



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ  
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Διερεύνηση εγκεφαλικών ρυθμών με τη χρήση μετασχηματισμού  
wavelet κατά την προετοιμασία οφθαλμικών κινήσεων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Αθηνά Α. Τζοβάρα

**Επιβλέπων :** Νικόλαος Ουζούνογλου

Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Φεβρουάριος 2009



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ  
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Διερεύνηση εγκεφαλικών ρυθμών με τη χρήση μετασχηματισμού  
wavelet κατά την προετοιμασία οφθαλμικών κινήσεων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Αθηνά Α. Τζοβάρρα

**Επιβλέπων :** Νικόλαος Ουζούνογλου  
Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την

.....  
Ν. Ουζούνογλου  
Καθηγητής ΕΜΠ

.....  
Κ. Νικήτα  
Καθηγήτρια ΕΜΠ

.....  
Γ. Ματσόπουλος  
Επικ. Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Φεβρουάριος 2009

.....  
Αθηνά Α. Τζοβάρα

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών ΕΜΠ.

Copyright © Αθηνά Α. Τζοβάρα, 2009

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.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

## Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Ν. Ουζούνογλου για την ευκαιρία που μου έδωσε με την ανάθεση αυτής της διπλωματικής να ασχοληθώ σε βάθος με ένα τόσο σημαντικό αντικείμενο. Ακόμα ευχαριστώ τον Ερευνητή Β του ΕΠΙΣΕΥ Δρ. Α. Αμδίτη για την εμπιστοσύνη και τις συμβουλές του.

Επίσης ευχαριστώ θερμά την Δρ. Α. Τζελέπη για την ουσιαστική βοήθειά της, τη καθοδήγηση και την εμπιστοσύνη που μου έδειξε σε όλη τη διάρκεια εκπόνησης της εργασίας αυτής.

Τέλος ευχαριστώ πολύ τους φίλους και συμφοιτητές μου Στέφανο, Σπύρο, Κώστα Μ., Κώστα Κ., Λένα, Αναστασία, Θωμά, Ανδρέα, Ειρήνη και Μιχάλη για την υπομονή τους και τη συμμετοχή τους ως εθελοντές στις καταγραφές.

## Περίληψη

Στην παρούσα διπλωματική εργασία μελετώνται οι ρυθμοί που εμφανίζονται στον ανθρώπινο εγκέφαλο πριν την εκτέλεση σακκαδικών κινήσεων των ματιών. Ενώ έχουν μελετηθεί διεξοδικά οι ρυθμοί που προηγούνται κινήσεων των άκρων δεν έχει γίνει κάτι τέτοιο για το οπτικοκινητικό σύστημα. Έτσι στη παρούσα εργασία θα γίνει μία πρώτη προσπάθεια να μελετηθούν οι ρυθμοί αυτοί δίνοντας μεγαλύτερη έμφαση στους άλφα και βήτα. Απώτερος στόχος είναι να εξεταστεί κατά πόσο είναι δυνατό να κατασκευαστεί μία διεπαφή εγκεφάλου – υπολογιστή που να στηρίζει τη λειτουργία του στους εγκεφαλικούς ρυθμούς που προηγούνται μίας κίνησης των ματιών. Ως βασικό εργαλείο στην έρευνα αυτή χρησιμοποιήθηκε ο μετασχηματισμός wavelet.

Στο συγκεκριμένο δοκίμιο αρχικά γίνεται μία εισαγωγή στο αντικείμενο εξετάζοντας τα βασικά στοιχεία της λειτουργίας του εγκεφάλου και του οπτικού συστήματος καθώς και το ρόλο των εγκεφαλικών ρυθμών. Στη συνέχεια αναλύονται οι τεχνικές επεξεργασίας σήματος που χρησιμοποιήθηκαν, δηλαδή ο μετασχηματισμός wavelet και παρουσιάζονται οι κυριότερες προσεγγίσεις που έχουν γίνει μέχρι τώρα στην ανάπτυξη διεπαφών εγκεφάλου – υπολογιστή. Ακολουθεί λεπτομερής περιγραφή της πειραματικής διαδικασίας και του τρόπου ανάλυσης των δεδομένων. Τέλος, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής και γίνεται αξιολόγησή τους.

**Λέξεις κλειδιά:** εγκεφαλικοί ρυθμοί, σακκαδικές, wavelet, ΗΕΓ, ΒCI, move/nomove

## Abstract

This diploma thesis examines the rhythmic activity that appears in human brain when a saccadic eye movement is being prepared. Although rhythms preceding limb movements have been studied excessively, such a research has not been concluded so far for the oculomotor system. Therefore, we will try to examine these rhythms, emphasizing in the alpha and beta bands.

The ultimate goal is to find out if it's possible to build a Brain – Computer Interface using these rhythms as input. The basic tool used in signal analysis is Continuous wavelet transform.

This script consists first of all of a theoretical part, a necessary introduction to the role of rhythms in normal brain functions and a description of the oculomotor system. Also the main approaches to Brain Computer Interfaces are analyzed and the characteristics of wavelet transform are presented. The second part is experimental, describing in details the methods used to acquire and analyze the EEG signals. Finally there is a presentation of the results of this work and a further discussion.

**Key - words:** brain rhythms, saccades, EEG, wavelet, BCI, move/nomove

## Περιεχόμενα

Ευχαριστίες.....	4
Περίληψη.....	5
Abstract.....	6
ΜΕΡΟΣ Α'.....	11
1. Εγκεφαλικοί ρυθμοί.....	13
1.1 Εισαγωγή.....	13
1.2 Στοιχεία ανατομίας του εγκεφάλου.....	13
1.3 Είδη ρυθμών.....	15
1.4 Είδη ταλαντώσεων και παράγοντες που τις επηρεάζουν.....	18
1.5 Ταλαντώσεις και γνωσιακές λειτουργίες.....	19
1.6 Άλφα και γάμμα ρυθμοί και χωρική προσοχή.....	20
2. Οπτικοκινητικό σύστημα.....	22
2.1 Εισαγωγή.....	22
2.2 Ο αμφιβληστροειδής.....	22
2.3 Έξω γωνιατώδες σώμα.....	23
2.4 Οπτικός φλοιός.....	24
2.4.1 Πρωτεύον οπτικός φλοιός (V1).....	25
2.5 Σακκαδικές.....	26
2.5.1 Προετοιμασία σακκαδικών.....	26
2.5.2 Είδη σακκαδικών.....	27
2.5.3 Χαρακτηριστικά σακκαδικών.....	29
2.6 Καταγραφή κινήσεων των ματιών.....	29
2.7 Εγκέφαλος και σακκαδικές.....	32
2.7.1 Ενεργοποίηση σακκαδικής.....	32

2.7.2 Αναστολή των σακκαδικών.....	33
2.7.3 Χωρική αντίληψη και προσοχή.....	34
3. Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα.....	36
3.1 Ιστορικά.....	36
3.2 Ο εγκεφαλογράφος.....	37
3.3 Ηλεκτρόδια και το 10-20 σύστημα.....	38
3.4 Επεξεργασία των σημάτων.....	41
3.5 Κλινική και ερευνητική χρήση.....	43
3.6 Παρεμβολές κατά το εγκεφαλογράφημα.....	44
3.6.1. Βιολογικές παρεμβολές.....	45
3.6.2. Εξωτερικές παρεμβολές.....	47
3.6.3. Μείωση των ανεπιθύμητων παρεμβολών.....	48
4. Επικοινωνία ανθρώπου και υπολογιστή.....	51
4.1 Εισαγωγή.....	51
4.2 Είδη BCI.....	52
4.2.1 Επεμβατικά BCI.....	52
4.2.2 Μερικώς επεμβατικά BCI.....	53
4.2.3 Μη επεμβατικά BCI.....	54
4.3 Τα μέρη ενός BCI.....	54
4.4 Λήψη και επεξεργασία σημάτων.....	56
4.5 Σύγχρονα BCI.....	57
4.5.1 Οπτικά προκλητά δυναμικά.....	57
4.5.2 Βραδέα δυναμικά του φλοιού.....	58
4.5.3 P300 προκλητά δυναμικά.....	59



4.5.4 Άλφα και βήτα ρυθμοί από τον αισθητικοκινητικό φλοιό.....	61
5. Μετασχηματισμός Wavelet .....	64
5.1 Εισαγωγή.....	64
5.2 Μετασχηματισμοί χρόνου – συχνότητας .....	64
5.3 Short – Time Fourier Transform.....	65
5.4 Συνεχής μετασχηματισμός Wavelet (CWT).....	68
5.5 Διακριτός μετασχηματισμός Wavelet (DWT) .....	69
5.6 Χαρακτηριστικά του μετασχηματισμού wavelet.....	71
5.7 wavelets και εγκεφαλογράφημα .....	74
ΜΕΡΟΣ Β’ .....	78
6. Μέθοδοι.....	82
6.1 Χωροταξία.....	82
6.2 Οπτικά ερεθίσματα.....	85
6.3 Υποκείμενα .....	86
6.4 Προεπεξεργασία των δεδομένων .....	87
6.5 Επεξεργασία των δεδομένων.....	88
7. Αποτελέσματα.....	92
7.1 Εισαγωγή.....	92
7.2 Σύνοψη.....	93
7.3 Στάδια εγκεφαλικής δραστηριότητας.....	95
7.4 Ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας .....	100
8. Συζήτηση .....	110
Αναφορές .....	112
Παράρτημα Α.....	118
Παράρτημα Β.....	126



## ΜΕΡΟΣ Α΄

## ΘΕΩΡΙΑ



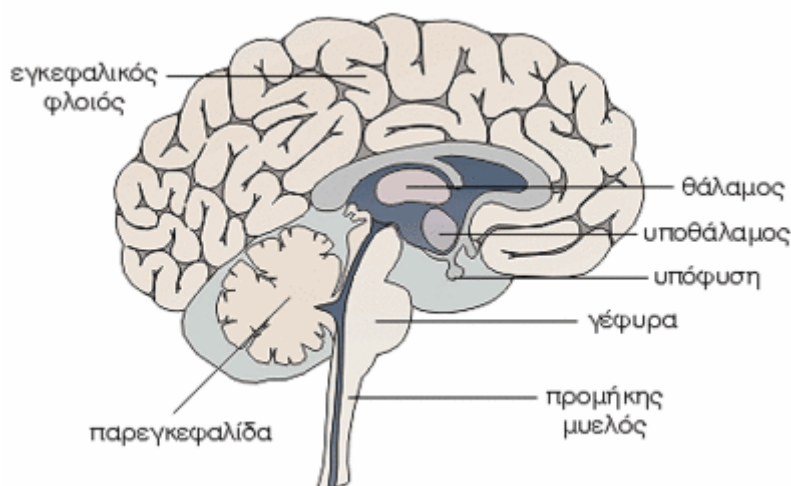
# 1. Εγκεφαλικοί ρυθμοί

## 1.1 Εισαγωγή

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος, μία μικρή μάζα της τάξης του 1,5 kg αποτελεί το πιο πολύπλοκο μέρος του ανθρώπινου οργανισμού. Ουσιαστικά είναι υπεύθυνος για ποικίλες διεργασίες, από τον απλό έλεγχο των συνήθων φυσιολογικών δραστηριοτήτων του σώματος και τη κίνηση μελών του μέχρι την επεξεργασία ερεθισμάτων και τη λειτουργία της μνήμης ή των συναισθημάτων. Αν και μέσω της έρευνας για τη κατανόηση των μηχανισμών που δρουν στον εγκέφαλο έχει αποκτηθεί μεγάλος όγκος γνώσης, είναι πολλά αυτά που παραμένουν άγνωστα. Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιαστούν αρχικά τα δομικά στοιχεία του εγκεφάλου και οι βασικοί μηχανισμοί τους ενώ στη συνέχεια θα αναλυθούν τα είδη των εγκεφαλικών ρυθμών καθώς και ο ρόλος τους στη λειτουργία του εγκεφάλου

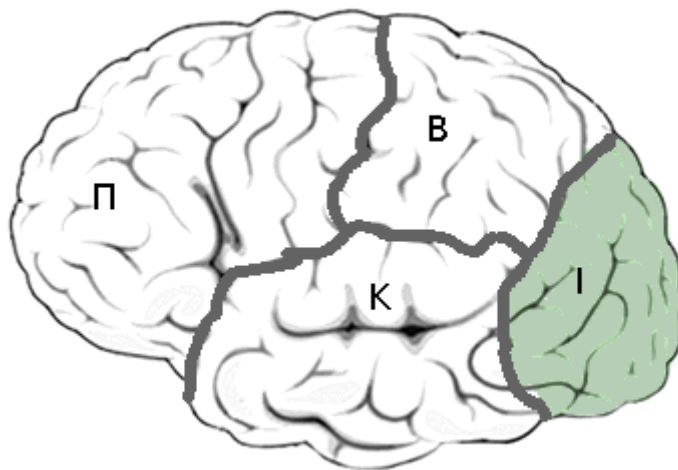
## 1.2 Στοιχεία ανατομίας του εγκεφάλου

Ο εγκέφαλος διακρίνεται σε τελικό εγκέφαλο που εμπεριέχει τα εγκεφαλικά ημισφαίρια, το διάμεσο εγκέφαλο με τον θάλαμο και τον υποθάλαμο, το μέσο εγκέφαλο, τον οπίσθιο εγκέφαλο με την γέφυρα και την παρεγκεφαλίδα και τέλος τον προμήκη μυελό (σχήμα 1.1).



*Σχήμα 1.1 Οι βασικές περιοχές του εγκεφάλου*

Τα εγκεφαλικά ημισφαίρια αποτελούν το μεγαλύτερο τμήμα του εγκεφάλου και στην επιφάνειά τους βρίσκονται πολυάριθμες προεξοχές (έλικες) και αυλακώσεις (αύλακες). Ορισμένες αύλακες είναι βαθύτερες και ονομάζονται σχισμές. Η επιμήκης σχισμή είναι αυτή που διαχωρίζει και τα ημισφαίρια μεταξύ τους ενώ οι υπόλοιπες χωρίζουν το κάθε ημισφαίριο σε λοβούς (μετωπιαίος, βρεγματικός, κροταφικός και ινιακός - σχήμα 1.2). Εξωτερικά, τα ημισφαίρια περιβάλλονται από ένα εξωτερικό στρώμα φαιάς ουσίας, το φλοιό. Ουσιαστικά ο φλοιός συνίσταται από σώματα νευρικών κυττάρων, ενώ κάτω από αυτόν βρίσκονται μάζες λευκής ουσίας, που περιέχουν νευρικές αποφυάδες.



*Σχήμα 1.2 Οι λοβοί του ανθρώπινου εγκεφάλου. Π για πρόσθιος, Β για βρεγματικός, Κ για κροταφικός και Ι για ινιακός.*

Ο θάλαμος κατά βάση αποτελείται από φαιά ουσία και είναι ένα σημαντικό κέντρο υποδοχής και μεταφοράς ερεθισμάτων. Τα ερεθίσματα φτάνουν σε αυτόν είτε από την περιφέρεια και στη συνέχεια κατευθύνονται προς το φλοιό των ημισφαιρίων, είτε από τα ημισφαίρια και στη συνέχεια μεταφέρονται προς την περιφέρεια. Δηλαδή δημιουργούνται κάποιες συνδέσεις θαλάμου - εγκεφαλικού φλοιού οι οποίες συνδέονται με τη συνείδηση. Επίσης ο θάλαμος θεωρείται ότι έχει σημαντικό ρόλο στη ρύθμιση καταστάσεων ύπνου και εγρήγορσης [1]. Γι αυτό κάποια βλάβη στο θάλαμο μπορεί να οδηγήσει σε κατάσταση μόνιμου κόμματος.

Ο υποθάλαμος αποτελεί το κέντρο ελέγχου των αυτόνομων λειτουργιών και συνδέεται με την υπόφυση ρυθμίζοντας έτσι τις λειτουργίες και τη μεταβολική δραστηριότητα ορισμένων ενδοκρινών αδένων. Ακόμα στον υποθάλαμο περιέχονται ζωτικά κέντρα τα οποία είναι υπεύθυνα για τα συναισθήματα, τη ρύθμιση της

θερμοκρασίας του σώματος και άλλα.

Η γέφυρα παρεμβάλλεται μεταξύ των σκελών του εγκεφάλου και του προμήκη και περιέχει τους πυρήνες και οδούς του απαγωγού νεύρου, του προσωπικού νεύρου, τον κινητικό πυρήνα του τριδύμου νεύρου, τον τελικό αισθητικό πυρήνα του τριδύμου νεύρου, τους κοχλιακούς πυρήνες του κοχλιακού νεύρου, τους αιθουσαίους πυρήνες του αιθουσαίου νεύρου και τον δικτυωτό σχηματισμό της γέφυρας.

Η παρεγκεφαλίδα συνδέεται με τα εγκεφαλικά ημισφαίρια και τον νωτιαίο μυελό. Σε αυτή γίνεται βασικά η ρύθμιση του τόνου των μυών, των συνδυασμένων σωματικών κινήσεων και γενικώς εξασφαλίζεται η ισορροπία του σώματος. Σε περίπτωση βλάβης της παρεγκεφαλίδας χάνεται η συνέχεια των μυϊκών κινήσεων, μια κατάσταση γνωστή ως παρεγκεφαλιδική αταξία.

Ο προμήκης μυελός, η φυσική συνέχεια του νωτιαίου μυελού προς τον εγκέφαλο, αποτελεί κέντρο ή διάμεσο σταθμό της κινητικής και της αισθητικής οδού, ενώ επίσης στον προμήκη μυελό βρίσκονται οι πυρήνες των τεσσάρων τελευταίων εγκεφαλικών συζυγιών. Επίσης ο προμήκης μυελός αποτελεί κέντρο ρύθμισης σημαντικού αριθμού ζωτικών λειτουργιών αφού περιέχει τα κέντρα του αναπνευστικού συστήματος, της ρύθμισης της καρδιακής λειτουργίας και του τόνου των αγγείων καθώς και κέντρα που έχουν σχέση με την πρόσληψη της τροφής και με προστατευτικά αντανακλαστικά.

### 1.3 Είδη ρυθμών

Οι νευρώνες του εγκεφάλου, ειδικά αυτοί που βρίσκονται στο θάλαμο και το φλοιό φαίνονται να εκτελούν συγχρονισμένες ταλαντώσεις. Αυτές βασικά αποτελούν και τους εγκεφαλικούς ρυθμούς και καθιστούν δυνατή τη καταγραφή των εγκεφαλικών σημάτων από την επιφάνεια του κρανίου μέσω του εγκεφαλογραφήματος. Το φάσμα των ταλαντώσεων ποικίλει, ανάλογα με το διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ δύο αποκρίσεων, ενώ το πλάτος τους εξαρτάται από τον αριθμό των νευρώνων που συμμετέχουν στη ταλάντωση. Γενικά έχει παρατηρηθεί ότι η συχνότητα ταλάντωσης είναι αντιστρόφως ανάλογη του πλάτους, δηλαδή όσο περισσότεροι νευρώνες συμμετέχουν στη ταλάντωση, τόσο μικρότερη είναι η συχνότητά της.

Για την εγκεφαλική δραστηριότητα μπορούμε να διακρίνουμε τις ακόλουθες ομάδες συχνοτήτων ή ρυθμών:

Δέλτα ( $\delta$ ): 0.5 – 4 Hz

Θήτα ( $\theta$ ): 4 – 7.5 Hz

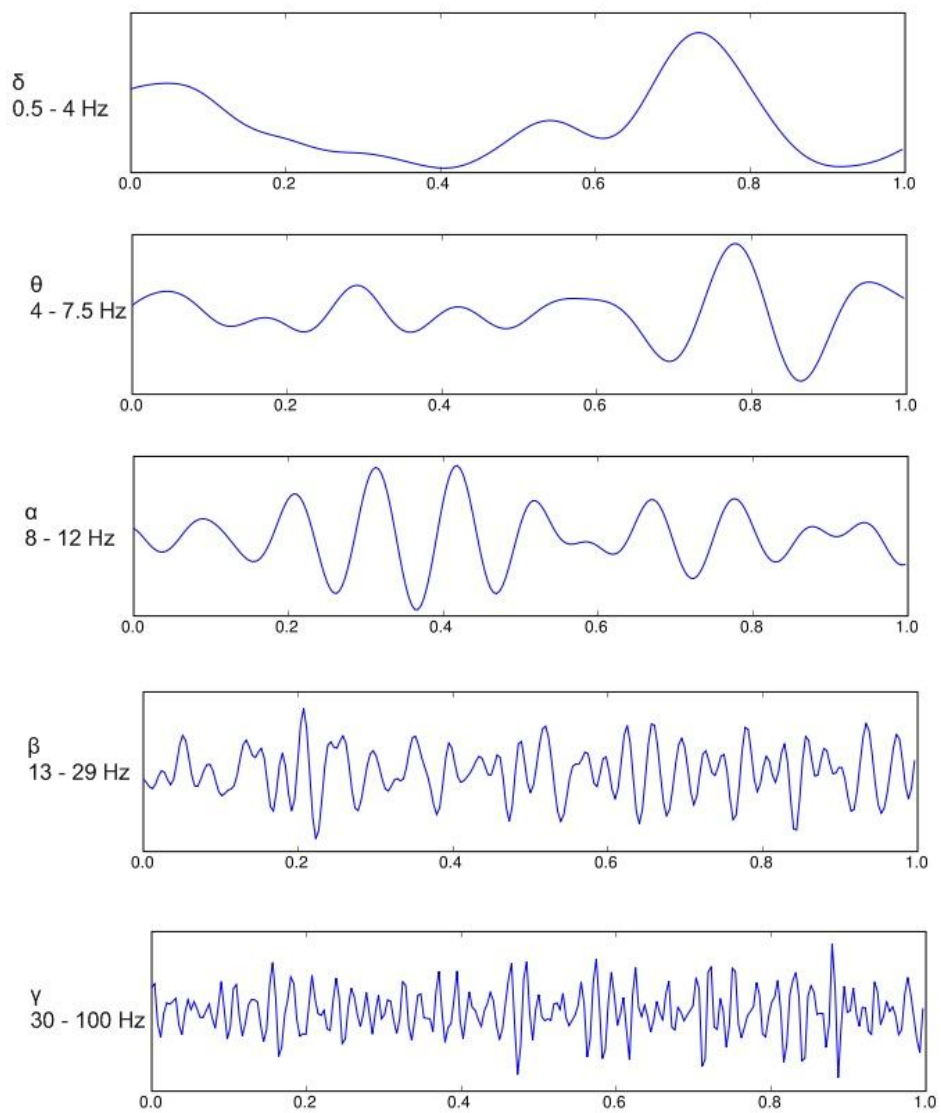
Άλφα ( $\alpha$ ): 8 – 12 Hz

Μι ( $\mu$ ): 8 – 13 και 15 – 25 Hz

Βήτα χαμηλός ( $\beta$  low): 13 – 19 Hz

Βήτα υψηλός ( $\beta$  high): 20 – 29 Hz

Γάμμα ( $\gamma$ ): 30 - 100 Hz





*Σχήμα 1.3: Απεικόνιση των διαφόρων εγκεφαλικών ρυθμών όπως αυτοί καταγράφονται με το εγκεφαλογράφημα.*

Οι ρυθμοί που αναφέρθηκαν σχετίζονται με ποικίλες φυσιολογικές και πνευματικές διεργασίες. Πιο συγκεκριμένα, ο δ ρυθμός αποτελεί τον κύριο ρυθμό στα νεογέννητα έως το δεύτερο έτος της ηλικίας τους. Ακόμα, σχετίζεται με τον ύπνο σε φυσιολογικά ενήλικα άτομα. Έχει το μεγαλύτερο πλάτος από όλους τους ρυθμούς και μπορεί να φτάσει τα 100-200  $\mu\text{V}$ .

Ο θ ρυθμός φαίνεται να συνδέεται με μηχανισμούς καταστολής, είτε στην είσοδο σε φάση χαλάρωσης, είτε και σε συνδυασμό με τον β σε φάσεις αυξημένης προσοχής. Ακόμα, φαίνεται να αυξάνεται ιδιαίτερα στη φάση κωδικοποίησης. Το πλάτος του ξεπερνά τα 30  $\mu\text{V}$ .

Ο α ρυθμός που είναι και ο κυρίαρχος του εγκεφάλου ενός ενήλικου, ονομάστηκε έτσι καθώς ήταν ο πρώτος που μελετήθηκε από τον Hans Berger στη δεκαετία του 1930. Επειδή η ισχύς του είναι μεγαλύτερη όταν κάποιος έχει κλειστά μάτια από όταν τα κρατά ανοιχτά, θεωρήθηκε ότι ανακλούσε μία κατάσταση χαλάρωσης στον εγκέφαλο. Το σύνηθες πλάτος του είναι μεταξύ 30 και 50  $\mu\text{V}$ . Γενικά, παρατηρείται πτώση του άλφα ρυθμού σε καταστάσεις αυξημένης προσοχής και εγρήγορσης [2]. Σε συνδυασμό λοιπόν με τη σημασία του θήτα ρυθμού στο φλοιό και το θάλαμο φαίνεται ότι όταν κάποιος προσπαθεί να εκτελέσει μία γνωσιακή λειτουργία αυξάνει αρχικά το θήτα ρυθμό του για να κωδικοποιήσει τη λειτουργία που λαμβάνει και στη συνέχεια τον άλφα για να ψάξει και να επεξεργαστεί πληροφορίες [2].

Ο μ ρυθμός παρατηρείται στη πλειοψηφία των ενηλίκων όταν βρίσκονται σε κατάσταση χαλάρωσης και γι αυτό η εμφάνισή του σε μία εγκεφαλική περιοχή γενικά σηματοδοτεί και τη στιγμιαία αδράνειά της. Ακόμα σχετίζεται με τη μνήμη.

Ο β ρυθμός είναι ο κύριος που εμφανίζεται κατά τη φάση πλήρους εγρήγορσης και συγκέντρωσης ενός φυσιολογικού ατόμου. Το πλάτος του είναι μικρότερο των 20  $\mu\text{V}$ .

Τέλος, οι ταλαντώσεις στη περιοχή γάμμα εμφανίζονται κατά τη φάση αφύπνισης του ατόμου και στο στάδιο ύπνου γρήγορης κίνηση των ματιών (Rapid Eye Movement – REM).

Η εγκεφαλική συχνοτική δραστηριότητα, όπως καταγράφεται με το

ηλεκτροεγκεφαλογράφημα σε ανθρώπους και άλλα ζώα, αλλάζει συνεχώς. Έτσι για παράδειγμα, καθώς ένα παιδί μεγαλώνει το φάσμα ισχύος στη περιοχή του άλφα ρυθμού μειώνεται ενώ η ισχύς στους θήτα και δέλτα αυξάνονται. Αυτές οι αλλαγές συνδέονται με τη γενικότερη βελτίωση των γνωσιακών ικανοτήτων του ατόμου καθώς αυτό ωριμάζει. Μάλιστα, παρατηρούνται οι αντίθετες αλλαγές όταν το άτομο περνά στη τρίτη ηλικία.

#### 1.4 Είδη ταλαντώσεων και παράγοντες που τις επηρεάζουν

Οι προκλητές ταλαντώσεις είναι ξεκάθαρα σε φάση με την εμφάνιση ενός ερεθίσματος και γι αυτό μπορούν να μετρηθούν λαμβάνοντας το μέσο όρο των αποκρίσεων, στοιχισμένων στην εμφάνιση του ερεθίσματος. Αυτού του είδους οι ταλαντώσεις συνδέονται με πρώιμες και εξαρτώμενες από το ερέθισμα διεργασίες κωδικοποίησης και μπορούν να τροποποιηθούν από πάνω - προς - τα - κάτω λειτουργίες όπως η προσοχή.

Οι επαγωγικές (induced) ταλαντώσεις εμφανίζονται σε συνδυασμό με γνωσιακές λειτουργίες που εκκινούνται από την εμφάνιση κάποιου ερεθίσματος. Αυτές υποδηλώνουν αυτοσυγχρονιζόμενες αποκρίσεις των νευρώνων. Δε βρίσκονται σε φάση με εξωτερικά γεγονότα και γι αυτό το λόγο αν επιχειρηθεί υπολογισμός του μέσου όρου με βάση αυτά τότε εξαλείφονται. Αυτή η δεύτερη κατηγορία ταλαντώσεων τυπικά ανήκουν στις βήτα και γάμμα περιοχές συχνοτήτων και εμφανίζονται σε συνδυασμό με ανώτερες γνωσιακές λειτουργίες όπως η δημιουργία συναφών εννοιών, η συγκεντρωμένη προσοχή και η προετοιμασία για κίνηση.

Επειδή στις ταλαντώσεις εμπλέκονται πολλοί παράγοντες είναι εύλογο να ερευνηθεί ποιοι από αυτούς ευθύνονται για το βαθμό συγχρονισμού της ταλάντωσης. Ένα πρώτο μέτρο του βαθμού συγχρονισμού των νευρικών αποκρίσεων είναι το πλάτος των εγκεφαλικών σημάτων, όπως αυτά καταγράφονται με διάφορες τεχνικές (για παράδειγμα με το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ή το ηλεκτρομαγνητογράφημα). Ακόμα οι ταλαντώσεις εξαρτώνται και από το μέγεθος και τη διάταξη των δίπολων που δημιουργούνται από τους νευρώνες που συμμετέχουν ή το πόσο μεγάλο ποσοστό των νευρώνων που συμμετέχουν στην παραγωγή ενός σήματος ταλαντώνεται σε φάση. Ιδιαίτερα όμως σε ταλαντώσεις υψηλής συχνότητας ο βαθμός συγχρονισμού εξαρτάται από το πόσο μεγάλη είναι η ακρίβεια με την οποία συμβαδίζουν οι νευρικές αποφορτίσεις. Πιο συγκεκριμένα, η ακρίβεια συγχρονισμού πρέπει να είναι της τάξης των msec προκειμένου να γίνει αποτελεσματική συνάθροιση συναπτικών ρευμάτων και να παραχθεί ένα μετρήσιμο σήμα.

## 1.5 Ταλαντώσεις και γνωσιακές λειτουργίες

Τα αισθητικά συστήματα στον άνθρωπο και τα περισσότερα ζώα είναι καταναμημένα σε διάφορες περιοχές του εγκεφάλου και γι αυτό το λόγο συνήθως για τη περαιτέρω επεξεργασία ενός ερεθίσματος απαιτείται συνεργασία διαφορετικών περιοχών του φλοιού. Εφόσον λοιπόν στη καθημερινή ζωή τα περισσότερα ερεθίσματα που δέχεται κάποιος είναι σύνθετα (εμπεριέχουν ακουστικά, οπτικά και σωματοαισθητικά στοιχεία) πρέπει να υπάρχουν στον εγκέφαλο μηχανισμοί που να επιτρέπουν το “δέσιμο” του σήματος μεταξύ διαφόρων περιοχών του. Ακόμα, προκειμένου τα ερεθίσματα να παράγουν κάποιο αποτέλεσμα πρέπει οι περιοχές που τα δέχονται και τα επεξεργάζονται να “δένονται” και με τις περιοχές που είναι υπεύθυνες για κίνηση.

Ο προσωρινός συγχρονισμός των νευρωνικών αποφορτίσεων έχει προταθεί ως ένας πιθανός μηχανισμός “δεσίματος” απομακρυσμένων περιοχών νευρώνων σε συνεκτικά λειτουργικά σύνολα. Αυτή η υπόθεση μάλιστα πρωτοεξετάστηκε με πειράματα σχετικά με την όραση. Ο νευρικός συγχρονισμός αυτός επίσης φαίνεται να συνδέεται και τη συνένωση καταναμημένης σε μεγάλη κλίμακα νευρικής δραστηριότητας μεταξύ διαφορετικών περιοχών του φλοιού όπως για παράδειγμα οι οπτικές περιοχές στα δύο ημισφαίρια.

Πιο συγκεκριμένα, έρευνες που έχουν γίνει σε ανθρώπους δείχνουν ότι αυτός ο νευρικός συγχρονισμός συνδέεται άμεσα με γνωσιακές λειτουργίες που απαιτούν επεξεργασία πληροφορίας μεγάλης κλίμακας όπως η εξαρτώμενη από προσοχή επιλογή ερεθισμάτων, η μνήμη και η συνειδητή επεξεργασία ερεθισμάτων. Μάλιστα, ο συγχρονισμός σε αυτές τις περιπτώσεις βρίσκεται κυρίως στη περιοχή των βήτα και γάμμα συχνοτήτων. Τέτοιες υψίσυχνες ταλαντώσεις είναι ιδιαίτερα σημαντικές όταν πρέπει να γίνουν απόλυτα συγχρονισμένες νευρικές αποφορτίσεις. Γενικά, υπάρχει μία συσχέτιση μεταξύ της απόστασης πάνω από την οποία παρατηρείται συγχρονισμός και της συχνότητας των συγχρονισμένων ταλαντώσεων. Συγχρονισμός μεταξύ περιοχών με μικρή μεταξύ τους απόσταση τείνει να συμβαίνει σε μεγάλες συχνότητες, δηλαδή στη περιοχή γάμμα ενώ μεταξύ περιοχών με μεγαλύτερη απόσταση παρατηρείται σε μικρότερες συχνότητες (άλφα, βήτα ή και θήτα) [3].

Το εύρημα αυτό επιβεβαιώνεται και από μελέτες που έγιναν σε τεχνητά νευρωνικά δίκτυα και δείχνουν ότι ομάδες νευρώνων που συνδέονται μεταξύ τους μπορούν να συγχρονιστούν μόνο αν οι καθυστερήσεις των συνδέσεων δεν είναι μεγαλύτερες από το ένα τρίτο της μέσης κοινής περιόδου ταλάντωσης [4, 5].

## 1.6 Άλφα και γάμμα ρυθμοί και χωρική προσοχή

Η χωρική προσοχή είναι μία δυναμική διαδικασία: το σημείο εστίασής της συνήθως μετακινείται από ένα σημείο στο χώρο σε ένα άλλο μέσα σε λιγότερο από ένα δευτερόλεπτο. Η διαδικασία αυτή έχει μελετηθεί πολύ και κατά καιρούς έχουν προταθεί διάφορα μοντέλα περιγραφής της.

