



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο  
Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών  
Τομέας Τεχνολογίας Πληροφορικής και Υπολογιστών

Ανάπτυξη Διεπαφής Εγκεφάλου - Υπολογιστή με την  
χρήση Steady State Evoked Potentials (SSVEP)

Διπλωματική Εργασία

του

Χριστόδουλου Θ. Μπενετάτου

Επιβλέπων: Ανδρέας Σταφυλοπάτης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2018





Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο  
Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών  
Τομέας Τεχνολογίας Πληροφορικής και Υπολογιστών

## Ανάπτυξη Διεπαφής Εγκεφάλου - Υπολογιστή με την χρήση Steady State Evoked Potentials (SSVEP)

του

Χριστόδουλου Θ. Μπενετάτου

Επιβλέπων: Ανδρέας Σταφυλοπάτης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή στις 15 Ιουνίου 2018.

(Υπογραφή)

(Υπογραφή)

(Υπογραφή)

.....  
Ανδρέας Σταφυλοπάτης  
Καθηγητής  
Ε.Μ.Π

.....  
Γιώργος Στάμου  
Αναπληρωτής  
Καθηγητής  
Ε.Μ.Π

.....  
Κωνσταντίνα Νικήτα  
Καθηγήτρια  
Ε.Μ.Π

Αθήνα, Ιούνιος 2018

(Υπογραφή)

.....  
**Χριστόδουλου Θ. Μπενετάτου**

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

© 2018– All rights reserved



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο  
Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών  
Τομέας Τεχνολογίας Πληροφορικής και Υπολογιστών

Copyright © Χριστόδουλου Θ. Μπενετάτου, 2018.  
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved

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



# Περίληψη

Ο βασικός στόχος-κίνητρο της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η εξαγωγή αλγορίθμου δραστηριότητας από βίντεο σύνθετων ανθρώπινων δράσεων. Η πορεία μας εκκινεί από την παρουσίαση μιας γενικής και αφηρημένης μεθοδολογίας σχεδίασης ενός συστήματος που συνδυάζει πολυτροπική πληροφορία σε ένα ενιαίο σύστημα αναγνώρισης και κατάτμησης δράσεων σε βίντεο. Στη συνέχεια, προβαίνουμε στην υλοποίηση ενός τέτοιου συστήματος εστιάζοντας σε δράσεις λεπτομέρειας και πειραματιζόμενοι με την εξαγωγή και τον συνδυασμό χαρακτηριστικών πολλών καναλιών πληροφορίας, από οπτική (Πυκνές Τροχιές) μέχρι ακουστική (πληροφορίες υποτίτλων) και σημασιολογική (σχέσεις αντικειμένων-δράσεων και δράσεων-τύπων λαβής (grasping types)), με την τελευταία να εξάγεται και μέσω ανάλυσης κειμένου. Εξάγουμε χαρακτηριστικά από ανάλυση με τη μέθοδο Πυκνών Τροχιών, από ανίχνευση αντικειμένων, τόσο οπτικά, μέσα σε μια δυναμική περιοχή ενδιαφέροντος που παρακολουθούμε με χρήση ανιχνευτή ανθρώπων και προσκηνίου, όσο και μέσω υποτίτλων και από την εξαγωγή τύπων λαβής με χρήση ενός εύρωστου ανιχνευτή χεριών και συνελκτικών χαρακτηριστικών με χρήση ResNet. Εκτελούμε σειρά πειραμάτων σχετικά με την κωδικοποίηση και τις μεθόδους ταξινόμησης αυτών των χαρακτηριστικών και καταλήγουμε στο ενδιαφέρον συμπέρασμα ότι το σχήμα Tf-Idf (ολικής συχνότητας - αντίστροφης συχνότητας κειμένου) ή και η απλή σώρρευση χαρακτηριστικών μπορούν να αντικαταστήσουν τον  $\chi^2$  μετασχηματισμό πυρήνων κατά τη σύμμετρη καναλιών διαφορετικής πληροφορίας αυξάνοντας ελαφρά την ακρίβεια αλλά σημαντικά την επίδοση από άποψη ταχύτητας όταν συνδυαστεί με μια γραμμική Μηχανή Διανυσμάτων Στήριξης (SVM). Η ιδιότητα αυτή επιτρέπει στο σχήμα αυτό να χρησιμοποιηθεί αποδοτικά από αλγορίθμους κατάτμησης βίντεο. Η προσέγγισή μας στο ζήτημα της κατάτμησης είναι η ελαχιστοποίηση της συνάρτησης κόστους SVM με χρήση πιθανοτήτων και ενός νέου αλγορίθμου δυναμικού προγραμματισμού που είναι αμερόληπτος ως προς το μέγεθος των τελικών τμημάτων. Τελικά, από το αποτέλεσμα της κατάτμησης εξάγουμε τον αλγόριθμο της δραστηριότητας κρατώντας τη χρήσιμη πληροφορία. Το σχήμα που χρησιμοποιούμε μας δίνει επιπλέον την πληροφορία αλληλεπίδρασης με τα αντικείμενα στον τελικό αλγόριθμο.

## Λέξεις-Κλειδιά

Αναγνώριση Δράσεων, Κατάτμηση Βίντεο, Πολυτροπική Πληροφορία, Σχήμα Tf-Idf





# Abstract

The objective of the current Thesis is the extraction of an algorithm describing a complex human activity performed in an observed video. We start by presenting a generic and abstract methodology for designing a joint video action segmentation and classification system, combining multiple modalities. We further present our implementation of such a system, focusing on fine-grained activities and experimenting on efficiently extracting and combining multiple information channels, from Low-Level Visual information (Dense Trajectories) to sound (subtitles) and semantics (action-object relations and grasping type-action relations), with the last category being supported by text analysis. We extract features using Dense Trajectories, object detection and recognition, both visually, searching inside a dynamic region of interest constructed using a combination of human and foreground detection, and via subtitles and lastly using grasping type information. The last type of information is obtained by applying a robust hand detector and then classifying the hand regions using ResNet deep convolutional features. We perform a sequence of experiments regarding feature encoding and classification and reach to an interesting result, that we are able to replace the  $\chi^2$  kernel fusion with Tf-Idf encodings or even feature concatenation, slightly increasing classification metrics but especially increase the speed of the classification progress, when a linear SVM is also used. This fact allows this schema to be efficiently used by video segmentation algorithms. Our approach when it comes to video segmentation is minimizing an SVM loss function using probabilities and a novel dynamic programming algorithm, invariant to final segments' length. Our method also returns object handling information in the total extracted algorithm.

## Keywords

Action Segmentation, Video Segmentation, Multiple Modalities, Tf-Idf Encoding

## *Ευχαριστίες*

Σε αυτό το σημείο θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή κ. Πέτρο Μαραγκό, ο οποίος με ενέπνευσε να ασχοληθώ με το αντικείμενο της Όρασης Υπολογιστών.

Πολλές ευχαριστίες οφείλω να δώσω στην οικογένειά μου για τη στήριξή τους τόσο κατά τη διάρκεια αυτής της εργασίας όσο και σε όλα τα στάδια της ζωής μου.

Ακόμα, πρέπει να ευχαριστήσω τα μέλη και συνεργάτες του εργαστηρίου CVSP Αθανασία Ζλατίντση, Πέτρο Κούτρα, Βασίλη Πιτσικάλη και Ισίδωρο Ροδομαγουλάκη για τη συνεισφορά τους στην περαίωση της εργασίας και τα σχόλιά τους πάνω στο κείμενο και τα πειράματα.

Τέλος, ευχαριστώ τους συναδέλφους Γαρούφη Χ., Λεμονίδη Β., Μπουρίτσα Γ., Νικολουδάκη Ε., Πίσσα Θ. και Χάντφιλντ Τ., με τους οποίους εκπονούσαμε παράλληλα τις διπλωματικές μας εργασίες και είχαμε την ευκαιρία να συζητήσουμε συχνά πολλά ενδιαφέροντα ζητήματα σχετικά με τις εργασίες μας.

# Περιεχόμενα

Ευχαριστίες	x
Κατάλογος Εικόνων	xiii
Κατάλογος Πινάκων	xv
<b>1 Εισαγωγή</b>	<b>1</b>
1.1 Σημασία Μελέτης Εγκεφάλου και Βιοηλεκτρικών Σημάτων	1
1.2 Σκοπός και Συνεισφορά της Διπλωματικής Εργασίας	2
1.3 Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας	2
<b>2 Ηλεκτροεγκεφαλογραφία</b>	<b>5</b>
2.1 Βιοηλεκτρικά Σήματα και Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα	5
2.2 Εγκεφαλογράφος	6
2.2.1 Ηλεκτρόδια	6
2.2.2 Ενίσχυση και Επεξεργασία Σημάτων	7
2.2.3 Μονάδα Αποθήκευσης και Απεικόνισης Σημάτων	8
2.3 Σύστημα 10-20	8
2.4 Διεπαφές εγκεφάλου – υπολογιστή (Brain Computer Interfaces)	9
2.4.1 Active BCIs	9
2.4.2 Reactive BCIs	10
2.4.3 Passive BCIs	10
2.4.4 Κριτήρια Αξιολόγησης Απόδοσης των BCIs	11
2.4.4.1 ITR	11
2.4.4.2 Accuracy	11
2.5 Χαρακτηριστικά Εγκεφαλικά σήματα	11
2.5.1 Εγκεφαλικοί ρυθμοί	11
2.5.2 Προκλητά Δυναμικά (ΠΔ)	12
2.5.2.1 Ενδογενή ΠΔ - P300	13
2.5.2.2 Εξωγενή ΠΔ - SSVEP	14
<b>3 Θεωρητικό υπόβαθρο</b>	<b>17</b>
3.1 Αποθορυβοποίηση - Φιλτράρισμα	17
3.2 Εξαγωγή χαρακτηριστικών	17
3.3 Μηχανική Μάθηση	17
<b>4 Υλοποίηση SSVEP διεπαφής</b>	<b>19</b>
4.1 Υλικό	19
4.1.1 Εγκεφαλογράφος Emotiv Eroc	19
4.1.1.1 Περιγραφή	19
4.1.1.2 Ηλεκτρόδια	20

---

4.1.1.3	Λογισμικό . . . . .	20
4.1.2	Υπολογιστής . . . . .	22
4.1.3	Συστοιχίες LED . . . . .	22
4.1.3.1	Επιλογή χρώματος LED . . . . .	22
4.1.3.2	Σχηματικό και Κατασκευή . . . . .	23
4.1.3.3	Κύκλωμα Οδήγησης . . . . .	23
4.1.3.4	Λογισμικό Arduino . . . . .	24
<b>Βιβλιογραφία</b>		<b>27</b>

# Κατάλογος σχημάτων

2.1	Τοποθεσίες ηλεκτροδίων με βάση το σύστημα 10-20. Εικόνα από [10].	8
2.2	Επέκταση συστήματος 10-20. Εικόνα από [10]. . . . .	9
2.3	Γραφική αναπαράσταση των φυσιολογικών κυματομορφών του εγκεφάλου. Εικόνα από [16] . . . . .	12
2.4	Παράδειγμα διέπαφης βασισμένης στα P300 σήματα, για την υλοποίηση μηχανής συλλαβισμού. Ο χρήστης συγκεντρώνεται στο επιθυμητό γράμμα (V), και παράγονται P300 σήματα, όταν φωτιστεί η γραμμή και η στήλη που το περιέχουν. . . . .	14
2.6	my caption . . . . .	15
2.5	Ηλεκτρόδια που καλύπτουν τον ινιακό λοβό και την γύρω περιοχή. . .	15



