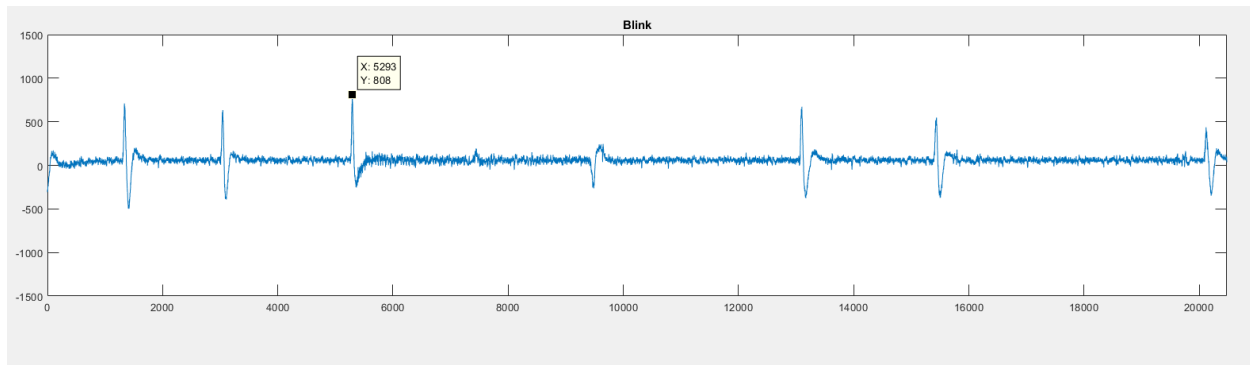
Σημείωση: Αυτή η συνάρτηση θα καλέσει αυτόματα το TG\_Disconnect () για να αποσυνδέσει πρώτα τη σύνδεση, εάν είναι απαραίτητο, έτσι ώστε να μην είναι απαραίτητο να καλέσουμε ρητά το TG\_Disconnect ().

### Breadboard

Στην τελική διάταξη με το Arduino συνδέσαμε ένα breadboard με δύο LED για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.2.

## **3.5 Περιγραφή εύρεσης βλεφαρισμών**

Για την εύρεση βλεφαρισμών χρησιμοποιήσαμε πειραματικά δεδομένα, ύστερα από μετρήσεις του πρωταρχικού σήματος, όπως φαίνεται στην παρακάτω στην εικόνα. Χρησιμοποιήθηκαν οι συναρτήσεις TG\_GetValueStatus και TG\_GetValue από το SDK ώστε να πάρουμε τα δεδομένα με τη μορφή ακεραίων αριθμών. Στη συνέχεια, αναλύθηκαν οι τιμές λαμβάνοντας υπόψιν τις τιμές του άξονα X, οι οποίες καθορίζουν την ένταση των βλεφαρισμών. Με την βοήθεια της Εικόνας 3.3 το μοντέλο του βολβού του ματιού αποκρίνεται κατά αναλογία με τον βλεφαρισμό. Απομονώσαμε ένα κατώφλι ώστε σε κάθε βλεφαρισμό να ανάβει η φωτοδίοδος και να παραμένει ανοιχτή για κάποια ms (millisecond), ώστε να γίνεται ευδιάκριτο και μετρήσιμο. Η επιλογή του κατωφλίου έγινε εμπειρικά, έπειτα από δοκιμές.