Αντίθετα με τη συνηθισμένη αντίληψη για το ότι ο άλφα ρυθμός δείχνει αδράνεια στο φλοιό, είναι πλέον γνωστό ότι η ταλαντωτική δραστηριότητα στη περιοχή άλφα σημαίνει ότι γίνεται προσπάθεια να εστιαστεί η προσοχή σε ένα σημαντικό στόχο και να κατασταλεί λειτουργία που θα αποσπούσε τη προσοχή προς το περιβάλλον του στόχου [40]. Πιο συγκεκριμένα, όταν μελετώνται οπτικές διεργασίες και τα εξεταζόμενα άτομα πρέπει να εστιάσουν τη προσοχή τους σε κάποιο στόχο, παρατηρείται αλλαγή στον άλφα ρυθμό συγκεκριμένα στη περιοχή του οπτικού φλοιού. Αυτό συμβαίνει καθώς είναι πιθανό να διασπαστεί η προσοχή από άλλα περιφερειακά ερεθίσματα. Τέλος, η ισχύς του άλφα ρυθμού ελαττώθηκε σε ολόκληρο το κρανίο 300 – 700 msec μετά την εμφάνιση αναμενόμενων οπτικών ερεθισμάτων, σε σχέση με την εμφάνιση μη αναμενόμενων. Η δε ισχύς του βήτα ρυθμού αυξήθηκε περίπου 600 msec μετά την εμφάνιση των ερεθισμάτων. Αξίζει να σημειωθεί ότι η προαναφερθείσα μείωση στον άλφα ρυθμό παρατηρείται την ίδια χρονική περίοδο που παρατηρείται και αύξηση στο γάμμα ρυθμό, δείχνοντας ίσως ότι η προσωρινή «δέσμευση» οπτικών χαρακτηριστικών γίνεται με συγχρονισμό στη περιοχή γάμμα και αποσυγχρονισμό στη περιοχή άλφα [6].



## 2. Οπτικοκινητικό σύστημα

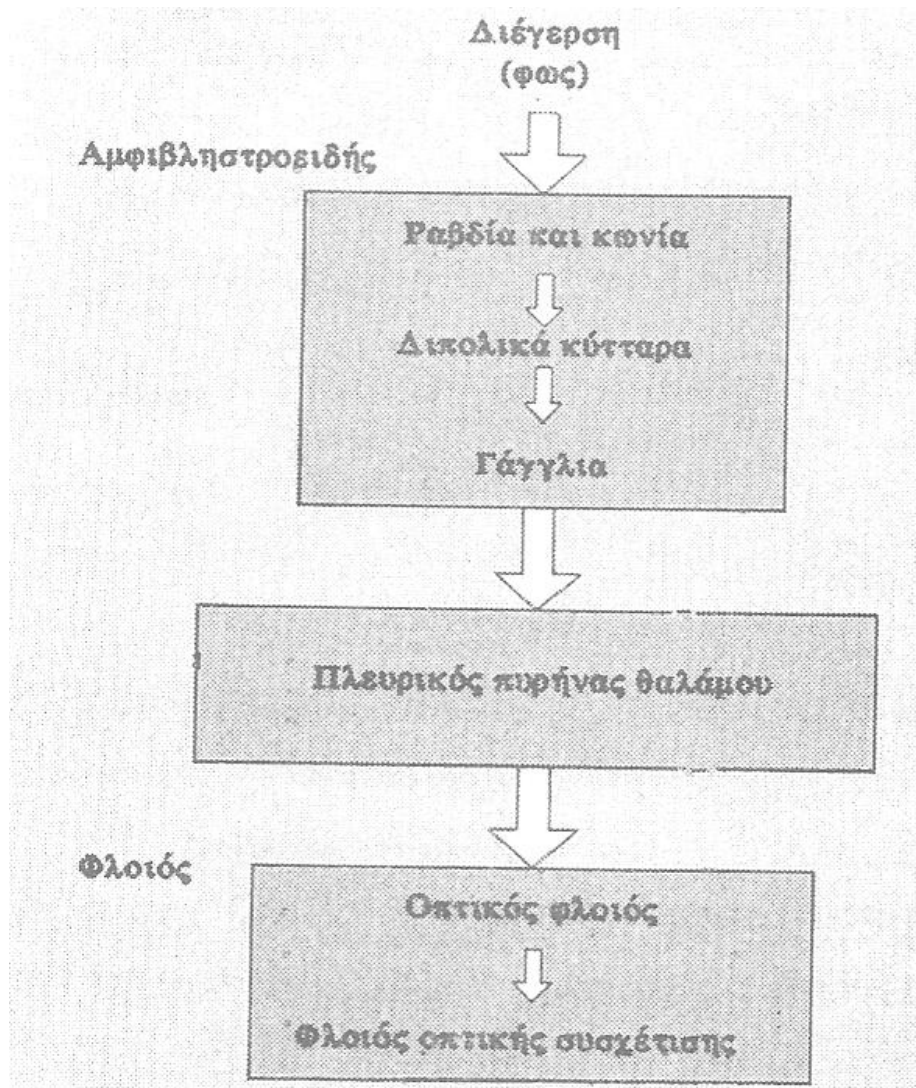
### 2.1 Εισαγωγή

Οι υποδοχείς του ματιού είναι ευαίσθητοι μόνο σε ένα μικρό μέρος του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος, το λεγόμενο οπτικό φως. Το μήκος κύματος του οπτικού φωτός είναι ανάμεσα στα 400 και 700 nm και μάλιστα διαφορετικά μήκη κύματος σε αυτό το εύρος σχετίζονται με διαφορετικά χρώματα. Τα κύματα φωτός διαδίδονται προς όλες τις κατευθύνσεις και από κάθε σημείο ενός αντικειμένου και προκειμένου κάποιος να «δει» το αντικείμενο πρέπει αυτά να περάσουν μέσα από ένα οπτικό σύστημα το οποίο να τα εστιάζει σε ένα σημείο. Έτσι είναι δυνατή η ακριβής ανακατασκευή της εικόνας του αντικειμένου. Στο μάτι οι εικόνες των αντικειμένων που βλέπει κανείς εστιάζονται στον αμφιβληστροειδή χιτώνα του ματιού.

### 2.2 Ο αμφιβληστροειδής

Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας είναι μέρος του κεντρικού νευρικού συστήματος και αποτελείται από τρία στρώματα κυττάρων, το πρώτο από τα οποία περιέχει φωτοευαίσθητα κύτταρα που λέγονται ραβδία και κωνία. Τα κύτταρα αυτά, που λέγονται και φωτοϋποδοχείς περιέχουν τις φωτοχρωστικές, δηλαδή κάποια μόρια που απορροφούν το φως. Συνολικά υπάρχουν τέσσερις τύποι φωτοχρωστικών, μία που συναντάται στα ραβδία (ροδοψίνη) και τρεις που συναντώνται στους τρεις διαφορετικούς τύπους κωνίων. Τα ραβδία και τα κωνία αλληλεπιδρούν μεταξύ τους αλλά και με νευρώνες δεύτερης τάξης, τα διπολικά κύτταρα. Αυτά σχηματίζουν νευρική σύναψη με τα γάγγλια. Άλλοι νευρώνες του αμφιβληστροειδούς (διάμεσοι, διπολικοί, αμακρόνιοι και οριζόντιοι) κάνουν δυνατή τη μεταφορά πληροφορίας μεταξύ των διαφόρων περιοχών του και έτσι είναι δυνατή η επεξεργασία ενός μεγάλου μέρους του οπτικού ερεθίσματος.

Ενώ τα κωνία και τα ραβδία αποκρίνονται με αναλογικά σήματα, παράγοντας βαθμωτά δυναμικά, ενώ τα γάγγλια με ψηφιακά σήματα, δηλαδή δυναμικά δράσης. Μάλιστα, οι άξονές τους είναι και η έξοδος από τον αμφιβληστροειδή, δηλαδή το οπτικό ή κρανιακό νεύρο II το οποίο οδηγεί στον εγκέφαλο και στο πλάγιο γωνιατώδες σώμα.



Σχήμα 2.1 Διαγραμματική αναπαράσταση της διαδικασίας της όρασης

### 2.3 Έξω γωνιώδες σώμα

Οι ίνες που φτάνουν στον εγκέφαλο από κάθε μάτι περνούν αδιάσπαστες από το οπτικό χίασμα και περίπου οι μισές περνούν στην αντίθετη πλευρά του εγκεφάλου από αυτή που έρχονται και οι άλλες μισές παραμένουν στην ίδια πλευρά (δηλαδή οι μισές ίνες που προέρχεται από το αριστερό μάτι αντιστοιχίζονται στο δεξί ημισφαίριο και αντίστροφα). Με αυτόν τον τρόπο η κάθε οπτική ταινία περιέχει τις νευρικές ίνες από το ετερόνυμο της οπτικό ημιπεδίο. Η πληροφορία από τις οπτικές ίνες καταλήγει και προβάλλεται στο έξω γωνιώδες σώμα (lateral geniculate nucleus - LGN), το οποίο συγκριτικά με άλλες δομές του εγκεφάλου είναι μάλλον απλό: το κάθε ένα αποτελείται από 1,5 εκατομμύριο νευρικά κύτταρα τα οποία λαμβάνουν ερεθίσματα απευθείας από τις οπτικές ίνες και τα προωθούν στον εγκεφαλικό φλοιό. Τα κύτταρα αυτά ανταποκρίνονται στο φως περίπου όπως και τα γαγγλιακά κύτταρα του

αμφιβληστροειδούς, δηλαδή με on-center και off-center οδούς. Πρέπει ακόμα να σημειωθεί ότι κάθε κύτταρο λαμβάνει είσοδο είτε μόνο από το δεξί μάτι είτε μόνο από το αριστερό.

Συνολικά κάθε έξω γωνατώδες σώμα είναι οργανωμένο σε έξι στοιβάδες κυττάρων, κάθε μία από αυτές περιέχει κύτταρα που δέχονται ερεθίσματα είτε μόνο από το αριστερό μάτι είτε μόνο από το δεξί. Όμως, λόγω της οργάνωσης του αμφιβληστροειδούς (οι άξονες των γαγγλιακών κυττάρων από το εσωτερικό μισό – ρινικό επίπεδο του καταλήγουν στην αντίθετη πλευρά του εγκεφάλου μέσω του χιάσματος ενώ οι άξονες από το εξωτερικό μισό – κροταφικό επίπεδο καταλήγουν στην ίδια πλευρά του εγκεφάλου) στο δεξί ημισφαίριο λαμβάνει οπτική πληροφορία από το αριστερό οπτικό πεδίο και αντίστροφα. Γενικά ισχύει σαν κανόνας για κάθε έξω γωνατώδες σώμα ότι το ομόπλευρό του μάτι στέλνει πληροφορία στα στρώματα 2, 3 και 5 ενώ το άλλο μάτι στα στρώματα 1, 4 και 6.

Πρέπει να σημειωθεί ότι μόνο ένα μικρό ποσοστό της τάξης του 10-20 % των προσυναπτικών συνδέσεων στο έξω γωνατώδες σώμα έρχεται από τον αμφιβληστροειδή. Οι περισσότερες συνδέσεις προέρχονται από το δικτυωτό σχηματισμό και το άνω διδύμιο. Αν και δεν είναι ακόμα σίγουρο ποια ακριβώς λειτουργία επιτελεί το γωνατώδες σώμα, είναι βέβαιο ότι οι έξοδοί του μεταβιβάζονται στον οπτικό φλοιό.

## 2.4 Οπτικός φλοιός

Ο οπτικός φλοιός είναι το τμήμα εκείνο του εγκεφάλου που επεξεργάζεται τις οπτικές εικόνες. Κάθε ημισφαίριο του εγκεφάλου δέχεται πληροφορία από το ετερόπλευρο οπτικό ημιπεδίο. Η περιοχή που λαμβάνει πληροφορίες απευθείας από το έξω γωνατώδες σώμα λέγεται πρωτεύον οπτικός φλοιός (V1 ή striate cortex). Στη συνέχεια η οπτική πληροφορία κινείται σε ένα δίκτυο περιοχών οι οποίες με βάση την ιεραρχία τους καλούνται V2, V3, V4 και περιοχή MT. Η ακριβής συνδεσιμότητά τους αλλάζει στα διαφορετικά είδη οργανισμών.

Από τον πρωτεύον οπτικό φλοιό ξεκινούν το κοιλιακό και ραχιαίο ρεύμα (dorsal και ventral stream, αντίστοιχα). Το ραχιαίο ρεύμα ξεκινά από τη περιοχή V1, περνά από τη περιοχή V2 και MT και τέλος από τον οπίσθιο βρεγματικό φλοιό. Το ρεύμα αυτό συνδέεται με τη κίνηση, αναπαράσταση της θέσης αντικειμένων στο χώρο και έλεγχο των ματιών και χεριών. Το κοιλιακό ρεύμα αρχίζει επίσης από τη περιοχή V1, συνεχίζει στη V2 αλλά μετά προχωρά στη V4 και τον ανώτερο κροταφικό φλοιό. Σχετίζεται με τη μακροχρόνια μνήμη και αναγνώριση αντικειμένων.



Στους νευρώνες του οπτικού φλοιού δίνεται το έναυσμα για τη παραγωγή δυναμικών δράσης όταν εμφανίζονται οπτικά ερεθίσματα στο πεδίο τους. Κάθε νευρώνας όμως μπορεί να μην αποκρίνεται στο σύνολο των ερεθισμάτων που βρίσκονται στο πεδίο του. Η ιδιότητα αυτή λέγεται ρύθμιση (tuning) και γενικά οι νευρώνες των κατώτερων οπτικών δομών έχουν απλούστερη ρύθμιση: για παράδειγμα ένας νευρώνας της περιοχής V1 μπορεί να αποκρίνεται σε όλα τα κατακόρυφα ερεθίσματα που εμφανίζονται εντός του πεδίου του. Αντίθετα, ένας νευρώνας υψηλότερων οπτικών περιοχών όπως ο ανώτερος κροταφικός φλοιός μπορεί να αποκρίνεται μόνο όταν μία συγκεκριμένη εικόνα εμφανίζεται στο πεδίο του.

### 2.4.1 Πρωτεύον οπτικός φλοιός (V1)

Ο πρωτεύον οπτικός φλοιός ή αλλιώς V1 βρίσκεται στη πρόσθια περιοχή του ινιακού φλοιού. Βασικά είναι η περιοχή αυτή του οπτικού συστήματος που έχει προσελκύσει το μεγαλύτερο ενδιαφέρον των ερευνητών, μιας και έχει άριστες ικανότητες αναγνώρισης προτύπων και επεξεργασίας στατικής και κινούμενης εικόνας.

Ο μέσος αριθμός των νευρώνων του οπτικού φλοιού ενός ενήλικου ατόμου είναι περίπου 140 εκατομμύρια. Ο V1 υποδιαιρείται σε έξι διακριτά στρώματα που φέρουν αρίθμηση από 1 έως 6. Το στρώμα 4 είναι αυτό που λαμβάνει τη περισσότερη πληροφορία από το LGN και διαιρείται με τη σειρά του σε 4 στρώματα.

Θα μπορούσαμε να πούμε ότι ο V1 περιλαμβάνει ένα καλά ορισμένο χάρτη της οπτικής εικόνας που λαμβάνει κάποιος, με ακριβή αναπαράσταση όλων των πληροφοριών. Μάλιστα, ειδικά στους ανθρώπους και όσα ζώα έχουν αμφιβληστροειδή ένα μεγάλο μέρος της πληροφορίας που φέρει ο V1 αναπαριστάται στο μικρό, κεντρικό σημείο του οπτικού πεδίου. Για να επιτευχθεί λεπτομερής χωρική αποκωδικοποίηση της οπτικής πληροφορίας οι νευρώνες του V1 έχουν τα μικρότερα δεκτικά πεδία από του νευρώνες οποιασδήποτε άλλης περιοχής του οπτικού φλοιού.

Οι ιδιότητες των νευρώνων του V1 τροποποιούνται ανάλογα με το χρονικό διάστημα που περνά από την εμφάνιση ενός ερεθίσματος: αρχικά, δηλαδή 40 ms μετά την εμφάνισή του μεμονωμένοι νευρώνες εστιάζουν σε ένα μικρό σύνολο ερεθισμάτων. Με αυτό τον τρόπο είναι δυνατή η ανίχνευση ακόμα και μικρών αλλαγών σε χωρικές συχνότητες και χρώματα. Βέβαια, ο κάθε νευρώνας του V1 εστιάζει στο οπτικό ερέθισμα που προέρχεται από ένα από τα δύο μάτια. Οι νευρώνες με παρόμοιες ιδιότητες τείνουν να συνενώνονται μαζί σε πλέγματα. Σε μετέπειτα στάδια, δηλαδή 100 ms μετά την εμφάνιση ενός ερεθίσματος οι νευρώνες γίνονται πιο ευαίσθητοι στη πιο γενική και εποπτική παρατήρησή του [9].

## 2.5 Σακκαδικές

Ο άνθρωπος αλλά και τα ζώα δεν κοιτάζουν κάτι με σταθερό τρόπο. Τα μάτια κινούνται στο χώρο εντοπίζοντας ενδιαφέροντα σημεία του και φτιάχνοντας ένα νοητό χάρτη αυτού. Ο λόγος για τον οποίο το ανθρώπινο μάτι κινείται είναι για να τοποθετήσει το αντικείμενο ενδιαφέροντός του στην ωχρά κηλίδα, δηλαδή την περιοχή του αμφιβληστροειδούς με τη μεγαλύτερη χωρική ανάλυση. Με αυτό το τρόπο, ακόμα και αν το κεφάλι του ατόμου κινείται, ή αν ένα αντικείμενο κινείται, η εικόνα σταθεροποιείται στον αμφιβληστροειδή.

Υπάρχουν πολλά είδη κινήσεων των ματιών αλλά ιδιαίτερη έμφαση θα δοθεί στις λεγόμενες σακκαδικές κινήσεις. Οι σακκαδικές είναι κινήσεις που εκτελούνται και από τα δύο μάτια προς την ίδια κατεύθυνση. Είναι οι γρηγορότερες κινήσεις που εκτελεί το ανθρώπινο σώμα και ουσιαστικά αποτελούν ένα μηχανισμό για εστίαση. Ο όρος πρωτοχρησιμοποιήθηκε το 1880 από το Γάλλο οφθαλμίατρο Émile Javal ο οποίος χρησιμοποίησε ένα καθρέφτη τοποθετημένο στην άκρη μιας σελίδας προκειμένου να παρακολουθήσει τις κινήσεις των ματιών στη σιωπηλή ανάγνωση και βρήκε ότι τα μάτια εκτελούν μία σειρά μη συνεχόμενων, μεμονωμένων κινήσεων [10].

### 2.5.1 Προετοιμασία σακκαδικών

Όλη η προετοιμασία για την εκτέλεση μίας σακκαδικής κίνησης γίνεται στο τετράδυμο (superior colliculus) και το στέλεχος του εγκεφάλου (brainstem). Το τετράδυμο, βασικό μέρος του οφθαλμοκινητικού συστήματος, είναι αυτό που λαμβάνει πρώτο την οπτική πληροφορία από διαφορετικές περιοχές του οπτικού φλοιού ή και απευθείας από τα γαγγλιακά κύτταρα του αμφιβληστροειδούς, μέσω του LGN. Στη συνέχεια δίνει εντολές σχετικές με τη κίνηση στο στέλεχος, ενώ ένα μέρος της πληροφορίας μεταβιβάζεται και στον προτεύοντα οπτικό φλοιό.

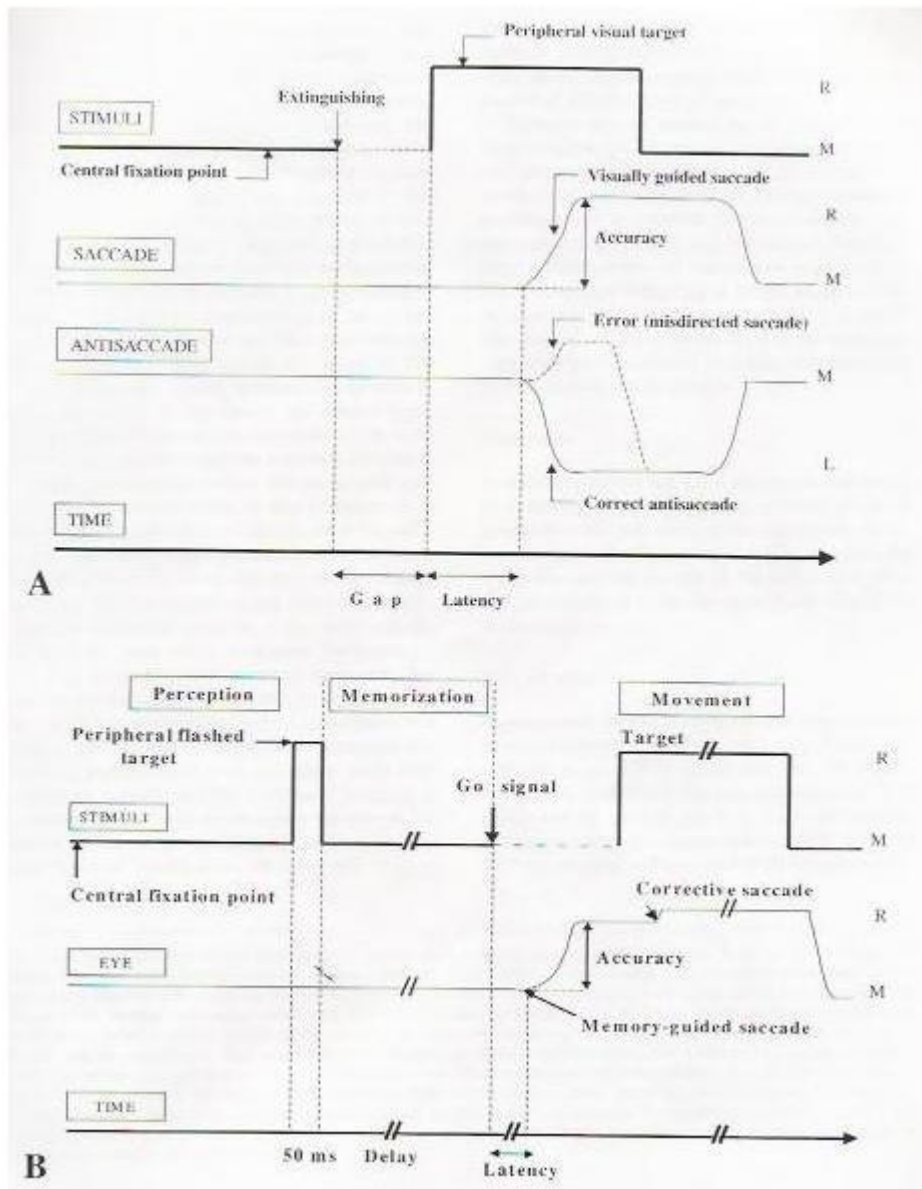
Ενώ το τετράδυμο έχει τη τάση να πυροδοτεί αντανακλαστικές κινήσεις προς οποιοδήποτε οπτικό ερέθισμα υπάρχει, ο φλοιός μπορεί και τις αναστέλλει. Με αυτό το τρόπο είναι δυνατό να μην εκτελούνται αμέσως όλες οι σακκαδικές και να υπάρχει ένα χρονικό διάστημα στο οποίο γίνεται αναγνώριση και αξιολόγηση των ερεθισμάτων. Έτσι, ενώ το τετράδυμο είναι ικανό να προγραμματίσει οποιαδήποτε κίνηση δε μπορεί να διακρίνει αν αυτή είναι απαραίτητο να γίνει και δεν είναι δυνατό να προγραμματίζει αυτόνομα οφθαλμικές κινήσεις.

Επειδή όλες οι διεργασίες στο στέλεχος και το τετράδυμο εκτελούνται αυτόματα το ενδιαφέρον των μελετητών βασικά εστιάζεται στη μελέτη της δραστηριότητας στον πρόσθιο φλοιό.

## 2.5.2 Είδη σακκαδικών

Οι κινήσεις των ματιών χρησιμεύουν στην όραση και διαχωρίζονται σε γρήγορες και αργές. Οι αργές κινήσεις σταθεροποιούν την εικόνα στον αμφιβληστροειδή χιτώνα ενώ οι γρήγορες επιτρέπουν τη γρήγορη εναλλαγή των εικόνων που επιλέγει κάποιος να δει. Οι οριζόντιες κινήσεις των ματιών ονομάζονται και σακκαδικές (saccades) και χωρίζονται στις εκούσιες και τις αντανακλαστικές [11]:

- Οι εκούσιες προκαλούνται εσωτερικά, με βάση μία γνωσιακή απόφαση προς ένα στόχο που είτε υπάρχει στον περιβάλλοντα χώρο (εσωτερικά οπτικώς οδηγημένες σακκαδικές) είτε δεν υπάρχει ακόμα (προβλέψιμες σακκαδικές), ή που δεν υπάρχει πια (σακκαδικές από μνήμης). Προκειμένου να εκτελεστούν αυτές οι σακκαδικές πρέπει να ενεργοποιηθούν κυκλώματα του πρόσθιου φλοιού, επομένως είναι σχετικά αργές. Μία υποκατηγορία εκούσιων κινήσεων με ιδιαίτερο ενδιαφέρον είναι οι αντισακκαδικές, δηλαδή κινήσεις εκτελούνται στην αντίθετη πλευρά από αυτή που εμφανίζεται κάποιο οπτικό ερέθισμα. Απαιτούν ιδιαίτερη προσοχή και προσπάθεια προκειμένου να γίνουν καθώς πρέπει να κατασταλεί η αυθόρμητη κίνηση προς το ερέθισμα.
- Οι αντανακλαστικές προκαλούνται λόγω της ξαφνικής εμφάνισης ενός εξωτερικού ερεθίσματος όπως είναι για παράδειγμα η εμφάνιση κάποιου στόχου (visually guided saccades) (σχήμα 2.1.A). Επειδή ο πρόσθιος φλοιός δεν εμπλέκεται στη δημιουργία τους είναι πολύ πιο γρήγορες από τις εκούσιες.



Σχήμα 2.2: (Α) παράδειγμα αντανακλαστικών οπτικά οδηγούμενων σακκαδικών και αντισακκαδικών. Ο εξεταζόμενος ενώ εστιάζει τη προσοχή του σε ένα κεντρικό σημείο πρέπει να εκτελέσει μία σακκαδική μόλις ο περιφερειακός στόχος εμφανιστεί. Στη περίπτωση των αντισακκαδικών η κίνηση πρέπει να εκτελεστεί στην αντίθετη κατεύθυνση από αυτή που εμφανίζεται ο στόχος. (Β) παράδειγμα οδηγούμενων από μνήμης σακκαδικών: ο περιφερειακός στόχος εμφανίζεται ενώ ο εξεταζόμενος εστιάζει στο κεντρικό σημείο. Μετά από ένα χρονικό διάστημα το κεντρικό σημείο εξαφανίζεται και πρέπει να εκτελεστεί κίνηση στο σημείο όπου είχε εμφανιστεί ο στόχος [11].

### 2.5.3 Χαρακτηριστικά σακκαδικών

Ως **πλάτος** της σακκαδικής ορίζεται η γωνιακή απόσταση που πρέπει να διανύσει το μάτι κατά τη διάρκεια της κίνησης. Ο **λανθάνων χρόνος** τους (latency), δηλαδή το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την εμφάνιση ενός μη αναμενόμενου ερεθίσματος μέχρι να ξεκινήσει η σακκαδική, είναι περίπου 200 msec. Βασικά αποτελεί χρόνο απόφασης και βοηθά στη κατανόηση των λειτουργιών που μεσολαβούν για να εκτελεστεί η κίνηση, σε επίπεδο φλοιού. Η ίδια η κίνηση διαρκεί από 20 έως 40 msec, ανάλογα με το πλάτος τους.

Επειδή υπάρχουν πολλοί τρόποι μελέτης σακκαδικών, ο λανθάνων χρόνος τους εξαρτάται βασικά από το είδος της δοκιμασίας που θα χρησιμοποιηθεί. Συνήθως στο εξεταζόμενο άτομο παρουσιάζεται για κάποιο χρονικό διάστημα ένα κεντρικό σημείο προσήλωσης και ένας ξαφνικά εμφανιζόμενος περιφερειακός στόχος. Ο εξεταζόμενος πρέπει τότε να εστιάσει στον περιφερειακό στόχο τη προσοχή του. Αυτή η διαδικασία ονομάζεται δοκιμασία επικάλυψης (overlap task). Για να εκτελεστεί η σακκαδική το άτομο πρέπει να αποσπάσει τη προσοχή του από το αρχικό σημείο εστίασης, να μεταφέρει τη προσοχή του στο νεοεμφανιζόμενο στόχο και τέλος να αποσπάσει τη προσοχή του από αυτόν προς το σημείο προσήλωσης ξανά. Ο χρόνος αντίδρασης σε αυτού του τύπου τις σακκαδικές είναι περίπου 200 msec [12]. Μία παραλλαγή αυτής της δοκιμασίας είναι η δοκιμασία με κενό (gap task): το αρχικό σημείο προσήλωσης εξαφανίζεται και υπάρχει κενό για 200 msec περίπου. Τότε η προσήλωση από το κεντρικό σημείο είναι δυνατό να αποσπαστεί πιο γρήγορα και ο μέσος χρόνος αντίδρασης για τις σακκαδικές είναι από 100 έως 150 msec [12]. Αυτού του είδους οι σακκαδικές λέγονται και γρήγορες (express).

## 2.6 Καταγραφή κινήσεων των ματιών

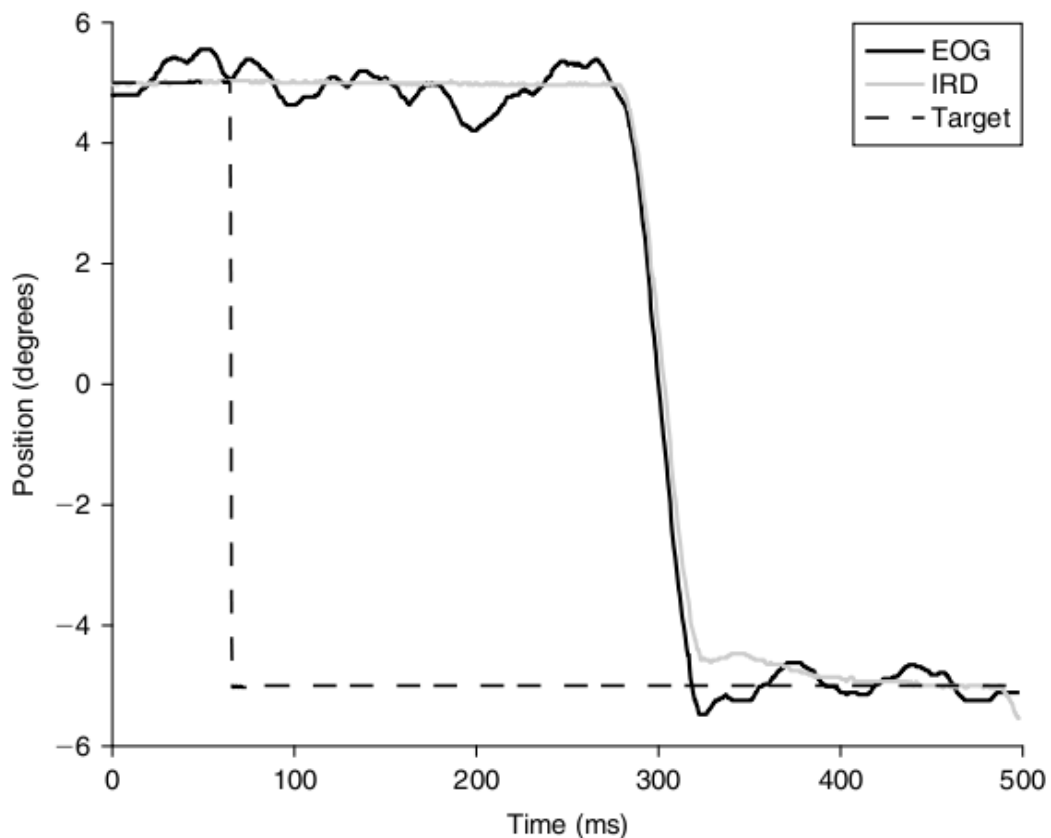
### A. Ηλεκτροφθαλμογράφημα

Ο πιο απλός και οικονομικός τρόπος καταγραφής των σακκαδικών είναι το ηλεκτροφθαλμογράφημα (Electro-Oculogram - EOG). Αυτό βασίζεται στο γεγονός ότι το ανθρώπινο μάτι είναι ουσιαστικά ένα δίπολο του οποίου ο άξονας και ο οπτικός άξονας του ματιού είναι παράλληλοι. Λόγω της ηλεκτρικής δραστηριότητας των φωτοϋποδοχέων και των νευρώνων του αμφιβληστροειδούς ο τελευταίος είναι πιο αρνητικός από τον κερατοειδή κατά περίπου 6 mV. Το δίπολο που δημιουργείται περιστρέφεται μαζί με τη περιστροφή του ματιού και έτσι, ανάλογα με τη θέση του ματιού, προκαλούνται μικρές διαφορές δυναμικού στην επιφάνεια του δέρματος. Έτσι, μία κίνηση του ματιού προς τα δεξιά θα προκαλέσει αύξηση του επιφανειακού δυναμικού στην εξωτερική γωνία του δεξιού ματιού και μείωση στην αντίστοιχη γωνία

του αριστερού. Αυτές οι διαφορές δυναμικού είναι της τάξης των  $\mu\text{V}$  και μπορούν να καταγραφούν με μία διπολική διάταξη ηλεκτροδίων (δηλαδή τοποθετώντας δύο ηλεκτρόδια στις εξωτερικές γωνίες των δύο ματιών). Ως αναφορά συνήθως θεωρείται ένα τρίτο ηλεκτρόδιο που τοποθετείται στο λοβό του ενός αυτιού. Αν τοποθετηθούν και ηλεκτρόδια πάνω και κάτω από το ένα από τα δύο μάτια είναι δυνατό να καταγράφονται ταυτόχρονα και οι κατακόρυφες κινήσεις τους. Βέβαια, οι κατακόρυφες καταγραφές είναι λιγότερο αξιόπιστες από τις οριζόντιες λόγω παρεμβολών από τους βλεφαρισμούς. Κατά τη λήψη του οφθαλμογραφήματος οι πηγές θορύβου είναι οι ίδιες που προκαλούν αλλοιώσεις και στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και έχουν αναλυθεί στο αντίστοιχο κεφάλαιο.

## **B. Infrared Reflection Devices**

Ένας άλλος τρόπος καταγραφής είναι με μηχανήματα ανάκλασης υπέρυθρων (Infrared Reflection Devices - IRD). Αυτά χρησιμοποιούν φωτοδιόδους με υψηλή χωρική ανάλυση προκειμένου να μετρήσουν την ένταση της υπέρυθρης ακτινοβολίας που ανακλάται από το μάτι σε συγκεκριμένες αποστάσεις από αυτό. Η απόσταση ματιού – φωτουποδοχέων είναι της τάξης του 1 cm. Σε τόσο μικρές αποστάσεις οι διαφορετικές εντάσεις ακτινοβολίας οφείλονται κυρίως στη θέση της ίριδας και της κόρης του ματιού, οι οποίες ανακλούν λιγότερο φως από το σκληρό χιτώνα. Το όλο σύστημα IRD πρέπει να είναι στέρεα προσαρμοσμένο στο κεφάλι του εξεταζόμενου καθώς είναι ιδιαίτερα ευαίσθητο σε μεταβολές της γωνίας: δε μετράται η γωνία αλλά μόνο η ένταση της ανάκλασης και έτσι για παράδειγμα, για ένα μάτι ακτίνας 1.25 cm ένα σφάλμα 1 mm θα οδηγήσει σε σφάλμα θέσης ματιού μέχρι και 5 μοιρών. Οι IRD έχουν πολύ χαμηλότερα επίπεδα θορύβου από το EOG αλλά επηρεάζονται περισσότερο από βλεφαρισμούς οι οποίοι εξαρτώνται από τη θέση των φωτοδίων [13].