# Κατάλογος πινάκων

4.1	Αποτελέσματα 4 μετρικών για την ανίχνευση αντικειμένων πάνω σε όλα τα βίντεο του συνόλου δεδομένων test που χρησιμοποιήσαμε. Παρατηρούμε ότι με σύζευξη λόγου και εικόνας μπορούμε να πετύχουμε ικανοποιητικά αποτελέσματα, πολύ πιο εύρωστα από ό,τι με χρήση μόνο ενός από τους δύο τρόπους. . . . .	25
-----	--	----





# Κεφάλαιο 1

## Εισαγωγή

### 1.1 Σημασία Μελέτης Εγκεφάλου και Βιοηλεκτρικών Σημάτων

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος, είναι ίσως η πιο περίπλοκη δομή που είναι γνωστή στον άνθρωπο. Περίπου 86 δισεκατομμύρια νευρώνες [8] αλληλεπιδρούν δυναμικά μεταξύ τους δημιουργώντας τρισεκατομμύρια συνάψεις. Οι γνωσιακές επιστήμες συνδυάζοντας γνώση από τους τομείς της ψυχολογίας της νευρολογίας καθώς και με την βοήθεια υπολογιστικών μεθόδων, προσπαθούν να προσεγγίσουν την περίπλοκη λειτουργία του εγκεφάλου. Ένας τρόπος να εξερευνηθούν οι λειτουργίες του εγκεφάλου αλληλεπίδραση του εγκεφάλου με το εξωτερικό περιβάλλον μέσω της δημιουργίας συσκευών οι οποίες ανιχνεύουν την εγκεφαλική δραστηριότητα και την μεταφράζουν σε μηνύματα ή εντολές. Μέσω αυτών των συσκευών, δίνεται η δυνατότητα να ληφθούν συμπεράσματα για την λειτουργία συγκεκριμένων περιοχών του εγκεφάλου, χωρίς απαραίτητα να γνωρίζουμε λεπτομέρειες όσον αφορά τους νευρώνες και το πως αλληλεπιδρούν. Αυτές οι συσκευές ονομάζονται Διεπαφές Εγκεφάλου Υπολογιστή (Brain Computer Interfaces - BCI) και τα τελευταία χρόνια παρατηρείται σημαντική αύξηση στις ερευνητικές ομάδες που κάνουν δημοσιεύσεις σε αυτόν τον τομέα [12]. Εκτός όμως από την χρήση τους για την ερμηνεία τις εγκεφαλικής δραστηριότητας, σημαντική είναι η συνεισφορά τους σε άτομα με αναπηρίες, όπου τους προσφέρει μια δίοδο επικοινωνίας με το περιβάλλον, που υπό άλλες συνθήκες θα ήταν αδύνατο να επιτευχθεί. Τα παραδείγματα είναι πάρα πολλά, μέσω των BCIs, άτομα με αναπηρία είναι ικανά να μετακινήσουν προσθετικά μέλη [], να χρησιμοποιήσουν μηχανές συλλαβισμού, να πλοηγηθούν στο Internet [], ή να κατευθύνουν την αναπηρική τους καρέκλα []. [4]

Παρόλαυτα, το πλήθος των ανθρώπων που κάνουν χρήση τέτοιων διεπαφών είναι ελάχιστο, και αυτό επειδή ακόμα η έρευνα σε αυτόν τον τομέα παραμένει μέσα στα εργαστήρια. Υπάρχουν κάποιοι βασικοί λόγοι που συμβαίνει αυτό. Ένας από αυτούς είναι η χρονοβόρα προετοιμασία που απαιτείται για την χρήση του εγκεφαλογράφου και την εκπαίδευση του ατόμου να τον χρησιμοποιεί [2]. Επιπλέον η χρήση τέτοιων διεπαφών σε μη ελεγχόμενα εργαστηριακά περιβάλλοντα, εισάγει εμπόδια στην διαδικασία, όπως ανεπιθύμητες παρεμβολές στα σήματα και λάθη των χρηστών κατά τη διάρκεια της χρήσης. Τέλος, οι εγκεφαλογράφοι που χρησιμοποιούνται στην έρευνα και επιτυγχάνουν state-of-the-art επιδόσεις, προορίζονται για ιατρικές εφαρμογές,

και το κόστος τους είναι υπέρογκο για να αποκτηθούν ατομικά από έναν χρήστη. Κρίνεται συνεπώς απαραίτητη, αρχικά η κατασκευή οικονομικότερων εγκεφαλογράφων, που στοχεύουν σε χρήστες εκτός των εργαστηρίων, και κατά δεύτερον, η ανάπτυξη υπολογιστικών μεθόδων που θα καταστήσουν την επίδοση αυτών των εγκεφαλογράφων συγκρίσιμη με ακριβότερα μοντέλα.

## 1.2 Σκοπός και Συνεισφορά της Διπλωματικής Εργασίας

Στόχος αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η υλοποίηση μιας διεπαφής εγκεφάλου υπολογιστή βασιζόμενη σε μια κατηγορία οπτικών προκλητών δυναμικών που ονομάζονται Steady State Visual Evoked Potentials. Σε αντίθεση όμως με την πλειοψηφία της έρευνας σε αυτόν τον τομέα, όπου γίνεται χρήση ακριβών εγκεφαλογράφων κατασκευασμένων για ιατρική χρήση, σε αυτή την εργασία γίνεται χρήση ενός low-budget εγκεφαλογράφου, πράγμα που αποτελεί και την βασική πρόκληση της εργασίας. Η όλη πειραματική διαδικασία, το hardware για την δημιουργία των οπτικών ερεθισμάτων, η γραφική διεπαφή για την παρακολούθηση των εγκεφαλικών σημάτων σε πραγματικό χρόνο, καθώς και ένα σύνολο συναρτήσεων για την επεξεργασία των εγκεφαλικών σημάτων στην προγραμματιστική γλώσσα Python, σχεδιάστηκαν και υλοποιήθηκαν εξολοκλήρου στα πλαίσια της εργασίας. Επιπλέον, δημιουργήσαμε ένα dataset με όλες τις καταγραφές εγκεφαλογραφήματος που έλαβαν μέρος κατά την διάρκεια της εργασίας, ταξινομημένες ανά άτομο, έτσι ώστε όλα αυτά μαζί να αποτελέσουν εφαλτήριο για περαιτέρω έρευνα πάνω στο συγκεκριμένο θέμα. Όσον αφορά τους αλγορίθμους που χρησιμοποιήθηκαν για την εξαγωγή πληροφορίας από τα εγκεφαλικά σήματα, δοκιμάστηκαν διάφορες μέθοδοι που χρησιμοποιούνται κατά κόρον στην βιβλιογραφία, και είδαμε πως στην offline επεξεργασία των σημάτων, η απόδοση του συστήματος συγκρίνεται με τις state-of-the-art επιδόσεις για low-budget εγκεφαλογράφους, έχοντας όμως πολλά περιθώρια μέχρι να συγκριθεί με τις επιδόσεις πιο ακριβών. Τέλος **ΠΕΣ ΤΙ ΘΑ ΚΑΝΕΙΣ ΜΕ ΤΟ REAL TIME**

## 1.3 Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας

Η εργασία ακολουθεί την εξής πορεία:

- Στο κεφάλαιο 2 παρουσιάζεται το θεωρητικό υπόβαθρο γύρω από την εγκεφαλογραφία, τις διεπαφές εγκεφάλου - υπολογιστή, καθώς και τα πιο γνωστά εγκεφαλικά σήματα.
- Στο κεφάλαιο 3 γίνεται μια ανασκόπηση των υπολογιστικών μεθόδων που για την προεπεξεργασία των σημάτων, την εξαγωγή των χαρακτηριστικών, καθώς και στις μεθόδους μηχανικής μάθησης που θα χρησιμοποιηθούν
- Στο κεφάλαιο 4 παρουσιάζεται η αναλυτική περιγραφή της διεπαφής που υλοποιήθηκε. Αρχικά γίνεται μια αναλυτική περιγραφή του εγκεφαλογράφου Emotiv Eroc που χρησιμοποιήθηκε, καθώς και του υλικού που κατασκευάστηκε για την δημιουργία των οπτικών ερεθισμάτων.
- Στο κεφάλαιο 5 περιγράφεται αναλυτικά η διαδικασία της καταγραφής των δεδομένων και της offline ανάλυσής τους, όπου έγινε πειραματισμός με διάφορες μεθόδους

- Στο κεφάλαιο 6 παρουσιάζεται η συνολική διεπαφή πραγματικού χρόνου **ΠΕΣ ΚΑΙ ΤΙ ΑΛΛΟ**
- Στο κεφάλαιο 7 κλείνουμε αυτή την εργασία αξιολογώντας τα αποτελέσματα και προτείνοντας μελλοντικές ερευνητικές κατευθύνσεις.



## Κεφάλαιο 2

# Ηλεκτροεγκεφαλογραφία

### 2.1 Βιοηλεκτρικά Σήματα και Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

Τα βιοηλεκτρικά σήματα είναι το αποτέλεσμα των ηλεκτροχημικών μεταβολών που λαμβάνουν χώρα εντός και μεταξύ των κυττάρων των νεύρων καθώς και των μυών. Πιο συγκεκριμένα, εάν ένα τέτοιο κύτταρο δεχθεί ερέθισμα ισχυρότερο από ένα κατώφλι συνήθως μεταξύ  $-55\text{mV}$  και  $-50\text{mV}$ , τότε θα παράγει ένα δυναμικό δράσης το οποίο θα μεταδοθεί και θα διεγείρει γειτονικά κύτταρα. Αυτή η ομαδική δραστηριότητα των κυττάρων παράγει ηλεκτρικά πεδία ικανά να ανιχνευτούν με την βοήθεια ηλεκτροδίων τα οποία τοποθετούνται στην επιφάνεια του αντίστοιχου οργάνου, είτε στην δερματική επιφάνεια πάνω αυτό το όργανο. Όταν το ζωτικό αυτό όργανο είναι ο εγκέφαλος τότε το βιοηλεκτρικό σήμα ονομάζεται Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ – EEG) και η πρώτη καταγραφή ΗΕΓ, έγινε το 1924 από τον Γερμανό ψυχίατρο Hans Berger.

Η Ηλεκτροεγκεφαλογραφία, είναι η πρώτη μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε για την απεικόνιση της εγκεφαλικής δραστηριότητας, πριν την εμφάνιση μεθόδων όπως η μαγνητική τομογραφία (MRI) και τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET). Παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα όπως το ότι είναι πολύ οικονομικά προσιτή μέθοδος, συγκρινόμενη με τις άλλες που αναφέρθηκαν, και το γεγονός πως έχει πολύ χρονική ανάλυση (temporal resolution), καθώς ενώ οι μεταβολές δυναμικού του εγκεφάλου συμβαίνουν σε πολύ μικρά χρονικά διαστήματα, οι εγκεφαλογράφοι πλέον κάνουν δειγματοληψία του σήματος με συχνότητες έως και  $2048\text{Hz}$ , διατηρώντας σχεδόν όλη την πληροφορία του σήματος. Ωστόσο, όσον αφορά την χωρική ανάλυση (spatial resolution), ισχύει κάτι αντίστοιχο. Τα ηλεκτρικά σήματα από την στιγμή που ξεκινάνε από την πηγή τους, μέχρι να καταλήξουν στα ηλεκτρόδια, διασκορπίζονται κατά την διέλευση τους από το κρανίο. Συνεπώς το σήμα που ανιχνεύεται από ένα ηλεκτρόδιο σε μια συγκεκριμένη περιοχή δεν προέρχεται μόνο από το σημείο του εγκεφάλου που καλύπτει, αλλά και από τα γειτονικά. Αυτό το πρόβλημα μπορεί να αντιμετωπιστεί κάνοντας χρήση περισσότερων ηλεκτροδίων, και χρήσης τεχνικών χωρικού φιλτραρίσματος, για την λύση του αντίστροφου προβλήματος, δηλαδή την εύρεση του πραγματικού ηλεκτρικού σήματος που ξεκίνησε από κάθε περιοχή του εγκεφάλου. Ένας άλλος τρόπος είναι να χρησιμοποιηθούν ηλεκτρόδια που εισχωρούν σε μεγαλύτερο βάθος, πλησιάζοντας την πηγή του σήματος, πριν αυτό αλλοιωθεί

από το κρανίο, προσφέροντας πολύ καλύτερη χωρική ανάλυση. Το εγκεφαλογράφημα που κάνει χρήση τέτοιου τύπου ηλεκτρόδια, ονομάζεται επεμβατικό (invasive EEG).