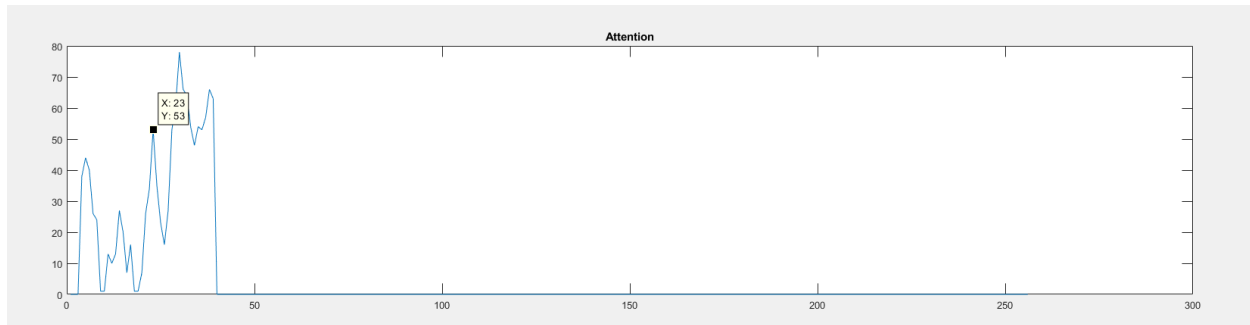


Εικόνα 3.3: Το μοντέλο του βολβού του ματιού με κυματομορφή σήματος ΗΕΓ όταν ο κερατοειδής βρίσκεται στο κέντρο (a), περιστρέφεται στην πάνω κατεύθυνση (b) είτε προς τα κάτω (c). Τυπική κυματομορφή βλεφαρισμών πάνω. [22]

### 3.6 Περιγραφή εύρεσης συγκέντρωσης – χαλάρωσης

Όσον αφορά την εύρεση της τιμής έντασης και χαλάρωσης χρησιμοποιήσαμε τις συναρτήσεις `TG_GetValueStatus` και `TG_GetValue` από το SDK και στη συνέχεια θέσαμε το κατώφλι στο 60 από τη μέγιστη τιμή 100, ώστε να ανάβει μια δεύτερη φωτοδίοδος. Οι τιμές 0 μέχρι το 100 είναι ακέραιες τιμές που μας δίνουν οι παραπάνω συναρτήσεις για ευκολότερη ποσοτικοποίηση. Η

τιμή 60 μέχρι 100 δηλώνει ότι είμαστε συγκεντρωμένοι σε αντίθεση με τις υπόλοιπες τιμές που υποδηλώνουν χαλάρωση.



Εικόνα 3.4: Γράφημα των τιμών συγκέντρωσης – χαλάρωσης.

### 3.7 Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας

Στην παρούσα εργασία έγινε λήψη σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος από 1 άτομο και πραγματοποιήθηκαν 2 μετρήσεις. Φοράμε τη συσκευή ηλεκτροεγκεφαλογραφίας, ώστε όλη η επιφάνεια του ηλεκτροδίου να εφαρμόζει καλά. Ξεκινάμε με την εκκίνηση του προγράμματος (“Run”) μέσα από το περιβάλλον του Matlab, ώστε να φορτωθούν οι βιβλιοθήκες thinkgear64 και να γίνει η σύνδεση του MindWave ώστε να ξεκινήσει η «ανάγνωση» των πακέτων που προαναφέραμε. Επίσης, συνδέεται και το Arduino Uno στο περιβάλλον του Matlab. (Εικόνες 3.5 & 3.6)

```

function readRAW
%run this function to connect and plot raw EEG data
%make sure to change portnum1 to the appropriate COM port

clc;
clear all
close all

do_plot = 1;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
data_len = 20480;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
data = zeros(1,data_len);    %preallocate buffer
raw_data = zeros(1,data_len);

portnum1 = 4;    %COM Port #
comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);

% Baud rate for use with TG_Connect() and TG_SetBaudrate().
TG_BAUD_57600 =    57600;

% Data format for use with TG_Connect() and TG_SetDataFormat().
TG_STREAM_PACKETS =    0;

% Data type that can be requested from TG_GetValue().
TG_DATA_ATTENTION =    2;
TG_DATA_RAW =    4;

%load thinkgear dll
loadlibrary('thinkgear64.dll','thinkgear64.h');
fprintf('thinkgear64.dll loaded\n');

%get dll version
dllVersion = calllib('thinkgear64', 'TG_GetDriverVersion');
fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );

```

Εικόνα 3.5: Φόρτωση βιβλιοθηκών “thinkgear64”.

```

%%
% Get a connection ID handle to ThinkGear
connectionId1 = calllib('thinkgear64', 'TG_GetNewConnectionId');
if ( connectionId1 < 0 )
    error( 'ERROR: TG_GetNewConnectionId() returned %d.\n', connectionId1 );
end

% Set/open stream (raw bytes) log file for connection
errCode = calllib('thinkgear64', 'TG_SetStreamLog', connectionId1, 'streamLog.txt' );
if( errCode < 0 )
    error( 'ERROR: TG_SetStreamLog() returned %d.\n', errCode );
end

% Set/open data (ThinkGear values) log file for connection
errCode = calllib('thinkgear64', 'TG_SetDataLog', connectionId1, 'dataLog.txt' );
if( errCode < 0 )
    error( 'ERROR: TG_SetDataLog() returned %d.\n', errCode );
end

% Attempt to connect the connection ID handle to serial port "COM5"
errCode = calllib('thinkgear64', 'TG_Connect', connectionId1, comPortName1, TG_BAUD_57600, TG_STREAM_PACKETS );
if ( errCode < 0 )
    error( 'ERROR: TG_Connect() returned %d.\n', errCode );
end

fprintf( 'Connected. Reading Packets...\n' );

a = arduino ('com5', 'uno');

```

Εικόνα 3.6: Σύνδεση του Matlab με το Mindwave.

Στη συνέχεια, παραμετροποιούμε τις αρχικές συνθήκες και συλλέγονται τα δεδομένα πακέτων του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος από το MindWave. Παρακάτω, γίνεται η λειτουργικότητα του LED των βλεφαρισμών, έτσι ώστε να αναβοσβήνει σε κάθε βλεφαρισμό έχοντας χρησιμοποιήσει ένα συγκεκριμένο κατώφλι. (Εικόνα 3.7)

```

%%
%record data
j = 0;
i = 0;
k = 0;
led = 0;
waves_detected = 0;
writeDigitalPin(a,'D8',0);
h = 0;
LED_on = 0;
figure(1);
]while (i < 20480) %40 sec
    if (calllib('thinkgear64','TG_ReadPackets',connectionId1,1) == 1) %if a packet was read...
        if (calllib('thinkgear64','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_RAW) ~= 0)

            %Read attention values from thinkgear packets
            j = j + 1;
            i = i + 1;
            h = h + 1;
            raw_data(j) = calllib('thinkgear64','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_RAW);

            % LED FUNCTIONALITY
            if (raw_data(j) > 350 && led == 0)
                writeDigitalPin(a,'D8',1);
                %position = i;
                led = 1;
                waves_detected = waves_detected + 1;
            elseif (raw_data(j) < 350 && led == 1)
                writeDigitalPin(a,'D8',0);
                led = 0;
            elseif (raw_data(j) < -250 && led == 0)
                writeDigitalPin(a,'D8',0);
                led = 0;
            end

            if writeDigitalPin(a,'D8',1)
                LED_on = LED_on + 1;
            end

        end
    end
end

```

Εικόνα 3.7: Κώδικας ανίχνευσης βλεφαρισμών.

Δημιουργήσαμε τον τρόπο εμφάνισης των κυματομορφών τόσο για τον βλεφαρισμό όσο και για την συγκέντρωση – χαλάρωση σε ένα κοινό “plot”. Για την συγκέντρωση – χαλάρωση εφαρμόσαμε το κατώφλι που αναλύθηκε. Στο τέλος του κώδικα γίνεται η αποσύνδεση των βιβλιοθηκών thinkgear64.

```

if (calllib('thinkgear64','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_ATTENTION ) ~= 0)
    k = k + 1;
    data(k) = calllib('thinkgear64','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_ATTENTION);

    %Plot Graph
    if (do_plot == 1)
        subplot(2,1,2);
        plot(data);
        title('Attention');
        drawnow;
    end
    %pause(1);
    if (data(k) >= 60)
        writeDigitalPin(a,'D7',1);
    else
        writeDigitalPin(a,'D7',0);
    end
end

if (j == data_len)
    if do_plot == 1
        subplot(2,1,1);
        plot(raw_data);
        %plot(filtered_data);
        title('Blink');
        axis([0 data_len-1 -1500 1500])
        drawnow;
    end
    j = 0;
end
end
end

% fprintf('\n Total Led Count:%d\n', led_count);

fprintf('\nWaves Detected: %d\n', waves_detected);
fprintf('LED on: %d\n', LED_on);

%disconnect
calllib('thinkgear64', 'TG_FreeConnection', connectionId1 );

clear a;
unloadlibrary thinkgear64;

```

Εικόνα 3.8: Κώδικας ανίχνευσης χαλάρωσης – συγκέντρωσης και απεικόνιση κυματομορφών.