Σχήμα 2.3 Καταγραφή οριζόντιας σακκαδικής προς ένα στόχο στην ευθεία του κέντρου των ματιών στα δεξιά. Η διακεκομμένη γραμμή δείχνει το στόχο ενώ οι συνεχείς γραμμές την οριζόντια θέση του δεξιού ματιού όπως αυτή καταγράφηκε με EOG (μαύρη γραμμή) και IRD (γκρι γραμμή). Είναι εμφανές ότι το EOG δίνει πολύ μικρότερη ακρίβεια από το IRD [13].

## Γ. Video - oculography

Το βίντεο-οφθαλμογράφημα (Video-Oculography - VOG) βασίζεται στην ανίχνευση της θέσης της κόρης του ματιού με βάση κάποια σημάδια σε μία διδιάστατη εικόνα. Τα σημάδια αυτά (markers) πρέπει να εκφραστούν σε συντεταγμένες σχετικά με τη θέση του κεφαλιού και επειδή είναι δύσκολο να αποκτηθούν η κάμερα πρέπει να προσκολλάται όσο πιο σταθερά γίνεται στο κεφάλι. Αν το όλο σύστημα καταγραφής δεν εγγυάται την πλήρη ακινησία του κεφαλιού σε σχέση με τη κάμερα, η ακρίβεια του VOG είναι της ίδια τάξης με αυτή του IRD (η ανάλυση του 1 mm θα δώσει σφάλμα 5 μοιρών). Γι αυτό για να μειωθεί το σφάλμα δεν αρκεί η κάμερα να στερεώνεται στο κεφάλι και αυτά τα δύο να είναι ακίνητα μεταξύ τους, το κεφάλι πρέπει να διατηρείται τελείως ακίνητο και τότε πετυχαίνεται το ελάχιστο δυνατό σφάλμα.

Τελευταία για τη καταγραφή κινήσεων των ματιών προτιμούνται όλο και περισσότερο κάμερες λόγω της αυξημένης ακρίβειας που αυτές δίνουν (0.05 μοίρες χωρική ανάλυση) , του ελάχιστου θορύβου που έχουν ακόμα και κατά τη καταγραφή των κατακόρυφων οφθαλμικών κινήσεων και της γρήγορης προετοιμασίας του εξεταζόμενου και του όλου συστήματος. Μάλιστα, λόγω της ραγδαίας τεχνολογικής προόδου οι κάμερες αυτές είναι όλο και αποδοτικότερες και όλο και οικονομικότερες. Έρευνα γίνεται για την ανάπτυξη ολοένα και καλύτερων αλγορίθμων εντοπισμού της θέσης του ματιού.

## 2.7 Εγκέφαλος και σακκαδικές

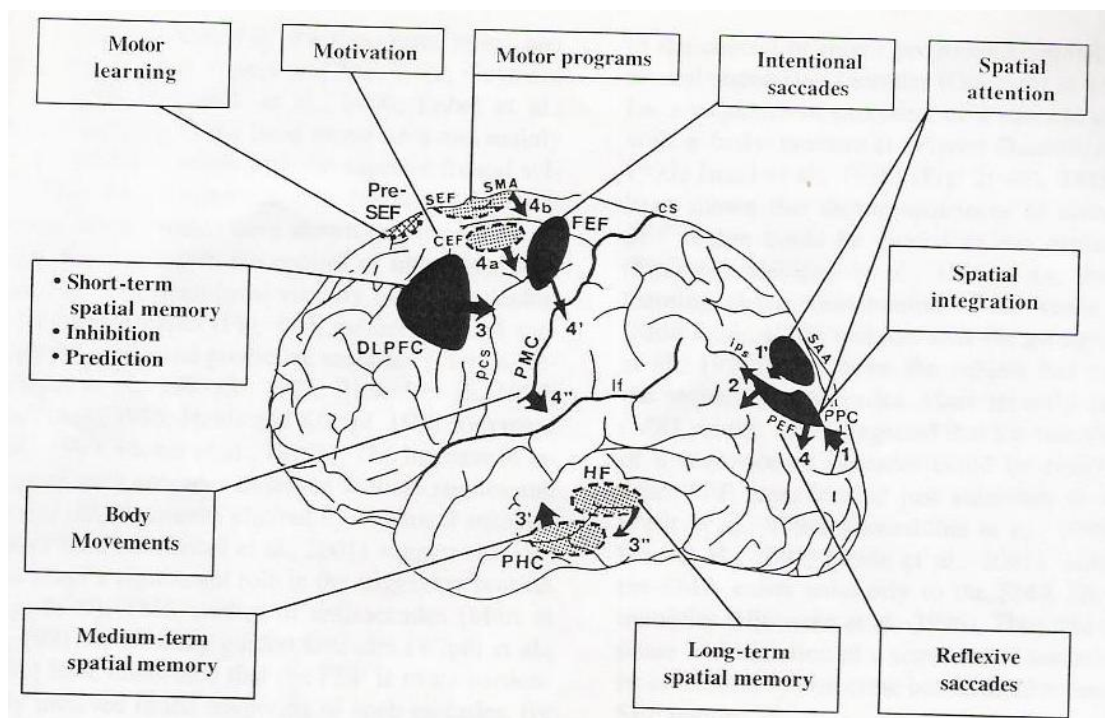
Οι σακκαδικές αρχικά δημιουργούνται στο δικτυωτό σχηματισμό του εγκεφαλικού στελέχους αλλά οι προετοιμασία για αυτές γίνεται στον εγκεφαλικό φλοιό, με εξαίρεση τις γρήγορες φάσεις του νυσταγμού οπότε και ο έλεγχος γίνεται εξ' ολοκλήρου στο δικτυωτό σχηματισμό. Μεταξύ του εγκεφαλικού στελέχους και του φλοιού υπάρχει και ένας άλλος μεγάλος αριθμός περιοχών που ευθύνεται για τον έλεγχο των σακκαδικών, όπως τα βασικά γάγγλια και το άνω διδύμιο.

Οι σακκαδικές έχουν μελετηθεί διεξοδικά από τους ερευνητές αρχικά μόνο και μόνο για να μελετηθεί η φυσιολογία των κινήσεων των ματιών. Βέβαια, μπορούν να χρησιμοποιηθούν και ως ένα απλό κινητικό μοντέλο που θα μπορέσει να εξηγήσει πιο πολύπλοκες νευροφυσιολογικές διεργασίες όπως η προσοχή, η χωρική μνήμη και η αντίληψη του χώρου. Σε μία αισθητική-κινητική πράξη (δηλαδή μία κίνηση ως απόκριση σε ένα ερέθισμα), υπάρχουν διαφορετικά στάδια προετοιμασίας και εκτέλεσης της κίνησης. Στο επίπεδο του φλοιού η κίνηση μπορεί είτε να ενεργοποιηθεί και να περάσει από τη φάση προετοιμασίας στη φάση εκτέλεσης είτε να κατασταλεί.

### 2.7.1 Ενεργοποίηση σακκαδικής

Μελέτες που έχουν γίνει [14, 15] έδειξαν ότι τρεις εγκεφαλικές περιοχές είναι ικανές να πυροδοτήσουν μία σακκαδική: το frontal eye field – FEF, το supplementary eye field – SEF και το parietal eye field – PEF. Το FEF είναι κατά βάση υπεύθυνο για τον έλεγχο των εσκεμμένων σακκαδικών είτε αυτές είναι εσωτερικά οπτικώς οδηγημένες, είτε οδηγούμενες από μνήμη [16]. Μάλιστα, το FEF δεν είναι τόσο ικανό να οδηγήσει αντανακλαστικές σακκαδικές. Το SEF, ιδιαίτερα στην αριστερή του πλευρά φαίνεται να εμπλέκεται στον έλεγχο διαδοχικών σακκαδικών είτε στον έλεγχο μίας σακκαδικής που ακολουθείται από κίνηση του κεφαλιού. Τέλος, το PEF φαίνεται να ελέγχει την έναρξη αντανακλαστικών, οπτικά καθοδηγούμενων σακκαδικών μιας και σε άτομα με τραύμα στη περιοχή αυτή παρατηρήθηκε αυξημένος χρόνος αντίδρασης.





Σχήμα 2.4 Οπτική αναπαράσταση των FEF, SEF και PEF καθώς και των λειτουργιών για τις οποίες είναι αυτά υπεύθυνα [11].

### 2.7.2 Αναστολή των σακκαδικών

Η αναστολή των σακκαδικών μπορεί να είναι χρήσιμη όταν το άτομο βρίσκεται σε μία άλλη, πιο σημαντική διαδικασία όπως για παράδειγμα αν έχει εστιάσει τη προσοχή του σε ένα στόχο και αυτή δε πρέπει να αποσπαστεί. Η καταστολή γίνεται εμφανής κατά τις αντισακκαδικές καθώς πριν να γίνει η κίνηση στην αντίθετη κατεύθυνση από αυτή που εμφανίζεται ο στόχος, αυθόρμητα ο εξεταζόμενος έχει τη τάση να εκτελέσει κίνηση προς το στόχο, δηλαδή σακκαδική την οποία πρέπει όμως να καταστείλει. Μάλιστα, γι αυτό ακριβώς το λόγο γίνονται πολλά σφάλματα κατά την εκτέλεση των αντισακκαδικών, αφού ο εξεταζόμενος δε προλαβαίνει πάντα να καταστείλει την αυθόρμητη τάση του να εκτελέσει κίνηση προς το στόχο. Το πρώτο στάδιο λοιπόν των αντισακκαδικών, δηλαδή η καταστολή ελέγχεται από τη πλαγιοραχιαία περιοχή του πρόσθιου φλοιού (dorsolateral prefrontal cortex - DLPFC) ενώ το δεύτερο, δηλαδή η πυροδότηση της αντισακκαδικής ελέγχεται από το FEF [11].

### 2.7.3 Χωρική αντίληψη και προσοχή

Οι περιοχές του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνες για την αντίληψη βρίσκονται στου βρεγματικό, κροταφικό και ινιακό λοβό, ανάλογα με το ερέθισμα (σχήμα 2.2). Η οπτικο-χωρική προσοχή ελέγχεται από ένα διμερές βρεγματικό-πρόσθιο δίκτυο που αποτελούνται από διαφορετικές περιοχές του οπίσθιου βρεγματικού φλοιού (posterior parietal cortex – PPC) και των πρόσθιων περιοχών που ευθύνονται για τον έλεγχο των σακκαδικών. Έτσι, μπορεί να προκύψει το συμπέρασμα ότι οι εναλλαγές οπτικής προσοχής και σακκαδικών είναι στενά συνδεδεμένες.

Πριν την έναρξη απλών σακκαδικών παρατηρούνται event related potentials (σχήμα 2.3). Πιο συγκεκριμένα, στις πρόσθιες και κεντρικές περιοχές του εγκεφάλου έχει εντοπιστεί ένα αρνητικό δυναμικό που ξεκινά 160 msec πριν την εμφάνιση του στόχου (ή 40 msec αφού το κεντρικό σημείο προσήλωσης εξαφανιστεί σε ένα κενό 200 msec). Αντίθετα όταν η δοκιμασία κενού δίνει γρήγορες σακκαδικές η αρνητικότητα αυτή εντοπίζεται μόνο στα μπροστινά ηλεκτρόδια, 65 msec πριν την εμφάνιση του στόχου. Το αρνητικό δυναμικό αυτό μπορεί να ερμηνευτεί ως σημάδι ότι ο εξεταζόμενος βρίσκεται σε ετοιμότητα πριν εκτελέσει εκούσιες πράξεις.



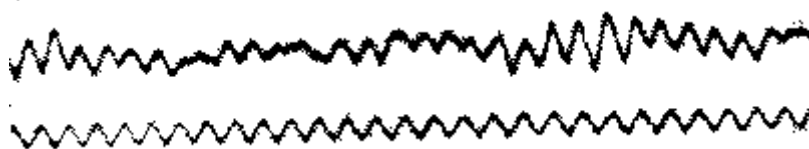
## 3. Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

### 3.1 Ιστορικά

Η έρευνα για την κατανόηση των μηχανισμών λειτουργίας του εγκεφάλου αποτελεί ένα πολύ δύσκολο έργο και μέχρι σήμερα το ποσοστό της άγνοιας μας είναι συντριπτικά μεγαλύτερο από την ποσότητα των γνώσεων που αποκτήθηκαν εδώ και 150 χρόνια.

Ο Richard Caton (1842–1926), ένας ασκούμενος γιατρός στο Liverpool παρουσίασε τα ευρήματά του σχετικά με ηλεκτρικά φαινόμενα σε εκτεθειμένα εγκεφαλικά ημισφαίρια λαγών στο *the British Medical Journal*, το 1875. Το 1890 ο Beck δημοσίευσε μία μελέτη για την ανακλαστική δραστηριότητα ηλεκτρικών ταλαντώσεων του εγκεφάλου λαγών και σκύλων όταν αυτοί εκτίθενται στο φως. Το 1912 ο Ρώσος γιατρός, Vladimir Vladimirovich Pravdich-Neminsky δημοσίευσε τη πρώτη εμφάνιση προκλητού δυναμικού σε θηλαστικά και πιο συγκεκριμένα σε σκύλο.

Ο Γερμανός γιατρός και ψυχίατρος Hans Berger (1873–1941) άρχισε να μελετά ανθρώπινο εγκεφαλογράφημα το 1920, τοποθετώντας δύο λεπτά φύλλα αλουμινίου στο μέτωπο και στο πίσω μέρος του κεφαλιού. Τα φύλλα αυτά έπαιξαν το ρόλο των ηλεκτροδίων και έτσι παρατηρήθηκαν για πρώτη φορά διαφορές δυναμικού στην επιφάνεια του κεφαλιού με ταυτόχρονη απεικόνισή τους σε χαρτί, κατασκευάζοντας έτσι μία πρωτογενή μορφή καταγραφικού συστήματος ηλεκτροεγκεφαλογράφου. Ο Berger ακόμα έδειξε ότι η δραστηριότητα αυτή που ήταν δυνατό να καταγραφεί, διαφοροποιούνταν ανάλογα με την κατάσταση του εγκεφάλου (ύπνος, αναισθησία) ή με ορισμένες νευρολογικές ασθένειες, όπως η επιληψία. Έκτοτε η κατασκευή ηλεκτροεγκεφαλογράφων μελετήθηκε ιδιαίτερα και το 1947 ιδρύθηκε η αμερικάνικη ένωση ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, διοργανώνοντας το πρώτο συνέδριο στο τομέα αυτό.



Σχήμα 3.1 Το πρώτο ΗΕΓ του Berger (1929)

Στο κεφάλαιο αυτό θα αναλυθούν οι βασικές αρχές που διέπουν τη λειτουργία του εγκεφαλογράφου, καθώς και η διαδικασία που ακολουθείται για την απόκτηση των σημάτων. Τέλος, παρουσιάζονται προβλήματα και πιθανές πηγές παρεμβολών κατά τη λήψη του εγκεφαλογραφήματος και προτείνονται τρόποι εξάλειψής τους.

### 3.2 Ο εγκεφαλογράφος

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα είναι η μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας που προκαλείται από τον εγκέφαλο. Η δραστηριότητα αυτή καταγράφεται από ηλεκτρόδια τοποθετημένα στην επιφάνεια του κρανίου και προέρχεται από εκατομμύρια νευρώνες ταυτόχρονα. Συνολικά, το σήμα συλλέγεται από μερικές δεκάδες μέχρι μερικές εκατοντάδες ηλεκτρόδια τοποθετημένα σε διαφορετικές περιοχές του κεφαλιού.

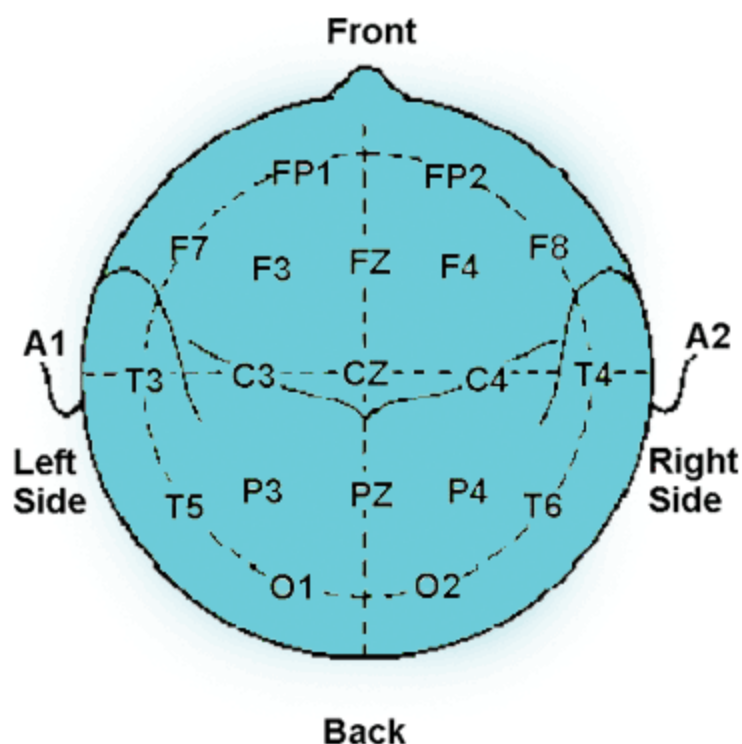
Το σύστημα του εγκεφαλογράφου πρέπει να έχει ένα απλό μετατροπέα αφού η ηλεκτρική αγωγή στον εγκέφαλο και την επιφάνεια του κρανίου γίνεται μέσω ιόντων ενώ στο σύστημα μέτρησης μέσω ηλεκτρονίων. Γι αυτό το λόγο και τα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο κρανίο μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων σε ρεύμα ηλεκτρονίων. Τα ηλεκτρόδια αυτά μπορεί να είναι τοποθετημένα είτε στην επιφάνεια του δέρματος του κεφαλιού είτε σε ένα σκουφάκι που προσαρμόζεται στο κεφάλι του εξεταζόμενου.



Σχήμα 3.2

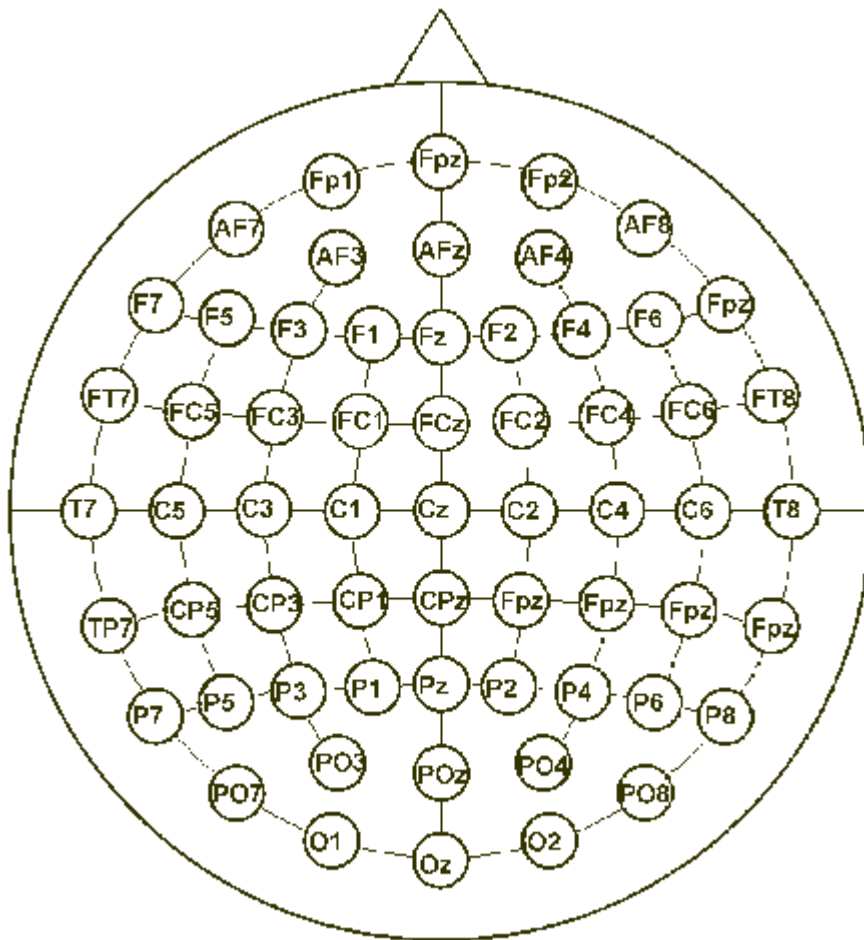
### 3.3 Ηλεκτρόδια και το 10-20 σύστημα

Η χρήση ενός συγκεκριμένου συστήματος τοποθέτησης ηλεκτροδίων καθιστά δυνατή την αντικειμενική και αξιόπιστη επανάληψη των καταγραφών. Στις περισσότερες περιπτώσεις τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στον εγκέφαλο με βάση το πρότυπο σύστημα 10-20 [30]. Η ονομασία του προέρχεται από τη θέση ενός ηλεκτροδίου σε σχέση με τον εγκεφαλικό φλοιό. Κάθε δύο γειτονικά ηλεκτρόδια απέχουν το 20% της απόστασεως μεταξύ των δύο αυτιών και τα κοντινότερα από το αυτί ηλεκτρόδια απέχουν από αυτό το 10% της απόστασης μεταξύ των δύο αυτιών. (σχήμα 3.3) Έτσι οι θέσεις των ηλεκτροδίων προσαρμόζονται ανάλογα με τις διαστάσεις του κρανίου του εξεταζόμενου.



Σχήμα 3.3 Κάτοψη του συστήματος 10-20

Κατά βάση στο 10 - 20 σύστημα χρησιμοποιούνται εικοσιένα (21) ηλεκτρόδια αλλά σε ορισμένες περιπτώσεις που απαιτείται μεγαλύτερη ακρίβεια τοποθετούνται επιπλέον ηλεκτρόδια μεταξύ των προηγούμενων, οπότε προκύπτει το εκτεταμένο 10-20 σύστημα (σχήμα 3.4) [31].



Σχήμα 3.4 Κάτοψη του εκτεταμένου συστήματος 10-20

Κάθε περιοχή χαρακτηρίζεται από ένα γράμμα, έτσι τα γράμματα F, T, C, P και O συμβολίζουν τη Μπροσινή (Frontal), Κροταφική (Temporal), Κεντρική (Central), Βρεγματική (Parietal) και ινιακή (Occipital) περιοχή αντίστοιχα. Το μικρό δεύτερο γράμμα z αναφέρεται σε ηλεκτρόδιο τοποθετημένο στη μέση του κρανίου. Οι άρτιοι αριθμοί αναφέρονται σε θέσεις ηλεκτροδίων στο δεξί ημισφαίριο ενώ οι περιττοί στο αριστερό.

Για τη σωστή τοποθέτηση των ηλεκτροδίων πρέπει να εντοπιστούν δύο ανατομικά σημεία του κρανίου: πρώτον το nasion, δηλαδή το σημείο μεταξύ του μετώπου και της μύτης. Δεύτερον, το inion, το χαμηλότερο σημείο της πίσω μεριάς του κεφαλιού, στο οποίο συνήθως συναντάται ένα εξόγκωμα.

Εφόσον τα εγκεφαλικά σήματα που καταγράφονται είναι της τάξης των  $\mu V$ , για να εξαλειφθεί όσο γίνεται περισσότερο ο θόρυβος είναι απαραίτητο η εσωτερική αντίσταση των ηλεκτροδίων που χρησιμοποιούνται να είναι χαμηλότερη από 100 kOhm. Γενικά υπάρχουν δύο κατηγορίες ηλεκτροδίων, τα παθητικά και τα ενεργά.

Τα παθητικά ηλεκτρόδια είναι απλά ηλεκτρόδια, χωρίς να έχουν ενσωματωμένο κάποιο ενισχυτή. Για τη σωστή τους λειτουργία απαιτούν πολύ καλή ηλεκτρική επαφή με το δέρμα και κατά συνέπεια καλή και προσεκτική προετοιμασία για την εφαρμογή τους. Το δέρμα πρέπει να τρίβεται σχολαστικά προκειμένου να αφαιρεθεί η σκόνη και τα νεκρά κύτταρα. Στη συνέχεια πρέπει να καθαρίζεται με οινόπνευμα για να αφαιρεθεί και πιθανή λιπαρότητα. Ο λόγος που γίνεται αυτή η προετοιμασία είναι για να μειωθεί η αντίσταση του δέρματος. Στη συνέχεια πρέπει να εφαρμοστεί και ειδικό τζελ προκειμένου το δέρμα να μην έρθει σε απευθείας επαφή με τα ηλεκτρόδια. Γι αυτό το λόγο τα περισσότερα παθητικά ηλεκτρόδια έχουν και μία μικρή οπή στην οποία μπορεί να εισαχθεί το τζελ με τη βοήθεια μιας σύριγγας αφού το ηλεκτρόδιο τοποθετηθεί στο κρανίο.

Τα ενεργά ηλεκτρόδια (σχήμα 3.5) έχουν ενσωματωμένο ένα ενισχυτή και ουσιαστικά αποτελούν αισθητήρες με πολύ χαμηλή αντίσταση εξόδου. Με αυτό το τρόπο το σήμα ενισχύεται απευθείας επάνω στο κρανίο και μειώνονται οι παρεμβολές από τα καλώδια. Είναι δηλαδή δυνατό να επιτευχθούν πολύ χαμηλά επίπεδα θορύβου, μέχρι και ίσα με το θερμικό θόρυβο από την αντίσταση του ηλεκτροδίου, ο οποίος αποτελεί και τον θεωρητικά ελάχιστο θόρυβο. Τα ενεργά ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται επίσης με κάποια ειδική αγώγιμη γέλη αλλά δε χρειάζεται καμία προετοιμασία του δέρματος του κεφαλιού. Γενικά προτιμούνται έναντι των παθητικών καθώς εκτός από τη μεγαλύτερη αξιοπιστία των μετρήσεων προσφέρουν και γρηγορότερη εφαρμογή τους που συνεπάγεται και λιγότερη ταλαιπωρία για τον εξεταζόμενο.





Σχήμα 3.5 Ενεργά ηλεκτρόδια

### 3.4 Επεξεργασία των σημάτων

Το φάσμα των συχνοτήτων που μπορεί να καταγραφεί με το εγκεφαλογράφημα εκτείνεται από τιμές μικρότερες του 1Hz μέχρι περίπου τα 100 Hz ενώ το πλάτος των ηλεκτρικών σημάτων που επιθυμούμε να καταγράψουμε είναι της τάξης των μερικών δεκάδων  $\mu\text{V}$ , γεγονός που καθιστά αναγκαία την ενίσχυση των σημάτων.

Η ενίσχυση αυτή επιτυγχάνεται με τη χρήση ενισχυτών είτε σε κάθε ηλεκτρόδιο ξεχωριστά, είτε σε ζεύγη ηλεκτροδίων (διαφορικός ενισχυτής). Αυτοί οι ενισχυτές αυξάνουν τη διαφορά τάσης μεταξύ κάθε ηλεκτροδίου και της αναφοράς από χίλιες έως εκατό χιλιάδες φορές ( 60–100 dB κέρδος τάσης). Στο αναλογικό εγκεφαλογράφημα το σήμα στη συνέχεια φιλτράρεται και η έξοδος καταγράφεται σε μετακινούμενες λωρίδες χαρτιού.

Τα περισσότερα σύγχρονα συστήματα εγκεφαλογράφων είναι ψηφιακά και το ενισχυμένο σήμα μετατρέπεται σε ψηφιακό μέσω ενός αναλογικού – σε – ψηφιακό μετατροπέα. Η συνήθης συχνότητα δειγματοληψίας για κλινική χρήση είναι 256 ή 512 Hz ενώ για ερευνητική μέχρι και 1024 Hz. Το σήμα αυτό στη συνέχεια αποθηκεύεται ηλεκτρονικά και μπορεί να φιλτραριστεί.

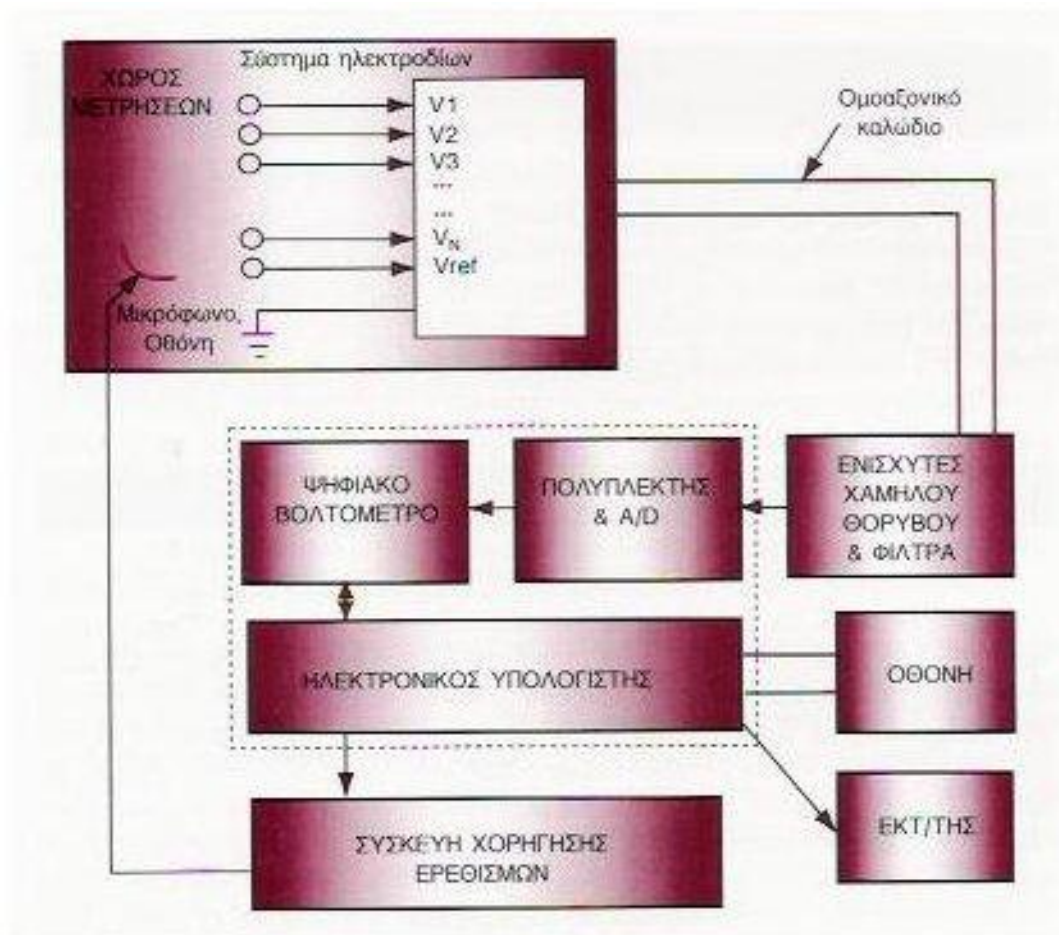
Τυπικά φίλτρα που εφαρμόζονται είναι 0.6 – 1.6 Hz για το υψιπερατό φίλτρο και 100 Hz για το βαθυπερατό. Το φιλτράρισμα αυτό βοηθά στην εξάλειψη θορύβου: το βαθυπερατό φίλτρο αφαιρεί τις υψίσυχνες παρεμβολές όπως για παράδειγμα τα ηλεκτρομυογραφικά σήματα ενώ το υψιπερατό αφαιρεί θόρυβο μεγαλύτερης περιόδου, όπως αυτός που μπορεί να εισαχθεί αν ο εξεταζόμενος κινείται. Τέλος χρησιμοποιείται

και ένα φίλτρο αποκοπής στενής ζώνης συχνοτήτων (notch filter) προκειμένου να αφαιρεθούν οι παρεμβολές που προκαλούνται από τα καλώδια τροφοδοσίας (50 Hz στην Ευρώπη).

Εφόσον το σήμα που καταγράφεται από το εγκεφαλογράφημα είναι τάση είναι απαραίτητο να σημειώνεται κάθε φορά κάποια αναφορά. Έτσι γίνονται μονοπολικές, διπολικές ή και αναφορικές απαγωγές (montage) [32].

- Διπολικές απαγωγές: κάθε κανάλι, δηλαδή κάθε κυματομορφή αναπαριστά τη διαφορά μεταξύ δύο γειτονικών ηλεκτροδίων. Ολόκληρη η καταγραφή αποτελείται από ένα σύνολο τέτοιων καναλιών. Για παράδειγμα, το κανάλι “Fp1-F3” αναπαριστά τη διαφορά τάσης μεταξύ του ηλεκτροδίου Fp1 και του F3.
- Μονοπολική απαγωγή: επιλέγεται ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς και κάθε κανάλι αναπαριστά τη διαφορά ανάμεσα σε ένα συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο και το επιλεγμένο κανάλι αναφοράς. Το ηλεκτρόδιο αναφοράς συνήθως προτιμάται να βρίσκεται σε θέση με μηδαμινή εγκεφαλική δραστηριότητα, όπως για παράδειγμα στο μέτωπο. Ακόμα μπορεί να χρησιμοποιείται ο μέσος όρος δύο ηλεκτροδίων που έχουν τοποθετηθεί στους λοβούς των δύο αυτιών μιας και από αυτά περνά μικρός αριθμός νεύρων, έχουν μικρή αιμάτωση και κατά συνέπεια εμφανίζουν ιδιαίτερα σταθερό δυναμικό [33].
- Μέση αναφορά: οι έξοδοι των ενισχυτών όλων των ηλεκτροδίων αθροίζονται και κατόπιν το άθροισμα διαιρείται διά το πλήθος τους. Η τιμή που προκύπτει χρησιμοποιείται ως μέση αναφορά για κάθε κανάλι.