## 2.2 Εγκεφαλογράφος

Η συσκευή που χρησιμοποιείται για την καταγραφή του εγκεφαλογραφήματος, ονομάζεται εγκεφαλογράφος, και είναι μια πολύπλοκη συσκευή με διάφορα υποσυστήματα. Από τις αρχές του 20ου αιώνα που δημιουργήθηκε ο πρώτος εγκεφαλογράφος, μέχρι σήμερα, έχουν υπάρξει δραματικές αλλαγές στον τρόπο υλοποίησης τους, με ποιο σημαντική την εισαγωγή της ψηφιακής τεχνολογίας στην αλυσίδα επεξεργασίας του σήματος. Τα υποσυστήματα που παραθέτονται στην συνέχεια, περιέχονται σε όλους τους σύγχρονους εγκεφαλογράφους, χωρίς να σημαίνει πως δεν υπάρχουν παραλλαγές και επιπλέον υποσυστήματα σε άλλους.

### 2.2.1 Ηλεκτρόδια

Τα ηλεκτρόδια στην πραγματικότητα, είναι μετατροπείς, οι οποίοι ανιχνεύουν την κατανομή των ιόντων στην επιφάνεια των ιστών που καλύπτουν, μετατρέποντας το ιοντικό ρεύμα σε ρεύμα ηλεκτρονίων. Τα ηλεκτρόδια χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες, τα 'υγρά' (wet) και τα 'στεγνά' (dry) και καθένα από αυτά μπορεί να είναι είτε μιας χρήσης, είτε επαναχρησιμοποιούμενο.

- Υγρά (Wet) Ηλεκτρόδια

Σε αυτόν τον τύπο, χρησιμοποιείται αγωγίμο υγρό μεταξύ του δέρματος και του ηλεκτροδίου προκειμένου να επιτευχθεί αντίσταση επαφής περίπου  $5k \Omega$ , έτσι ώστε να εξασφαλιστεί καλή ποιότητα σήματος ΗΕΓ με υψηλό λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR). Ο συχνότερος τύπος 'υγρών' ηλεκτροδίων είναι τα αργύρου-χλωριούχου αργύρου (Ag - AgCL), τα οποία αποτελούνται από ένα δίσκιο, από καθαρό άργυρο 99.9%, επικαλυμμένα από ένα λεπτό στρώμα χλωριούχου αργύρου. Είναι ευρέως χρησιμοποιούμενα λόγω του χαμηλού κόστους τους, της ευκολίας στην χρήση τους, καθώς και το ότι δεν είναι τοξικά. σε μορφή δισκίων η κυπέλλων (βαλε εικονα).

Ένα άλλο είδος υγρών ηλεκτροδίων, χρησιμοποιούνται στον εγκεφαλογράφο Ερος που κατασκευάζεται από την εταιρεία Emotiv, και αποτελούνται από ένα χάλκινο ηλεκτρόδιο, επικαλυμμένο από μια λεπτή στρώση χρυσού. Η επαφή με το δέρμα γίνεται μέσω ενός κυλινδρικού σφουγγαριού (felt pad), το οποίο διαποτίζεται σε αλατούχο διάλυμα (saline) για την ελάττωση της αντίστασης επαφής.

Παρότι η επίδοση των υγρών ηλεκτροδίων είναι πολύ ικανοποιητική, και χρησιμοποιείται ως σημείο αναφοράς για τις νέες τεχνολογίες ηλεκτροδίων που εμφανίζονται, μια σειρά απο μειονεκτήματα, εμποδίζει την χρήση τους σε περιβάλλοντα εκτός εργαστηρίου. Το πρώτο και βασικότερο είναι η δυσκολία που έχουν στην εφαρμογή τους και η άβολη αίσθηση που έχουν κατά την χρήση τους λόγω του υγρού στοιχείου. Συνήθως, απαιτείται ειδικός καθαρισμός του σημείου επαφής πριν την χρήση, για την επίτευξη καλύτερου σήματος, αλλά και μετά το πέρας της διαδικασίας, για να καθαριστεί το δέρμα από τα υπολείμματα

του αγώγιμου υγρού. Επιπλέον, η επίτευξη της επιθυμητής αντίστασης που αναφέρθηκε προηγουμένως, μπορεί να καθυστερήσει σημαντικά. Τέλος, λόγω της πτητικότητας του αγώγιμου υγρού, υπάρχει ένα μικρό περιθώριο λίγων ωρών, πριν να ξαναχρειαστεί να το ανανεώσουμε.

- Στεγνά (Dry) Ηλεκτρόδια

Τα προηγούμενα μειονεκτήματα έρχεται να τα καλύψει μια νέα τεχνολογία ηλεκτροδίων που δεν χρησιμοποιούν κάποιο αγώγιμο υγρό, αλλά εκμεταλλεύονται τις εξελίξεις στον τομέα τεχνολογίας υλικών και των μικρο-συστημάτων (MEMS), προσπαθούν να επιτύχουν ποιότητα σήματος συγκρίσιμη με αυτή των υγρών ηλεκτροδίων. Λόγω της έλειψης αγώγιμου υγρού, η αντίσταση επαφής μεταξύ των ηλεκτροδίων και του δέρματος είναι πολύ μεγαλύτερη σε σχέση με τα υγρά ηλεκτρόδια, συνεπώς περιέχουν και έναν χαμηλής ενέργειας ενισχυτή οργανολογίας (instrumental amplifier) με πολύ υψηλή αντίσταση εισόδου, προκειμένου να υπάρχει όσο το δυνατόν μικρότερη απώλεια σήματος, και γι αυτό το λόγο αναφέρονται και στην βιβλιογραφία και ως ενεργά στεγνά ηλεκτρόδια (active dry electrodes). Υπάρχουν αρκετές κατηγορίες τέτοιων ηλεκτροδίων ανάλογα με την τεχνολογία κατασκευής τους και τον τρόπο επαφής τους με το δέρμα. Τα ακιδωτά ηλεκτρόδια αποτελούνται από μια συστοιχία ακίδων που είτε έρχεται σε επαφή με το δέρμα, είτε το τρυπάει για ελάχιστα μικρόμετρα, προκειμένου να διαπεράσει την εξωτερική του στρώση (stratum corneum), η οποία και ευθύνεται για το μεγαλύτερο ποσοστό της αντίστασης επαφής μεταξύ δέρματος και ηλεκτροδίου [9]. Στη δημοσίευση [18] χρησιμοποίησαν πυκνωτικά ηλεκτρόδια που δεν έρχονται σε επαφή με το δέρμα, προκειμένου να αποφύγουν αλλοίωση του σήματος με τα μαλλιά, αυξάνοντας όμως δραματικά την αντίσταση μεταξύ δέρματος και ηλεκτροδίου. Παρότι η έρευνα προς αυτή του είδους τα ηλεκτρόδια φαίνεται ελπιδοφόρα και ικανή να αντιμετωπίσει τα προβλήματα των υγρών ηλεκτροδίων, στην πλειοψηφία των δημοσιεύσεων είτε δεν αναφέρονται λεπτομέρειες σχετικά με την κατασκευή τους, είτε δεν γίνεται σύγκριση των αποτελεσμάτων με τις επιδόσεις των υγρών ηλεκτροδίων, συνεπώς υπάρχει ακόμα δρόμος προς αυτήν την κατεύθυνση [9].

### 2.2.2 Ενίσχυση και Επεξεργασία Σημάτων

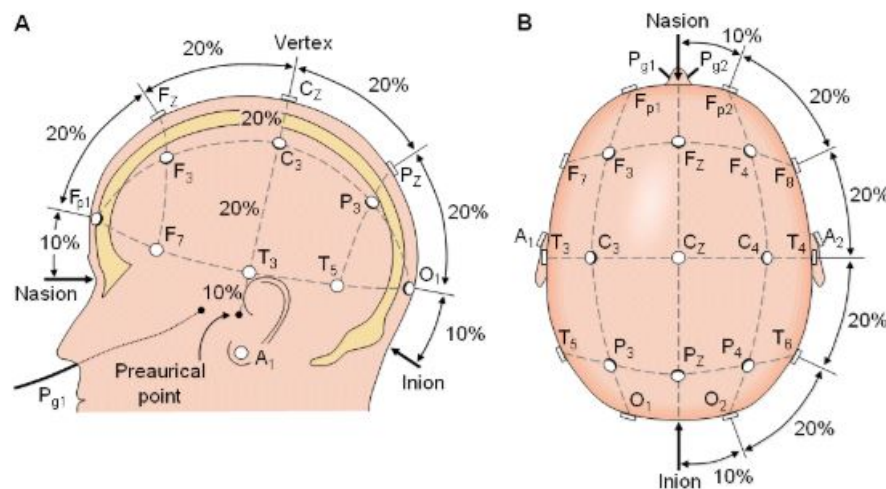
Τα σήματα που λαμβάνονται από τα ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του δέρματος κυμαίνονται μεταξύ 10V και 100V, και πρέπει να ενισχυθούν σημαντικά προκειμένου να γίνει η επεξεργασία τους στα επόμενα στάδια. Το στάδιο της ενίσχυσης περιλαμβάνει αρχικά έναν διαφορικό ενισχυτή με υψηλή απόρριψη κοινού σήματος, και στη συνέχεια δύο ή τρία ξεχωριστά στάδια ενίσχυσής με μεγάλο κέρδος. Επειδή τα σήματα αυτά περιέχουν πολύ θόρυβο σε συχνότητες κοντά στα 0Hz (DC συνιστώσα), καθώς και στα 50Hz ή 60Hz, λόγω των ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών από ρεύματα τροφοδοσίας στον χώρο. Συνεπώς το σήμα πρέπει να περάσει από διάφορα στάδια υπερπαρατού και βαθυπαρατού φιλτραρίσματος. Τέλος προκειμένου να σταλθούν τα σήματα στο επόμενο στάδιο της αποθήκευσης και απεικόνισης, γίνεται η χρήση ενός Digital to Analog Converter (DAC). Εδώ φαίνεται και μια από τις χρησιμότητες της ενίσχυσης, καθώς τα DAC δεν μπορούν να λειτουργήσουν με σήματα εισόδου της τάξης των Volt. Τέλος μετά την ψηφιοποίηση του σήματος χρησιμοποιούνται οπτικοί απομονωτές (optical isolator) για λόγους ασφαλείας, έτσι ώστε να μην υπάρχει κίνδυνος να διαρέψει ρεύμα από τα επόμενα στάδια (π.χ υπολογιστής), προς τον χρήστη του εγκεφαλογράφου.

### 2.2.3 Μονάδα Αποθήκευσης και Απεικόνισης Σημάτων

Αυτό το στάδιο αποτελείται από μια υπολογιστική μονάδα η οποία αποθηκεύει τα σήματα, και χρησιμοποιεί λογισμικό για την απεικόνιση των σημάτων. Επιπλέον σε πολλές περιπτώσεις υπάρχει η δυνατότητα χρήσης επιπλέον τεχνικών επεξεργασίας σε αυτό το στάδιο, όπως χρήση ψηφιακών φίλτρων, κατάτμηση του σήματος σε σημεία ενδιαφέροντος κ.α .