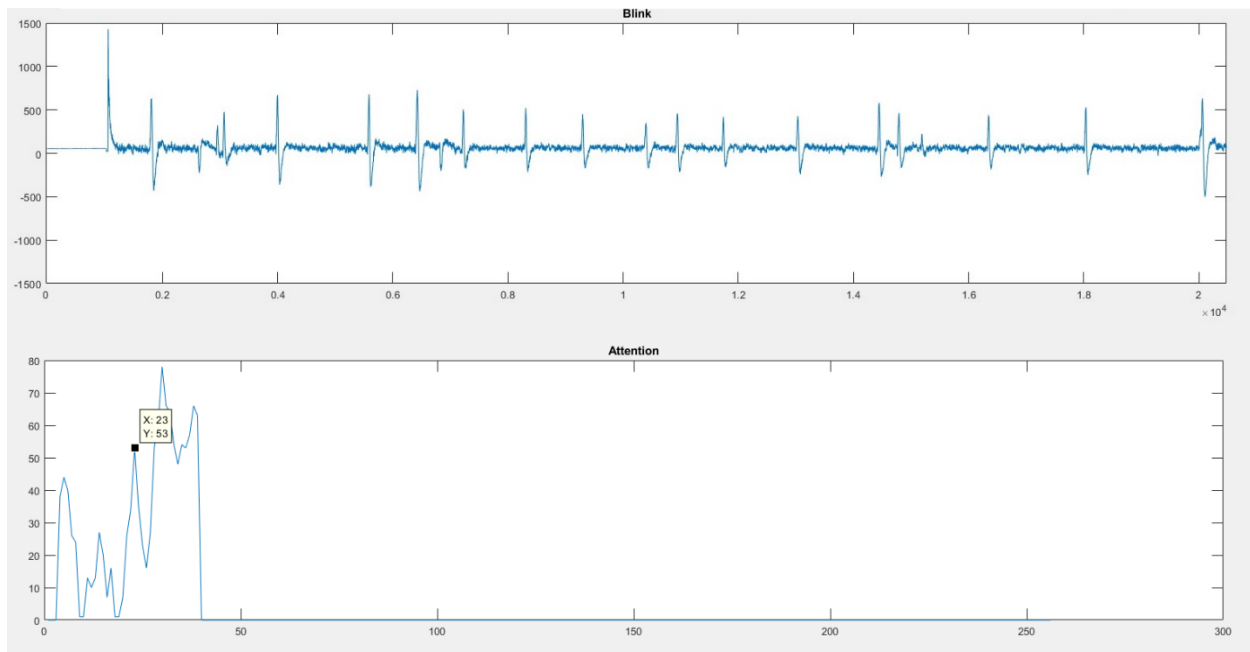
Εμφανίζεται, αρχικά, η κυματομορφή επιτήρησης της συγκέντρωσης – χαλάρωσης και για 40 περίπου δευτερόλεπτα εξάγονται δεδομένα όπως φαίνεται στην εικόνα 3.4. Μετά τα 40 δευτερόλεπτα, το πρόγραμμα σταματάει αυτόματα, εμφανίζονται και οι δύο κυματομορφές βλεφαρισμών και συγκέντρωσης – χαλάρωσης σε κατακόρυφη μορφή όπως φαίνεται στην εικόνα 3.10. Επίσης, στο “command window” του Matlab αναγράφεται η τιμή των κυματομορφών και τον συνολικό αριθμό που άναψε το LED, ώστε να γίνει η ταυτοποίηση της ακρίβειας του συστήματος.

```

Waves Detected: 17
LED on: 14
>>

```

Εικόνα 3.9: Εξαγωγή αποτελεσμάτων.