Προκειμένου να αυξηθεί ο σηματοθορυβικός λόγος εφαρμόζονται τεχνικές μέσης τιμής (average techniques) [34]. Ένα σύνολο από επαναλήψεις ενός γεγονότος (για παράδειγμα από εμφανίσεις ενός ερεθίσματος) αθροίζεται και το σήμα ευθυγραμμίζεται με βάση κάποιο σταθερό γεγονός. Έτσι οι κυματομορφές μπορούν εύκολα να αθροιστούν στη συγκεκριμένη περίοδο και η διακύμανση να μειωθεί κατά ένα παράγοντα ενώ το πλάτος του σήματος και η βασική πληροφορία που αυτό φέρει μένουν αναλλοίωτα.



Σχήμα 3.6 Σχηματική αναπαράσταση συστήματος εγκεφαλογράφου

### 3.5 Κλινική και ερευνητική χρήση

Στη νευρολογία η κύρια κλινική εφαρμογή του εγκεφαλογραφήματος είναι για τη διάγνωση της επιληψίας. Μπορεί όμως να χρησιμοποιηθεί και για να εξετασθούν πολλά άλλα προβλήματα όπως διαταραχές ύπνου, απώλεια αισθήσεων, εγκεφαλικοί όγκοι κτλ. Στη γνωσιακή επιστήμη το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα χρησιμοποιείται για να ερευνηθούν οι νευρικοί μηχανισμοί πνευματικής δραστηριότητας, από διεργασίες χαμηλού επιπέδου μέχρι ανώτερους και πολυπλοκότερους μηχανισμούς όπως η μνήμη, προσοχή, μάθηση και άλλοι.

Μία συνήθης κλινική καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος κρατά 20 – 40 λεπτά. Στο χρόνο αυτό ζητείται από τον ασθενή να εκτελέσει διάφορες κοινές διεργασίες που διαφέρουν από την απλή κατάσταση εγρήγορσης. Για παράδειγμα μπορεί να μελετηθεί η εγκεφαλική δραστηριότητα κατά τη διάρκεια του ύπνου, κατά τη ξαφνική εμφάνιση φωτός ή κατά το κλείσιμο των ματιών.

Σε μερικές περιπτώσεις μπορεί να χρειάζεται να γίνει εγκεφαλογράφημα μεγάλης διάρκειας, οπότε στον ασθενή τοποθετείται ένας φορητός εγκεφαλογράφος προκειμένου να ανιχνευτούν για παράδειγμα κρίσεις επιληψίας. Ακόμα, όταν οι ασθενείς πρέπει να εισαχθούν σε τεχνητό (ιατρικό) κόμμα, το εγκεφαλογράφημα μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν μέτρο του βάθους του κόμματος προκειμένου να τροποποιηθεί κατάλληλα η φαρμακευτική αγωγή.

Συνοπτικά το εγκεφαλογράφημα είναι χρήσιμο στις εξής κλινικές περιπτώσεις:

- Για το διαχωρισμό επιληπτικών κρίσεων από άλλου είδους κρίσεις και χορήγηση κατάλληλης θεραπείας.
- Για τον εντοπισμό επιμέρους περιοχών του εγκεφάλου από τις οποίες προκύπτει κάποια κρίση προκειμένου να εγχειριστούν.
- Για τον υπολογισμό του βάθους της αναισθησίας
- Σαν εξακρίβωση του εγκεφαλικού θανάτου.

Υπάρχουν βέβαια και πολλοί λόγοι για τη χρήση του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος στην έρευνα στο τομέα των νευροεπιστημών. Το κύριο πλεονέκτημα είναι ότι το εγκεφαλογράφημα είναι μη επεμβατική μέθοδος για τα εξεταζόμενα άτομα. Ο εξεταζόμενος δεν είναι ανάγκη να παραμένει τελείως ακίνητος όπως για παράδειγμα στο fMRI ενώ δε χρειάζεται να μπορεί να συνεργαστεί με τον ερευνητή (όπως για παράδειγμα είναι απαραίτητο σε ένα τεστ συμπεριφοράς ή νευροψυχολογίας). Τέλος, το εγκεφαλογράφημα έχει μεγάλη χρονική ανάλυση, πολύ μεγαλύτερη σε σχέση με το fMRI και κάνει δυνατή την ανίχνευση αλλαγών στην εγκεφαλική δραστηριότητα στη κλίμακα των milliseconds. Όλα αυτά τα πλεονεκτήματά του, σε συνδυασμό με το μικρό κόστος διεξαγωγής του το καθιστούν ιδιαίτερα δημοφιλές στον ερευνητικό τομέα.

### 3.6 Παρεμβολές κατά το εγκεφαλογράφημα

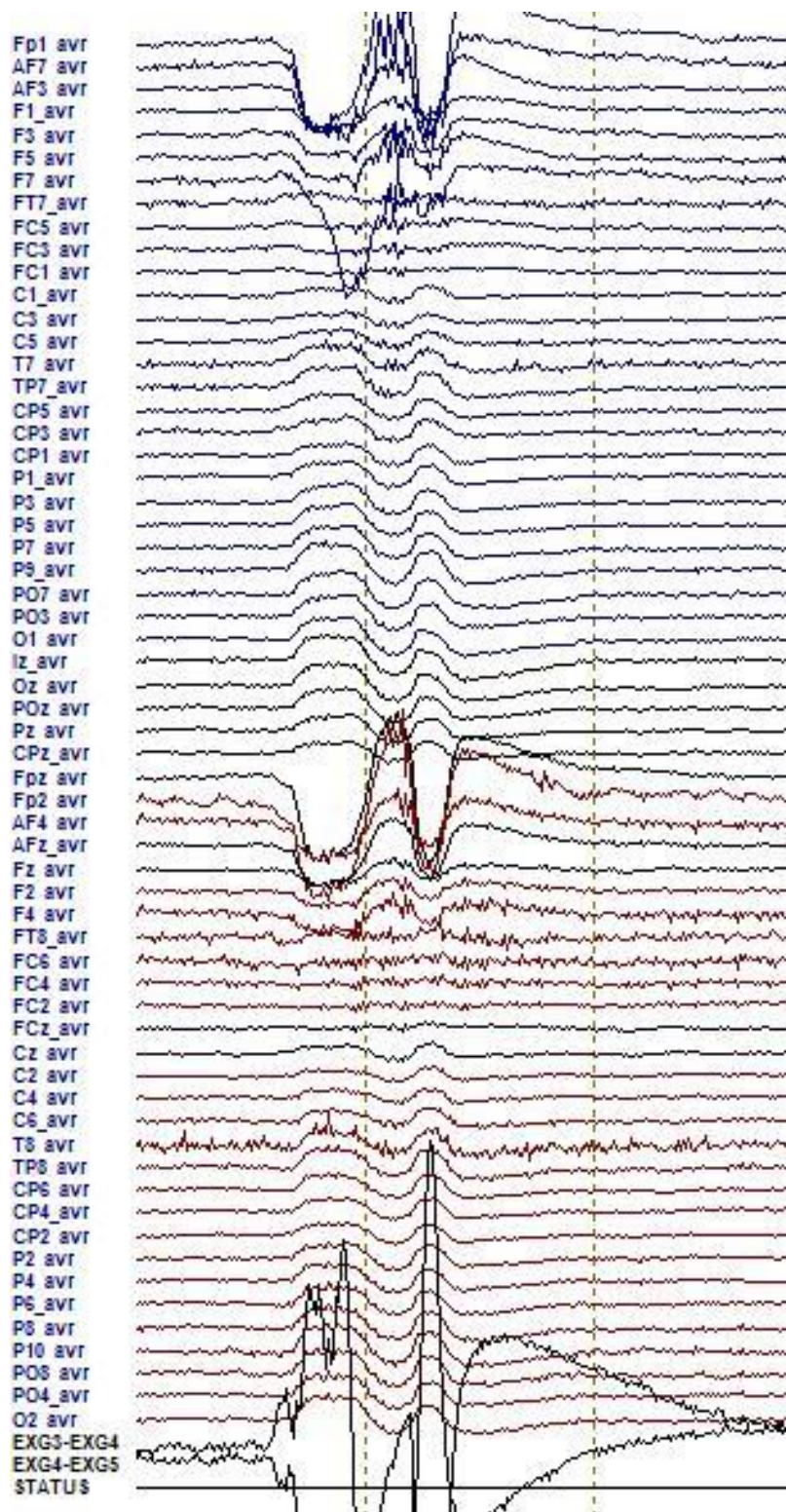
Ένα σύνηθες πρόβλημα κατά τη καταγραφή ενός εγκεφαλογραφήματος είναι οι παρεμβολές που αναμιγνύονται με το εγκεφαλικό σήμα και το αλλοιώνουν. Ως παρεμβολή (artifact) ορίζεται οποιοδήποτε σήμα μη εγκεφαλικής προέλευσης

καταγραφεί στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Γενικά εντοπίζονται δύο είδη παρεμβολών, οι βιολογικές και οι εξωτερικές.

### 3.6.1. Βιολογικές παρεμβολές

Οι βιολογικές παρεμβολές προκύπτουν από φυσιολογικές διεργασίες του ίδιου του ασθενούς και οι πιο συνήθεις πηγές τους είναι τα μάτια, η καρδιά και οι μύες.

Παρεμβολές από τα μάτια προκαλούνται από διαφορές δυναμικού μεταξύ του πρόσθιου και του οπίσθιου τμήματος του ματιού, οι οποίες συγκριτικά με τα εγκεφαλικά δυναμικά είναι πολύ πιο μεγάλες. Όταν τα μάτια παραμένουν τελείως ακίνητα το δίπολο αυτό δεν αποτελεί πρόβλημα αλλά καθώς σχεδόν πάντα γίνονται μικρές ή μεγάλες αντανακλαστικές κινήσεις ματιών. Ακόμα, το ανοιγόκλεισμα των βλεφάρων προκαλεί παρεμβολές. Η δραστηριότητα αυτή καταγράφεται σαν σήμα κυρίως στα μπροστινά ηλεκτρόδια του εγκεφαλογράφου και έχει τη χαρακτηριστική μορφή που φαίνεται και στο σχήμα 3.7.



Σχήμα 3.7 Στιγμιότυπο από καταγραφή εγκεφαλογραφήματος την ώρα που ο εξεταζόμενος ανοιγοκλείνει τα μάτια του.

Οι καρδιακές παρεμβολές είναι συχνό φαινόμενο και μπορεί να ερμηνευτούν

λανθασμένα σαν εγκεφαλική δραστηριότητα. Γι αυτό ορισμένα συστήματα εγκεφαλογράφων περιλαμβάνουν και ένα εξωτερικό κανάλι ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Τέλος, οι γλωσσοκινητικές παρεμβολές προέρχονται από διαφορά δυναμικού μεταξύ της βάσης και της κορυφής της γλώσσας, οπότε ακόμα και μικρές κινήσεις της γλώσσας αποτελούν θόρυβο για το εγκεφαλογράφημα. Αυτό είναι μεγάλο πρόβλημα σε ασθενείς με πάρκινσον ή άλλες κινητικές διαταραχές.

Βέβαια, ορισμένες από αυτές τις παρεμβολές είναι και χρήσιμες και επιθυμητές. Οι κινήσεις των ματιών για παράδειγμα, είναι επιθυμητό να καταγράφονται σε μελέτες διαταραχής του ύπνου ή σε περιπτώσεις που αλλαγές στην προσοχή και εγρήγορση αποτελούν το αντικείμενο μελέτης.

### 3.6.2. Εξωτερικές παρεμβολές

Εκτός από τις παρεμβολές που προέρχονται από τον ίδιο τον εξεταζόμενο εμφανίζεται και εξωτερικός θόρυβος. Αυτός προέρχεται από παράσιτα των ηλεκτροδίων, ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές που προκαλούν γειτονικά ρεύματα και από πεδία υψηλής συχνότητας [35].

Αν κατά τη διάρκεια λήψης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος κινηθεί ο εξεταζόμενος ή τα ηλεκτρόδια που έχουν τοποθετηθεί στη κεφαλή του διαταράσσεται η ηλεκτροχημική ισορροπία μεταξύ ηλεκτροδίων και δέρματος, δηλαδή η μετατροπή από το ρεύμα ιόντων του ασθενή σε ρεύμα ηλεκτροδίων στα ηλεκτρόδια και στη συνέχεια στα καλώδια που τα ενώνουν με τον εγκεφαλογράφο. Με αυτό το τρόπο δημιουργούνται διαφορές δυναμικού οι οποίες αναμειγνύονται με το σήμα που καταγράφεται και ενισχύονται μαζί με αυτό.

Αν ένα ηλεκτροφόρο καλώδιο βρίσκεται σε μικρή απόσταση από τον ασθενή τότε το μονωμένο του σώμα θα προκαλέσει την εμφάνιση μιας διαφοράς δυναμικού μεταξύ του ασθενούς και της γης. Οι τιμές αυτού του εναλλασσόμενου δυναμικού μπορεί να γίνουν πολύ μεγαλύτερες σε σχέση με τα δυναμικά του εγκεφάλου που καταγράφει ο εγκεφαλογράφος. Ο θόρυβος αυτός εμφανίζεται γύρω από τις συχνότητες των 50 ή 60 Hz, ανάλογα με τη συχνότητα του συστήματος ηλεκτρικής ενέργειας της χώρας. Στην Ευρώπη ο θόρυβος αυτός εμφανίζεται γύρω από τα 50 Hz. Η σωστή γείωση του συστήματος του εγκεφαλογράφου εξαλείφει σε μεγάλο βαθμό τη παρεμβολή αυτή.

Οι μαγνητικές παρεμβολές προκαλούν πιο ασθενή παράσιτα σε σχέση με τις ηλεκτρικές. Κάθε γραμμή ρευματοφόρου αγωγού έχει δύο σύρματα που σε κάθε χρονική στιγμή διαρρέονται από ίσα ρεύματα αντίθετης φοράς. Επειδή τα σύρματα αυτά απέχουν μικρή απόσταση και είναι παράλληλα μεταξύ τους τα

μαγνητικά πεδία τους αλληλοεξουδετερώνονται. Αν βέβαια κοντά στο χώρο της καταγραφής βρίσκεται υποσταθμός της ΔΕΗ τα υψηλά ρεύματα και οι πολλές σπείρες των πηνίων των μετασχηματιστών βάσει του θεωρήματος Ampere δημιουργούν ισχυρά μαγνητικά πεδία. Τα πεδία αυτά επάγουν ανάλογα σήματα στου βρόχους των καλωδίων ασθενούς – οργάνου.

Κάθε σύρμα που διαρρέεται από υψίσυχο ρεύμα εκπέμπει ηλεκτρομαγνητικά κύματα τα οποία διαδίδονται σε μεγάλες αποστάσεις. Τα κύματα αυτά μπορεί να εκπέμπονται από μία κεραία ραδιοφωνικού σταθμού ή από το σπινθήρα που παράγεται κατά τη διακοπή κάποιου ηλεκτρικού ρεύματος. Τα κύματα που προκαλούνται από σπινθηρισμούς μεταδίδονται μέσω της γραμμής τροφοδοσίας και είναι δυνατό να φτάσουν μέχρι τον εγκεφαλογράφο που εκτελεί τη καταγραφή.

Τα πεδία υψηλών (ραδιοφωνικών) συχνοτήτων προέρχονται από ραδιοφωνικούς και τηλεοπτικούς πομπούς και συνήθως έχουν μικρή ένταση (λίγα mV ανά μέτρο στον αέρα). Είναι λοιπόν εύκολο να εξαλειφθούν τα παράσιτά τους με χρήση ενός βαθυπερατού φίλτρου. Αυτό όμως δεν είναι ιδιαίτερα εφικτό αν ο πομπός βρίσκεται κοντά στο χώρο που γίνεται η καταγραφή ή αν είναι επιθυμητή η μέτρηση υψίσυχνων σημάτων.

### 3.6.3. Μείωση των ανεπιθύμητων παρεμβολών

Ο πιο αποτελεσματικός τρόπος για να μειωθούν οι εξωτερικές παρεμβολές είναι να κατασκευαστεί ένα θωρακισμένο δωμάτιο, απαλλαγμένο από ηλεκτρικά και υψίσυχνα πεδία στο οποίο να γίνονται οι καταγραφές. Η θύρα του δωματίου πρέπει να είναι από χαλκό και να έχει περιμετρικά επίσης καλές ηλεκτρικές επαφές με το επίσης αγώγιμο πλαίσιο της. Τα παράθυρα πρέπει να αποφεύγονται καθώς δεν υπάρχει τρόπος αποτελεσματικής θωράκισής τους. Το δάπεδο, η οροφή και οι τοίχοι πρέπει να είναι κατασκευασμένοι από αγώγιμα και καλώς γειωμένα πλέγματα. Τα ηλεκτροφόρα καλώδια πρέπει να εγκατασταθούν σε μεταλλικούς αγωγούς και όχι σε πλαστικούς σωλήνες. Φυσικά, η κατασκευή ενός τέτοιου δωματίου είναι δαπανηρή.

Πέρα από το ειδικό υπάρχουν και άλλα σημεία όπου πρέπει να δοθεί προσοχή για τη βέλτιστη διεξαγωγή των καταγραφών. Πρώτον, ο εγκεφαλογράφος πρέπει να είναι πάντα γειωμένος και τα ηλεκτρόδια που βρίσκονται στη κεφαλή του εξεταζόμενου αλλά και τα καλώδια τροφοδοσίας να φέρουν προστατευτικό – μη αγώγιμο περίβλημα. Με αυτό το τρόπο εμποδίζονται σε κάποιο βαθμό οι παρεμβολές των ηλεκτρικών



πεδίων. Ακόμα τα ηλεκτροφόρα καλώδια τροφοδοσίας δε θα πρέπει να βρίσκονται κοντά στον εξεταζόμενο, ούτε και στα ηλεκτρόδια που τον συνδέουν με τον εγκεφαλογράφο καθώς το μαγνητικό τους πεδίο προκαλεί παρεμβολές.

Οι λαμπτήρες φθορισμού προκαλούν σημαντική ηλεκτρική παρεμβολή σε απόσταση μέχρι και 2 μέτρα. Γι αυτό είναι προτιμότερο να χρησιμοποιούνται κατά τη καταγραφή λαμπτήρες πυρακτώσεως. Ακόμα ο εξεταζόμενος πρέπει να βρίσκεται μακριά από οποιονδήποτε μετασχηματιστή, γι αυτό πρέπει να βρίσκεται όσο το δυνατόν πιο μακριά από τον εγκεφαλογράφο στη περίπτωση που αυτός περιέχει ένα.

Τέλος, είναι σημαντικό να γίνεται σχολαστικός έλεγχος στα καλώδια του εγκεφαλογράφου προκειμένου να εντοπίζονται τυχόν φθορές και κακές τοποθετήσεις τους, οι οποίες προκαλούν και τη μεγαλύτερη πηγή παρεμβολών.



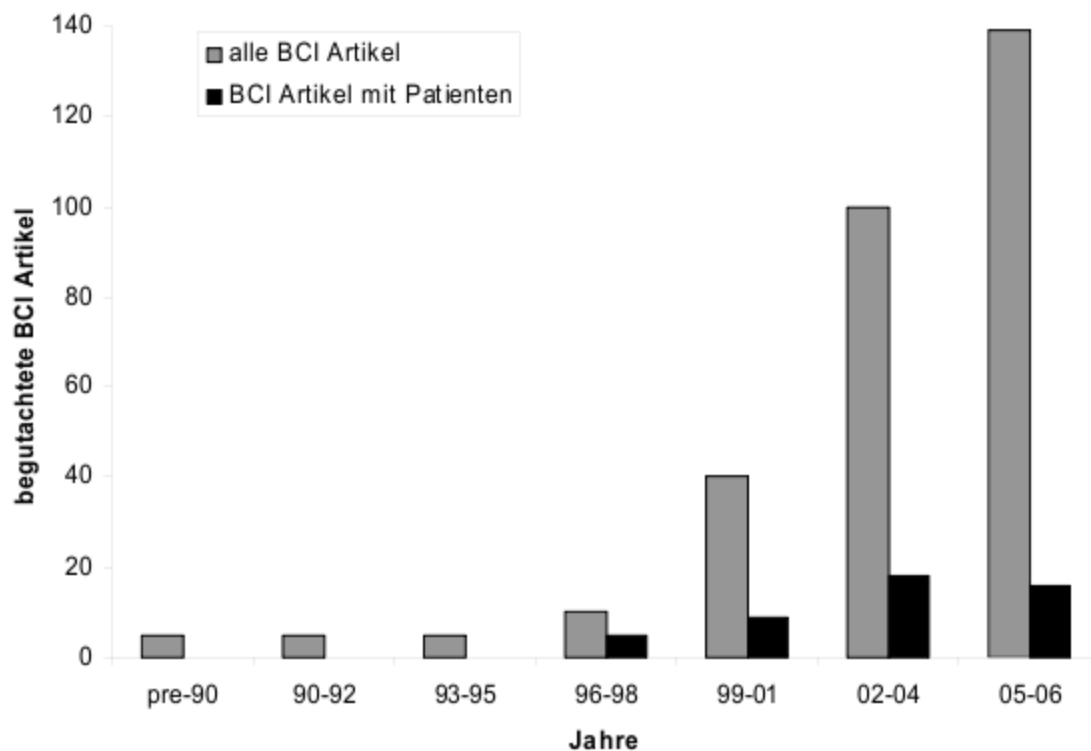
## 4. Επικοινωνία ανθρώπου και υπολογιστή

### 4.1 Εισαγωγή

Πολλά άτομα, λόγω κάποιας σοβαρής ασθένειας ή κινητικού προβλήματος δεν έχουν τη δυνατότητα να ελέγξουν τη λειτουργία κανενός μέλος του σώματός τους και κανενός μυός τους. Αν και οι εγκεφαλικές λειτουργίες αυτών των ατόμων φαίνονται να εξακολουθούν να εφίστανται, τα ίδια είναι βασικά «κλειδωμένα» στο σώμα τους (locked-in) και οποιαδήποτε μορφής επικοινωνία με το εξωτερικό περιβάλλον έμοιαζε, μέχρι πρόσφατα, αδύνατη. Μέσω της συνεχιζόμενης έρευνας στο τομέα των νευροεπιστημών φαίνεται όμως να υπάρχει κάποια ελπίδα καθώς τις τελευταία κυρίως δεκαετία μελετώνται και συνεχώς αναπτύσσονται νέες εναλλακτικές μορφές επικοινωνίας. Η βασική ιδέα γι αυτές είναι να εξεταστεί κατά πόσο είναι εφικτό ο εγκέφαλος, να χρησιμοποιήσει εναλλακτικές εξόδους που να δρουν ανάλογα με τις προθέσεις του ατόμου. Έτσι έκαναν την εμφάνισή τους οι διεπαφές εγκεφάλου – υπολογιστή (brain-computer interface ή BCI).

Ένα BCI είναι ένας τρόπος επικοινωνίας μεταξύ ενός εγκεφάλου (ή καλλιέργειας εγκεφαλικών κυττάρων) και ενός εξωτερικού μηχανήματος. Η διεπαφή αυτή μπορεί να είναι είτε μίας κατεύθυνσης είτε δύο κατευθύνσεων. Οι μονής κατεύθυνσης [40] μπορούν είτε να λαμβάνουν σήματα από τον εγκέφαλο είτε να στέλνουν σε αυτόν (για παράδειγμα για να αποκαταστήσουν λειτουργίες όπως η όραση). Οι διπλής κατεύθυνσης, επιτρέπουν διμερή ανταλλαγή πληροφοριών μεταξύ του εγκεφάλου και εξωτερικών μηχανημάτων, δηλαδή και λαμβάνουν και στέλνουν σήματα στον εγκέφαλο. Βέβαια, τα τελευταία ακόμα δεν έχουν αναπτυχθεί πλήρως.

Η έρευνα στον τομέα αυτό άρχισε τη δεκαετία του 1970 αλλά τα πρώτα BCI που όντως λειτουργούσαν με ανθρώπους εμφανίστηκαν μόνο μετά το 1990. Μετά από πολλά πειράματα σε ζώα στις μέρες μας υπάρχουν κάποια εμφυτεύματα για ανθρώπους τα οποία μπορούν να διορθώσουν προβλήματα ακοής, όρασης και κινητικά προβλήματα.



Σχήμα 4.1 Διαγραμματική απεικόνιση του αριθμού των δημοσιεύσεων σχετικών με BCI (Kübler & Neuper, 2008, Neuroforum)

## 4.2 Είδη BCI

Παρακάτω θα παρουσιαστούν οι βασικότερες κατηγορίες των BCI. Η ταξινόμηση γίνεται με βάση την εφαρμογή του συστήματος στον άνθρωπο και έτσι χωρίζονται σε επεμβατικά, μερικώς επεμβατικά και μη επεμβατικά.

### 4.2.1 Επεμβατικά BCI

Τα επεμβατικά BCI εμφυτεύονται απευθείας στη γκρίζα ουσία του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια νευροχειρουργικής επέμβασης. Έχουν τη δυνατότητα να δώσουν πολύ υψηλής ποιότητας σήμα μιας και βρίσκονται μόνιμα σε απευθείας επαφή με τη γκρίζα ουσία. Όμως, καθώς κάθε οργανισμός έχει τη τάση να αντιδρά σε κάθε ξένο σώμα μέσα σε αυτόν και έτσι τα εμφυτεύματα που τοποθετούνται στον εγκέφαλο είναι πιθανό να συνενωθούν με ιστούς και να ελαττώσουν την ισχύ του σήματος. Η έρευνα για επεμβατικά BCI έχει σαν κύριο στόχο τη διόρθωση προβληματικής όρασης και τη βοήθεια ατόμων με κινητικά προβλήματα.

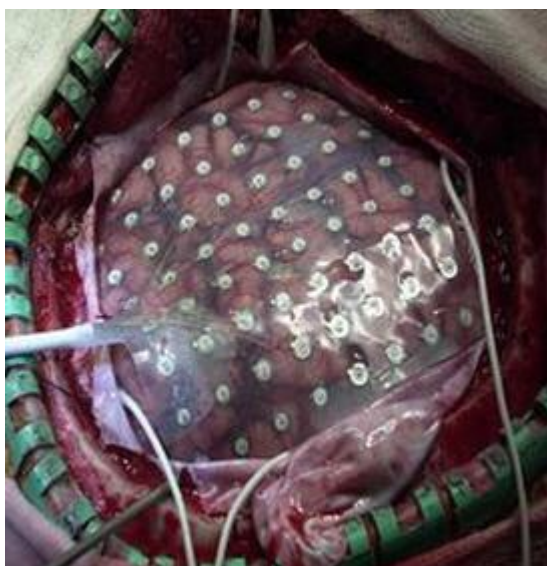
Πράγματι, έχουν τοποθετηθεί επιτυχώς εμφυτεύματα για να διορθώσουν την

επίκτητη απώλεια όρασης. Πιο συγκεκριμένα έχει εμφυτευτεί στον οπτικό φλοιό ενός τυφλού ατόμου σύστημα επικοινωνίας με υπολογιστή και ψηφιακή κάμερα, το οποίο παράγει ασπρόμαυρες εικόνες αντικειμένων και ενώ δεν επιτρέπει στο άτομο να διαβάσει του δίνει κάποια αυτονομία [41]. Ακόμα η κάμερα μπορεί να αντικατασταθεί από υπολογιστή ή τηλεόραση επιτρέποντας στο άτομο να χρησιμοποιήσει το διαδίκτυο.

#### 4.2.2 Μερικώς επεμβατικά BCI

Οι συσκευές για τα μερικώς επεμβατικά BCI είναι εμφυτευμένες στο εσωτερικό του κρανίου αλλά βρίσκονται έξω από τον εγκέφαλο. Δίνουν σήματα καλύτερης ποιότητας από τα μη-επεμβατικά καθώς στα τελευταία τα οστά του κρανίου αλλοιώνουν και αδυνατίζουν αρκετά το σήμα, ενώ έχουν λιγότερες πιθανότητες να ενσωματωθούν στον εγκεφαλικό ιστό από τα πλήρως επεμβατικά.

Η τεχνική που χρησιμοποιείται ονομάζεται electrocorticography (ECoG) και μετρά την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου κάτω από το κρανίο. Τα ηλεκτρόδια βρίσκονται σε μία λεπτή πλαστική μεμβράνη που τοποθετείται πάνω από τα ημισφαίρια του εγκεφάλου [42] (σχήμα 4.2).



*Σχήμα 4.2 Φωτογραφία του πλέγματος ηλεκτροδίων για το ECoG από τους Gerwin Schalk (Wadsworth Center, Albany, USA) και Kai Miller, Jeff Ojemann (University of Washington).*

Μάλιστα, έρευνες που έχουν γίνει [43] δείχνουν ότι είναι δυνατός ο έλεγχος αντικειμένων σε δύο διαστάσεις με χρήση ECoG σημάτων με ποσοστό επιτυχίας 53 – 73

%, σε μία δοκιμασία όπου οι πιθανότητες τυχαίας επιτυχίας είναι 25%. Εφόσον για τα BCI αυτού του τύπου απαιτείται να τοποθετηθούν ηλεκτρόδια στο εσωτερικό του κρανίου οι έρευνες πραγματοποιούνται σε ασθενείς με σοβαρή επιληψία που είχαν ήδη τοποθετημένα ηλεκτρόδια στον εγκέφαλό τους προκειμένου να εντοπιστεί ποια τμήματα του εγκεφάλου έπρεπε να αφαιρεθούν.

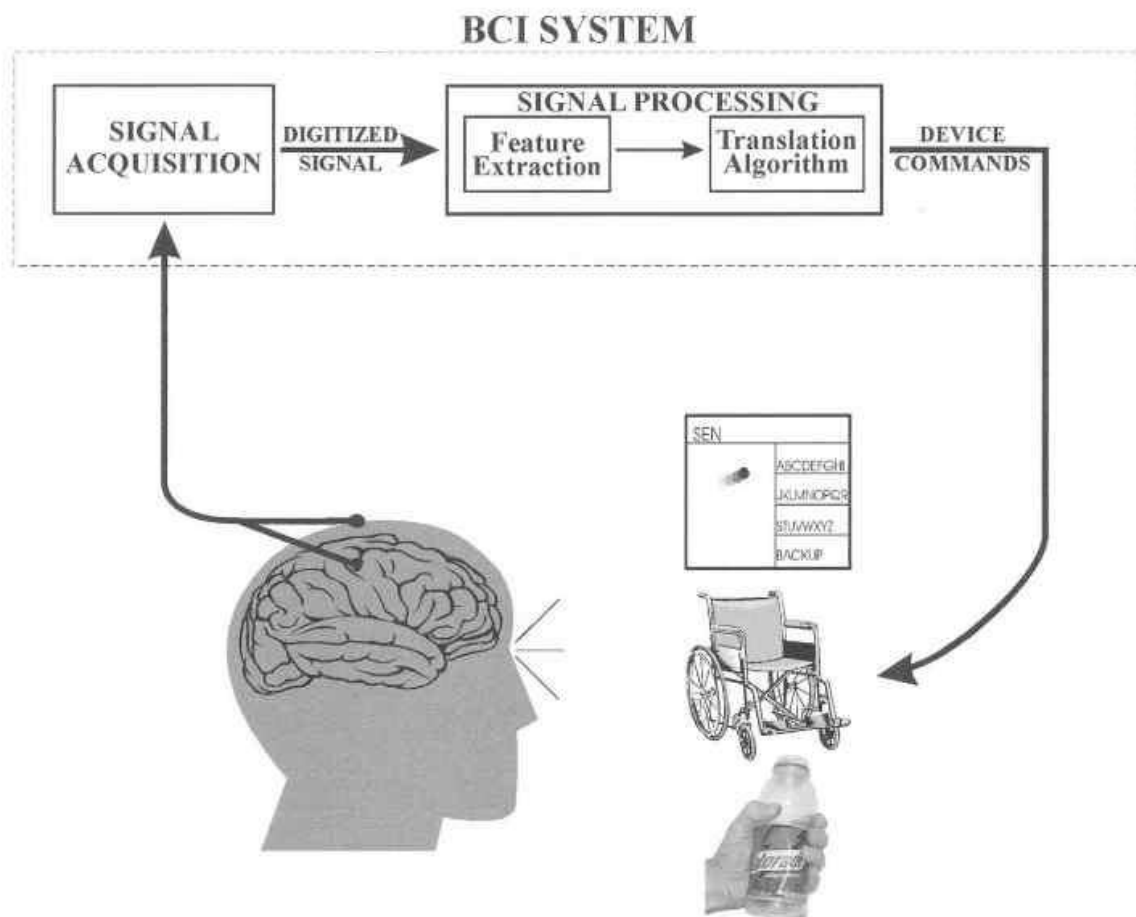
Το ECoG σε σχέση με BCI που χρησιμοποιούν ηλεκτροεγκεφαλογράφημα έχει υψηλότερη χωρική ανάλυση, καλύτερο σηματοθορυβικό λόγο (SNR) και ευκολότερη εκπαίδευση του ασθενούς για χρήση του συστήματος. Ακόμα, έχει λιγότερες τεχνικές δυσκολίες στην εφαρμογή του στον ασθενή, λιγότερους κλινικούς κινδύνους και μακροχρόνια εξασφαλίζει μεγαλύτερη σταθερότητα σε σχέση με τα τελείως επεμβατικά BCI. Αυτά τα πλεονεκτήματα του ECoG δείχνουν ότι έχει τη δυνατότητα να χρησιμοποιηθεί μελλοντικά με μεγαλύτερη έκταση σε άτομα με κινητικά προβλήματα.

### 4.2.3 Μη επεμβατικά BCI

Στα μη επεμβατικά BCI το σήμα λαμβάνεται κατά κύριο λόγο με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και έχουν μελετηθεί πολύ κυρίως λόγω της ευκολίας εφαρμογής τους (δεν απαιτείται κάποια επέμβαση). Επειδή όμως το σήμα λαμβάνεται από την επιφάνεια του κρανίου προκύπτει αλλοιωμένο και με πλάτος έως και δέκα φορές μικρότερο (της τάξης των 10  $\mu\text{V}$ , ενώ τα αντίστοιχα σήματα που λαμβάνονται από ECoG είναι της τάξης των 100  $\mu\text{V}$ ). Επίσης είναι πιο δύσκολο να εντοπιστεί η συγκεκριμένη περιοχή του εγκεφάλου που ευθύνεται για τις διάφορες λειτουργίες που εκτελούνται. Πέρα όμως από τον θόρυβο και τη πιθανή αλλοίωση του σήματος τα μη επεμβατικά BCI απαιτούν πολλή εκπαίδευση του ασθενούς προκειμένου να δώσουν αποτελέσματα.

## 4.3 Τα μέρη ενός BCI

Όπως κάθε σύστημα επικοινωνίας το BCI έχει είσοδο (την ηλεκτροφυσιολογική δραστηριότητα του χρήστη), έξοδο (εντολές χειρισμού ενός μηχανήματος), μέρη που μεταφράζουν την είσοδο σε έξοδο και ένα πρωτόκολλο που δίνει τις οδηγίες για την έναρξη, λήξη και χρόνο λειτουργίας (σχήμα 4.3).