## 2.3 Σύστημα 10-20

Το σύστημα 10-20 χρησιμοποιείται διεθνώς για να περιγράψει και να ορίσει την θέση των ηλεκτροδίων στο κεφάλι. Η χρήση ενός τέτοιου συστήματος είναι απαραίτητη, προκειμένου να υπάρχει ένα κοινό σημείο αναφοράς μεταξύ των ερευνητών για την αναπαραγωγή και σύγκριση των διαφόρων μεθοδολογιών στην εγκεφαλογραφία. Οι αριθμοί '10' και '20' είναι ποσοστά και συμβολίζουν το 10% και 20% της απόστασης μεταξύ των δύο αυτιών, τα οποία με την σειρά τους ορίζουν την απόσταση από ένα αυτί προς το πλησιέστερο σε αυτό ηλεκτρόδιο και την απόσταση μεταξύ δύο γειτονικών ηλεκτροδίων αντίστοιχα.



Σχήμα 2.1: Τοποθεσίες ηλεκτροδίων με βάση το σύστημα 10-20.  
Εικόνα από [10].

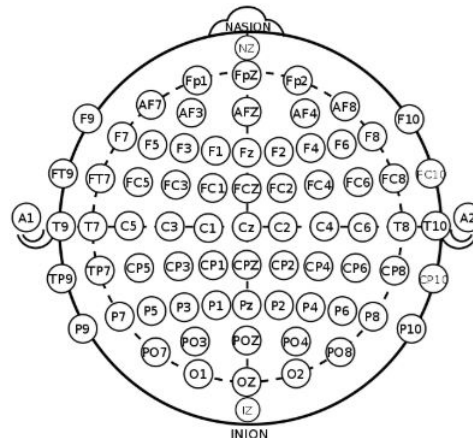
Ανάλογα με την εγκεφαλική περιοχή που καλύπτουν τα ηλεκτρόδια, παίρνουν και το όνομά τους που αποτελείται από ένα γράμμα (η συνδυασμό γραμμάτων) και έναν ζυγό αριθμό για το δεξί ημισφαίριο και περιττό για το αριστερό ημισφαίριο. Η βασική διάταξη που αποτελείται από 19 ηλεκτρόδια, είναι η εξής :

- Προμετωπιαίος φλοιός (Pre-Frontal cortex) : Fp1, Fp2
- Μετωπιαίος λοβός (Frontal lobe) : F3, F4, F7, F8, Fz
- Κροταφικός λοβός (Temporal lobe) : T3, T4, T5, T6
- Βρεγματικός λοβός (Parietal lobe) : P3, P4, Pz



- Ινιακός λοβός (Occipital lobe) : O1, O2
- Κεντρική περιοχή (Central) : C3, C4, Cz

Ο δείκτης z, προσδιορίζει τα ηλεκτρόδια τα οποία βρίσκονται πάνω στην διαχωριστική γραμμή μεταξύ των δύο ημισφαιρίων. Το παραπάνω σύστημα μπορεί να επεκταθεί έτσι ώστε να καλύψει καταστάσεις στις οποίες απαιτείται μεγαλύτερος αριθμός ηλεκτροδίων, ορίζοντας νέες εγκεφαλικές περιοχές μεταξύ αυτών που αναφέρθηκαν, ή και διαφορετικές σχετικές αποστάσεις μεταξύ των ηλεκτροδίων.



Σχήμα 2.2: Επέκταση συστήματος 10-20. Εικόνα από [10].

## 2.4 Διεπαφές εγκεφάλου – υπολογιστή (Brain Computer Interfaces)

Όπως αναφέρθηκε και στην εισαγωγική ενότητα 1.1, οι διεπαφές εγκεφάλου - υπολογιστή (BCIs) εκμεταλλεύόμενες την εξέλιξη στις τεχνικές ανάλυσης σημάτων του εγκεφάλου, επιτρέπουν στους χρήστες να επικοινωνούν με το εξωτερικό περιβάλλον χωρίς να απαιτείται οποιαδήποτε μυϊκή κίνηση του χρήστη, μεταφέροντας μηνύματα και εντολές από το μυαλό τους στον υπολογιστή. Στο παρελθόν, η ιδέα ενός BCI το οποίο θα αποκωδικοποιεί τις σκέψεις ενός ατόμου και θα τις μετατρέπει σε εντολές κατανοητές από έναν υπολογιστή, αντιμετώπιστηκε πολύ επιφυλακτικά, ως ένα πολύ περίπλοκο πρόβλημα, λόγω των τεχνικών περιορισμών που υπήρχαν, όπως η χαμηλή χρονική και χωρική ανάλυση καταγραφών, κόστος υλοποίησης real-time εφαρμογών. Σήμερα όμως, η χρήση τέτοιων διεπαφών έχει εξελιχθεί αρκετά και η πληθώρα των υλοποιήσεων έχει οδηγήσει στην ανάγκη κατηγοριοποίησης τους. Σύμφωνα με την δημοσίευση [20] οι διεπαφές εγκεφάλου - υπολογιστή χωρίζονται σε τρεις μεγάλες κατηγορίες :

### 2.4.1 Active BCIs

Σε αυτού του είδους τις διεπαφές, ο χρήστης είναι αυτός που συνειδητά προσπαθεί να ελέγξει τα εγκεφαλικά του κύματα, ανεξάρτητα από οποιαδήποτε εξωτερικά

ερεθίσματα. Ίσως το πιο αντιπροσωπευτικό δείγμα της κατηγορίας είναι οι διεπαφές οι οποίες βασίζονται στην ανίχνευση κυματομορφών που σχετίζονται με την σκέψη κίνησης ενός μέλους του σώματος, και όχι την πραγματική κίνηση του, γνωστή και στην βιβλιογραφία ως *Motor Imagery*. Για παράδειγμα, όταν ένας χρήστης σκεφτεί πως κινεί το δεξί του χέρι, το πλάτος των εγκεφαλικών σημάτων στον κινητικό φλοιό αυξάνεται στο δεξί ημισφαίριο και ελαττώνεται στο αριστερό, και αντίστοιχα για το αριστερό χέρι. Συνήθως για τις διεπαφές αυτής της κατηγορίας απαιτείται μεγάλος χρόνος εκπαίδευσης τόσο του χρήστη, για να ελέγχει και να απομονώνει τις σκέψεις του, όσο και του συστήματος, έτσι ώστε να καταλαβαίνει σωστά τις προθέσεις του χρήστη.

### 2.4.2 Reactive BCIs

Σε αυτήν την κατηγορία ανήκουν οι διεπαφές των οποίων η έξοδος εξαρτάται από εγκεφαλική λειτουργία που προκαλείται ως αντίδραση σε μια εξωτερική διέγερση, η οποία έχει ρυθμιστεί έτσι ώστε να κωδικοποιεί την πρόθεση του χρήστη. Ο χρήστης εξαναγκάζει τα εγκεφαλικά του σήματα να παραμένουν σε μια συγκεκριμένη κατάσταση, απλά με το να παρατηρεί ή να συγκεντρώνεται σε μια συγκεκριμένη εξωτερική διέγερση. Το πλεονέκτημα αυτών των διεπαφών είναι πως τα προκαλούμενα σήματα είναι παρόμοια από χρήστη σε χρήστη, και πως απαιτείται ελάχιστη ή καθόλου εκπαίδευση για να λειτουργήσουν.

### 2.4.3 Passive BCIs

Τέλος, σε αυτού του τύπου τις διεπαφές, ο χρήστης δεν έχει άμεσο έλεγχο του αποτελέσματος καθώς δεν απαιτείται προσπάθεια από τον χρήστη να ελέγξει τα εγκεφαλικά του σήματα. Αντί αυτού, η έξοδος του συστήματος επηρεάζεται από την νοητική κατάσταση του χρήστη, όπως για παράδειγμα τα επίπεδα προσοχής του, τα συναισθήματα του ή τα επίπεδα κόπωσης. Πολλές φορές σε αυτού του είδους τις διεπαφές η έξοδος τους γίνεται γνωστή στον χρήστη μέσω κάποιας ηχητικής ή οπτικής ένδειξης, επηρεάζοντας εκ νέου την νοητική του κατάσταση, και δημιουργώντας ένα είδος ανάδρασης (*neuro-feedback*).

Παρότι η παραπάνω κατηγοριοποίηση δίνει μια σαφή εικόνα όλων των διαφορετικών BCIs, υπάρχουν περιπτώσεις όπου τα όρια μεταξύ των παραπάνω ορισμών δεν είναι απολύτως σαφή. Για παράδειγμα, στην περίπτωση της *neuro-feedback* ανάδρασης, ο χρήστης είναι πολύ πιθανόν να προσπαθήσει να αλλάξει την νοητική του κατάσταση επηρεαζόμενος από την έξοδο της διεπαφής, μετατρέποντας έτσι το είδος του BCI από *passive* σε *active*. Ακόμα όμως και στην περίπτωση των *active* διεπαφών, η πρόθεση του χρήστη για το τι εγκεφαλικά σήματα θα παράξει, επηρεάζεται από το αποτέλεσμα της προηγούμενης πρόθεσης του, το οποίο μπορεί να θεωρηθεί ως εξωτερική διέγερση, συνεπώς καταλήγουμε σε τύπο *reactive*.

## 2.4.4 Κριτήρια Αξιολόγησης Απόδοσης των BCIs

### 2.4.4.1 ITR

### 2.4.4.2 Accuracy

## 2.5 Χαρακτηριστικά Εγκεφαλικά σήματα

Σε αυτό το σημείο θα αναφερθούμε σε κάποια βασικά εγκεφαλικά σήματα που παράγονται στον εγκέφαλο, είτε ακούσια είτε εκούσια, και τα οποία χρησιμοποιούνται για την υλοποίηση των διαφόρων τύπων BCIs που αναφέρθηκαν στην ενότητα 2.4. Γενικά, τα EEG σήματα ταξινομούνται με κριτήριο την συχνότητά, το πλάτος, την μορφή, καθώς και την τοποθεσία στο κρανίο όπου καταγράφονται.

### 2.5.1 Εγκεφαλικοί ρυθμοί

Αυτού του είδους τα σήματα εμφανίζονται φυσιολογικά σε όλους του εγκεφάλους, ταξινομούνται με κριτήριο την συχνότητα τους, και η παρουσία τους ή η απουσία τους, βοηθάει την εξαγωγή συμπερασμάτων όσον αφορά τόσο την νοητική κατάσταση του χρήστη, όσο και την ύπαρξη κάποια νευρολογικής ασθένειας. Τα σχόλια για καθέναν από αυτούς αφορούν υγιής ενήλικες οργανισμούς, καθώς στην αντίθετη περίπτωση διαφοροποιούνται αρκετά τα πράγματα, και αυτοί οι ρυθμοί μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την διάγνωση ασθενειών.