Εικόνα 3.10: Απεικόνιση τελικών κυματομορφών βλεφαρισμών και συγκέντρωσης - χαλάρωσης

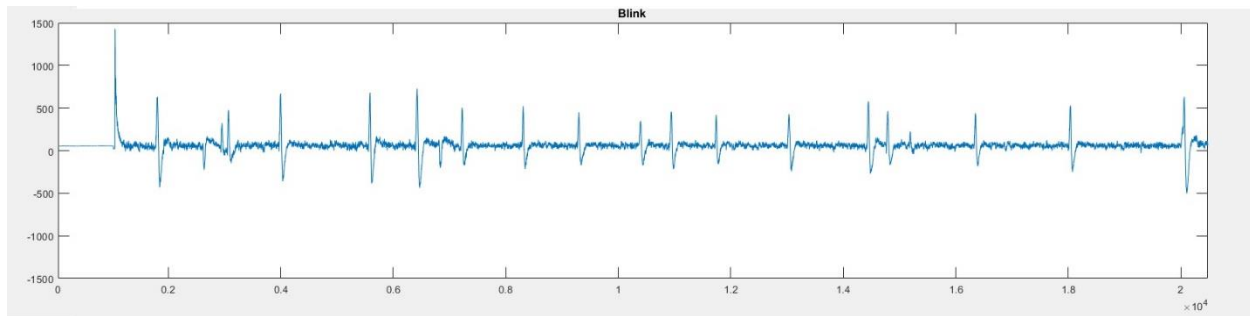
## 4. Αποτελέσματα

Με την εκτέλεση όλων των παραπάνω βημάτων πραγματοποιείται η δημιουργία ενός συστήματος ανίχνευσης βλεφαρισμών καθώς και η επιτήρηση της συγκέντρωσης – χαλάρωσης με χρήση ηλεκτροεγκεφαλογραφικών σημάτων. Η ακρίβεια του συστήματος η οποία εξήχθει από μια μέτρηση των 40 δευτερολέπτων και είναι 94,1%, ένα πολύ καλό ποσοστό, εξίσου με την Ευαισθησία και την Ειδικότητα.

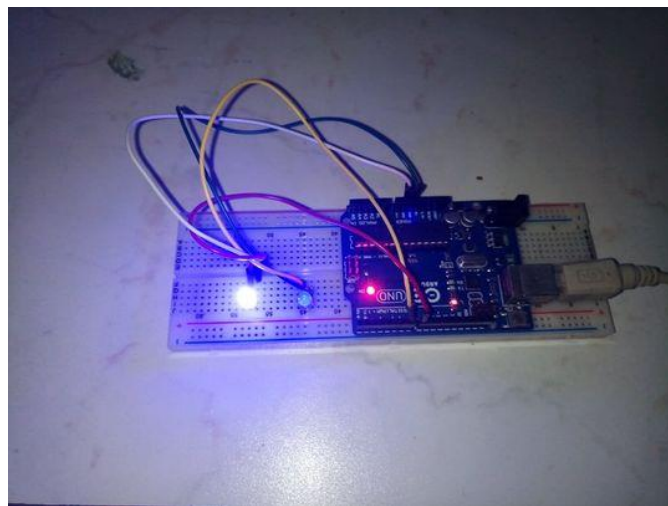
<b>Αληθές Θετικό</b>	14	<b>Ψευδώς Αρνητικό</b>	1
<b>Ψευδώς Θετικό</b>	0	<b>Αληθές Αρνητικό</b>	2
<b>Ακρίβεια Συστήματος</b>		94,1%	

Πίνακας 2: Πίνακας αληθείας συστήματος





Εικόνα 4.1: Κυματομορφή βλεφαρισμών



Εικόνα 4.2: Τελική συσκευή (χωρίς το Neurosky Mindwave)

Το σύστημα μπορεί να βελτιωθεί και να αναπτυχθεί με ένα πιο ακριβές σύστημα απαγωγής εγκεφαλογραφήματος. Με περισσότερες, δηλαδή, απαγωγές ηλεκτροδίων, ώστε να μπορούμε να λάβουμε πιο λεπτομερές, σταθερό και ακριβές ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα το οποίο θα μας βοηθούσε στην καλύτερη επεξεργασία του σε προγραμματιστικό επίπεδο.