*Σχήμα 4.3 Βασική σχεδίαση και λειτουργία ενός συστήματος BCI. Τα σήματα που λαμβάνονται από τον εγκέφαλο και δείχνουν τη πρόθεση του χρήστη μεταφράζονται σε εντολές χειρισμού ενός μηχανήματος που μπορεί να είναι ένα σύστημα επεξεργασίας κειμένου, μία αναπηρική καρέκλα, ένα τεχνητό μέλος.*

Το πρωτόκολλο του BCI δίνει όλες τις οδηγίες για τη σωστή λειτουργία του. Δηλαδή προσδιορίζει πώς ανοίγει και κλείνει όλο το σύστημα, αν η επικοινωνία είναι συνεχής ή όχι, την αλληλουχία μηνυμάτων που εμφανίζονται και τη ταχύτητα επικοινωνίας καθώς και τι είδους ανατροφοδότηση δίνεται στο χρήστη. Τα περισσότερα BCI με τα οποία γίνεται έρευνα σε εργαστήρια δεν είναι πλήρως κατάλληλα για χρήση από άτομα με αναπηρίες καθώς δε δίνουν στο χρήστη τους δυνατότητα να ανοίξει/κλείσει το σύστημα, αυτό το κάνει ο ερευνητής.

Στα περισσότερα BCI η μηχανή εξόδου είναι η οθόνη ενός υπολογιστή και η επιθυμητή έξοδος είναι η κατάλληλη επιλογή στόχων, γραμμάτων ή εικόνων που προβάλλονται σε αυτή. Η επιλογή μπορεί φαίνεται με διάφορους τρόπους, για παράδειγμα το γράμμα που διάλεξε ο χρήστης μπορεί να αναβοσβήνει ή ένας κέρσορας να μετακινείται προς αυτό. Η έξοδος αυτή εκτός από το επιθυμητό αποτέλεσμα που

δίνει αποτελεί και ένα είδος ανάδρασης προς τον εγκέφαλο με στόχο τη διατήρηση της ακρίβειας και ταχύτητας της επικοινωνίας.

#### 4.4 Λήψη και επεξεργασία σημάτων

Για τα BCI που αναλύονται στα πλαίσια αυτής της εργασίας η είσοδος λαμβάνεται από καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και μπορεί να είναι είτε προκλητή είτε αυθόρμητη. Οι προκλητές είσοδοι προκύπτουν από συγκεκριμένα ερεθίσματα που δίνει το BCI (για παράδειγμα η εγκεφαλική δραστηριότητα που δημιουργείται από γράμματα που αναβοσβήνουν) ενώ για τις αυθόρμητες δεν είναι ανάγκη να δοθεί κάποιο ερέθισμα (παράδειγμα αποτελούν οι εγκεφαλικοί ρυθμοί που καταγράφονται στον αισθητηριοκινητικό φλοιό).

Τα σήματα που λαμβάνονται φυσικά μέσω του εγκεφαλογραφήματος ενισχύονται και ψηφιοποιούνται ώστε να είναι εφικτό να κωδικοποιήσουν τα μηνύματα ή τις προθέσεις του χρήστη του συστήματος. Έτσι ανάλογα με το είδος του BCI η επεξεργασία που θα γίνει ποικίλει: τα σήματα μπορεί να περάσουν από χωρικά φίλτρα, να γίνει φασματική ανάλυση, να μετρηθεί το πλάτος της τάσης τους, ή να διαχωριστούν σε επιμέρους νευρώνες. Γενικά ένα BCI μπορεί να χρησιμοποιεί χαρακτηριστικά του σήματος είτε στο τομέα του χρόνου (όπως τα προκλητά δυναμικά) ή της συχνότητας (όπως τα πλάτη διαφόρων εγκεφαλικών ρυθμών) ή φυσικά χαρακτηριστικά και των δύο τομέων.

Αφού λοιπόν εξαχθεί από τα σήματα το επιθυμητό χαρακτηριστικό πρέπει στη συνέχεια να μεταφραστεί σε εντολή μηχανής που θα εκτελέσει την επιθυμία του χρήστη. Για το σκοπό αυτό έχουν αναπτυχθεί πολλοί αλγόριθμοι γραμμικοί όπως για παράδειγμα απλή στατιστική ανάλυση [47], ή μη γραμμικοί όπως η εκπαίδευση μέσω νευρωνικών δικτύων. Ένας τυπικός τέτοιος αλγόριθμος λειτουργεί σε τρία επίπεδα:

Πρώτον όταν ένας νέος χρήστης προσπαθεί να χρησιμοποιήσει το σύστημα BCI ο αλγόριθμος πρέπει να προσαρμοστεί στα χαρακτηριστικά της εγκεφαλικής δραστηριότητας του συγκεκριμένου ατόμου. Έτσι, αν για παράδειγμα το BCI χρησιμοποιεί τον άλφα ή mu ρυθμό του χρήστη θα πρέπει πρώτα να ανιχνεύσει που περίπου κυμαίνεται το πλάτος του. Αν πάλι το χαρακτηριστικό είναι το πλάτος της P300 ο αλγόριθμος προσαρμόζεται στο πλάτος της κυματομορφής που έχει ο συγκεκριμένος χρήστης κοκ.

Σε ορισμένα συστήματα BCI ο αλγόριθμος μετάφρασης μπορεί να περιορίζεται σε αυτό το στάδιο μόνο (δηλαδή προσαρμόζεται στο χρήστη αρχικά μία φορά και ποτέ ξανά) και τότε το BCI θα λειτουργεί ικανοποιητικά μόνο αν η απόδοση του χρήστη είναι ιδιαίτερα σταθερή. Όμως αυτό σπάνια συμβαίνει: το σήμα που λαμβάνεται με το



εγκεφαλογράφημα, όπως και οι περισσότερες ηλεκτροφυσιολογικές δραστηριότητες τροποποιούνται ανάλογα με την ώρα της ημέρας, τα επίπεδα ορισμένων ορμονών, τη κούραση του χρήστη και άλλους παράγοντες [48]. Γι αυτόν ακριβώς το λόγο ο αλγόριθμος μετάφρασης σε δεύτερο στάδιο πρέπει να λαμβάνει υπόψιν και αυτούς του παράγοντες και να προβλέπει την πιθανή τροποποίηση που μπορεί να επιφέρουν στην εγκεφαλική τους δραστηριότητα προκειμένου να αντιστοιχίσει τα σήματα του χρήστη όσο καλύτερα γίνεται στις διαθέσιμες εντολές.

Είναι γνωστό ότι ο εγκέφαλος έχει μεγάλες δυνατότητες προσαρμογής στο περιβάλλον με βάση τις λειτουργίες που πρέπει να εκτελέσει. Όταν λοιπόν ένα συγκεκριμένο χαρακτηριστικό εγκεφαλικού σήματος αποτελεί τρόπο επικοινωνίας ενός ατόμου με τον υπόλοιπο κόσμο είναι πολύ πιθανό να προσαρμοστεί και να τροποποιηθεί κατάλληλα προκειμένου να βελτιώσει τη λειτουργία του BCI. Έτσι ένας αποδοτικός αλγόριθμος μετάφρασης πρέπει λοιπόν σε τελευταίο στάδιο να αναγνωρίζει και αυτή την ικανότητα του εγκεφάλου και να ενθαρρύνει το χρήστη να αναπτύξει καλύτερες ικανότητες, ανταμείβοντάς τον με γρηγορότερη επικοινωνία. Η ανάπτυξη αλγορίθμων αποδοτικών σε αυτό το τρίτο στάδιο αποτελεί και ένα από τα δυσκολότερα προβλήματα στην έρευνα για BCI [48].

## 4.5 Σύγχρονα BCI

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, ανάλογα με το είδος της εγκεφαλικής δραστηριότητας που χρησιμοποιεί το σύστημα BCI σαν είσοδο μπορούμε να διακρίνουμε ορισμένες κατηγορίες:

### 4.5.1 Οπτικά προκλητά δυναμικά

Όταν στο οπτικό πεδίο ενός ατόμου προβληθεί ένα ερέθισμα τύπου flash τότε στη περιοχή του ινιακού του λοβού παράγεται μία χαρακτηριστική απόκριση, το Οπτικό προκλητό δυναμικό ή Visual Evoked Potential – VEP. Το δυναμικό αυτό γενικά έχει πολύ μικρό πλάτος αλλά είναι εύκολο να διακριθεί μέσω του χαρακτηριστικού συμπλέγματος N1 – P1 – N2. Η P1 κορυφή που είναι και η πιο εμφανής στο σύμπλεγμα εμφανίζεται 100 msec μετά το ερέθισμα.

Εφόσον για τη παραγωγή του χαρακτηριστικού συμπλέγματος είναι απαραίτητο να εμφανιστεί στο οπτικό πεδίο του ατόμου κάποιο ερέθισμα, τα BCI που βασίζονται σε οπτικά προκλητά δυναμικά εξαρτώνται άμεσα από την ικανότητα του χρήστη να ελέγξει τη κατεύθυνση του βλέμματός του. Εκτελούν δηλαδή την ίδια λειτουργία με συστήματα εντοπισμού βλέμματος (eye trackers) και ανήκουν στη κατηγορία των εξαρτημένων BCI.

Το πρώτο τέτοιο σύστημα BCI παρουσιάστηκε στη δεκαετία του 1970, όταν ο Jacques Vidal χρησιμοποίησε τα οπτικά προκλητά δυναμικά (VEP), όπως αυτά καταγράφονται από την επιφάνεια του κρανίου στη περιοχή του οπτικού φλοιού, για να προσδιορίσει το σημείο εστίασης του χρήστη με σκοπό να μετακινηθεί σε αυτό ένας κέρσορας [49, 50].

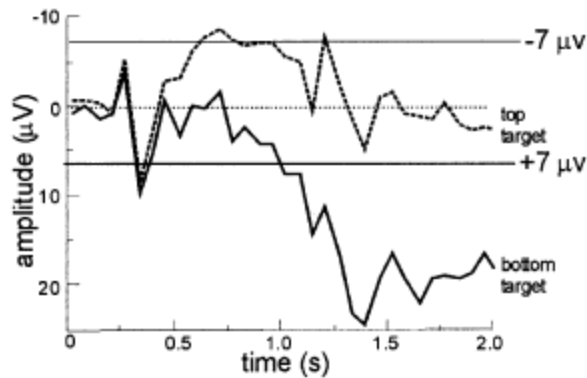
Αναπτύχθηκαν πολλά παρόμοια συστήματα, αξίζει όμως να αναφερθεί το BCI που περιγράφηκε από τον Sutter το 1992 το οποίο χρησιμοποιεί οπτικά προκλητά δυναμικά παραγόμενα από σύντομα σε χρονική διάρκεια οπτικά ερεθίσματα. Ο χρήστης κάθεται μπροστά από μία οθόνη στην οποία απεικονίζονται γράμματα σε ένα πλέγμα 8 x 8 και απλά κοιτάζει το γράμμα που θέλει να επιλέξει. Υποσύνολα αυτών των γραμμάτων αλλάζουν χρώμα από κόκκινο σε πράσινο με ταχύτητα εναλλαγής 40-70 φορές το δευτερόλεπτο. Κάθε γράμμα εντάσσεται σε πολλές υπο-ομάδες και όλες οι υπο-ομάδες εμφανίζονται αρκετές φορές. Το οπτικό προκλητό δυναμικό προκαλείται από κάθε ομάδα γραμμάτων περίπου 100 msec μετά την εμφάνιση του συνόλου στο οποίο επιθυμεί ο χρήστης να εστιάσει και συγκρίνεται με ένα ενδεικτικό για το συγκεκριμένο χρήστη οπτικό δυναμικό. Εθελοντές που συμμετείχαν στην έρευνα αυτή μπορούσαν να χρησιμοποιήσουν το σύστημα για να γράψουν κείμενο με ταχύτητα 10 - 12 λέξεις/λεπτό [51].

Μία άλλη μέθοδος για εντοπισμό της κατεύθυνσης του βλέμματος είναι να παρουσιάζονται στο χρήστη του BCI ορισμένα εικονικά κουμπιά σε μία οθόνη, τα οποία αναβοσβήνουν με διαφορετικό ρυθμό το καθένα. Ο χρήστης μπορεί να επιλέξει ένα από όλα και μέσω καταγραφών στον οπτικό φλοιό του μπορεί να καθοριστεί η συχνότητα εμφάνισης του ερεθίσματος αυτού. Όταν η συχνότητα που καταγράφεται ταιριάζει με αυτή κάποιου κουμπιού ο χρήστης ουσιαστικά το επιλέγει.

#### 4.5.2 Βραδέα δυναμικά του φλοιού

Ένα από τα χαρακτηριστικά σήματα χαμηλών συχνοτήτων που μπορούν να καταγραφούν με το εγκεφαλογράφημα είναι κάποιες αργές διαφορές δυναμικού στο φλοιό του εγκεφάλου. Αυτές συμβαίνουν κάθε 0.5 - 10 sec και ονομάζονται βραδέα δυναμικά του φλοιού (Slow Cortical Potentials - SCP). Αρνητικά SCP συνήθως σχετίζονται με κίνηση και λοιπές λειτουργίες του φλοιού ενώ τα θετικά με μειωμένη ενεργοποίηση του φλοιού [48]. Μελέτες που έχουν γίνει έδειξαν ότι ο άνθρωπος μπορεί να μάθει να ελέγχει τα SCP και αυτό να χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο κίνησης ενός αντικειμένου στην οθόνη ενός υπολογιστή [52]. Αποτέλεσμα αυτών των μελετών ήταν να κατασκευαστεί ένα BCI ικανό να παρέχει επικοινωνία σε άτομα σε προχωρημένη φάση αρτιομυοσκλήρυνσης, που δηλαδή βρίσκονται σε απόλυτη ακινησία.

## SLOW CORTICAL POTENTIALS



Σχήμα 4.4: Παράδειγμα μορφής βραδέως δυναμικού του φλοιού, περισσότερο θετικού (όταν ο χρήστης επιλέγει τον κάτω στόχο) ή περισσότερο αρνητικού (όταν επιλέγει τον άνω).

Για τη λειτουργία του συγκεκριμένου BCI ο χρήστης πρέπει να διαλέξει μεταξύ δύο στόχων στην οθόνη ενός υπολογιστή (ένα στο πάνω και ένα στο κάτω μέρος της). Η διαδικασία ξεκινά με μία περίοδο αναφοράς που διαρκεί 2 sec, στη διάρκεια της οποίας απλά καταγράφονται τα αρχικά επίπεδα τάσης του χρήστη. Στα επόμενα 2 sec ο χρήστης επιλέγει έναν από τους δύο στόχους προσπαθώντας να αυξήσει ή να μειώσει τη τάση του, η οποία απεικονίζεται σαν κατακόρυφη κίνηση ενός κέρσορα (σχήμα 4.4). Βέβαια, απαιτείται να γίνει κατάλληλη εκπαίδευση του χρήστη πριν αυτός μπορέσει να χρησιμοποιήσει το σύστημα: συνήθως για μεριές εβδομάδες ή μήνες πρέπει να ακολουθήσει αρκετές συνεδρίες εκπαίδευσης που διαρκούν μία έως δύο ώρες. Τελικά όμως μπορεί να επιτύχει ακρίβεια έως και πάνω από 75%.

### 4.5.3 P300 προκλητά δυναμικά

Ερεθίσματα οπτικά, ακουστικά ή σωματοαισθητικά που είτε έχουν κάποια ιδιαίτερη σημασία, είτε εμφανίζονται σπάνια ανάμεσα σε άλλα αδιάφορα ερεθίσματα προκαλούν την εμφάνιση μίας θετικής κορυφής στη περιοχή του βρεγματικού φλοιού από 240 έως 500 msec μετά την εμφάνιση τους [35]. Το πλάτος του P300 δεν είναι σταθερό αλλά εξαρτάται από ορισμένους παράγοντες και μάλιστα μπορεί να διατυπωθεί η εξής ποιοτική σχέση γι αυτό:

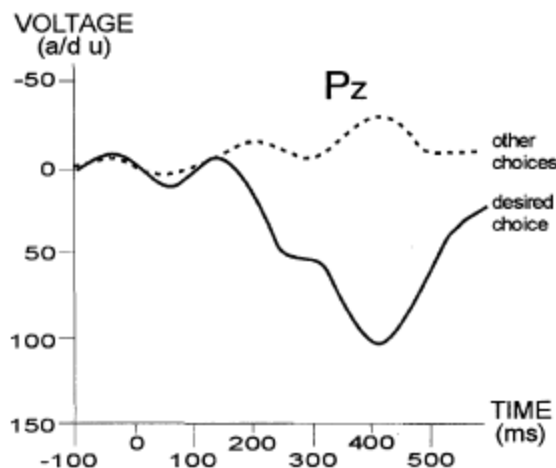
$$P300 = A \times (B + \Gamma), \text{ όπου}$$

A: η ποσότητα της πληροφορίας που περιέχει το ερέθισμα,

Β: η υποκειμενική εκτίμηση της απιθανότητας εμφάνισής του και

Γ: το νόημα του ερεθίσματος σχετικά με την πολυπλοκότητά του, την αξία του και τη δυσκολία της αποστολής με την οποία σχετίζεται.

Ένα τυπικό BCI που χρησιμοποιεί το P300 παρουσιάστηκε από τον Donchin και τους συναδέλφους του [53]. Στον χρήστη του παρουσιάζεται ένας πίνακας 6 x 6 με γράμματα, αριθμούς ή και άλλα σύμβολα/εντολές. Κάθε 125 msec μία γραμμή ή στήλη αναβοσβήνει. Ο χρήστης μπορεί να επιλέξει κάποιο χαρακτήρα από τον πίνακα απλά μετρώντας πόσες φορές αναβόσβησε η στήλη ή γραμμή που τον περιέχει. Το εγκεφαλογράφημα δίνει τη δραστηριότητα στο βρεγματικό φλοιό και υπολογίζεται έτσι το πλάτος του P300 για κάθε πιθανή επιλογή (σχήμα 4.5). Σε εμφάνιση κάθε χαρακτήρα εκτός του επιθυμητού η P300 δεν υφίσταται.



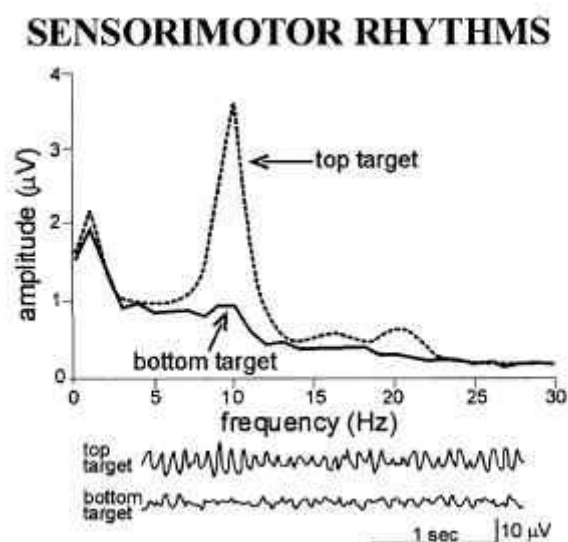
Σχήμα 4.5 Παράδειγμα της κυματομορφής P300 όπως προκαλείται από αδιάφορους χαρακτήρες (διακεκομμένη γραμμή) και από το χαρακτήρα που προσπαθεί να επιλέξει ο χρήστης (συνεχής γραμμή).

Επειδή η P300 αποτελεί αυθόρμητη απόκριση σε είσοδο της επιλογής του χρήστη, είναι μία κυματομορφή που αποκτιέται σχετικά εύκολα και έτσι ο χρήστης δε χρειάζεται να εκπαιδευτεί για να χρησιμοποιήσει το BCI. Για την ανίχνευσή της έχουν αναπτυχθεί πολλοί αλγόριθμοι που επιτρέπουν στα σύγχρονα BCI να έχουν ρυθμό επικοινωνίας 5 γράμματα το λεπτό και να βελτιώνονται συνεχώς.

#### 4.5.4 Άλφα και βήτα ρυθμοί από τον αισθητικοκινητικό φλοιό

Όπως έχει αναφερθεί και στο πρώτο κεφάλαιο σε ενήλικες που βρίσκονται σε κατάσταση προσοχής χωρίς να επεξεργάζονται ερεθίσματα συχνά παρατηρείται ηλεκτροεγκεφαλική δραστηριότητα στη περιοχή των 8 – 12 Hz. Η δραστηριότητα αυτή καλείται  $\mu$  ρυθμός όταν εντοπίζεται στον σωματοαισθητικό ή κινητικό φλοιό και οπτικός  $\alpha$  ρυθμός όταν καταγράφεται στη περιοχή του οπτικού φλοιού. Ο  $\mu$  ρυθμός αποτελείται από διάφορους ρυθμούς στη περιοχή των 8 – 12 Hz και πολλές φορές σχετίζεται με τον βήτα ρυθμό (16 – 28 Hz). Μάλιστα, μερικοί βήτα ρυθμοί είναι απλώς αρμονικές του  $\mu$  ενώ άλλοι είναι σαφώς διαχωρισμένοι τόσο χωρικά όσο και χρονικά [48].

Συνήθως η κίνηση ή η προετοιμασία για κίνηση συνοδεύεται με πτώση των  $\mu$  και βήτα ρυθμών (event-related desynchronization – ERD). Αντίθετα, μετά τη κίνηση και κατά την ηρεμία οι ρυθμοί αυτοί γενικά αυξάνουν (event-related synchronization – ERS). Τα ERD και ERS παρατηρούνται ακόμα και όταν κάποιος φαντάζεται μία κίνηση. Για το λόγο αυτό θεωρούνται πολλά υποσχόμενα χαρακτηριστικά για επικοινωνία μέσω BCI [48].



Σχήμα 4.6 Παράδειγμα εγκεφαλικής δραστηριότητας στο τομέα της συχνότητας κατά την επιλογή ενός στόχου. Είναι εμφανές ότι ο έλεγχος εντοπίζεται κατά βάση στη περιοχή του  $\mu$  ρυθμού (8 – 12 Hz) του οποίου το πλάτος αυξάνεται πολύ όταν γίνεται προσπάθεια επιλογής του άνω στόχου.

Αντιπροσωπευτικό σύστημα BCI που χρησιμοποιεί τα ERD και ERS των  $\mu$  και

βήτα ρυθμών είναι το Graz BCI. Ο χρήστης του πρέπει να φανταστεί κάποιες πράξεις (κίνηση δεξιού ή αριστερού χεριού ή ποδιού, κίνηση γλώσσας) ενώ το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα που καταγράφεται από αυτόν αναλύεται στον τομέα της συχνότητας και προκύπτει η ισχύς σε ζώνες συχνοτήτων από 5 έως τα 30 Hz. Για κάθε πράξη ορίζεται ένα  $n$ -διάστατο διάνυσμα ιδιοτήτων και όλα τα διανύσματα αποτελούν ένα γραμμικό ή γραμμικό ταξινομητή που θα χρησιμοποιηθεί μέσω ενός νευρωνικού δικτύου προκειμένου να μεταφραστεί η πρόθεση του χρήστη σε συνεχή έξοδο (όπως για παράδειγμα η μετακίνηση ενός κέρσορα). Ο αλγόριθμος που κάνει τη ταξινόμηση συνήθως πρέπει να αναπροσαρμόζεται κάθε ημέρα που χρησιμοποιείται το BCI.

Το πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι τα μεγάλα ποσοστά ακρίβειας που μπορούν να επιτευχθούν με μικρή σχετικά εκπαίδευση του χρήστη: μετά από 6-7 συνεδρίες κατά τις οποίες ο χρήστης επιλέγει μεταξύ δύο στοιχείων (δεξί ή αριστερό πόδι) μπορεί να επιτύχει ποσοστά ακριβείας πάνω από 90%. Ακόμα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί επιτυχώς σε μεγάλο ποσοστό ατόμων (πάνω από 90%).



## 5. Μετασχηματισμός Wavelet

### 5.1 Εισαγωγή

Ο όρος wavelet υιοθετήθηκε από τους Morlet και Grossmann, στις αρχές της δεκαετίας 1980 [59, 60]. Χρησιμοποιούσαν το γαλλικό όρο ondelette, που σημαίνει μικρό κύμα και σύντομα μεταφέρθηκε στα αγγλικά μεταφράζοντας το onde σε wave(κύμα στα αγγλικά), δίνοντας το σημερινό wavelet. Το wavelet ουσιαστικά είναι μία μαθηματική συνάρτηση που χρησιμοποιείται για το διαχωρισμό μίας δεδομένης συνάρτησης ή σήματος συνεχούς χρόνου σε διαφορετικές συχνοτικές συνιστώσες. Ο μετασχηματισμός wavelet είναι η αναπαράσταση μίας συνάρτησης με συναρτήσεις wavelets και διαχωρίζεται σε συνεχή (continuous wavelet transforms – CWT) και διακριτό (discrete wavelet transform – DWT). Τα wavelets δηλαδή θα μπορούσαμε να πούμε ότι αποτελούν αντίγραφα – παραλλαγές (daughter wavelets) διαφορετικής κλίμακας ή μετατόπισης της αρχικής πεπερασμένου μήκους συνάρτησης (mother wavelet).

Τα wavelets αναπτύχθηκαν και χρησιμοποιούνται στους τομείς των μαθηματικών, της φυσικής, της σεισμικής γεωλογίας. Συνολικά βρίσκουν πολλές πρακτικές εφαρμογές όπως η επεξεργασία εικόνων, η κωδικοποίηση υποζωνών, η λεκτική διάκριση, η πρόβλεψη σεισμών, εφαρμογές των ραντάρ και φυσικά στην επεξεργασία βιοσημάτων όπως το σήμα που καταγράφεται μέσω του καρδιογραφήματος ή του εγκεφαλογραφήματος.

### 5.2 Μετασχηματισμοί χρόνου – συχνότητας

Ένας πολύ γνωστός μετασχηματισμός χρόνου – συχνότητας οφείλει το όνομά του Γάλλο μαθηματικό J. Fourier, ο οποίος απέδειξε πως οποιαδήποτε περιοδική συνάρτηση μπορεί να διατυπωθεί ως άπειρο άθροισμα εκθετικών μιγαδικών συναρτήσεων. Μετά τη πρώτη του αυτή απόδειξη το 1822 η ιδέα αυτή του γενικεύτηκε και για μη περιοδικές συναρτήσεις και διακριτά σήματα (περιοδικά ή μη).



Ο μετασχηματισμός Fourier μεταφέρει το σήμα το πεδίο της συχνότητας με βάση την παρακάτω συνάρτηση:

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

*Εξίσωση 5.1*

Οι παράμετροι  $X(f)$  ορίζονται ως το εσωτερικό γινόμενο του σήματος με τις ημιτονοειδείς συναρτήσεις βάσης, ολοκληρωμένο στο άπειρο και δείχνουν τις διάφορες συχνότητες που ανιχνεύθηκαν στο σήμα.

Είναι εμφανές ότι ο μετασχηματισμός αυτός αν και δίνει πληροφορία για το ποιες συχνότητες εμφανίζονται και σε τι βαθμό η κάθε μία, δε δίνει στοιχεία για το χρόνο στον οποίο αυτές εμφανίζονται. Επομένως, δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα μόνο όταν δε μας ενδιαφέρει σε ποια χρονική στιγμή εμφανίζεται κάθε συχνότητα ή όταν το σήμα αποτελείται από συνιστώσες σταθερής συχνότητας που δεν αλλάζουν στη πάροδο του χρόνου. Ένα τέτοιο σήμα καλείται στατικό (stationary). Στη περίπτωση όπου το σήμα μεταβάλλεται (μη στατικό - non stationary) ο μετασχηματισμός αυτός δίνει ένα ευρύ φάσμα συχνοτήτων και είναι δύσκολο να ερμηνευτούν τα αποτελέσματά του. Το πρόβλημα αυτό μπορεί να λυθεί εν μέρει με το μετασχηματισμό Short-Time Fourier.

### 5.3 Short – Time Fourier Transform

Ο Short-Time Fourier Transform (STFT) βασικά χωρίζει το σήμα σε μικρά παράθυρα και υπολογίζει το μετασχηματισμό Fourier κάθε παραθύρου χωριστά, όπως αυτός ορίστηκε προηγουμένως. Μαθηματικά ο STFT υπολογίζεται ως εξής:

$$STFT(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) g^*(t - \tau) e^{-2\pi f t j} dt$$

*Εξίσωση 5.2*

Όπου:

$x(t)$ : το αρχικό σήμα και

$g(t - \tau)$ : η συνάρτηση – παράθυρο και

$\tau$ : η χρονική στιγμή – κέντρο του παραθύρου.

Συνολικά ο μετασχηματισμός αυτός δίνει πληροφορία όχι μόνο για το συχνοτικό περιεχόμενο ενός σήματος, αλλά και για τη χρονική στιγμή στην οποία αυτό εμφανίζεται. Έτσι, διατηρούνται οι βασικές ιδιότητες του απλού Fourier με τη σημαντική διαφορά ότι πλέον η ανάλυση εξαρτάται σημαντικά από την επιλογή της συνάρτησης – παραθύρου (windowing function). Η συνάρτηση αυτή έχει σταθερό εύρος μη μηδενικών τιμών, οδηγώντας στη παρατήρηση του σήματος μέσα από σταθερό παράθυρο. Αυτό είναι και το βασικό μειονέκτημα του STFT, δηλαδή ότι η συνάρτηση – παράθυρο δε μπορεί να αλλάξει καθ' όλη τη διάρκεια του μετασχηματισμού. Έτσι, είναι υποχρεωτικό να χρησιμοποιηθεί ένα παράθυρο για όλες τις συχνότητες και η ανάλυση που μπορεί να γίνει είναι συγκεκριμένη. Το γεγονός αυτό έχει ένα μεγάλο μειονέκτημα που εξηγείται με την αρχή αβεβαιότητας του Heisenberg.

Όταν ένα σήμα είναι περιοδικό η μοναδική του συχνότητα υπολογίζεται αφού προσδιοριστεί η περίοδος του σήματος και γίνει αντιστροφή της. Κάτι τέτοιο βέβαια δεν ισχύει για τα μη περιοδικά σήματα: σε αυτά σε κάθε δεδομένο χρονικό διάστημα  $\Delta t$  εμφανίζεται ένα σύνολο συχνοτήτων. Όταν το χρονικό διάστημα αυτό τείνει στο μηδέν είναι δυνατή η προσέγγιση της συχνότητας που έχει το σήμα το δεδομένο μικρό χρονικό διάστημα. Επειδή όμως το  $\Delta t$  δε μπορεί να μηδενιστεί η συχνότητα θα είναι γνωστή μόνο σε διαστήματα και δεν είναι δυνατό να υπολογιστεί σε κάθε χρονική στιγμή.

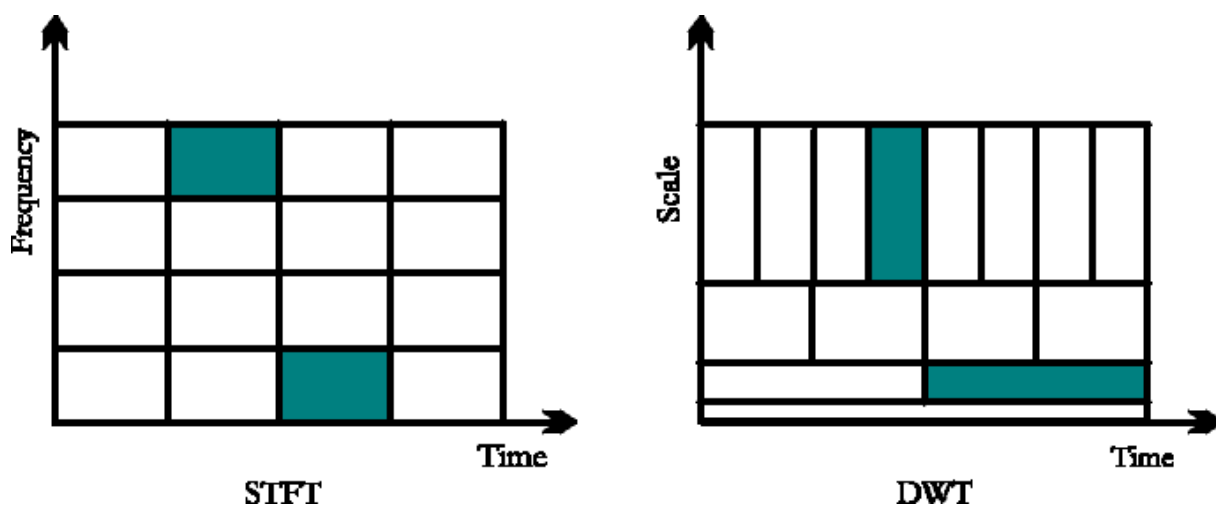
Ο Heisenberg, με τη γνωστή αρχή αβεβαιότητάς του έχει διατυπώσει την άποψη πως δεν είναι δυνατό να μετρηθεί ταυτόχρονα η θέση και η ορμή ενός σώματος. Η αρχή αυτή είναι ένα πρακτικό πρόβλημα και βασίζεται στη ντετερμινιστική θεώρηση της κλασσικής φυσικής. Κάτι ανάλογο ισχύει και στην ανάλυση σημάτων, για τα πεδία χρόνου και συχνότητας: η πληροφορία συχνότητας και χρόνου ενός σήματος σε ένα συγκεκριμένο σημείο στο επίπεδο χρόνου-συχνότητας δεν μπορεί να είναι γνωστή με κάθε λεπτομέρεια.

$$\Delta t \cdot \Delta f \geq \frac{1}{4\pi}$$

Εξίσωση 5.3

Όπως φαίνεται και από τη παραπάνω σχέση δεν είναι δυνατό να επιτευχθεί πολύ μικρή ανάλυση χρόνου να συχνότητας ταυτόχρονα. Μάλιστα, το γινόμενο των δύο πρέπει πάντα να είναι μεγαλύτερο ή ίσο από τη συγκεκριμένη σταθερά. Επομένως, υπάρχει ένας αμοιβαίος συμβιβασμός και είναι δυνατό να πραγματοποιηθεί πολύ ακριβής ανάλυση χρόνου είτε συχνότητας αλλά όχι και των δύο ταυτόχρονα. Αυτό ακριβώς είναι και το μειονέκτημα του STFT.

Είναι λοιπόν επιτακτική η ανάγκη για ένα νέο μετασχηματισμό ο οποίος θα έχει μεταβλητό μέγεθος παραθύρου, ανάλογα με το προς ανάλυση σήμα και το στιγμιότυπο αυτού. Δηλαδή για μικρές συχνότητες μπορεί να εφαρμόζεται μεγάλο παράθυρο ενώ για μεγάλες μικρότερο. Έτσι θα ικανοποιείται η αρχή απροσδιοριστίας και η συχνοτική ανάλυση σε κάθε χρονική στιγμή μπορεί να γίνει με την επιθυμητή ακρίβεια. Τη λύση δίνει ο μετασχηματισμός wavelet που έχει όλα αυτά τα χαρακτηριστικά.