- Κύματα Δέλτα

Κύματα Δέλτα ονομάζουμε τις συχνότητες με εύρος  $0.5 - 4\text{Hz}$  και εμφανίζονται κυρίως σε νεογνά και ενήλικες κατά την διάρκεια του ύπνου (deep stage 3 of NREM), και ίσως εμπλέκονται στην διαδικασία σχηματισμού της μνήμης [11]

- Κύματα Θήτα

Κύματα Θήτα ονομάζονται οι κυματομορφές με εύρος συχνοτήτων  $4 - 8\text{Hz}$  και σε φυσιολογικούς ενήλικες εμφανίζονται σε πολύ μικρή ποσότητα, και συχνά όταν κάποιος βρίσκεται στην κατάσταση της ονειροπόλησης (daydreaming)

- Κύματα Άλφα

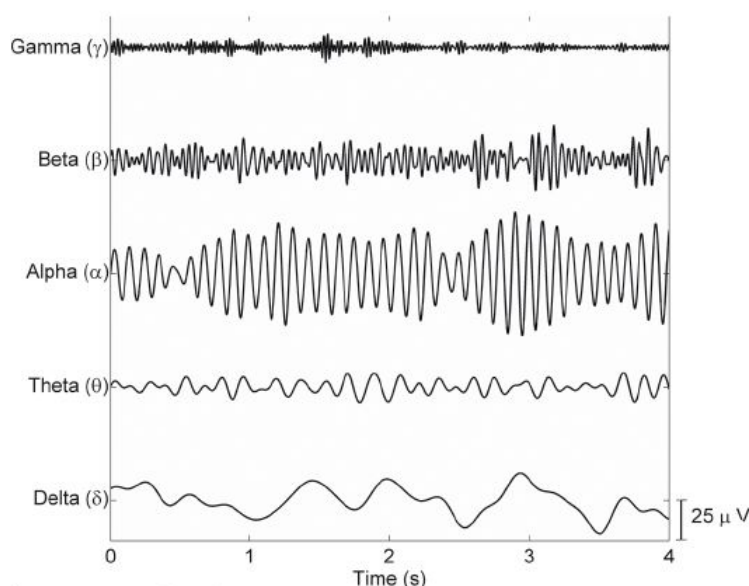
Τα κύματα Άλφα, τα οποία ήταν τα πρώτα κύματα που ανιχνεύτηκαν στον εγκέφαλο από τον Hans Berger [1], και κυμαίνονται μεταξύ  $7.5 - 12.5\text{Hz}$ . Κυρίως εμφανίζονται στον οπτικό φλοιό κατά την διάρκεια της ξεκούρασης με κλειστά μάτια, όχι όμως σε κατάσταση ύπνου, όπου τότε ελαττώνονται.

- Κύματα Βήτα

Τα κύματα Βήτα ανακαλύφθηκαν και αυτά από τον Hans Berger, αμέσως μετά τα Άλφα, και η συχνότητα τους κυμαίνεται μεταξύ  $12.5 - 30\text{Hz}$ . Εμφανίζονται όταν το άτομο έχει ανοιχτά μάτια, και βρίσκεται σε κατάσταση συγκέντρωσης, όταν προσπαθεί να λύσει ένα πρόβλημα ή και σε καταστάσεις άγχους.

- Κύματα Γάμμα

Το εύρος συχνοτήτων των κυμάτων Γάμμα είναι μεταξύ  $30 - 80\text{Hz}$ , και όπως και τα Βήτα, εντοπίζονται στον εγκέφαλο σε καταστάσεις έντονης εγρήγορσης [3]. Παρόλαυτα έχουν καταγραφεί και κατά τις φάσεις του REM ύπνου, κατά την οποία δεν υπάρχει συνείδηση και εγρήγορση στο άτομο [17].



Σχήμα 2.3: Γραφική αναπαράσταση των φυσιολογικών κυματομορφών του εγκεφάλου. Εικόνα από [16]

## 2.5.2 Προκλητά Δυναμικά (ΠΔ)

Ως προκλητά δυναμικά, ορίζονται οι διαφορές δυναμικού στο εγκεφαλικό σήμα που ανιχνεύονται σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, ως αντίδραση σε ένα εξωτερικό ερέθισμα. Τα δυναμικά αυτά παρουσιάζουν μεγάλο ερευνητικό ενδιαφέρον και χρησιμοποιούνται κατά κόρον, τόσο για την διάγνωση ασθενειών του εγκεφάλου και των νεύρων, όσο και για την υλοποίηση BCIs. Ένας λόγος που χρησιμοποιούνται ευρέως σε BCIs, είναι πως τα προκλητά δυναμικά μπορούν να αναπαραχθούν κατά βούληση, κατά την διάρκεια πειραμάτων στα οποία παρέχουμε την κατάλληλη διέγερση, συνεπώς είναι πιο εύκολη η μελέτη τους για την χρήση τους σε διεπαφές εγκεφάλου - υπολογιστή, συγκριτικά με άλλα εγκεφαλικά σήματα όπως η φυσιολογικοί εγκεφαλικοί ρυθμοί, που εξαρτώνται από την ψυχολογία και την κατάσταση του ατόμου. Τα ΠΔ χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες, τα ενδογενή και τα εξωγενή δυναμικά [19]. Τα εξωγενή δυναμικά σχετίζονται άμεσα με τα χαρακτηριστικά του εξωτερικού ερεθίσματος (π.χ ένταση, συχνότητα), ενώ τα ενδογενή δυναμικά σχετίζονται με την ψυχολογική αντίδραση του ατόμου στο εξωτερικό ερέθισμα. Στη συνέχεια θα αναφερθούμε στα πιο γνωστά σήματα κάθε κατηγορίας. Τέλος αξίζει να αναφερθεί πως για κάθε μια από αυτές τις κατηγορίες, τα ερεθίσματα μπορούν να είναι διαφόρων ειδών, όπως οπτικά, ακουστικά, σωματικά κ.α.

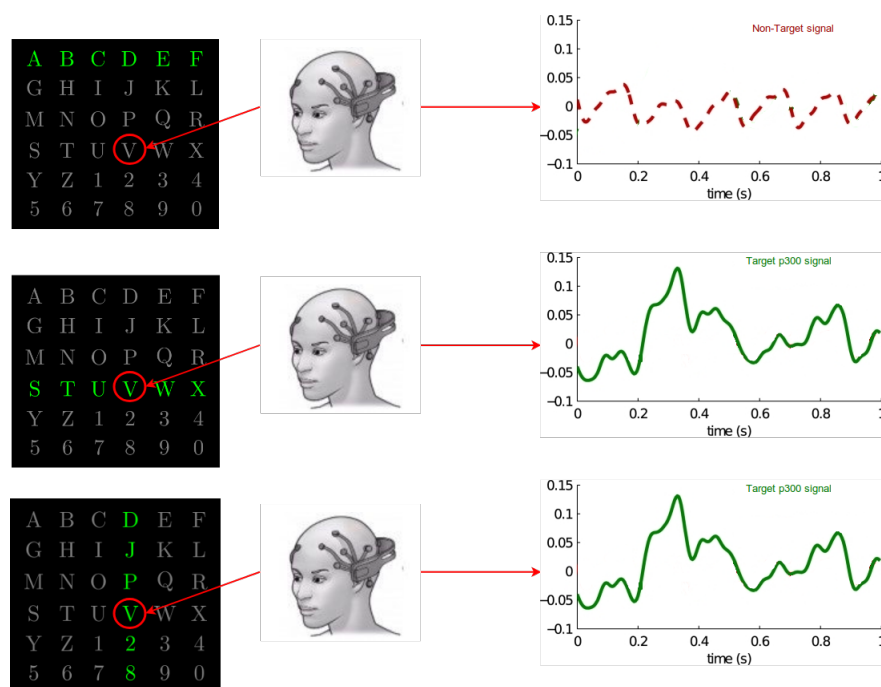
### 2.5.2.1 Ενδογενή ΠΔ - P300

#### 2.5.2.1.1 Περιγραφή

Το ενδογενές δυναμικό που κυριαρχεί τόσο στην έρευνα όσο και στην χρήση του σε BCIs, είναι το P300 [7]. Αποτελείται από μια θετική διακύμανση στην τάση, η οποία κατά μέσο όρο προκύπτει 300ms αφότου εμφανιστεί το ερέθισμα. Το πλάτος της διακύμανσης κυμαίνεται περίπου από 30μV στην περιοχή του εγκεφάλου που καλύπτεται από το ηλεκτρόδιο Pz, ενώ αρκετά χαμηλότερο πλάτος, κοντά στα 5μV, στην περιοχή Fz [14]. Προκειμένου να προκληθούν σήματα P300, το άτομο πρέπει να συγκεντρώνει την προσοχή του σε σπανίως εμφανιζόμενα ερεθίσματα (target), τοποθετημένα τυχαία ανάμεσα σε μια σειρά από συχνά εμφανιζόμενα ερεθίσματα (non target). Αυτή η διαδικασία είναι γνωστή στην ξένη βιβλιογραφία ως “oddball paradigm”. Υπάρχουν αρκετοί λόγοι που καθιστούν τα P300 τόσο δημοφιλή. Αρχικά, τα P300 είναι σήματα τα οποία μπορούν να δημιουργηθούν στον εγκέφαλο του καθενός, χωρίς να απαιτείται σχεδόν καθόλου εκπαίδευση από τον χρήστη. Επιπλέον, είναι εύκολα ανιχνεύσιμα, και αρκετά συνεπή όσον αφορά τον χρόνο που θα εμφανιστούν μετά το κατάλληλο ερέθισμα [5].

#### 2.5.2.1.2 Εφαρμογές

Ίσως η πιο διάσημη εφαρμογή των P300 είναι σε συστήματα BCI, και συγκεκριμένα σε μηχανές συλλαβισμού (spellers). Πρώτοι οι Farwell και Donchin περιέγραψαν και υλοποίησαν μια τέτοια μηχανή [4]. Η διαδικασία που ακολουθήθηκε είναι η εξής. Αρχικά δημιουργήθηκε ένα γραφικό περιβάλλον, που παράγει τα οπτικά ερεθίσματα που θα προκαλέσουν τα P300, και αποτελείται από ένα πίνακα 6x6 με αλφαριθμητικούς χαρακτήρες. Κάθε γραμμή και στήλη του πίνακα, ακολουθεί ένα μοτίβο που αποτελείται από 100ms κατά τα οποία όλα τα στοιχεία της κάθε γραμμής ή στήλης έχουν υψηλή φωτεινότητα, και 80ms χαμηλή. Το μοτίβο αυτό συμβαίνει διαδοχικά σε κάθε γραμμή ή στήλη, και με τυχαία σειρά. Συνεπώς δημιουργείται μια ακολουθία 12 τέτοια μοτίβα. Ο χρήστης κάθε φορά είναι συγκεντρωμένος σε ένα συγκεκριμένο αλφαριθμητικό, το οποίο ταυτόχρονα ανήκει σε μια γραμμή και μια στήλη, που αποτελούν τα target ερεθίσματα, σε αντίθεση με τα non-target που αποτελούνται από τις άλλες 10 στήλες και γραμμές. Ανιχνεύοντας λοιπόν τα P300 σήματα που παράγονται, είναι δυνατόν να παρθεί απόφαση για το αλφαριθμητικό στο οποίο είχε συγκεντρωθεί ο χρήστης. Το ποσοστό επιτυχίας που σημείωσαν ήταν 95% σε ταχύτητα 1 χαρακτήρα κάθε 26 δευτερόλεπτα.



Σχήμα 2.4: Παράδειγμα διέπαφης βασισμένης στα P300 σήματα, για την υλοποίηση μηχανής συλλαβισμού. Ο χρήστης συγκεντρώνεται στο επιθυμητό γράμμα (V), και παράγονται P300 σήματα, όταν φωτιστεί η γραμμή και η στήλη που το περιέχουν.