## 5. Εφαρμογές

Δια μέσω της διάταξη της παρούσας διπλωματικής εργασίας μπορεί, για παράδειγμα, να εξεταστούν τα συναισθήματα ενός θεατή βλέποντας μια στερεοσκοπική ταινία. [23] Να γίνει η συσχέτιση των μοτίβων βλεφαρισμών με το στρες [25], την υπνηλία σε οδηγούς [26] ή την

συγκέντρωση θεατών σε εναλλαγή σκηνών – εικόνων [27]. Ακόμα μπορεί να ελέγχεται η κατεύθυνση ενός ρομπότ. [24] Σε άλλες περιπτώσεις η διάταξη αυτή θα μπορούσε να προσδιορίσει ποσοτικά χαρακτηριστικά ενός εκπαιδευτικού προγράμματος σε άτομα με νοητικές αναπηρίες ή στην κλινική έρευνα σχετικά με το πόσο αφοσιωμένος είναι ένας θεατής σε συγκεκριμένους τύπους οπτικού περιεχομένου ως δείκτης κατάστασης νόσου όπως είναι ο αυτισμός, η σχιζοφρένεια, η διπολική διαταραχή, η κατάθλιψη. [27] Η καταγραφή διπλών βλεφαρισμών γίνεται δύσκολα αντιληπτό από το σύστημα και το θεωρεί σαν ένα ενιαίο βλεφαρισμό. Ένα μείζον μειονέκτημα, επιπλέον, είναι ότι το σύστημα που αναπτύχθηκε στα πλαίσια της εν λόγω εργασίας, δεν ανταποκρίνεται σε πραγματικό χρόνο, ώστε η επεξεργασία των σημάτων να γίνεται σχεδόν ταυτόχρονα με την καταγραφή, έτσι ο χρήστης να μπορεί να ελέγχει τυχόν συσκευές στιγμιαία. Αυτό οφείλεται στην δύσκολη επεξεργασία του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος. Ανάπτυξη για μελλοντικές μετατροπές του συστήματος θα μπορούσε να είναι η εξαγωγή κάποιων ποιοτικών χαρακτηριστικών ή παραγωγή κάποιων προειδοποιητικών μηνυμάτων σε περίπτωση κόπωσης ή υπνηλίας σε πρώιμο στάδιο ή στρες.

## 6. Βιβλιογραφία

- [1] Βεντούρας Ε. (Αθήνα 1994) Ανάπτυξη Τεχνικής Τομογραφικής Απεικόνισης και Εξομοίωση με χρήση Τεχνητών Νευρωνικών Δικτύων των Ενδοκρανιακών Πηγών Βιοματικής Ηλεκτρικής Δραστηριότητας Διδακτορική Διατριβή ΕΜΠ
- [2] Διπλωματική Εργασία του Γιώργος Δαμασκός 2011 "Εγκεφαλική μελέτη της τοπογραφίας των υπνικών ατράκτων" σελ. 1-3
- [3] Anton Coenen, Oksana Zayachkivska, Stanisław Konturek, Wiesław Pawlik, 2013 "ADOLF BECK, CO-FOUNDER OF THE EEG AN ESSAY IN HONOUR OF HIS 150TH BIRTHDAY" pp. 14
- [4] Διπλωματική Εργασία του Κονταξή Σπυρίδων 2015 "Αναγνώριση συναισθημάτων με βάση εγκεφαλικά σήματα που παράγονται από οσφρητικά ερεθίσματα και Ταυτοποίηση της μεθόδου εισπνοής" σελ. 12
- [5] [http://en.wikipedia.org/wiki/Implicit\\_learning](http://en.wikipedia.org/wiki/Implicit_learning)
- [6] Ερρίκος Βεντούρας, "Τεχνολογία της in-vivo διαγνωστικής - Διατάξεις απαγωγής βιοηλεκτρικών σημάτων," pp. 11-20,99-120, 2015.
- [7] <https://byjus.com/biology/neurons/>
- [8] Διπλωματική Εργασία της Γρηγορίας Δ. Αντωνίου 2008 "Επεξεργασία Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος υπό την Παρουσία Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας 1800MHz με Χρήση Πολλαπλής Συνολοκλήρωσης" σελ. 39-40
- [9] <http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>