Σχήμα 5.1: Σύγκριση STFT και μετασχηματισμού wavelet σε σχέση με τη χωρική - συχνοτική τους ανάλυση.

Στο σχήμα 5.1 φαίνεται μία σύγκριση των STFT και μετασχηματισμού wavelet. Ο τελευταίος παρέχει μικρότερη χρονική ανάλυση για τις υψηλές συχνότητες και μεγαλύτερη για τις χαμηλές. Αντίθετα, ο STFT σε όλο το φάσμα συχνοτήτων δίνει την ίδια χρονική ανάλυση. Η συμπεριφορά του μετασχηματισμού wavelet για τα περισσότερα σήματα είναι και η ιδανική, καθώς επιτρέπει στις συνιστώσες χαμηλής συχνότητας (αυτές δηλαδή που δίνουν και στο σήμα τα κύρια χαρακτηριστικά του) να διαχωριστούν με βάση τη τιμή τους. Παράλληλα, δίνει τέλεια χρονική ανάλυση για τις συνιστώσες υψηλής συχνότητας που συνήθως δίνουν τις λεπτομέρειες στη συμπεριφορά του σήματος.

## 5. 4 Συνεχής μετασχηματισμός Wavelet (CWT)

Μέσω του συνεχούς μετασχηματισμού wavelet το σήμα αναλύεται σε ένα σύνολο ημιτόνων, διαφορετικής συχνότητας. Ο τύπος που μας δίνει το μετασχηματισμό αυτό είναι ο εξής:

$$CWT(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) h^* \left( \frac{t - \tau}{s} \right) dt$$

Εξίσωση 5.4

Όπου:

$x(t)$ : το σήμα προς ανάλυση,

$s$ : η παράμετρος κλίμακας (scale),

$\tau$ : η παράμετρος μετατόπισης (translation) και

$h^*$ : η συζυγής mother wavelet.

Όπως είναι εμφανές και από την εξίσωση 3.1 ο συνεχής μετασχηματισμός wavelet ορίζεται ως το άθροισμα πάνω σ' όλο το χρόνο του σήματος  $x(t)$  πολλαπλασιασμένο με τις μετατοπισμένες και "scaled" εκδοχές της mother wavelet  $h(t)$ . Βέβαια, το αποτέλεσμα της ολοκλήρωσης πολλαπλασιάζεται με το σταθερό αριθμό  $\sqrt{|s|}^{-1}$ . Αυτός ο πολλαπλασιασμός γίνεται για σκοπούς κανονικοποίησης της ενέργειας έτσι ώστε το μετασχηματισμένο σήμα να έχει την ίδια ενέργεια σε κάθε scale.

Πρακτικά, για να υπολογιστεί ο μετασχηματισμός wavelet ενός σήματος κάνουμε τα εξής:

Επιλογή κατάλληλης συνάρτησης mother wavelet, ανάλογα πάντα με την εφαρμογή.

Το  $s$  παίρνει τη τιμή 1 και το wavelet χρονικά τοποθετείται στην αρχή του σήματος, στο σημείο δηλαδή που αντιστοιχεί σε χρόνο μηδέν και κατόπιν υπολογίζεται η τιμή του CWT για  $\tau=0$  και  $s=1$ , σύμφωνα με τον τύπο που δόθηκε προηγουμένως.

Το wavelet μετατοπίζεται δεξιά κατά  $\tau$  στο σημείο  $t=\tau$  και η εξίσωση υπολογίζεται ξανά προκειμένου να προκύψει η τιμή του συντελεστή του CWT για  $t=\tau$  και  $s=1$ . Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται έως ότου το wavelet φθάσει στο τέλος του σήματος οπότε και έχει καλυφθεί όλο το εύρος του.

Αφού μεταβληθεί το scale επαναλαμβάνεται η προηγούμενη διαδικασία.

Επαναλαμβάνονται όλα τα προηγούμενα για κάθε τιμή του  $s$ .

Δηλαδή ο υπολογισμός του συνεχούς μετασχηματισμού wavelet του σήματος ολοκληρώνεται αφού επαναληφθεί η διαδικασία για όλες τις επιθυμητές τιμές του  $s$ .

Εφόσον το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού είναι ο πολλαπλασιασμός του σήματος με συγκεκριμένη συνάρτηση wavelet, οι συντελεστές του μετασχηματισμού αντιπροσωπεύουν το βαθμό συσχέτισης (ή «βαθμό ομοιότητας») ανάμεσα στο σήμα και στη mother wavelet. Και με τον όρο ομοιότητα εννοείται με βάση το περιεχόμενο ομοίων συχνοτήτων. Οι συντελεστές του CWT που υπολογίζονται, αναφέρονται στο πόσο «πλησιάζει» το σήμα το wavelet στην τρέχουσα κλίμακα.

Ακόμα, είναι προφανές ότι καθώς το scale αυξάνεται (δηλαδή μειώνεται η συχνότητα), το πλάτος του wavelet αλλάζει. Μάλιστα, όσο το πλάτος αυξάνει, ο μετασχηματισμός ξεκινά να «ανιχνεύει» τις συνιστώσες χαμηλότερων συχνοτήτων. Όταν το scale δηλαδή είναι χαμηλό (συμπιεσμένο wavelet), ο μετασχηματισμός «ανιχνεύει» τις λεπτομέρειες, τις γρήγορες αλλαγές που υπάρχουν στο σήμα (υψηλές συχνότητες). Ενώ όταν το scale είναι υψηλό (διεσταλμένο wavelet), ο μετασχηματισμός «ανιχνεύει» τα χαρακτηριστικά του σήματος που αλλάζουν αργά (χαμηλές συχνότητες).

## 5.5 Διακριτός μετασχηματισμός Wavelet (DWT)

Μιας και η καταγραφή των σημάτων γίνεται δειγματοληπτικά και όχι συνεχόμενα είναι λογικό να υπάρχει σκέψη για εφαρμογή του μετασχηματισμού wavelet σε ένα διακριτό σύνολο του σήματος. Κάτι τέτοιο μειώνει κατά πολύ τους υπολογιστικούς πόρους και καθιστά ιδανική τη χρήση υπολογιστών για το μετασχηματισμό. Έτσι, αναπτύχθηκαν μέθοδοι μέσω των οποίων τα  $\sigma$  και  $\tau$  μεταβάλλονται με διακριτό τρόπο και όχι συνεχή, φροντίζοντας πάντα ώστε οι συναρτήσεις wavelet  $h_{\sigma,\tau}(t)$  να διατηρούν την ορθογωνιότητά τους.

Ο τύπος υπολογισμού του διακριτού μετασχηματισμού wavelet είναι ο εξής:

$$h_{j,k}(t) = \sigma_0^{-j/2} h(\sigma_0^{-j}t - kT),$$

Εξίσωση 5.5

όπου  $\sigma = \sigma_o^j$  και

$$T = k\sigma_o^j \tau.$$

Ο αλγόριθμος που χρησιμοποιείται κατά βάση για τη μετατροπή μίας κυματομορφής ή ενός σήματος σε wavelets πεπερασμένου αριθμού ονομάζεται Fast Wavelet Transform και διατυπώθηκε από τον Mallat το 1988. Τα βασικά βήματα του αλγορίθμου αυτού είναι τα εξής:

Το αρχικό σήμα  $x(n)$  περνάει από δύο φίλτρα, ένα βαθυπερατό -  $h(n)$  και ένα υψιπερατό -  $g(n)$ , τα οποία είναι συμπληρωματικά και ιδανικά.

Σύμφωνα με το κανόνα του Nyquist τα μισά δείγματα μπορούν πλέον να αφαιρεθούν μιας και το σήματα έχει σαν υψηλότερη συχνότητα τη μισή της αρχικής. Έτσι, κάθε δεύτερο δείγμα αγνοείται και γίνεται διαδικασία υποδειγματοληψίας. Δηλαδή προκύπτουν τα εξής:

$$y_{high}(k) = \sum_n x(n)g(2k - n),$$

Εξίσωση 5.6

που είναι το αποτέλεσμα του υψιπερατού φίλτρου

Και

$$y_{low}(k) = \sum_n x(n)h(2k - n),$$

Εξίσωση 5.7

που είναι το αποτέλεσμα του βαθυπερατού,

Στις εξισώσεις 5.6 και 5.7 είναι:

$g(n)$ : οι παλμικές αποκρίσεις του υψιπερατού φίλτρου και

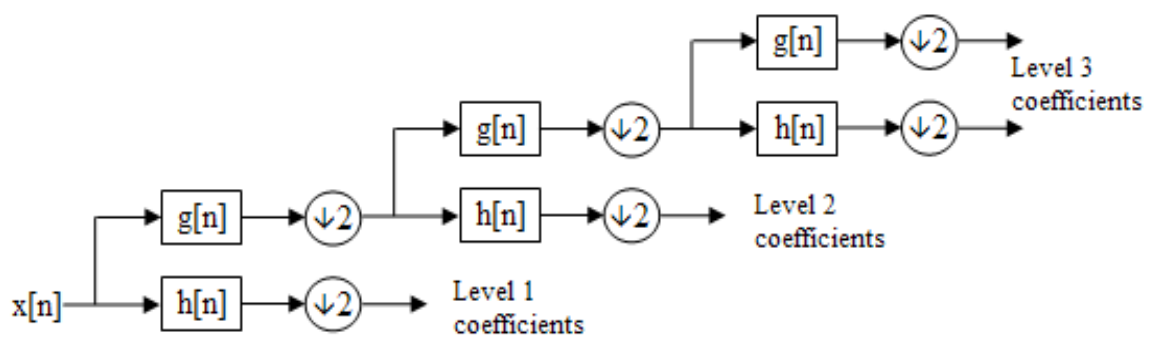
$h(n)$ : οι παλμικές αποκρίσεις του βαθυπερατού φίλτρου

Τα προηγούμενα επαναλαμβάνονται για το αποτέλεσμα του βαθυπερατού φίλτρου συνεχόμενα, μέχρι να μείνουν μόνο δύο δείγματα.

Ο διακριτός μετασχηματισμός προκύπτει τελικά από το άθροισμα όλων των συντελεστών, ξεκινώντας από το τελευταίο επίπεδο ανάλυσης. Έτσι, ο αριθμός των συντελεστών του θα είναι ίδιος με του αρχικού δείγματος.



Σχήμα 5.2: Απλή εφαρμογή των φίλτρων.



Σχήμα 5.3 : Επαναληπτική εφαρμογή της διαδικασίας.

Αξίζει να σημειωθεί ότι είναι δυνατό, αντί να λαμβάνονται όλα τα πιθανά scales (περίπτωση CWT), στην περίπτωση του DWT μπορεί να γίνεται επιλογή scales και translations που βασίζονται σε δυνάμεις του 2, κάνοντας την ανάλυση πιο αποτελεσματική αλλά το ίδιο ακριβή.

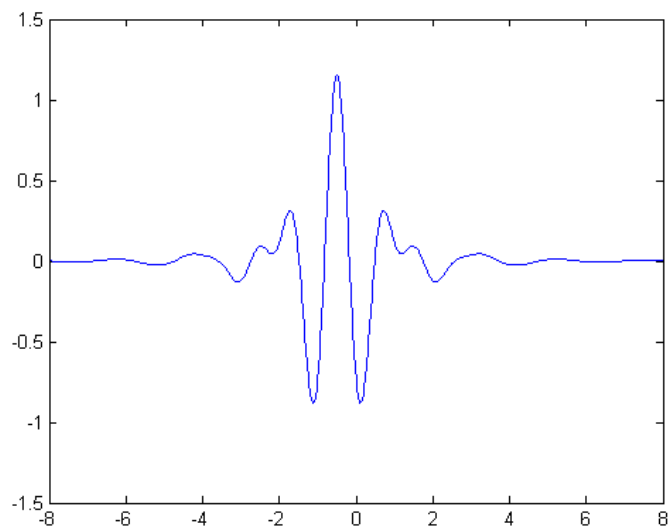
## 5.6 Χαρακτηριστικά του μετασχηματισμού wavelet

Αξίζει στο σημείο αυτό να εξηγηθούν μερικές βασικές παράμετροι του εν λόγω μετασχηματισμού καθώς τα κριτήρια με βάση τα οποία γίνεται η επιλογή τους.

### A. Mother wavelet

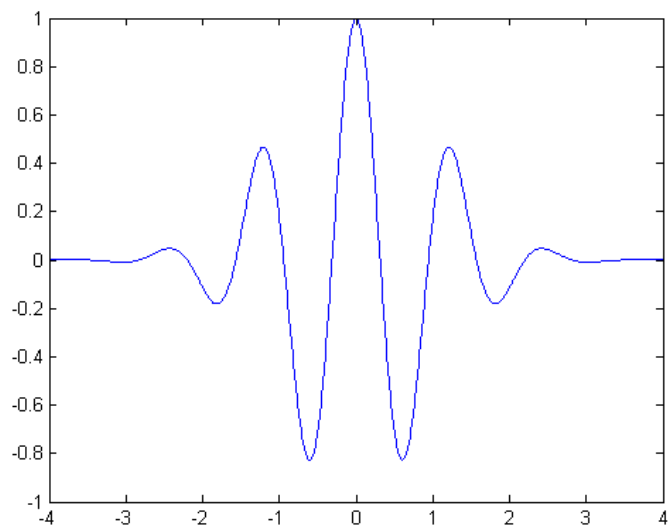
Όλες οι συναρτήσεις με διαφορετικό scale που προκύπτουν από μία συγκεκριμένη διαδικασία μετασχηματισμού wavelet προέρχονται από την ίδια κύρια

συνάρτηση (Mother wavelet). Δηλαδή, αυτή αποτελεί το πρότυπο για την παραγωγή όλων των συναρτήσεων που χρησιμοποιούνται στη διαδικασία, οι οποίες είναι διεσταλμένες ή συσταλμένες (λόγω “scaling”) και μετατοπισμένες (λόγω “shifting”) εκδοχές της mother wavelet. Μάλιστα, η αποδοτικότητα του μετασχηματισμού wavelet εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την επιλογή της mother wavelet. Ως τέτοια μπορεί να χρησιμοποιηθεί οποιαδήποτε συνάρτηση έχει μόνο ένα μικρό διάστημα μη μηδενικών τιμών, αυτές που όμως στη πράξη χρησιμοποιούνται συχνά φαίνονται παρακάτω:

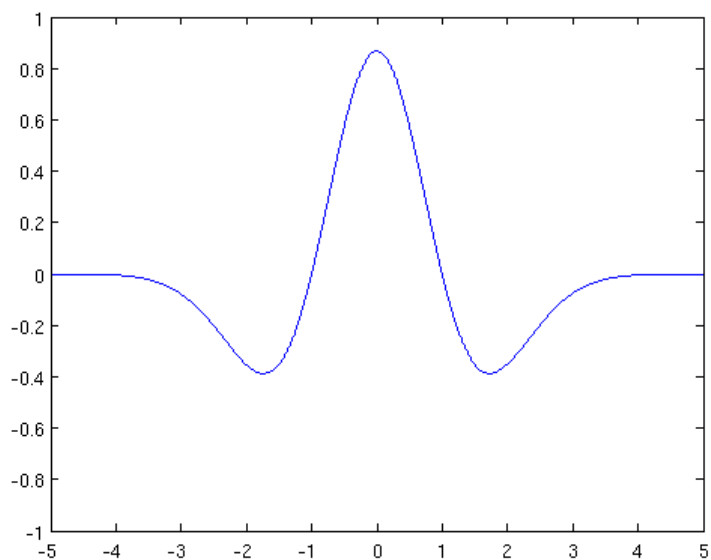


Σχήμα 5.4 : Meyer wavelet





Σχήμα 5.5: Morlet wavelet



Σχήμα 5.6: Mexican hat

## B. Translation

Ο όρος translation σχετίζεται με την τοποθεσία του wavelet στον άξονα του

χρόνου του σήματος, δηλαδή αντιστοιχεί στην πληροφορία του χρόνου στον τομέα του μετασχηματισμού. Επομένως, μια συνάρτηση wavelet μπορεί να αντιστοιχεί στη μετατόπιση του wavelet αριστερά ή δεξιά στον άξονα χρόνου του σήματος.

## **F. Scale**

Ο όρος scale, δηλαδή η κλίμακα έχει πρακτικά την ίδια υπόσταση με τη κλίμακα που συναντάμε στη χαρτογραφία. Συμβολίζεται με  $s$  ή  $a$ . Γενικά υψηλά scales αντιστοιχούν σε χαμηλές συχνότητες και δίνουν τις γενικές πληροφορίες για το σήμα, ενώ χαμηλά scales αντιστοιχούν σε υψηλές συχνότητες δίνοντας περισσότερες λεπτομέρειες του σήματος. Δηλαδή, όσο μειώνεται το scale τόσο αυξάνεται το εύρος του παραθύρου και τόσο πιο «συμπιεσμένη» γίνεται η wavelet συνάρτηση, ενώ όσο πιο μεγάλο είναι το scale τόσο πιο διεσταλμένη είναι η συνάρτηση και τόσο μειώνεται το εύρος του παραθύρου.

## **5.7 wavelets και εγκεφαλογράφημα**

Τα event-related δυναμικά (ERPs) που καταγράφονται μέσω ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, είναι μη στατικά, δηλαδή περιέχουν ένα σύνολο διαφορετικών συχνοτήτων και κατά συνέπεια το φάσμα τους είναι ιδιαίτερα πολύπλοκο. Ακόμα όπως έχει αναλυθεί και στο πρώτο κεφάλαιο, το νευρικό σύστημα όπως και πολλά άλλα λειτουργικά συστήματα λειτουργεί σε ιδιαίτερους, χαρακτηριστικούς ρυθμούς. Είναι λογικό να υποθέσει κανείς ότι μία ανάλυση των εγκεφαλικών σημάτων στο πεδίο της συχνότητας θα μπορούσε να βοηθήσει στην εξαγωγή χρήσιμης πληροφορίας από τα ERPs.

Η πιο «συμβατική» ανάλυση των σημάτων, δηλαδή στο πεδίο του χρόνου περιλαμβάνει την επιλογή ορισμένων χαρακτηριστικών κορυφών, τη μέτρηση του πλάτους τους και του χρόνου εμφάνισής τους σε σχέση με κάποιο εξωτερικό ερέθισμα. Δηλαδή, με αυτή την ανάλυση λαμβάνονται υπόψιν μόνο τα μέγιστα και τα ελάχιστα και αγνοούνται τελείως άλλα βασικά χαρακτηριστικά του σήματος όπως κορυφές που δεν επαναλαμβάνονται, κλίσεις, μεγαλύτερης τάξης παράγωγοι και χρόνοι που μεσολαβούν μεταξύ της εμφάνισης των κορυφών. Είναι λοιπόν εμφανής η επιτακτική ανάγκη για την ανάλυση τέτοιων σημάτων και στο πεδίο της συχνότητας. Επειδή όμως τα σήματα είναι μη στατικά ο μετασχηματισμός Fourier δεν ενδείκνυται καθώς δε μπορεί να δώσει πληροφορία για το χρόνο στον οποίο εμφανίζονται οι λοιπές συχνότητες. Ο μετασχηματισμός wavelet είναι το πλέον κατάλληλο εργαλείο για μία τέτοια ανάλυση όχι μόνο γιατί δίνει πληροφορία και για το πότε εμφανίζεται κάθε συχνότητα, αλλά και για τους εξής σημαντικούς λόγους [61]:

- Επιλογή της συνάρτησης – βάσης: φυσικά δε μπορεί να χρησιμοποιηθεί οποιαδήποτε συνάρτηση ως βάση λόγω μαθηματικών περιορισμών αλλά εφόσον είναι δυνατή η επιλογή της δεν είναι απαραίτητο να επιλέγονται βάσεις μόνο ημιτόνων – συνημίτονων. Συνήθως η συνάρτηση αυτή επιλέγεται ανάλογα με τη μορφή του προς ανάλυση σήματος: όσο περισσότερο προσεγγίζει το σήμα τόσο μεγαλύτερη ακρίβεια επιτυγχάνεται στην ανάλυση. Μάλιστα, ανάλογα με τη συνάρτηση που θα επιλεγεί η ανίχνευση των χαρακτηριστικών που μελετώνται σε ένα δεδομένο σήμα μπορεί να κυμαίνεται από 20 έως και 95% [62].
- Ορθογωνιότητα των συναρτήσεων λεπτομερειών (detail functions): ο μετασχηματισμός wavelet, σε αντίθεση με τα διάφορα φίλτρα εγγυάται την ορθογωνιότητα των συναρτήσεων λεπτομερειών. Αυτό σημαίνει ότι οι συναρτήσεις λεπτομερειών χωρίζουν το σήμα σε διακριτές συνιστώσες χρόνου και συχνότητας. Αυτή η ιδιότητα είναι πολύ χρήσιμη κατά τη στατιστική ανάλυση του σήματος.
- Σταθερό εύρος ζώνης: αντίθετα με τον STFT δεν είναι απαραίτητο να εφαρμοστεί ένα φίλτρο σταθερού μήκους για τις υψηλές και χαμηλές συχνότητες. Το εύρος ζώνης μένει σταθερό και έτσι αυξάνεται η ακρίβεια στην ανάλυση όχι μόνο των συχνοτήτων, αλλά και των χρονικών στιγμών στις οποίες αυτές εμφανίζονται.

Βέβαια, είναι και η μορφή των εγκεφαλογραφικών σημάτων τέτοια που επιτρέπει τη χρήση του μετασχηματισμού αυτού. Πιο συγκεκριμένα:

- Πρόκειται για μη στατικά σήματα (non – stationary). Μεταβάλλονται συνεχώς στο χρόνο και το φάσμα τους αποτελείται από πολλές διαφορετικές συχνότητες. Ο μετασχηματισμός wavelet είναι ιδανικός για την ανάλυση τέτοιων σημάτων και έτσι μπορούν να διερευνηθούν πολλοί ρυθμοί και κατ' επέκταση διαφορετικές εγκεφαλικές λειτουργίες.
- Το φάσμα ισχύος τους φαίνεται να έχει κορυφές σε προσεγγιστικά σταθερό εύρος ζώνης [24]. Εφόσον και μία ανάλυση με σταθερό εύρος ζώνης μπορεί να ανιχνεύσει αποτελεσματικότερα χαρακτηριστικά σημάτων με σταθερό εύρος ζώνης ο μετασχηματισμός wavelet, έχοντας το χαρακτηριστικό αυτό είναι πολύ αποτελεσματικός.
- Είναι σήματα με πολλαπλές συνιστώσες, οι οποίες σε μεγάλο βαθμό αλληλεπικαλύπτονται. Αυτές οι συνιστώσες μπορεί να είναι είτε ρυθμικά σήματα που διαρκούν για μεγάλο χρονικό διάστημα, είτε μοναδιαίες αποκρίσεις που εκδηλώνονται σε μικρό χρονικό διάστημα. Η ανάλυση wavelet σέβεται τα χαρακτηριστικά των επικαλυπτόμενων συνιστωσών

και καθιστά εύκολο το διαχωρισμό τους σε ορθογώνιες συναρτήσεις σε παράλληλα χρονικά διαστήματα, σε διαφορετικές χρονικές κλίμακες.



## ΜΕΡΟΣ Β΄

### ΠΕΙΡΑΜΑ – ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ



## Εισαγωγή

Στο δεύτερο μέρος της εργασίας αυτής παρουσιάζεται το πειραματικό της κομμάτι. Δηλαδή η πειραματική διάταξη, η διαδικασία και ο τρόπος επεξεργασίας των καταγραφών που έγιναν.

Σκοπός του πειραματικού μέρους είναι να μελετηθούν οι εγκεφαλικοί ρυθμοί που εμφανίζονται κατά την προετοιμασία για εκτέλεση σακκαδικών οθαλμικών κινήσεων. Το οπτικοκινητικό σύστημα είναι και αυτό ένα κινητικό σύστημα το οποίο έχει μελετηθεί διεξοδικά από τους ερευνητές. Μέχρι σήμερα όμως δεν έχει παρουσιαστεί κάποια εργασία που να εξετάζει τη συμπεριφορά των εγκεφαλικών ρυθμών πριν την έναρξη μιας οφθαλμικής κίνησης, ενώ αυτό έχει μελετηθεί για κινήσεις των άνω και κάτω άκρων. Έτσι στη παρούσα εργασία θα γίνει μία πρώτη προσπάθεια να μελετηθούν οι ρυθμοί αυτοί δίνοντας μεγαλύτερη έμφαση στους άλφα και βήτα.

Απώτερος στόχος της μελέτης αυτής είναι να διερευνηθεί το κατά πόσο είναι δυνατό να κατασκευαστεί μία διεπαφή ανθρώπου – υπολογιστή (BCI) το οποίο να βασίζει τη λειτουργία του στους ρυθμούς που εμφανίζονται κατά την προετοιμασία για οφθαλμική κίνηση.

Αρχικά έγιναν πειράματα σακκαδικών – αντισακκαδικών κινήσεων στα οποία τα υποκείμενα έπρεπε να κοιτάξουν είτε προς ένα στόχο είτε προς την αντίθετη πλευρά του. Συνολικά σε αυτά τα πειράματα έγιναν καταγραφές και αναλύθηκαν τα αποτελέσματα από 8 υποκείμενα. Όμως λόγω τεχνικών προβλημάτων και πολυπλοκότητας της διαδικασίας δεν ήταν δυνατό να προκύψουν σαφή και αξιόπιστα αποτελέσματα. Γι αυτό το λόγο κρίθηκε σκόπιμο να επαναληφθούν οι καταγραφές αλλά με μία πιο «απλή» δοκιμασία, αυτή που είναι γνωστή από τη βιβλιογραφία ως δοκιμασία κίνησης/μη κίνησης (move/nomove). Δηλαδή και πάλι μελετήθηκαν σακκαδικές κινήσεις αλλά αυτή τη φορά ως προς την ακινησία (nomove). Το σκεπτικό πίσω από αυτή την αλλαγή πειραματικής διαδικασίας ήταν ότι θα είναι πιο εμφανές αν υπάρχει διάκριση της συμπεριφοράς των ρυθμών μεταξύ κίνησης / όχι κίνησης και συνεπώς η απάντηση στο ερώτημα «γίνεται να δημιουργηθεί BCI που να αξιοποιεί τους εγκεφαλικούς ρυθμούς πριν από οφθαλμικές κινήσεις;».

Έτσι, στα παρακάτω κεφάλαια θα παρουσιαστεί η διαδικασία και τα αποτελέσματα του δεύτερου πειράματος που έγινε.





## 6. Μέθοδοι

### 6.1 Χωροταξία

Οι καταγραφές για την παρούσα εργασία έγιναν στο εργαστήριο μικροκυμάτων της σχολής ηλεκτρολόγων μηχανικών και μηχανικών υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου πολυτεχνείου, σε ειδικά διαμορφωμένο χώρο τέτοιο ώστε να αποκόβει λοιπές περιβαλλοντικές παρεμβολές (κατά βάση υψίσυχνες).

Στα υποκείμενα είχαν δοθεί οδηγίες ώστε καθ' όλη τη διάρκεια του πειράματος να είναι καθισμένα σε ειδική καρέκλα που απείχε ένα μέτρο από οθόνη τύπου CRT. Το σαγόνι τους ακουμπούσε σε ειδικό στήριγμα τύπου chain-rest το οποίο αποτρέπει οποιαδήποτε κίνηση κεφαλιού, εξαλείφοντας έτσι εσωτερικές παρεμβολές λόγω κινήσεων. Στο κρανίο των υποκειμένων τοποθετήθηκαν 64 ενεργά ηλεκτρόδια με βάση το εκτεταμένο 10 - 20 σύστημα. Μεταξύ κεφαλής και ηλεκτροδίων τοποθετήθηκε ειδικό διηλεκτρικό υλικό, με σκοπό τη δημιουργία μιας διεπαφής με κύριο χαρακτηριστικό της τη χαμηλή ηλεκτρική αντίσταση. Έτσι η διέλευση των μετρούμενων εγκεφαλικών δυναμικών γινόταν με τη μικρότερη δυνατή εξασθένισή τους. Ακόμα τοποθετήθηκαν τρία εξωτερικά ηλεκτρόδια για τη καταγραφή του ηλεκτροφθαλμογράφημα. Δύο από αυτά προσκολλώνταν στην εξωτερική γωνία των ματιών συμμετρικά και το τρίτο κάτω από το δεξί μάτι. Η διαφορά των δύο πρώτων ηλεκτροδίων έδινε τις οριζόντιες κινήσεις των ματιών (σακκαδικές) ενώ η διαφορά του δεξιού εξωτερικού και αυτού που τοποθετήθηκε κάτω από το δεξί μάτι τη πληροφορία για το αν ο εξεταζόμενος έκανε κατά λάθος κάποιο βλεφαρισμό. Ο εγκεφαλογράφος που χρησιμοποιήθηκε (σχήμα 5.2) είναι της εταιρείας Biosemi και λειτουργεί με μπαταρία ώστε να αποφεύγονται παρεμβολές από γραμμές τροφοδότησης.



*Σχήμα 6.1 Στιγμιότυπο εξεταζόμενου ατόμου με τα 64 ηλεκτρόδια λήψης του εγκεφαλογραφήματος και τα εξωτερικά λήψης οφθαλμογραφήματος. Το κεφάλι του είναι τοποθετημένο σε ειδικό στήριγμα.*

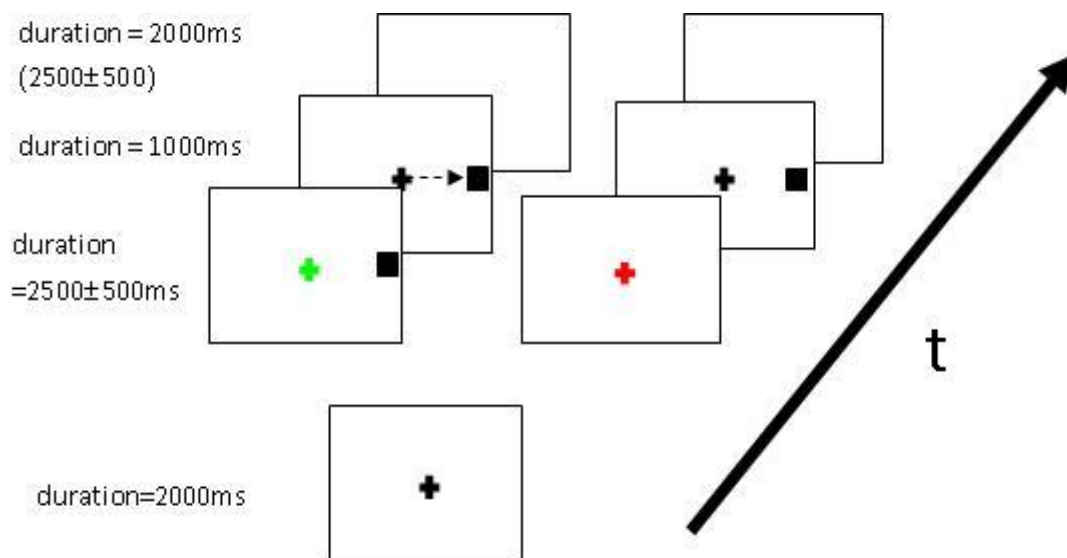


Σχήμα 6.2 Ο εγκεφαλογράφος με τη μπαταρία του.

Τα εγκεφαλικά σήματα κατά τη λήψη τους απεικονίζονται στην οθόνη του υπολογιστή με το πρόγραμμα Actiview το οποίο τρέχει σε περιβάλλον Labview Runtime engine 6.03 ή ανώτερο. Το πρόγραμμα αυτό επιτρέπει την αποθήκευση των σημάτων του εγκεφαλογραφήματος σε μορφή αρχείων .bdf. Ακόμα μέσω αυτού ο ερευνητής μπορεί να έχει μία πρώτη άποψη για τη ποιότητα της καταγραφής και για το αν τυχόν κάποιο ηλεκτρόδιο δεν έχει τοποθετηθεί σωστά και είναι θορυβώδες. Έτσι, αφού εξακριβωθεί ότι και τα 64 ηλεκτρόδια είναι σωστά τοποθετημένα αρχίζει η καταγραφή. Ο ρυθμός δειγματοληψίας ορίζεται στα 1024 Hz και το βαθυπερατό φίλτρο στα 100 Hz ενώ το υψιπερατό στα 0.16 Hz.

## 6.2 Οπτικά ερεθίσματα

Κάθε δοκιμασία (trial) που προβάλλεται στην οθόνη διαρκεί 8 sec και αποτελείται από τέσσερις διακριτές περιόδους (σχήμα 5.3). Αρχικά εμφανίζεται ένας άσπρος σταυρός στο κέντρο της οθόνης για 2 sec και το υποκείμενο πρέπει να εστιάσει τη προσοχή του σε αυτόν. Η πρώτη αυτή περίοδος αποτελεί τη περίοδο ηρεμίας και αναφοράς. Στη συνέχεια εμφανίζεται περιφερειακά ένας στόχος, σε απόσταση 15 cm από το κεντρικό σταυρό, είτε δεξιά είτε αριστερά. Ταυτόχρονα ο σταυρός προσήλωσης αλλάζει χρώμα και γίνεται είτε πράσινος είτε κόκκινος ώστε να γνωστοποιήσει τι ακριβώς πρέπει να κάνει το υποκείμενο στη συνέχεια: αν ο σταυρός γίνει πράσινος πρέπει να προετοιμαστεί για να κοιτάξει το στόχο (σακκαδική κίνηση προς το στόχο – move) ενώ αν γίνει κόκκινος να μην εκτελέσει καμία κίνηση (όχι κίνηση – no move). Η κατάλληλη κίνηση ή όχι κίνηση γίνεται μετά από 2500 – 3000 msec, οπότε και ο σταυρός προσήλωσης ξαναγίνεται λευκός για 1000 msec. Τέλος, η οθόνη καθαρίζει και ακολουθεί περίοδος χαλάρωσης για 2000 – 3000 msec.



Σχήμα 6.3: Αναπαράσταση της δοκιμασίας

Συνολικά σε κάθε υποκείμενο παρουσιάστηκαν 7 – 8 σύνολα των 40 δοκιμασιών το καθένα. Τα είδη των δοκιμασιών παρουσιάστηκαν με ψευδοτυχαίο τρόπο ώστε να βρίσκεται ο εξεταζόμενος σε συνεχή κατάσταση αναμονής μη γνωρίζοντας πριν από κάθε δοκιμασία τι πρέπει να κάνει. Συνολικά από κάθε άτομο ελήφθησαν περίπου 300 δοκιμασίες.