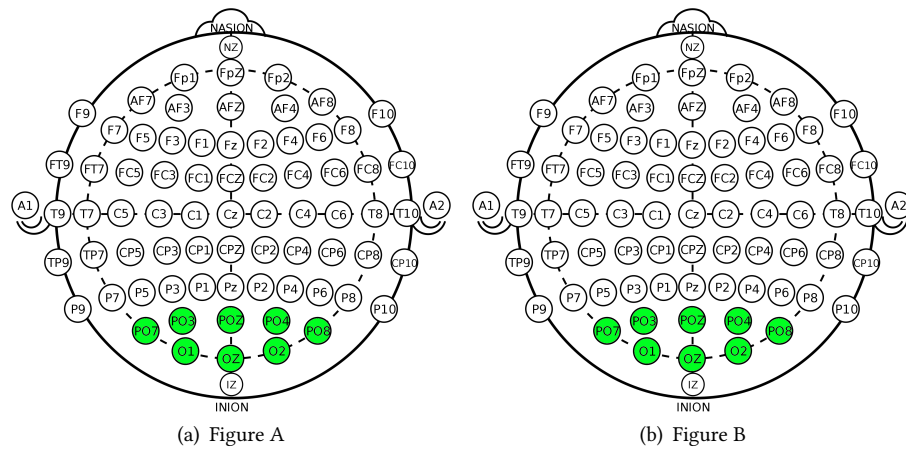
## 2.5.2.2 Εξωγενή ΠΔ - SSVEP

### 2.5.2.2.1 Περιγραφή

Συνήθως τα εξωγενή προκλητά δυναμικά παράγονται από ένα διακριτό ερέθισμα, απομονωμένο χρονικά από άλλα πιθανά ερεθίσματα. Ωστόσο, είναι δυνατή η παραγωγή δυναμικών στον εγκέφαλο, προκαλούμενα από μια ακολουθία διεγέρσεων, οι οποίες εμφανίζονται διαδοχικά με σταθερή συχνότητα. Επειδή η απόκριση σε μια τέτοια ακολουθία οπτικών διεγέρσεων είναι σχετικά σταθερή σε πλάτος, φάση, και συχνότητα, ονομάστηκαν από τον Regan [15] οπτικά προκλητά δυναμικά σταθερής κατάστασης, ή αλλιώς Steady State Visual Evoked Potentials (SSVEP). Ωστόσο η ανακάλυψη αυτών των δυναμικών φαίνεται να έγινε πρώτη φορά από τους Adrian και Matthews [6], χωρίς όμως να τους δώσουν κάποια συγκεκριμένη ονομασία.

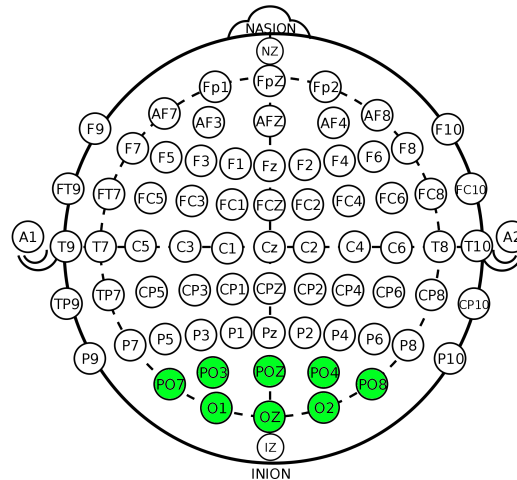
Η σημαντική λεπτομέρεια που καθιστά τα SSVEP τόσο χρήσιμα στην υλοποίηση διέπαφών εγκεφάλου - υπολογιστή, είναι πως η συχνότητα της προκαλούμενης κυματομορφής στον εγκέφαλο, συμπίπτει με την συχνότητα των οπτικών παλμών της διεγέρσης. Με αυτόν τον τρόπο, δημιουργώντας οπτικές πηγές που εκπέμπουν παλμούς σε διαφορετικές συχνότητες, μπορούμε να αντιστοιχίσουμε κάποιες επιθυμητές εντολές σε κάθε μία από αυτές, και συνεπώς μέσω ανάλυσης των παραγόμενων SSVEP σημάτων, να ανιχνεύεται η φωτεινή πηγή στην οποία είναι συγκεντρωμένος ο χρήστης, δηλαδή η εντολή την οποία θέλει να πραγματοποιήσει.

Το σημείο του εγκεφάλου που παράγονται τα SSVEP σήματα βρίσκεται στον ινιακό φλοιό (occipital lobe), το οποίο είναι λογικό αν σκεφτούμε πως εκεί βρίσκεται το κέντρο επεξεργασίας της όρασης στον εγκέφαλο. Στο απλό σύστημα 10-20 υπάρχουν



Σχήμα 2.6: my caption

μόνο δύο ηλεκτρόδια που καλύπτουν τον φλοιό, τα O1 και O2, ενώ στις επανυξημένες εκδοχές του συστήματος, βρίσκουμε επιπλέον και τα ηλεκτρόδια, Oz που βρίσκεται ανάμεσα στα O1 και O2, καθώς και τα PO3, PO7, POz, PO4, PO8, που καλύπτουν τα σύνορα μεταξύ ινιακού και βρεγματικού λοβού. Στις περισσότερες μελέτες χρησιμοποιείται διάφοροι πιθανοί συνδυασμοί των παραπάνω ηλεκτροδίων, η και όλα. Ωστόσο η καλύτερη ποιότητα SSVEP σήματος, φαίνεται να εμφανίζεται στα O2 και Oz [13].



Σχήμα 2.5: Ηλεκτρόδια που καλύπτουν τον ινιακό λοβό και την γύρω περιοχή.

χρωμα, οπτική διεγερση, ψυχολογική κατασταση, επιπεδα φωτος περιβαλλοντος

#### 2.5.2.2.2 Οπτική Διέγερση

Ίσως ο πιο σημαντικός παράγοντας κατά την υλοποίηση της διεπαφής, και ένα από αυτά που επηρεάζουν πιο πολύ την ποιότητα του σήματος, είναι ο τρόπος με τον οποίο θα επιτευχθεί η επαναλαμβανόμενη διέγερση στον αμφιβληστροειδή χιτώνα, προκειμένου να παραχθούν SSVEP σήματα στον ινιακό λοβό του εγκεφάλου. Κάνοντας μια ανασκόπηση στην βιβλιογραφία παρατηρούμε πως υπάρχουν δύο βασικοί

τρόποι επίτευξης της επαναλαμβανόμενης οπτικής διέγερσης (ΕΟΔ) : α) Χρησιμοποιώντας εναλλασσόμενα μοτίβα που παράγονται σε οθόνες (συνήθως LCD) και β) Κάνοντας χρήση πηγών φωτός που αναβοσβήνουν



## Κεφάλαιο 3

# Θεωρητικό υπόβαθρο

3.1 Αποθορυβοποίηση - Φιλτράρισμα

3.2 Εξαγωγή χαρακτηριστικών

3.3 Μηχανική Μάθηση



## Κεφάλαιο 4

# Υλοποίηση SSVEP διεπαφής

Στο κεφάλαιο 2, έγινε μια γενική περιγραφή των SSVEP σημάτων, και πως μπορούμε να τα χρησιμοποιήσουμε για την υλοποίηση διεπαφών μεταξύ εγκεφάλου και υπολογιστή. Σε αυτή την ενότητα θα γίνει παρουσίαση και αναλυτική περιγραφή της SSVEP διεπαφής που υλοποιήθηκε στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας

ΤΙΑΛΛΟ??

### 4.1 Υλικό

#### 4.1.1 Εγκεφαλογράφος Emotiv Eroc

##### 4.1.1.1 Περιγραφή

Το σύστημα Eroc από την εταιρεία Emotiv Systems, δημιουργήθηκε το 2009 και είναι ένας χαμηλού κόστους φορητός ασύρματος εγκεφαλογράφος, ο οποίος προορίζεται για χρήση σε παιχνίδια (gaming EEG system) και απλές εφαρμογές και όχι για να αντικαταστήσει τους κατα πολύ ακριβότερους εγκεφαλογράφους που χρησιμοποιούνται σε ιατρικές εφαρμογές. Το EROC είναι μια πολύ συμπαγής κατασκευή, καθώς τα ηλεκτρόδια, ο ενισχυτής, τα κυκλώματα επεξεργασίας σήματος (DSP chips) αλλά και το σύστημα επικοινωνίας Bluetooth, είναι όλα ενσωματωμένα σε μια πλακέτα μέσα στο EROC, καθιστώντας το πολύ εύκολο στην μεταφορά και την χρήση.

Προσφέρει καταγραφή από 16 ηλεκτρόδια τοποθετημένα σε πλαστικούς βραχίονες, και καλύπτουν μια σχετικά ευρεία περιοχή του εγκεφάλου. Πιο συγκεκριμένα οι θέσεις που καλύπτουν τα ηλεκτρόδια, σύμφωνα με το διεθνές σύστημα 10-20 είναι οι : AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, FC4, P3, και P4. Ο αισθητήρας στην θέση P3 (CMS) χρησιμοποιείται ως ηλεκτρόδιο αναφοράς (reference), ενώ ο P4 (DRL) δρα ως feed-forward αντισταθμιστής των εξωτερικών αλλαγών που επηρεάζουν το συνολικό δυναμικό του σώματος, όπως οι παρεμβολές των 50Hz της τροφοδοσίας, οι μετασχηματιστές κ.α.

Επιπλέον, ενσωματωμένα μέσα στον εγκεφαλογράφο βρίσκονται τόσο αναλογικά όσο και ψηφιακά φίλτρα. Αρχικά το σήμα κάθε αισθητήρα φιλτράρεται από ένα

υψιπερατό C-R φίλτρο με συχνότητα αποκοπής στα 0.16Hz, έπειτα περνάει απο ένα στάδιο προενίσχυσης και στην συνέχεια απο ένα βαθυπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 83Hz. Στο επόμενο στάδιο γίνεται δειγματοληψία του σήματος από έναν αναλογικό σε ψηφιακό μετατροπέα (ADC) με συχνότητα δειγματοληψίας 2048Hz και το σήμα φιλτράρεται από ένα ψηφιακό sinc φίλτρο 5ης τάξης για την αφαίρεση της σύνηστώσας των 50Hz της τροφοδοσίας, και τέλος γίνεται υποδειγματοληψία στα 128Hz. Αν και ο ρυθμός αυτός (128Hz) είναι ικανός για την καταγραφή της σημαντικής εγκεφαλικής λειτουργίας, παραμένει σημαντικά μικρότερος απο τον ανίστοιχο ρυθμό άλλων εγκεφαλογράφων που προορίζονται για ιατρικές και ερευνητικές εφαρμογές (1000 – 2000Hz)

#### 4.1.1.2 Ηλεκτρόδια

Τα ηλεκτρόδια με τα οποία είναι εξοπλισμένος ο EPOC, είναι ‘υγρού’ τύπου, παρόλ αυτά διαφέρουν αρκετά ως προς την δομή συγκριτικά με τα ευρέως χρησιμοποιούμενα Ag/Ag-Cl που αναφέρθηκαν στην παράγραφο 1.2 Τα συγκεκριμένα, αποτελούνται απο ένα κυκλικό κομμάτι από ανοξείδωτο ατσάλι, επικαλυμένο απο μια λεπτή στρώση χρυσού. Η τελευταία στρώση αποτελείται από ένα πολυμερές υλικό υποδοχέα (polymer host) σε συνδυασμό με ένα ηλεκτρολυτικό, μη πολικό υλικό για το οποίο η εταιρεία δεν δίνει παραπάνω πληροφορίες. Η επαφή με το δέρμα γίνεται μέσω μιας κυλινδρικής τσόχας πολυεστέρα (felt pad), την οποία σε κάθε χρήση, διαποτίζουμε σε αλατούχο διάλυμα (saline) για την ελλάτωση της αντίστασης επαφής. εικονα

Το βασικό πρόβλημα από το οποίο υποφέρουν τα ηλεκτρόδια αυτά είναι η οξείδωση. Παρα την λεπτή στρώση χρυσού που θα έπρεπε να την αποτρέπει, φαίνεται πως ένα απο τα άλλα υλικά της επίστρωσης, αντρίδρά με το αλατούχο διάλυμα και την προκαλεί. Σύμφωνα με το τεχνικό επιτελείο της εταιρείας, δεν έχει γίνει χημική ανάλυση για να διαπιστωθεί ακριβώς η αιτία της. Τέλος, επειδή παρατηρήθηκε πως η οξείδωση ξεκινάει πάντα απο την περιφέρεια του ηλεκτροδίου, είναι πολύ πιθανόν να μη είναι επαρκής η χρυσή επίστρωση σε αυτό το σημείο και να εκτίθεται το ανοξείδωτο ατσάλι στο αλατούχο διάλυμα, το οποίο αν είναι χαμηλής ποιότητας μπορεί να προκαλέσει την οξείδωση.