- [10] Διπλωματική εργασία Αθηνά Σ. Γεραγγέλου Ευθυμία Δ. Βόκαλη 2009 “Πειραματικός Σχεδιασμός για την Αποτίμηση της Επίδρασης της Ακτινοβολίας Συστημάτων Κινητών Επικοινωνιών Τρίτης Γενιάς στις Καταγραφές Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και Προκλητών Δυναμικών κατά τη Διάρκεια Ακουστικού Ερεθίσματος” σελ. 42-43.
- [11] Geoffrey F. Woodman “A Brief Introduction to the Use of Event-Related Potentials (ERPs) in Studies of Perception and Attention” Vanderbilt University Vanderbilt Vision Research Center Center for Integrative and Cognitive Neuroscience table 1 fig. 2.
- [12] Georgios Liaros 2016 “Brain-computer interfacing using EEG signals for real-time control” pp. 1-2.
- [13] Swagata Das, Devashree Tripathy. Jagdish Lal Raheja 2019 “Real-Time BCI System Design to Control Arduino Based Speed Controllable Robot Using EEG” pp.3
- [14] Cuntai Guan, Manoj Thulasida, W. J. High performance p300 speller for braincomputer interface. In IEEE Int Workshop Biomed. Circuits Syst (2004), pp. 13–16. xi, 14
- [15] Volosyak, I., Ivlev, O., and Gräser, A. Rehabilitation robot friend ii-the general concept and current implementation. In Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on (2005), IEEE, pp. 540–544. xi, 28, 29.
- [16] Sravanth Kumar and Vivek Kumar, Bharat Gupta, 2015 “Feature Extraction from EEG Signal through One Electrode Device for Medical Application”
- [17] MindWave Mobile: User Guide, August 2015.
- [18] Διπλωματική εργασία του Αδαμόπουλου Αντώνη 2006 “MATLAB – ΧΡΗΣΗ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΕ ΟΙΚΟΝΟΜΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ” σελ. 1-3.
- [19] MindSet Communications Protocol, May 2015.
- [20] Διπλωματική εργασία του Ιωάννη Δημητρίου, 2012 “Σχεδιασμός και ανάπτυξη ενσωματωμένου συστήματος απεικόνισης μηνυμάτων στην αρχιτεκτονική Arduino με δυναμική υποστήριξη ιστοχώρου διαχείρισης” σελ. 23-25
- [21] Stream SDK for PC: Development Guide, July 2016.
- [22] M. Abo-Zahhad, Sabah M. Ahmed, Sherif N. Abbas, 2015 “A New EEG Acquisition Protocol for Biometric Identification Using Eye Blinking Signals”
- [23] Anna Rogalska, Filip Rynkiewicz, Marcin Daszuta, Krzysztof Guzek, and Piotr Napieralski, 2019 “Blinking Extraction in Eye gaze System for Stereoscopy Movies”
- [24] ABDUL LATEEF HAROON P.S, U.ERANNA, ULAGANATHAN J., RAYMOND IRUDAYARAJ I., 2017 ““EYE BLINK CONTROLLED ROBOT USING EEG TECHNOLOGY”” σελ. 46
- [25] Alexandra I. Korda , Giorgos Giannakakis , Errikos Ventouras, Pantelis A. Asvestas, Nikolaos Smyrnis, Kostas Marias and George K. Matsopoulos, 2021 “Recognition of Blinks Activity Patterns during Stress Conditions Using CNN and Markovian Analysis” pp. 55–71
- [26] Robert Schleicher, Niels Galley, Susanne Briest, Lars Galley, 2018 “Blinks and saccades as indicators of fatigue in sleepiness warners: looking tired?” pp. 4-5

[27] Carolyn Ranti, Warren Jones, Ami Klin, and Sarah Shultzcorresponding author 2020, “Blink Rate Patterns Provide a Reliable Measure of Individual Engagement with Scene Content”