Το λογισμικό που χρησιμοποιήθηκε για τη προβολή των οπτικών ερεθισμάτων

είναι το Presentation 11.3 που επιτρέπει τον προγραμματισμό ενός τέτοιου σεναρίου. Παράλληλα σε όλη τη διάρκεια των καταγραφών στέλνονταν σημάδια (triggers) από τον υπολογιστή που ήταν υπεύθυνος για τη προβολή των ερεθισμάτων σε αυτόν όπου καταγράφονταν και αποθηκεύονταν το εγκεφαλογράφημα. Τα triggers αυτά αποθηκεύονται μαζί με το υπόλοιπο εγκεφαλογράφημα, σαν ένα επιπλέον κανάλι και δίνουν πληροφορία για τη χρονική στιγμή που εμφανίζεται ένα ερέθισμα στην οθόνη. Έτσι είναι δυνατό να γίνει στη συνέχεια η σωστή στοίχιση των καταγραφών ανάλογα με τα ερεθίσματα. Τα triggers εμφανίζονται σαν παλμοί και για το διαχωρισμό τους μπορεί να εξετάζεται είτε η διάρκεια του παλμού είτε το πλάτος του. Για τις συγκεκριμένες καταγραφές επιλέχθηκε να διαχωρίζονται με βάση το πλάτος. Κάθε trigger φέρει ένα χαρακτηριστικό αριθμό, από 1 έως 7 ώστε να σηματοδοτείται η εμφάνιση καθενός από τα διαφορετικά ερεθίσματα στην οθόνη. Η κωδικοποίηση των triggers έχει ως εξής:

- 1 -> άσπρος σταυρός
- 2 -> πράσινος σταυρός και στόχος στα δεξιά
- 3 -> πράσινος σταυρός και στόχος στα αριστερά
- 4 -> κόκκινος σταυρός και στόχος στα δεξιά
- 5 -> κόκκινος σταυρός και στόχος στα αριστερά
- 6 -> άσπρος σταυρός και στόχος στα δεξιά
- 7 -> άσπρος σταυρός και στόχος στα αριστερά

### 6.3 Υποκείμενα

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εξετάστηκαν και αναλύθηκαν τα δεδομένα από πέντε άτομα, τρεις άντρες και δύο γυναίκες μέσης ηλικίας 29 ετών, όλα δεξιόχειρες με κανονική ή διορθωμένη ώστε να γίνει κανονική όραση. Όλα τα άτομα είχαν ενημερωθεί από πριν για τη πειραματική διαδικασία και είχαν δώσει τη συγκατάθεσή τους.

Ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στη λεπτομερή παρουσίαση της στο γεγονός ότι δεν επιτρέπεται το ανοιγόκλεισμα των ματιών (βλεφαρισμός) καθ' όλη τη διάρκεια της καταγραφής, εκτός βέβαια από το τελευταίο στάδιο χαλάρωσης κάθε δοκιμασίας.

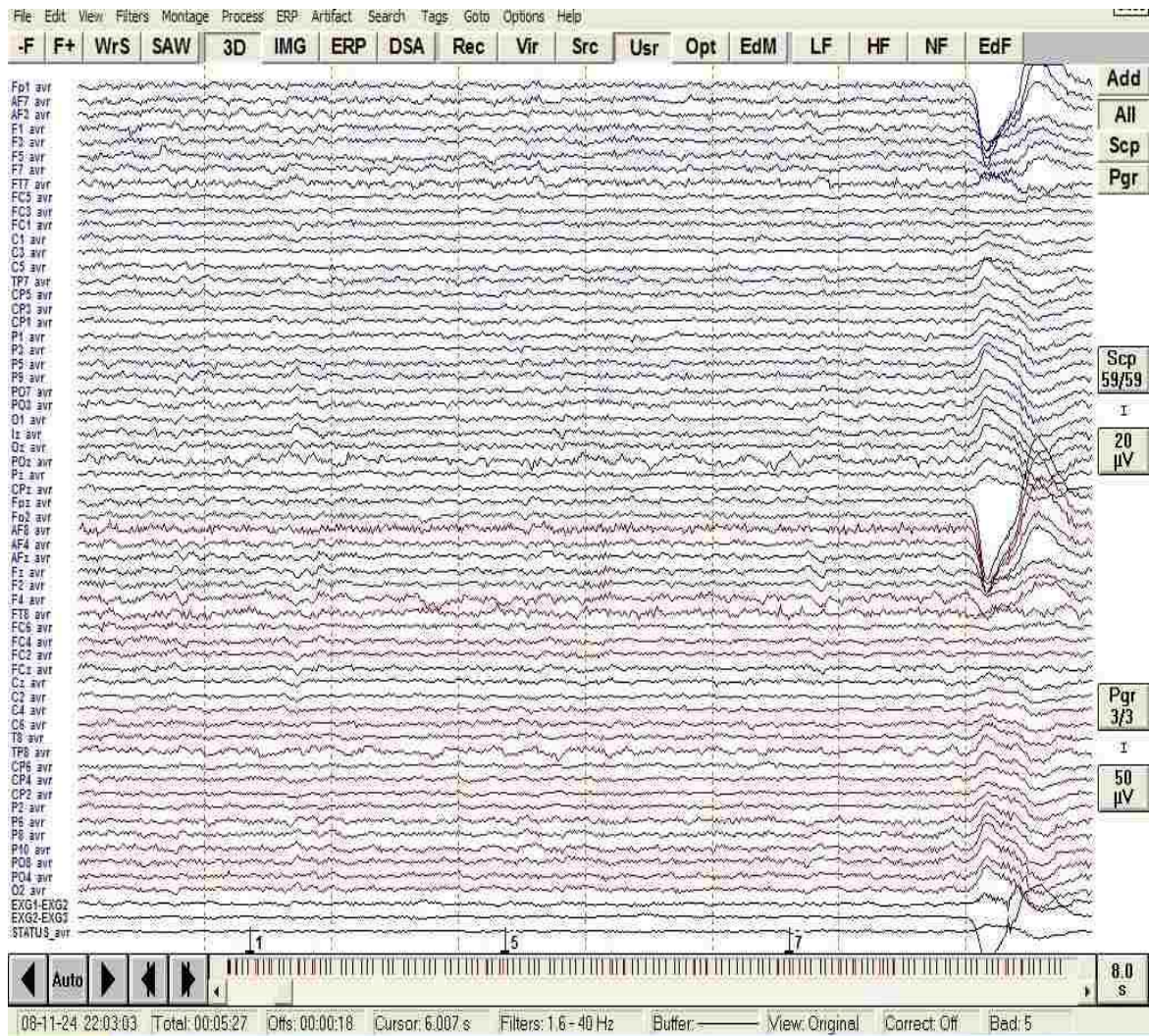
## 6.4 Προεπεξεργασία των δεδομένων

Αν και κατά τη διεξαγωγή των καταγραφών ελήφθησαν όλα τα δυνατά μέτρα για να μειωθεί όσο περισσότερο γίνεται ο εξωτερικός θόρυβος και τα λάθη από τους εξεταζόμενους, είναι αναμενόμενο να υπάρχουν κάποιες δοκιμασίες με σφάλματα ή παρεμβολές. Γι αυτό το λόγο το ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα πρέπει πρώτα να περάσει το στάδιο της προεπεξεργασίας.

Τα αρχεία των καταγραφών αρχικά επεξεργάστηκαν με το πρόγραμμα Besa 5.2 το οποίο, εκτός διαφόρων υπολογισμών και πράξεων επί των δεδομένων επιτρέπει και την εποπτική τους παρατήρηση και τη σήμανση όσων έχουν κάποιο πρόβλημα (artifacts). Φυσικά ορίστηκε αναφορά για τα ηλεκτρόδια η οποία για το πείραμα αυτό θεωρήθηκε ως η μέση τιμή των 64 ηλεκτροδίων του κρανίου ανά πάσα στιγμή.

Στη συνέχεια έγινε ένας πρώτος έλεγχος που αφορά στο αν το υποκείμενο εκτέλεσε τη σωστή όχι κίνηση ή κίνηση και προς τη σωστή κατεύθυνση. Αυτό έγινε με τη βοήθεια των triggers που έδωσε το πρόγραμμα προβολής ερεθισμάτων. Έτσι ήταν δυνατό να γνωρίζουμε εκ των υστέρων με βάση την αρίθμησή τους τι είδους δοκιμασία είναι η κάθε μία και να συγκρίνουμε την επιθυμητή συμπεριφορά με τη πραγματική των υποκειμένων (όσον αφορά τις κινήσεις των ματιών) ώστε να εντοπίζονται αυτές στις οποίες έγινε κάποιο λάθος και προστίθεται η κατάλληλη σήμανση. Ακόμα, σημειώθηκε το πλήθος τους προκειμένου να προκύψουν στατιστικά αποτελέσματα για τα λάθη των εξεταζόμενων. Στη συνέχεια οι δοκιμασίες εξετάστηκαν ξανά μία προς μία προκειμένου να εντοπιστεί ποιες είχαν παρεμβολές, είτε εξωτερικές είτε εσωτερικές (για παράδειγμα βλεφαρισμούς). Σήμανση προστέθηκε και σε αυτές. Ακόμα, έπρεπε να εντοπιστούν θορυβώδη ηλεκτρόδια και να εξαλείφουν από το σύνολο των 64.

Μόλις ολοκληρώθηκε η διαδικασία καθαρισμού του σήματος ήταν δυνατόν να στοιχίσουμε τις δοκιμασίες με βάση κάποιο από τα triggers, να τις αθροίσουμε και να διαιρέσουμε με το πλήθος τους, δηλαδή να εξάγουμε το μέσο όρο τους. Έτσι, ήταν δυνατό να έχουμε μία πρώτη εικόνα για τη καταγραφής στο τομέα του χρόνου πάντα.



Σχήμα 6.4: Στιγμιότυπο από το πρόγραμμα επεξεργασίας των σημάτων. Στο τελευταίο κανάλι (STATUS) φαίνονται τα triggers ενώ στα δύο προηγούμενα οι κινήσεις των ματιών. Στο συγκεκριμένο στιγμιότυπο ο στόχος εμφανίστηκε στα αριστερά (trigger 7) και το υποκείμενο δεν έπρεπε να εκτελέσει καμία κίνηση (trigger 5).

## 6.5 Επεξεργασία των δεδομένων

Επειδή αντικείμενο μελέτης είναι η εγκεφαλική δραστηριότητα στο πεδίο της συχνότητας, για τη βασική ανάλυση των δεδομένων έπρεπε να εφαρμοστεί κάποιος κατάλληλος μετασχηματισμός. Με βάση και τα όσα αναλύθηκαν ήδη στο κεφάλαιο 5 ως ιδανικός θεωρήθηκε ο μετασχηματισμός wavelet. Δεδομένου του μεγάλου όγκου των αρχείων που έπρεπε να επεξεργαστούν, αλλά και της ανάγκης για αυξημένη ακρίβεια στην επεξεργασία τους μελετήθηκαν αρκετά προγράμματα που παρείχαν τη δυνατότητα για διεξαγωγή μετασχηματισμού στο πεδίο της συχνότητας. Ως



καταλληλότερο επιλέχθηκε ένα λογισμικό που βασίζεται σε περιβάλλον Matlab 7.4. Βέβαια, για να είναι δυνατή η χρήση του έπρεπε να επεκταθεί και να προστεθούν και νέες ρουτίνες οι οποίες αυτοματοποιούν ορισμένες διεργασίες κάνοντας αποτελεσματικότερη την επεξεργασία των δεδομένων. Μία ενδεικτική τέτοια ρουτίνα βρίσκεται στο παράρτημα.

Ως αναφορά των ηλεκτροδίων επιλέχθηκε και πάλι μέση αναφορά, αγνοώντας βέβαια όσα ηλεκτρόδια είχαν ήδη σημειωθεί σαν θορυβώδη. Στη συνέχεια ανιχνεύτηκαν τα trigger και τα δεδομένα στοιχίστηκαν με βάση αυτά. Η επεξεργασία έγινε σε δύο διαφορετικές περιόδους, πρώτα με στοίχιση στο trigger που δίνει πληροφορία για το αν πρέπει να εκτελεστεί σακκαδική κίνηση ή καθόλου κίνηση και προς ποια κατεύθυνση και στη συνέχεια με στοίχιση στη χρονική στιγμή όπου το υποκείμενο ήταν πλέον ελεύθερο να εκτελέσει τη κίνηση ή την όχι κίνηση. Γι αυτό αρχικά ανιχνεύτηκαν οι ακολουθίες trigger 2-6, 4-6, 3-7 και 5-7. Σαν περίοδος αναφοράς θεωρήθηκαν τα 1000 msec πριν την εμφάνιση των trigger 2, 3, 4 ή 5 ενώ σαν κύρια περίοδος εξέτασης τα 2500 msec που ακολουθούν τα trigger αυτά. Για τη δεύτερη φάση ανάλυσης των δεδομένων αυτά η στοίχιση έγινε στα trigger 6 και 7 ενώ σαν περίοδος αναφοράς θεωρήθηκαν τα 1000 msec που προηγούνται των δύο αυτών trigger και σαν κύρια περίοδος τα 1500 msec που έπονται.

Κάθε αρχείο περιείχε 40 δοκιμασίες, και μετά τη στοίχισή τους ήταν δυνατό να εφαρμοστεί ο μετασχηματισμός wavelet σε κάθε μία χωριστά (single trial technique). Επιλέχθηκαν πέντε διαφορετικά παράθυρα που μπορούν να δώσουν το συχνοτικό περιεχόμενο των διαφορετικών ρυθμών: θήτα, άλφα, βήτα χαμηλός, βήτα υψηλός και γάμμα. Το εύρος συχνοτήτων για κάθε ένα από τους ρυθμούς αυτούς θεωρήθηκε όπως φαίνεται στον ακόλουθο πίνακα:

Ρυθμός	Από (Hz)	Έως (Hz)
θ	4,15	7,85
α	7,8	12,1988
β χαμηλός	12,482	19,518
β υψηλός	20,162	33,838
γ	33,06	100,00

Πίνακας 6.1: Είδη και εύρος ρυθμών που θεωρήθηκαν.

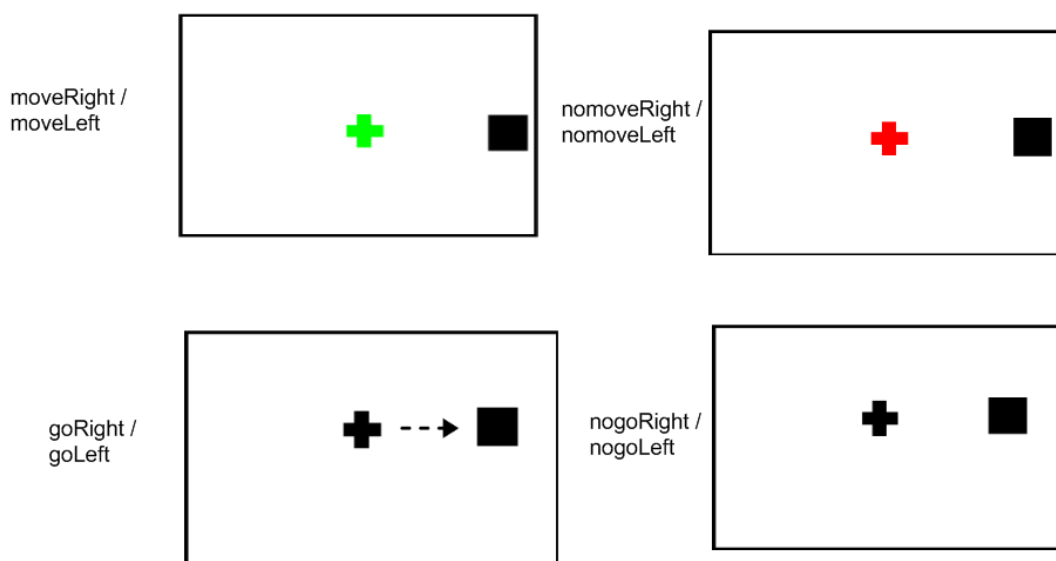
Φυσικά, για την ανάλυση των αποτελεσμάτων ο μετασχηματισμός wavelet έπρεπε να εφαρμοστεί μόνο σε όσες δοκιμασίες δεν είχαν παρεμβολές. Όμως, το λογισμικό που χρησιμοποιήθηκε δεν επιτρέπει στο χρήστη του να έχει σαφή οπτική εικόνα για το σύνολο των δεδομένων ανά δοκιμασία. Γι αυτό το λόγο υπολογίστηκαν τα wavelet όλων των δοκιμασιών, ανά εύρος συχνοτήτων, και στη συνέχεια αφαιρέθηκαν όσες δοκιμασίες είχαν θόρυβο, και χωρίστηκαν ανά κατηγορία trigger ώστε να υπολογιστεί ο μέσος όρος του φάσματος ισχύος της κάθε κατηγορίας χωριστά. Η διαδικασία της αφαίρεσης και ταξινόμησης γίνεται μέσω κάποιων .m αρχείων τα οποία υλοποιήθηκαν στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής και βρίσκονται στο παράρτημα.



## 7. Αποτελέσματα

### 7.1 Εισαγωγή

Αρχικά τα δεδομένα αναλύθηκαν στο πεδίο του χρόνου, έτσι ώστε να προκύψει μία πρώτη εικόνα για τις καταγραφές και την ποιότητά τους. Στο πεδίο του χρόνου χρησιμοποιήθηκαν τεχνικές μέσου όρου (average techniques): με βάση τα trigger έγινε στοίχιση των σημάτων σε δύο φάσεις και διαχωρισμός τους σε συνθήκες: MoveLeft/Right, NoMove Left/Right, GoLeft/Right, NoGoLeft/Right, όπως φαίνονται στο σχήμα 7.1.



*Σχήμα 7.1: Απεικόνιση των τεσσάρων διαφορετικών συνθηκών. Ο στόχος ενδεικτικά απεικονίζεται στα δεξιά αλλά κατ' αναλογία προκύπτουν και οι -Left συνθήκες.*

Στη συνέχεια αθροίστηκαν τα σήματα όλων των δοκιμασιών κάθε κατηγορίας χωριστά και διαιρέθηκαν με το πλήθος των δοκιμασιών ώστε να προκύψει ο μέσος όρος τους. Η διαδικασία αυτή έγινε για κάθε ένα από τα πέντε υποκείμενα με τον ίδιο τρόπο και στη συνέχεια εξήχθη ο μέσος όρος όλων των υποκειμένων (grand average). Έτσι είναι πιο εμφανές ποιες περιοχές του εγκεφάλου ενεργοποιούνται σε κάθε φάση σε όλα τα υποκείμενα, καθώς επιμέρους ίσως και τυχαίες αποκλίσεις εξαλείφονται με την εξαγωγή του μέσου όρου και τα κοινά χαρακτηριστικά των σημάτων ενισχύονται. Όλη

η παραπάνω διαδικασία έγινε με το λογισμικό Besa 5.2 .

Βέβαια, για να μπορέσει η παραπάνω πληροφορία να είναι αξιοποιήσιμη πρέπει πρώτα να οπτικοποιηθεί με κάποιο τρόπο. Αυτό γίνεται με πολλούς τρόπους, είτε με απλή αναπαράσταση των σημάτων του κάθε ηλεκτροδίου, είτε με χάρτες ισοδυναμικών επιφανειών (contour maps).

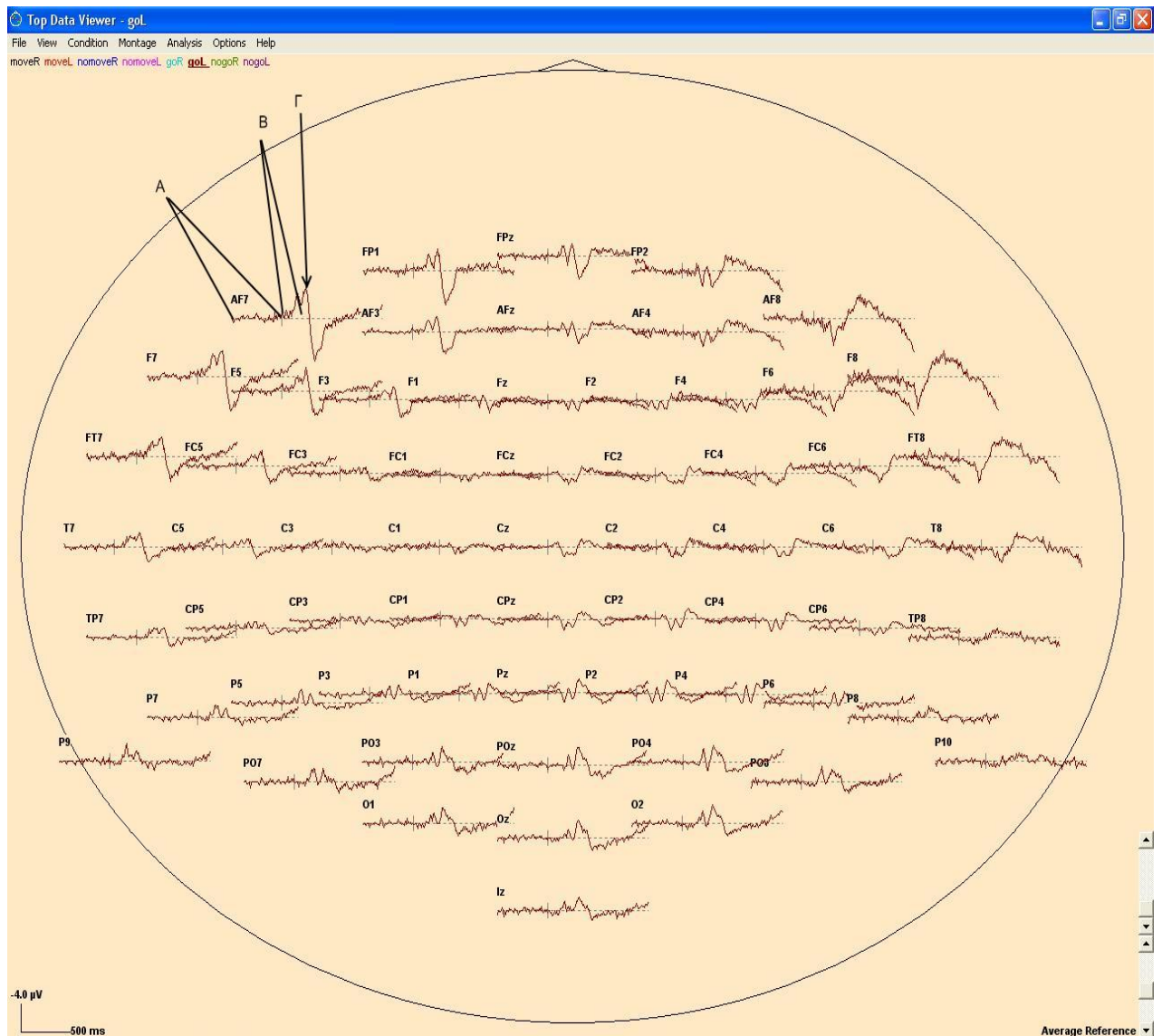
Αφού εξετάστηκαν προσεχτικά τα σήματα σε κάθε φάση εντοπίστηκαν οι πιο σημαντικές κορυφές σε αυτά. Ενδεικτικά, για τη κίνηση ή μη κίνηση με στόχο στα αριστερά η εξέλιξη της εγκεφαλικής δραστηριότητας και οι πιο σημαντικές κορυφώσεις της φαίνονται στα σχήματα που ακολουθούν.

## 7.2 Σύνοψη

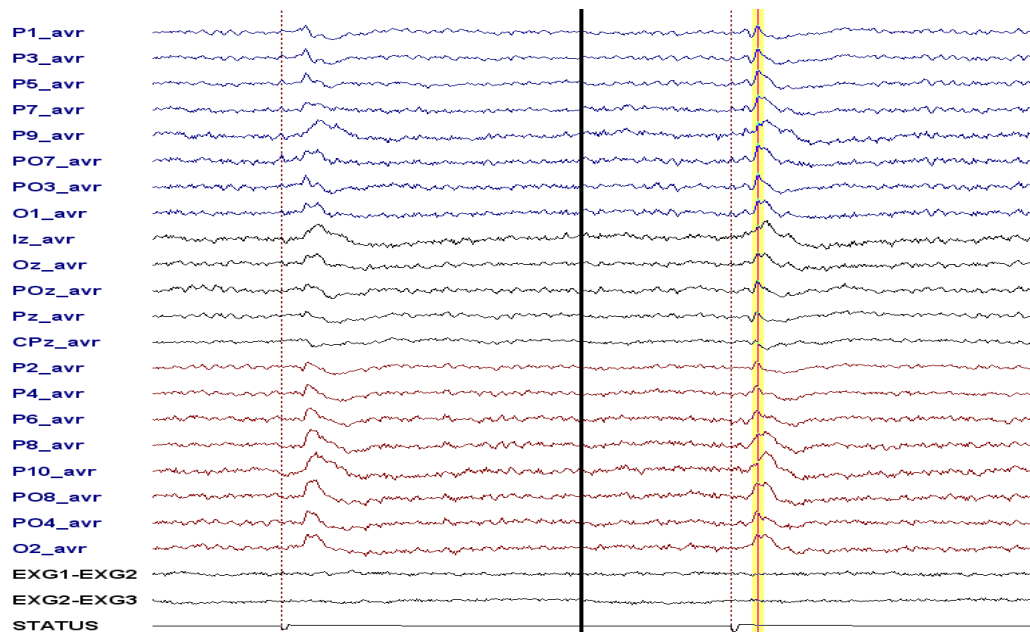
Στο σχήμα 7.2 φαίνεται μία συνοπτική εικόνα της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά την προετοιμασία για οφθαλμική κίνηση στα αριστερά. Τα σήματα και από τα 64 ηλεκτρόδια απεικονίζονται προσεγγιστικά στις θέσεις που τοποθετήθηκαν τα ηλεκτρόδια πάνω σε μια επιφάνεια, στο σχήμα του κεφαλιού όπως φαίνεται από πάνω.

Το διάστημα A είναι τα 1000 msec που προηγούνται της εμφάνισης του Go συνθήματος και τα οποία αφαιρούνται στη συνέχεια από το υπόλοιπο σήμα. Ουσιαστικά χρησιμεύουν ως περίοδος αναφοράς (baseline). Το διάστημα B είναι αυτό που μεσολαβεί από την εμφάνιση του Go συνθήματος μέχρι τη χρονική Γ οπότε και αρχίζει η κίνηση. Το διάστημα B διαρκεί συνήθως από 140 έως 200 msec και αποτελεί το λανθάνοντα χρόνο για την έναρξη μία σακκαδικής (saccade latency), ως εκ τούτου και το κύριο διάστημα μελέτης στη συνθήκη αυτή.

Στη συνθήκη Go L/R βρέθηκε σημαντική δραστηριότητα στην οπίσθια περιοχή του εγκεφάλου (ινιακό-βρεγματικός λοβός), εύρημα συμβατό με την υπάρχουσα βιβλιογραφία (σχήμα 7.2). Η χρονική στιγμή εμφάνισης του στόχου σηματοδοτείται με τη διακεκομμένη γραμμή. Το κανάλι STATUS δίνει τα triggers ενώ είναι εμφανής ο παλμός - trigger για την εμφάνιση του στόχου. Τα κανάλια ex1 ex2 και ex3 είναι τα εξωτερικά ηλεκτρόδια που είχαν τοποθετηθεί για τη λήψη ηλεκτροφθαλμογραφήματος. Η διαφορά των δύο πρώτων δίνει τις οριζόντιες κινήσεις των ματιών ενώ η διαφορά του πρώτου με το τρίτο τους βλεφαρισμούς. Όπως φαίνεται τα δεδομένα είχαν καθαριστεί στο στάδιο της προεπεξεργασίας ώστε να μην υπάρχουν καθόλου βλεφαρισμοί ή κινήσεις στο διάστημα αυτό.



Σχήμα 7.2: Απεικόνιση των θέσεων των ηλεκτροδίων στην επιφάνεια της κεφαλής όπως παρατηρείται από πάνω και των αντίστοιχων σημάτων. Το διάστημα A είναι η αναφορά (baseline). Το διάστημα B είναι βασικά αυτό που μας ενδιαφέρει να μελετήσουμε, δηλαδή το διάστημα που μεσολαβεί από την «εντολή» για έναρξη της κίνησης μέχρι την εκτέλεσή της. Τη χρονική στιγμή Γ αρχίζει και η κίνηση. Φαίνεται ότι το εγκεφαλογράφημα έχει παραμορφωθεί και έχει θόρυβο εξαιτίας ακριβώς αυτής της κίνησης.



Σχήμα 7.3: Αποκρίσεις συμψηφισμού (averages) από ηλεκτρόδια στον ινιακό και βρεγματικό λοβό πριν και μετά την εμφάνιση του στόχου, στα δεξιά και αριστερά αντίστοιχα.

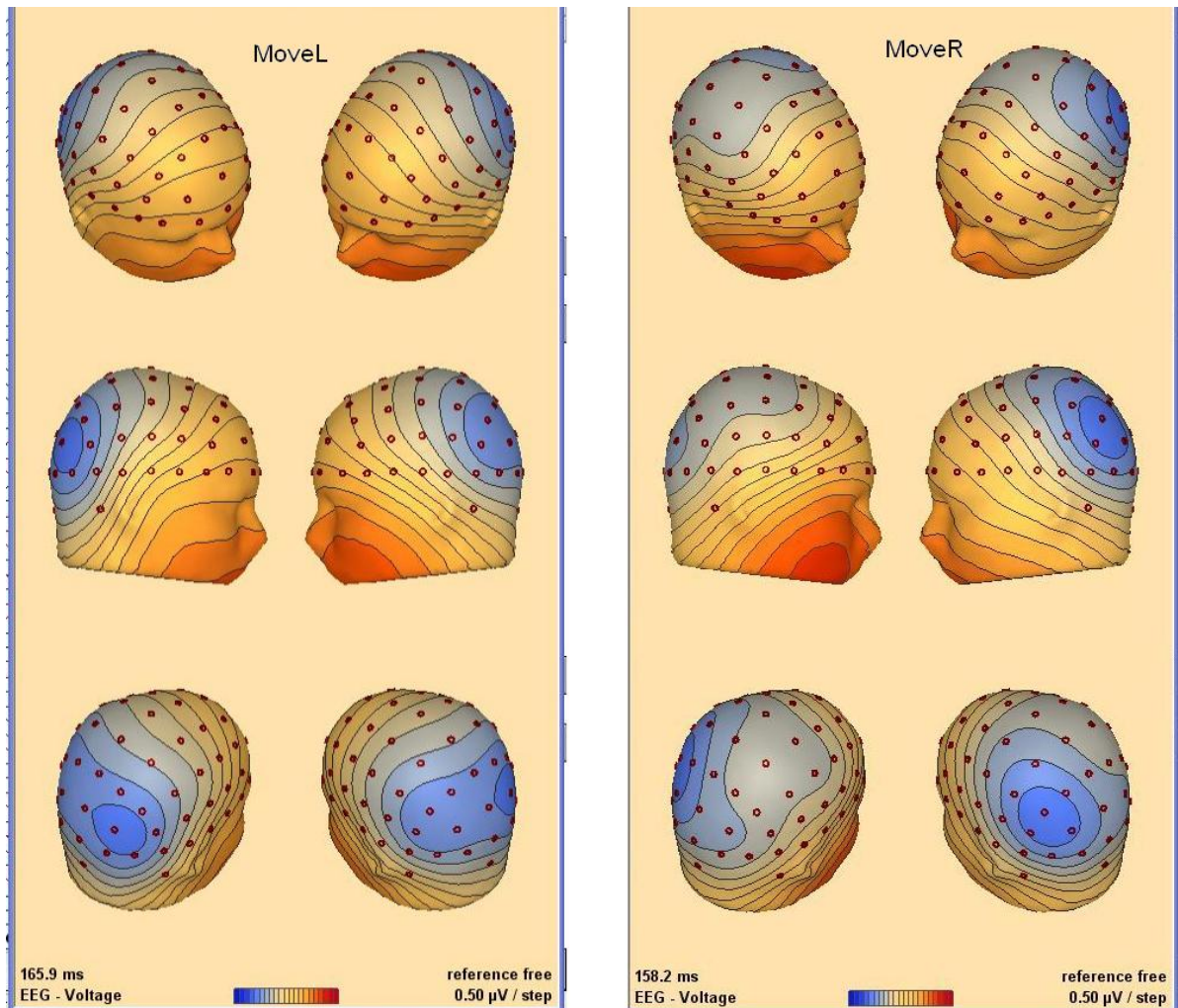
### 7.3 Στάδια εγκεφαλικής δραστηριότητας

Τα σήματα, αφού υπολογίστηκε ο μέσος όρος τους, μελετήθηκαν διεξοδικά ώστε να εντοπιστούν τα κύρια χαρακτηριστικά τους. Επίσης, δόθηκε έμφαση στην αντιπαραβολή των διαφόρων συνθηκών και της σύγκρισής τους για εύρεση ομοιοτήτων και διαφορών μεταξύ τους. Πιο συγκεκριμένα για κάθε μία από τις δύο φάσεις ανάλυσης που προαναφέρθηκαν έγινε σύγκριση της δραστηριότητας του φλοιού της συνθήκης κίνηση σε σχέση με τη συνθήκη όχι κίνηση αλλά και της συνθήκης κίνηση στα δεξιά με κίνηση στα αριστερά καθώς και όχι κίνηση και στόχος στα δεξιά και όχι κίνηση και στόχος στα αριστερά. Τα κύρια σημεία που χρήζουν προσοχής και σχολιασμού από αυτή τη μελέτη παρουσιάζονται παρακάτω με τη μορφή τρισδιάστατων ισοδυναμικών επιφανειών προσαρμοσμένων σε ομοίωμα του κρανίου.

#### A. Συνθήκη Move/Nomove

Στο σχήμα 7.4 απεικονίζεται η εγκεφαλική δραστηριότητα γύρω στα 160 msec μετά την εμφάνιση του στόχου και η διαφορά μεταξύ των περιπτώσεων που ο στόχος εμφανίζεται στα δεξιά και στα αριστερά. Φαίνεται ότι όταν ο στόχος εμφανίζεται στα αριστερά (moveL) ενεργοποιείται περισσότερο η δεξιά περιοχή του ινιακο-βρεγματικού φλοιού. Το αντίθετο συμβαίνει στη δεύτερη περίπτωση (moveR), όταν δηλαδή ο στόχος

εμφανίζεται στα δεξιά (moveR). Σύμφωνα με την υπάρχουσα βιβλιογραφία αναμένεται μία ετερόπλευρη οπίσθια εγκεφαλική δραστηριότητα σε σχέση με την πλευρά εμφάνισης του στόχου. Όταν ένας στόχος εμφανίζεται στο αριστερό οπτικό ημιπέδιο τότε προβάλλεται στο δεξί μέρος του οπτικού φλοιού και αντίστροφα. Η δραστηριότητα που παρατηρείται έχει σχέση με την οπτική επεξεργασία των στόχων αλλά είναι πιθανό να επηρεάζεται και από άλλες διαδικασίες όπως η προσοχή, η εγρήγορση και η προ-κατασκευή ενός σχεδίου.