Η σημαντική επίπτωση που έχει η οξείδωση των ηλεκτροδίων δεν αφορά τόσο την ποιότητα του σήματος, καθώς δεν επηρεάζεται η αγωγιμότητα του ηλεκτροδίου, όσο την μηχανική δομή και αντοχή του ηλεκτροδίου. Παρατηρήθηκε πως μετά από το χρονικό διάστημα λίγων μηνών ξεκίνησε η θφορά στο πλαστικό σπείρωμα του πλαστικού στηρίγματος του ηλεκτροδίου, ενώ σε παλιότερα ηλεκτρόδια που υπήρχαν στο εργαστήριο, το πλαστικό στήριγμα είχε σπάσει καθιστώντας το ηλεκτρόδιο εντελώς άχρηστο. Εικονες απο σαπια ηλεκτρόδια

(Συμβουλές για χρήση και διατήρηση ηλεκτροδίων ? )


#### 4.1.1.3 Λογισμικό

##### Emotiv Software

Μαζί με τον εγκεφαλογράφο Epos, η Emotiv παρέχει μια σουίτα λογισμικού που προσφέρει στον χρήστη μια πληθώρα υπηρεσιών, άλλες δωρεάν και άλλες επί πληρωμή.


Η βασική και δωρεάν εφαρμογή, είναι η EMOTIV Xavier Control Panel, η οποία βοηθάει τον χρήστη να κάνει την εγκατάσταση του Ερος, και να μάθει να το χρησιμοποιεί. Δίνεται η δυνατότητα στον χρήστη να παρακολουθεί την ποιότητα επαφής των ηλεκτροδίων με το δέρμα αναπαριστώντας με πράσινο χρώμα την καλή ποιότητα, τις ενδιάμεσες καταστάσεις με κίτρινο και κόκκινο, ενώ μαύρο χρησιμοποιείται όταν πρακτικά λαμβάνεται μόνο θόρυβος.


Μια άλλη λειτουργία που παρέχεται, είναι ο υπολογισμός πέντε μετρικών εγκεφαλικής λειτουργίας σε πραγματικό χρόνο : engagement, συγκέντρωση, ενδιαφέρων, χαλάρωση, άγχος.

Τέλος παρέχεται ένα σύστημα το οποίο είναι ικανό να εκπαιδευθεί από τον κάθε χρήστη ξεχωριστά, έτσι ώστε να ξεχωρίζει συγκεκριμένες σκέψεις και να τις αντιστοιχίζει σε ξεχωριστές λειτουργίες που θα επιλέξει ο χρήστης, όπως η μετακίνηση και περιστροφή ενός εικονικού αντικειμένου ή ο έλεγχος του δείκτη του ποντικιού. Η επιτυχία αυτού του συστήματος εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τον χρόνο που θα επενδύσει κάποιος στην εκπαίδευση του, καθώς και από την ικανότητα του να συγκεντρώνεται και να διαχωρίζει τις σκέψεις του. Ενδεικτικά μετά από ένα χρονικό διάστημα 10 λεπτών, κατάφερα να μετακινώ έναν εικονικό τρισδιάστατο κύβο μπροστά και πίσω κατά βούληση, παρόλαυτα όταν προσπάθησα να εισάγω παραπάνω εντολές (περιστροφή δεξιόστροφη και αριστερόστροφη), τότε ήταν σχεδόν αδύνατο να ελέγξω τον κύβο όπως πριν. 

### Emokit

Προκειμένου όμως ένας χρήστης να αποκτήσει πρόσβαση στις μετρήσεις κάθε αισθητήρα ξεχωριστά, δηλαδή στο εγκεφαλογράφημα αυτό καθ' αυτό, θα πρέπει αγοράσει την ερευνητική έκδοση του EPOC (research Edition). Με αυτή την έκδοση, η Emotiv παρέχει το ερευνητικό kit ανάπτυξης λογισμικού (research SDK) το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί με μια πληθώρα προγραμματιστικών γλωσσών (C++, Python, Matlab, Java, C#) για την επεξεργασία των εγκεφαλικών σημάτων. Το γεγονός όμως πως ο εγκεφαλογράφος που υπήρχε στο εργαστήριο δεν ήταν η ερευνητική έκδοση, απαιτούσε την εύρεση λύσης σε ελεύθερο λογισμικό το οποίο να παρέχει δυνατότητες παρόμοιες με αυτές του research SDK από την Emotiv. Μια τέτοια βιβλιοθήκη είναι η Emokit και δημιουργήθηκε από την ομάδα προγραμματιστών στην OpenYou, και δίνει πρόσβαση στις μετρήσεις των αισθητήρων, την ποιότητα της επαφής και την στάθμη της μπαταρίας της συσκευής. Επιπλέον, δίνεται η δυνατότητα εξαγωγής των αποτελεσμάτων σε μορφή csv, καθώς και η αντίστροφη διαδικασία, κατά την οποία ένα csv αρχείο “διαβάζεται” σε πραγματικό χρόνο, παίζοντας τον ρόλο του εγκεφαλογράφου.

Στην βιβλιοθήκη συμπεριλαμβάνονται και κάποια script που υποδुकνεύουν τους βασικούς τρόπους χρήσης. Αρχικά τρέχοντας το example.py εμφανίζεται ένας πίνακας με την τιμή, και την ποιότητα για κάθε ηλεκτρόδιο, τις τιμές για τον γυροσκοπικό αισθητήρα καθώς και την στάθμη της μπαταρίας. 

Αυτού του είδους η απεικόνιση είναι μάλλον άβολη για μελέτη των εγκεφαλικών σημάτων και πιο πολύ χρησιμεύει ως ένας γρήγορος έλεγχος της ποιότητας σύνδεσης του EPOC με τον υπολογιστή. Ένας πολύ διαφορετικός τρόπος απεικόνισης υλοποιείται στο αρχείο render.py όπου κάνοντας χρήση της βιβλιοθήκης pygame απεικονίζονται σε πραγματικό χρόνο τα διαγράμματα τιμών για κάθε ηλεκτρόδιο ξεχωριστά. Επίσης το χρώμα της γραφικής παράστασης εξαρτάται από την ποιότητα της επαφής του ηλεκτροδίου με το δέρμα. Το γραφικό περιβάλλον φαίνεται στην εικόνα (). 

Παρότι αυτού του είδους η απεικόνιση είναι πολύ χρήσιμη, ένα βασικό πρόβλημα που φαίνεται και στην ΕΙΚΟΝΑ, είναι πως τα σήματα που δίνει το EPOC περιέχουν offset, με αποτέλεσμα πολλές φορές οι γραφικές παραστάσεις μπερδεύονται μεταξύ τους. Επίσης δεν παρέχεται καθόλου συχνοτική πληροφορία για κάθε κανάλι, πράγμα το οποίο θα βοηθούσε στην γρήγορη οπτικοποίηση των SSVEP σημάτων.

Κρίθηκε σημαντικό λοιπόν, στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, να αναπτυχθεί μια γραφική διεπαφή για την οπτικοποίηση των εγκεφαλικών σημάτων, σε Python 2.7, με τα εξής χαρακτηριστικά :

- Χρήση του εργαλείου pyqtgraph για την δημιουργία του γραφικού περιβάλλοντος
- Ενσωμάτωση φίλτρων για την αφαίρεση του offset, και λοιπών συχνοτήτων που μπορεί να μην ενδιαφέρουν.
- Εμφάνιση του διαγράμματος Power Spectrum Density για κάθε κανάλι, με δυνατότητα επιλογής του παραθύρου υπολογισμού του μετασχηματισμού Fourier
- Τα χρώματα των γραφικών παραστάσεων να βασίζονται στην τιμή ποιότητας για κάθε κανάλι.
- Ενδείξεις για την ακριβή τιμή της ποιότητας καθώς και για το συχνοτικό peak, στο γράφημα του χρόνου και της συχνότητας αντίστοιχα.

## ΕΙΚΟΝΑ-ΕΙΚΟΝΕΣ

### 4.1.2 Υπολογιστής

Η όλη εφαρμογή υλοποιήθηκε σε έναν φορητό υπολογιστή ASUS με επεξεργαστή Intel Pentium i7 και χρησιμοποιώντας το λειτουργικό σύστημα Ubuntu. Παρότι η βιβλιοθήκη Emokit υποστηρίζεται τόσο για Windows όσο και για Unix λειτουργικά, διάφορα προβλήματα που παρουσιάστηκαν στην επικοινωνία του EPOC με τον υπολογιστή στο Windows περιβάλλον, ώθησαν στην επιλογή του Ubuntu.

### 4.1.3 Συστοιχίες LED

Στην υποενότητα 2.5.2.2.2 αναλύθηκαν οι πιο συχνοί τρόποι που χρησιμοποιούνται για την επίτευξη της επαναλαμβανόμενης οπτικής διέγερσης (ΕΟΔ), τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της κάθε μιας καθώς και τους λόγους που στην παρούσα εργασία επιλέχθηκαν τα LED. Σε αυτήν την ενότητα θα γίνει μια παρουσίαση των LED συστοιχιών που κατασκευάστηκαν καθώς και της βάσης τους η οποία προσαρμόζεται στην οθόνη ενός φορητού υπολογιστή.

#### 4.1.3.1 Επιλογή χρώματος LED

Ένας από τα βασικά χαρακτηριστικά των LED, που παίζει σημαντικό ρόλο στην ποιότητα των SSVEP σημάτων που θα προκληθούν στον εγκέφαλο, είναι το χρώμα

των LED. XXX ΠΕΣ ΓΙΑ ΈΡΕΥΝΕΣ, ΓΙΑ 3 ΚΑΜΠΪΛΕΣ ΣΤΟ ΜΆΤΙ (RGB), Παρότι τα άσπρου χρώματος LED φαίνεται να αποδίδουν καλύτερα, σε δοκιμές που κάναμε χρησιμοποιώντας μια συστοιχία 25 LEDs, διατεταγμένα 5x5, παρατηρήθηκε πολύ έντονη κόπωση των ματιών σε όλα τα άτομα που δοκίμασαν να κοιτάζουν τα LED. Συγκεκριμένα, ήταν αδύνατο να κρατήσουν οπτική επαφή για πάνω από 1 λεπτό, συνεπώς ενώ τα άσπρα LED παρήγαγαν πολύ δυνατά SSVEP σήματα σε όλα τα άτομα, έπρεπε να επιλεχθούν LED διαφορετικού χρώματος. ΕΙΚΟΝΑ ΑΠΟ SSVEP WHITE LEDΣ Έπειτα από δοκιμές με κόκκινα και πράσινα LED, παρατηρήθηκε πολύ μικρή διαφορά στα παραγόμενα SSVEP σήματα, συνεπώς καταλήξαμε στα πράσινα όντας τα πιο ξεκούραστα για το μάτι, ακόμα και σε πολύ δυνατές φωτεινές εντάσεις.

#### 4.1.3.2 Σχηματικό και Κατασκευή

Στην συγκεκριμένη διεπαφή θα χρησιμοποιήσουμε 4 πηγές φωτός όπου η κάθε μία θα αναβοσβήνει με διαφορετική συχνότητα, συνεπώς θα χρειαστούν 4 συστοιχίες LED. Ο αριθμός των LED για κάθε συστοιχία επιλέχθηκε να είναι 20, σε διάταξη 5x4. Επιλέχθηκε μεγάλος αριθμός έτσι ώστε επηρεάζοντας την τροφοδοσία των led, να υπάρχει δυνατότητα πειραματισμού με την ένταση του φωτισμού, η οποία μπορεί να κυμαίνεται από αμυδρό φωτισμό των led, μέχρι πολύ δυνατή ένταση που κουράζει γρήγορα τα μάτια. Επιπλέον, σε κάθε συστοιχία προστέθηκε ένα επιπρόσθετο κόκκινο LED διαμέτρου 3mm, του οποίου η χρησιμότητα είναι διττή. Κατά την διάρκεια της offline ανάλυσης των σημάτων θα σηματοδοτεί ποια συστοιχία θα πρέπει να κοιτάξει το εκάστοτε άτομο, ενώ κατά την διάρκεια της online χρήσης της διεπαφής, θα επισημαίνει την συστοιχία στην οποία ανιχνεύεται ότι έχει στραμμένο το βλέμμα του. Κάθε συστοιχία υλοποιήθηκε πάνω σε ένα stripboard όπου καθένα από αυτά θα ενσωματώνεται σε μια ξύλινη βάση που μπορεί να προσαρμόζεται σε κάθε είδους λεπτή οθόνη. Στην εικόνα XXX φαίνεται το κυκλωματικό διάγραμμα, ο φυσικός σχεδιασμός του στο stripboard, καθώς και η τελειωμένη κατασκευή.

#### ΕΙΚΟΝΕΣr

Τα LED που επιλέχθηκαν έπρεπε να ικανοποιούν δύο βασικές προϋποθέσεις:

- Να έχουν πολύ καλή απόδοση.
- Να έχουν ευρεία γωνία θέασης.

Τα LED που επιλέχθηκαν είναι τα TADE με γωνία θεασης TADE και

#### 4.1.3.3 Κύκλωμα Οδήγησης

Για τις απαιτήσεις του πειράματος απαιτούνταν ο πλήρης έλεγχος των LED, δηλαδή η δυνατότητα ξεχωριστών σημάτων ελέγχου για κάθε μια από τις 4 συστοιχίες, καθώς και για τα 4 κόκκινα LEDs συνεπώς χρειάζεται ένας μικρο-ελεγκτής με τουλάχιστον 8 ψηφιακές εξόδους, καθώς και να είναι πολύ μικρός σε μέγεθος έτσι ώστε να ενσωματωθεί εύκολα στην συνολική πλακέτα οδήγησης. Τελικώς, χρησιμοποιήθηκε ο μικροελεγκτής Arduino Nano, που παρέχει 22 ψηφιακές θύρες εισόδου/εξόδου καθώς και ειδικούς ακροδέκτες που καθιστούν εύκολη την εφαρμογή του σε πλακέτες.

Κάθε συστοιχία αποτελείται από 20 LEDs και κάθε LED χρειάζεται περίπου 3mA για να παράγει επαρκή φωτεινότητα για τις απαιτήσεις του πειράματος, συνεπώς το ρεύμα που απαιτείται για την οδήγηση κάθε συστοιχίας είναι περίπου 60mA, το οποίο ξεπερνάει το μέγιστο ρεύμα που μπορεί να διαχειριστεί κάθε εξόδος του Arduino (40mA). Συνεπώς θα χρησιμοποιηθούν 8 τρανζίστορ, ένα για κάθε συστοιχία και ένα για κάθε κόκκινο LED. Το κύκλωμα μπορεί να τροφοδοτηθεί είτε από την θύρα Vin του arduino, που ταυτίζεται με την έξοδο των 5volt της θύρας USB στην οποία συνδέεται, είτε από εξωτερική DC τροφοδοσία, καθώς στο κύκλωμα περιλαμβάνεται ο σταθεροποιητής τάσης LM317. Στην εικόνα XXX φαίνεται το κυκλωματικό διάγραμμα, ο φυσικός σχεδιασμός του στο stripboard, καθώς και η τελειωμένη κατασκευή.

EIKONA

#### 4.1.3.4 Λογισμικό Arduino

Όπως έχει αναφερθεί, ο σκοπός που πρέπει να επιτευχθεί είναι κάθε συστοιχία να αναβοσβήνει με την δικής της συχνότητα ανεξάρτητα από τις άλλες. Είναι σημαντικό να υπάρχει απόλυτη ακρίβεια στην συχνότητα, και ευκολία στην επιλογή της κάθε μίας, για να διευκολυνθεί η διαδικασία των πειραματισμών. Προς την ίδια κατεύθυνση θέλουμε να υπάρχει και η δυνατότητα επιλογής διαφορετικού duty cycle για κάθε συστοιχία καθώς, όπως θα φανεί και στην συνέχεια, επηρεάζει την ποιότητα των SSVEP σημάτων. Ενώ είναι πολύ εύκολο να επιτευχθεί η δημιουργία τετραγωνικού παλμού σε μια ψηφιακή έξοδο του Arduino, πχ ρυθμίζοντας ακριβώς τον χρόνο που θα είναι On και Off με την χρήση της εντολής delay(), η επέκταση αυτής της λειτουργίας και σε άλλες εξόδους ταυτόχρονα απαιτεί την χρήση της χρήσης ενός thread για κάθε διαφορετική έξοδο, τα οποία να εργάζονται παράλληλα. Για αυτό το λόγο χρησιμοποιήθηκε η βιβλιοθήκη Timer του Simon Monk η οποία επιτελεί αυτόν ακριβώς τον σκοπό. Παρόλαυτά δεν παρέχεται η δυνατότητα επιλογής duty cycle, το οποίο παραμένει σταθερά στο 50%. Για τον λόγο αυτό τροποποιήθηκε ο πυρήνας της βιβλιοθήκης έτσι ώστε ο χρήστης να μπορεί να θέσει ακριβώς την διάρκεια On και Off του παλμού. Στην εικόνα #EIKONA φαίνεται η δημιουργία παλμού με την χρήση της delay(), της βιβλιοθήκης Timer.

EIKONA

Τέλος, επειδή η κατάσταση των LED πρέπει να ελέγχεται πλήρως από την διεπαφή, η οποία θα είναι γραμμένη σε Python, χρησιμοποιήθηκε η βιβλιοθήκη Pyserial, έτσι ώστε η διεπαφή και το Arduino να επικοινωνούν σειριακά μέσω της USB θύρας. Με αυτό τον τρόπο είναι δυνατός ο έλεγχος της εκκίνησης ή της παύσης των LEDs, καθώς και των κόκκινων ενδεικτικών LEDs.

[lawrence\_waves]



Metric	Value
Accuracy	77.95%
Recall	0.91
Precision	0.87
F1-score	0.88

Πίνακας 4.1: Αποτελέσματα 4 μετρικών για την ανίχνευση αντικειμένων πάνω σε όλα τα βίντεο του συνόλου δεδομένων test που χρησιμοποιήσαμε. Παρατηρούμε ότι με σύζευξη λόγου και εικόνας μπορούμε να πετύχουμε ικανοποιητικά αποτελέσματα, πολύ πιο εύρωστα από ό,τι με χρήση μόνο ενός από τους δύο τρόπους.



# Βιβλιογραφία

- [1] Hans Berger. “Über das Elektrenkephalogramm des Menschen”. Στο: *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten* 98.1 (Δεκ. 1933), σσ. 231–254.
- [2] Benjamin Blankertz κ.ά. “The Berlin brain–computer interface: non-medical uses of BCI technology”. Στο: *Frontiers in neuroscience* 4 (2010), σ. 198.
- [3] S L Bressler. “The gamma wave: a cortical information carrier?” en. Στο: *Trends Neurosci.* 13.5 (Μάι. 1990), σσ. 161–162.
- [4] L A Farwell και E Donchin. “Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials”. en. Στο: *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 70.6 (Δεκ. 1988), σσ. 510–523.
- [5] Reza Fazel-Rezai κ.ά. “P300 brain computer interface: current challenges and emerging trends”. en. Στο: *Front. Neuroeng.* 5 (Ιούλ. 2012), σ. 14.
- [6] G W T. “The Berger Rhythm: Potential Changes from the Occipital Lobes in Man. (Brain, vol. Ivii, p. 355, Dec, 1934.) Adrian, E. D., and Matthews, B. H. C”. Στο: *J. Ment. Sci.* 81.335 (Οκτ. 1935), σσ. 940–940.
- [7] S A Gordeev. “The use of endogenous P300 event-related potentials of the brain for assessing cognitive functions in healthy subjects and in clinical practice”. Στο: *Hum. Physiol.* 33.2 (Απρ. 2007), σσ. 236–246.
- [8] Suzana Herculano-Houzel. “The human brain in numbers: a linearly scaled-up primate brain”. en. Στο: *Front. Hum. Neurosci.* 3 (Νοέ. 2009), σ. 31.
- [9] Miguel Angel Lopez-Gordo, Daniel Sanchez-Morillo και F Pelayo Valle. “Dry EEG electrodes”. Στο: *Sensors* 14.7 (2014), σσ. 12847–12870.
- [10] Plonsey Malmivuo, Jaakko Malmivuo και Robert Plonsey. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. en. Oxford University Press, 1995.
- [11] P Maquet. “The role of sleep in learning and memory”. en. Στο: *Science* 294.5544 (Νοέ. 2001), σσ. 1048–1052.
- [12] Luis Fernando Nicolas-Alonso και Jaime Gomez-Gil. “Brain computer interfaces, a review”. Στο: *Sensors* 12.2 (2012), σσ. 1211–1279.
- [13] Vangelis P Oikonomou κ.ά. “Comparative evaluation of state-of-the-art algorithms for SSVEP-based BCIs”. Στο: (Φεβ. 2016). arXiv: [1602.00904 \[cs.HC\]](https://arxiv.org/abs/1602.00904).
- [14] Greg Perlman, Abraham Markin και William G Iacono. “P300 amplitude reduction is associated with early-onset and late-onset pathological substance use in a prospectively studied cohort of 14-year-old adolescents”. en. Στο: *Psychophysiology* 50.10 (Οκτ. 2013), σσ. 974–982.

- [15] D Regan. “Some characteristics of average steady-state and transient responses evoked by modulated light”. en. Στο: *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 20.3 (Μαρ. 1966), σσ. 238–248.
- [16] G Scarano, D La Rocca και P Campisi. “EEG for Automatic Person Recognition”. en. Στο: *Computer* 7 (Ιούλ. 2012), σσ. 87–89.
- [17] M Steriade, F Amzica και D Contreras. “Synchronization of fast (30-40 Hz) spontaneous cortical rhythms during brain activation”. en. Στο: *J. Neurosci.* 16.1 (Ιαν. 1996), σσ. 392–417.
- [18] Thomas J Sullivan, Stephen R Deiss και Gert Cauwenberghs. “A low-noise, non-contact EEG/ECG sensor”. Στο: *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2007. BIOCAS 2007. IEEE.* IEEE. 2007, σσ. 154–157.
- [19] S Sutton κ.ά. “Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty”. en. Στο: *Science* 150.3700 (Νοέ. 1965), σσ. 1187–1188.
- [20] Thorsten O Zander κ.ά. “Enhancing Human-Computer Interaction with Input from Active and Passive Brain-Computer Interfaces”. Στο: *Brain-Computer Interfaces: Applying our Minds to Human-Computer Interaction*. Επιμέλεια υπό Desney S Tan και Anton Nijholt. London: Springer London, 2010, σσ. 181–199.