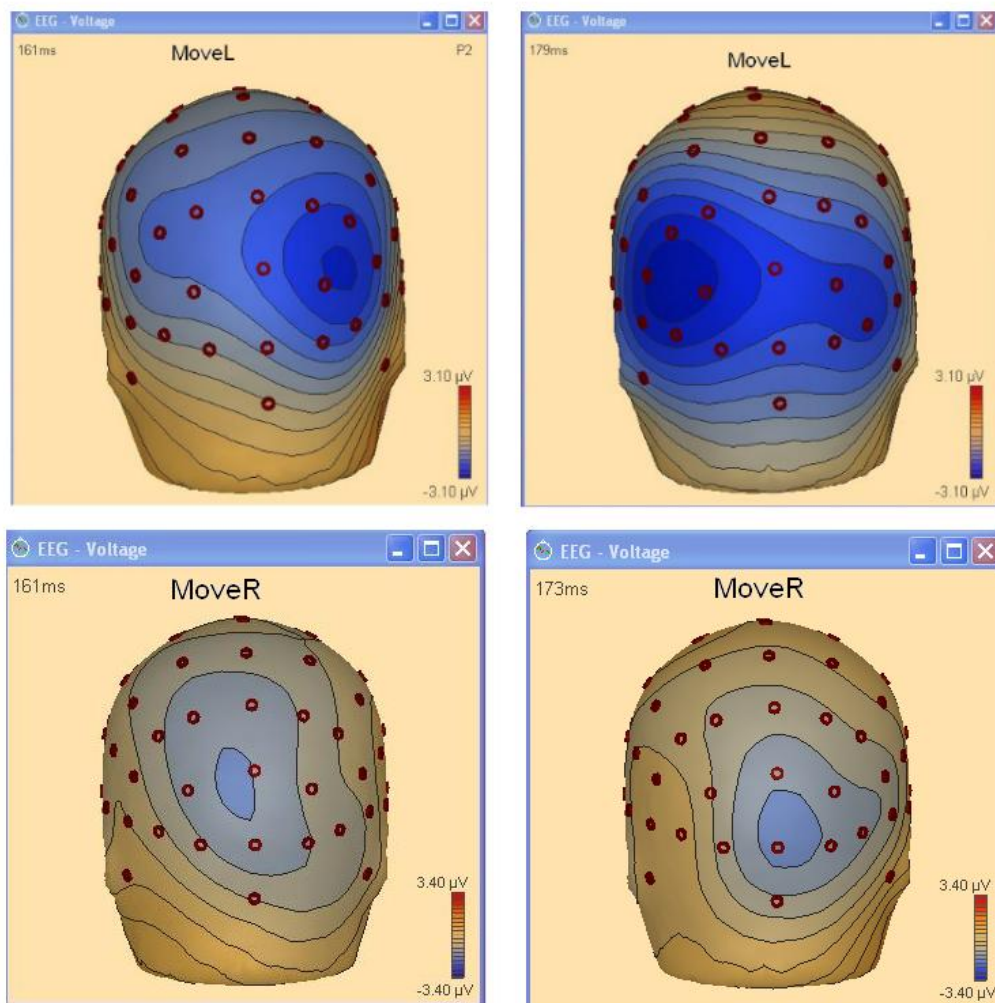


Σχήμα 7.4: Εγκεφαλική δραστηριότητα 165 και 158 msec αντίστοιχα μετά την εμφάνιση του στόχου στα αριστερά (MoveL – πρώτο σύνολο χαρτών) ή δεξιά (MoveR – δεύτερο σύνολο χαρτών).

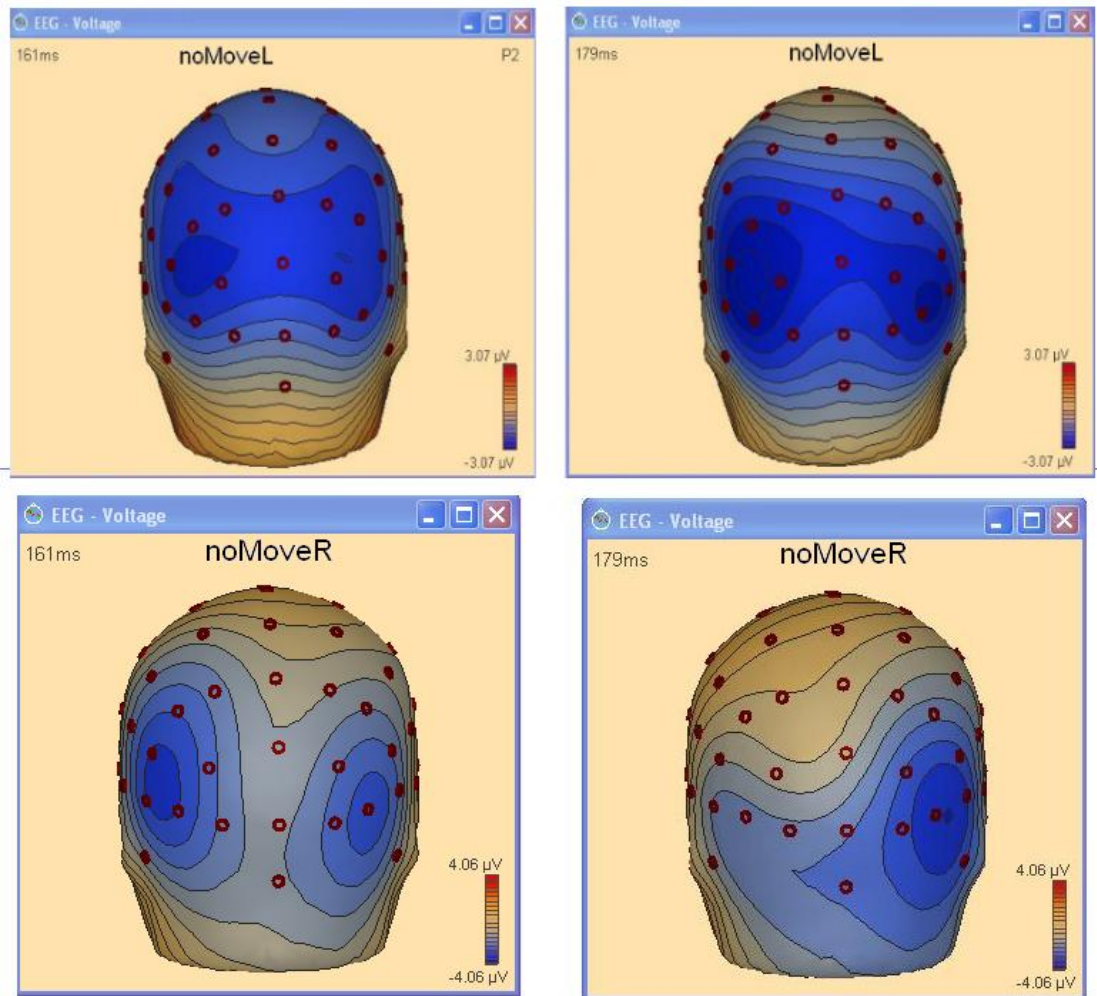
Στα σχήματα 7.5 και 7.6 απεικονίζεται η εγκεφαλική δραστηριότητα της οπίσθιας πλευράς του φλοιού σε δύο χρονικές στιγμές μετά την εμφάνιση της πληροφορίας για το είδος της κίνησης που θα εκτελεστεί. Παρατηρείται ότι στα 161 msec, όταν πρόκειται να εκτελεστεί κίνηση ενεργοποιείται περισσότερο η δεξιά πλευρά του ινιακού



φλοιού έναντι της αριστερής ενώ όταν πρόκειται να μην εκτελεστεί ενεργοποιούνται και οι δύο με λίγο εντονότερη την αριστερή. Στα 179 msec δεν εντοπίζονται τόσο εμφανείς διαφορές.



Σχήμα 7.5: Δραστηριότητα στη πίσω πλευρά του φλοιού, κατά τη συνθήκη MoveLeft MoveRight. Τα στιγμιότυπα είναι 161 και 173 msec μετά την εμφάνιση του αντίστοιχου οπτικού ερεθίσματος.



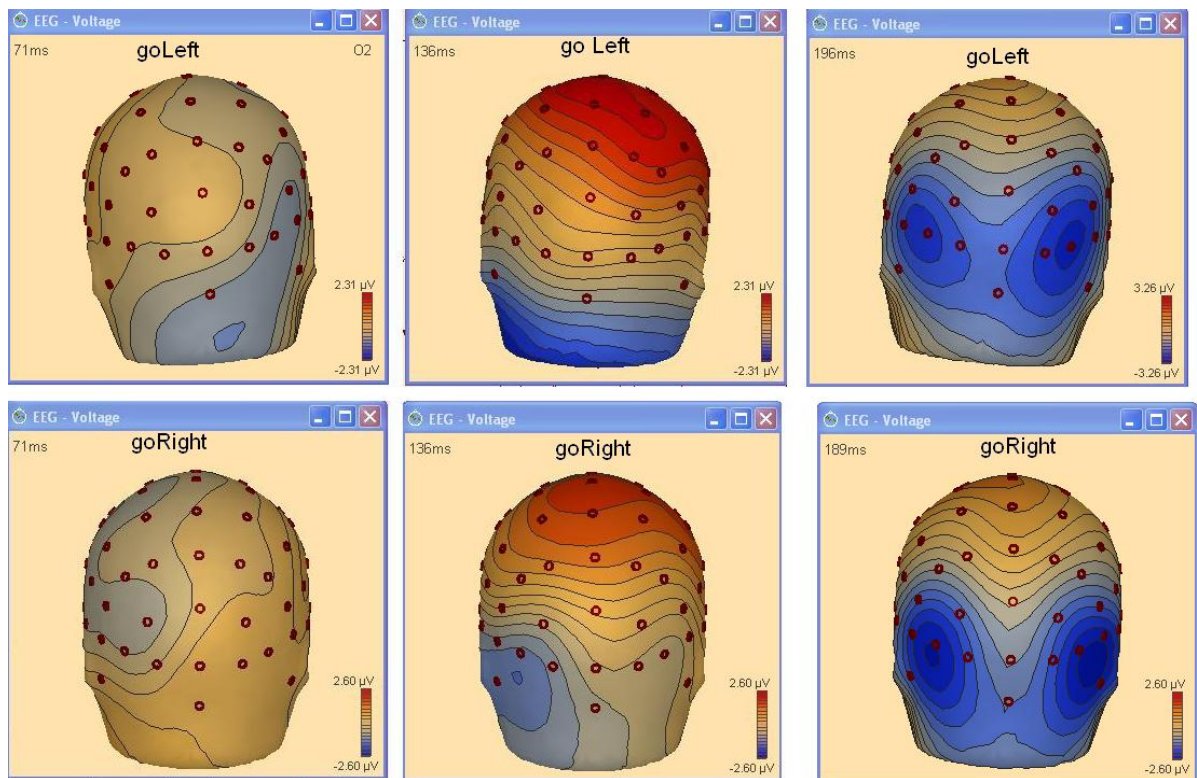
Σχήμα 7.6: Δραστηριότητα στη πίσω πλευρά του φλοιού, 161 και 179 msec, αντίστοιχα. Οι συνθήκες είναι *noMoveLeft* και *noMoveRight*.

## B. Συνθήκη go / nogo

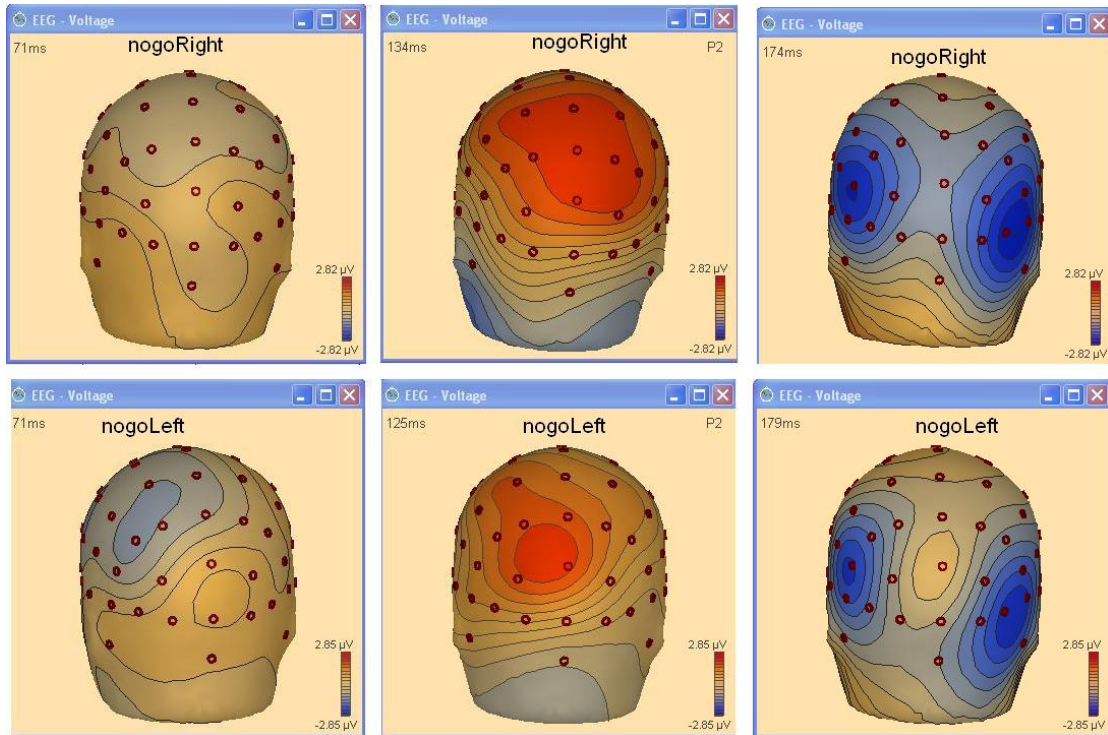
Όταν στο υποκείμενο δίνεται εντολή να ξεκινήσει την κίνηση η ακολουθία της δραστηριότητας του φλοιού φαίνεται στα σχήματα 7.7 και 7.8. Είναι ενδιαφέρον ότι στα 130 – 140 msec από την εμφάνιση του trigger αυτού παρατηρείται μία θετική δραστηριότητα σε κεντρικές περιοχές. Περίπου 50 msec αργότερα, δηλαδή στα 180 – 190 msec εντοπίζεται μία αρνητική δραστηριότητα που εμφανίζει ετερόπλευρη πλαγίωση στον ινιακό-βρεγματικό φλοιό.

Όταν η δοκιμασία είναι τέτοια που επιβάλλει να μην εκτελεστεί καμία κίνηση (σχήμα 7.8) παρατηρείται και πάλι μία θετική δραστηριότητα 120 – 140 msec μετά την εμφάνιση του αντίστοιχου trigger. Επίσης, η αρνητική δραστηριότητα γύρω στα 170 –

190 msec παρατηρείται αμφίπλευρα ανεξάρτητα από την πλευρά εμφάνισης του στόχου.



Σχήμα 7.7: Δραστηριότητα της οπίσθιας περιοχής του φλοιού 71, 136 και 196 msec αντίστοιχα, μετά την εμφάνιση του τελικού trigger. Το είδος της δοκιμασίας είναι go left για την επάνω σειρά στιγμιότυπων και goRight για την κάτω.



Σχήμα 7.8: Δραστηριότητα της πίσω πλευράς του φλοιού 71, 125 και 179 msec αντίστοιχα, μετά την εμφάνιση του τελικού trigger. Το είδος της δοκιμασίας είναι nogo left, δηλαδή ο στόχος εντοπίζεται στα αριστερά και δεν πρόκειται να εκτελεστεί καμία οφθαλμική κίνηση.

## 7.4 Ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας

Για την ανάλυση στο πεδίο αυτό χρησιμοποιήθηκε συνεχής μετασχηματισμός wavelet (Continuous Wavelet Transform) σε κάθε δοκιμασία ξεχωριστά (single trial technique). Το αποτέλεσμα είναι να προκύψει το συχνοτικό περιεχόμενο των σημάτων συναρτήσει του χρόνου για κάθε εύρος συχνοτήτων χωριστά. Στα πλαίσια της διπλωματικής αυτής εξετάστηκαν κυρίως οι ρυθμοί άλφα, βήτα χαμηλός και βήτα υψηλός και τα σημαντικότερα ευρήματα θα παρουσιαστούν παρακάτω με μορφή γενικευμένου μέσου όρου όλων των υποκειμένων που συμμετείχαν στη διαδικασία (grand average).

Η συχνοτική πληροφορία απεικονίστηκε με δύο τρόπους: είτε με διαγράμματα πλάτους-χρόνου είτε με ισοδυναμικές επιφάνειες-χάρτες του φλοιού (contour maps). Για τα διαγράμματα τα 64 ηλεκτρόδια με τα οποία λήφθηκε το εγκεφαλογράφημα χωρίστηκαν σε ομάδες, ανάλογα με την περιοχή του κρανίου στην οποία βρίσκονταν.

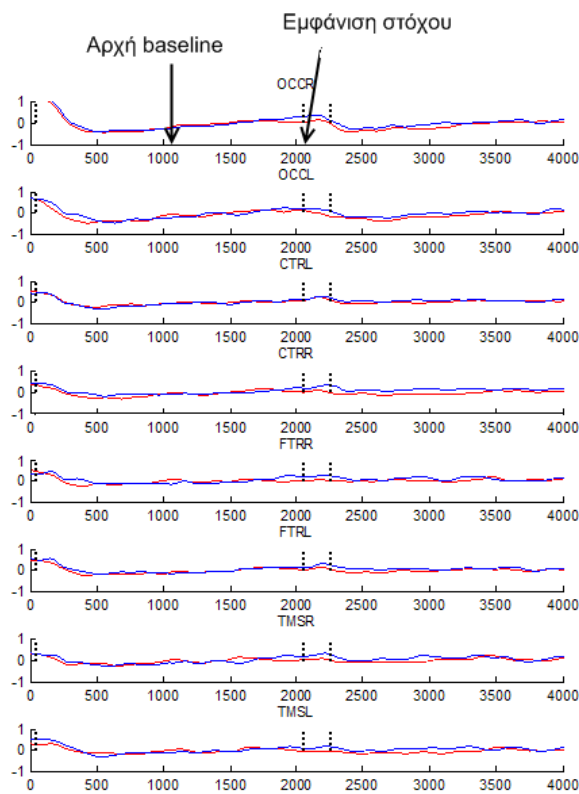
Έτσι προέκυψαν ομάδες ηλεκτροδίων για τον ινιακό-βρεγματικό (OCCRight και OCCLeft), κροταφικό (TMSRight και TMSLeft), κεντρικό (CtrRight/CtrLeft) και πρόσθιο (FTRRight και FTRLeft). Η δραστηριότητα των ηλεκτροδίων στις περιοχές αυτές αθροίστηκε, υπολογίστηκε ο μέσος όρος της και έτσι προέκυψαν τα διαγράμματα. Επίσης, κατασκευάστηκαν και δισδιάστατοι χρωματικοί χάρτες ισοδυναμικών περιοχών του φλοιού (contour maps).

Τέλος, πρέπει να σημειωθεί ότι το σήμα απεικονίζεται και στις δύο περιπτώσεις αφού αφαιρεθεί η περίοδος αναφοράς (baseline). Δηλαδή σε ορισμένα διαγράμματα που φαίνεται ότι ο άλφα ρυθμός έχει αρνητικές τιμές αυτό στην ουσία σημαίνει ότι έχει ελαττωθεί σε σχέση με τη baseline. Και πάλι τα δεδομένα χωρίστηκαν σε δύο συνθήκες move/nomove και go/nogo.

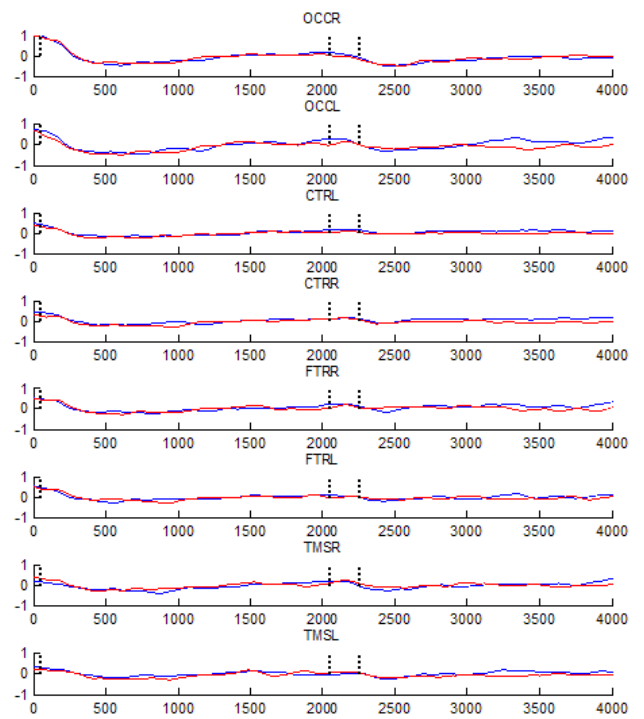
### **A. Συνθήκη Move/nomove**

Κατά τη συνθήκη αυτή η περίοδος αναφοράς θεωρήθηκαν τα 1000msec που προηγούνται της εμφάνισης του στόχου. Η δραστηριότητα του φλοιού στο εύρος συχνοτήτων άλφα (7,8 – 12,1 Hz) απεικονίζεται στα σχήματα 7.9 και 7.10. Πιο συγκεκριμένα, στο σχήμα 7.9, μετά την εμφάνιση του στόχου φαίνεται μία κορύφωση του ρυθμού η οποία σχετίζεται με διεργασίες οπτική επεξεργασίας και χωρικής προσοχής. Στο σχήμα 7.10 είναι εμφανές ότι 200 – 500 msec μετά την εμφάνιση του στόχου ενεργοποιούνται περιοχές του ινιακού-κροταφικού φλοιού.

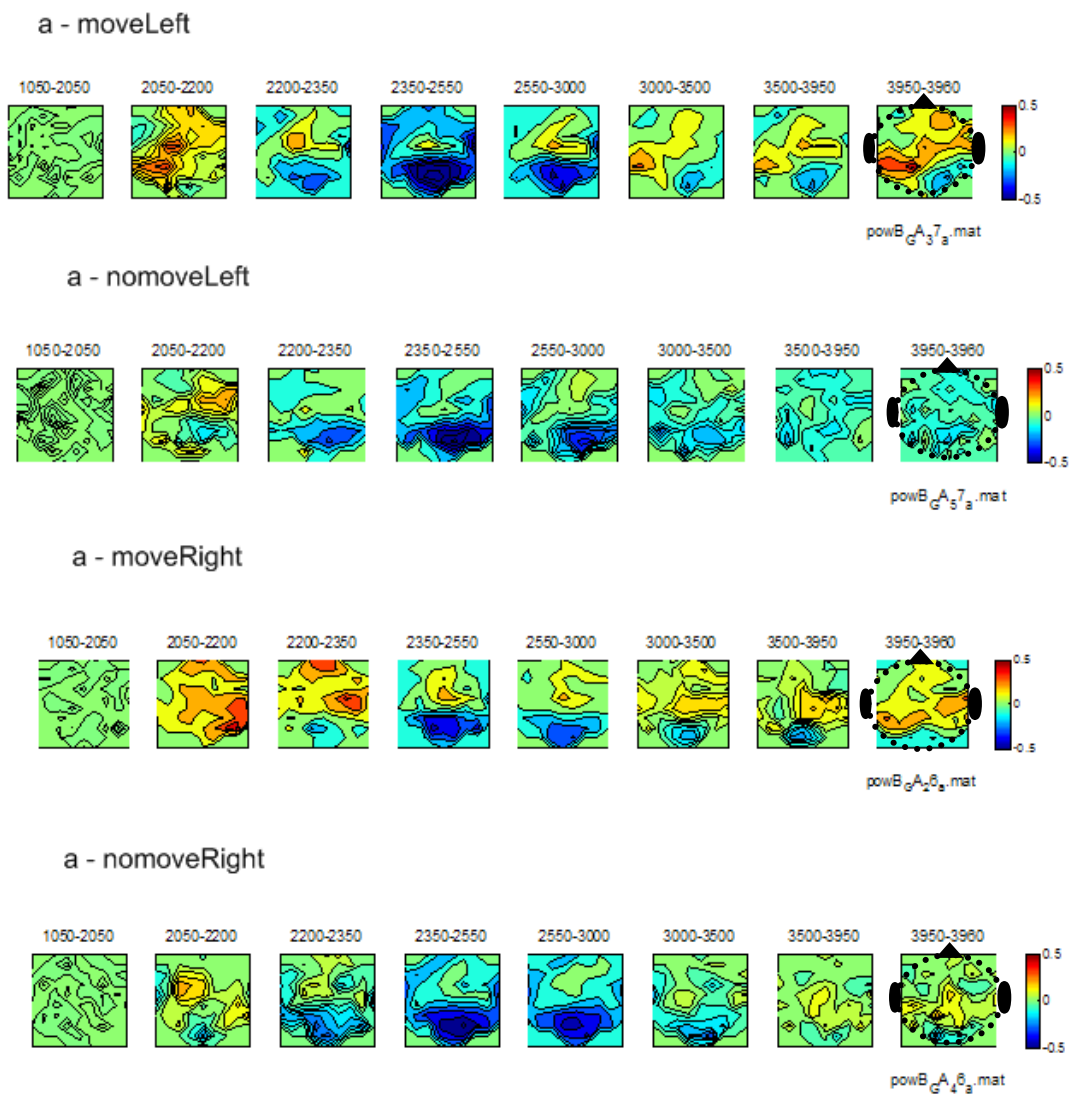
α ρυθμός - move/nomove Right



α ρυθμός - move/nomove Left



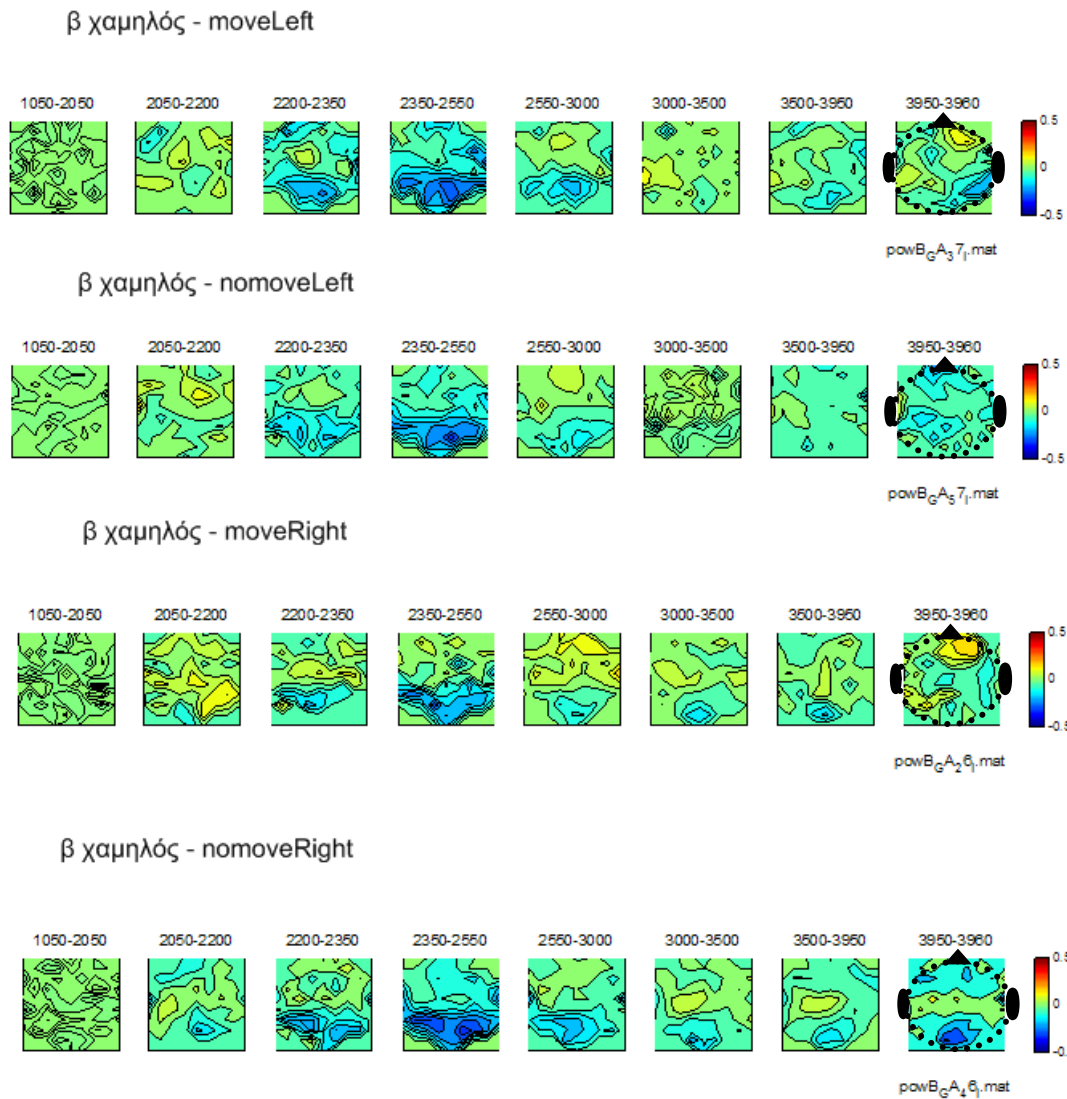
Σχήμα 7. 9: Απεικόνιση του άλφα ρυθμού κατά τη συνθήκη move (μπλε γραμμή) και nomove (κόκκινη γραμμή) όταν ο στόχος εμφανίζεται στα δεξιά και αριστερά, σε ομάδες ηλεκτροδίων.



Σχήμα 7.10 Contour maps για τον άλφα ρυθμό κατά τη συνθήκη *move/nomove* αριστερά και δεξιά, αντίστοιχα. Η πρόσθια περιοχή του φλοιού είναι στην πάνω πλευρά των χαρτών, όπως φαίνεται στο διάγραμμα της κεφαλής στο τέλος κάθε σειράς χαρτών. Το χρωματικό υπόμνημα (*color bar*) υποδεικνύει τη μείωση (πιο ψυχρά χρώματα – μπλε αποχρώσεις) ή την αύξηση (πιο θερμά χρώματα – κίτρινο/κόκκινες αποχρώσεις) του α ρυθμού.

Στο σχήμα 7.11 απεικονίζονται οι αντίστοιχοι χάρτες για το βήτα χαμηλό ρυθμό (12, 4 – 19,5 Hz). Μεταξύ των 150 – 400 msec μετά την εμφάνιση του στόχου παρατηρείται μία ελάττωση του ρυθμού αυτού στις περιοχές του βρεγματικού – ινιακού φλοιού. Η ελάττωση αυτή παρατηρείται σε κάθε συνθήκη.

Στη περιοχή του βήτα υψηλού ρυθμού (20,1 – 33,8 Hz) δεν εντοπίστηκε κάποια αξιόλογη διακύμανση.



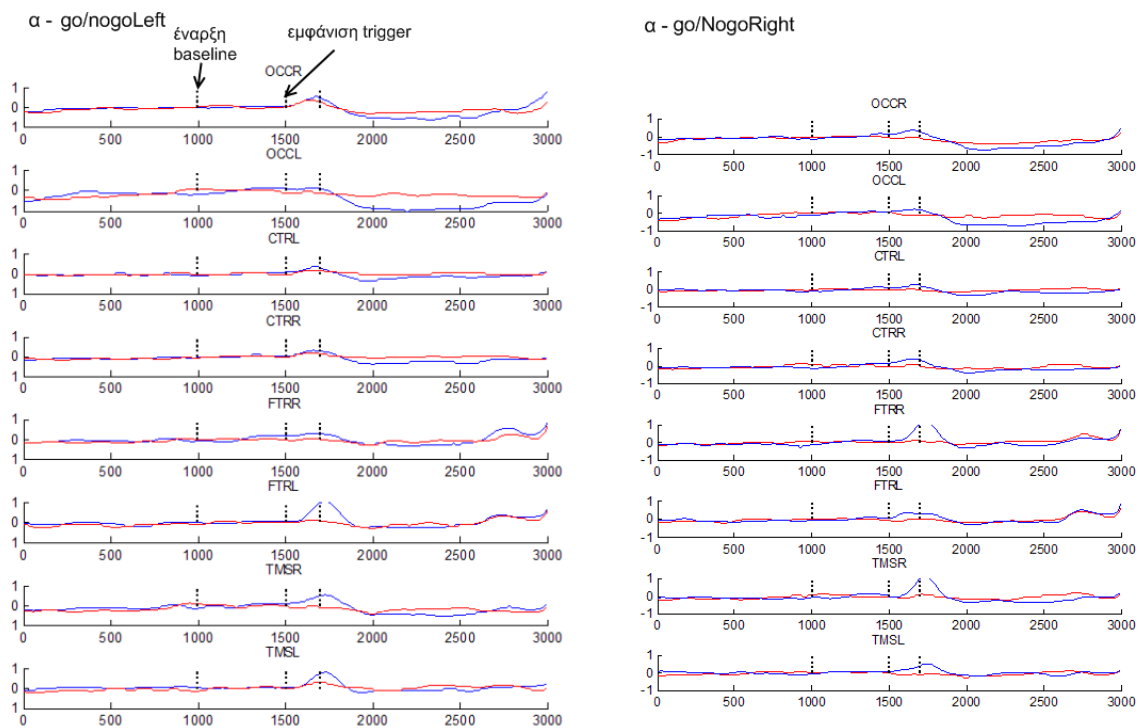
Σχήμα 7.11 Contour maps για το βήτα χαμηλό ρυθμό κατά τη συνθήκη move/νοτονε αριστερά και δεξιά, αντίστοιχα. Η πρόσθια περιοχή του φλοιού είναι στην πάνω πλευρά των χαρτών, όπως φαίνεται στο διάγραμμα της κεφαλής στο τέλος κάθε σειράς χαρτών. Το χρωματικό υπόμνημα (color bar) υποδεικνύει τη μείωση (πιο ψυχρά χρώματα – μπλε αποχρώσεις) ή την αύξηση (πιο θερμά χρώματα – κίτρινο/κόκκινες αποχρώσεις) του β χαμηλού ρυθμού.



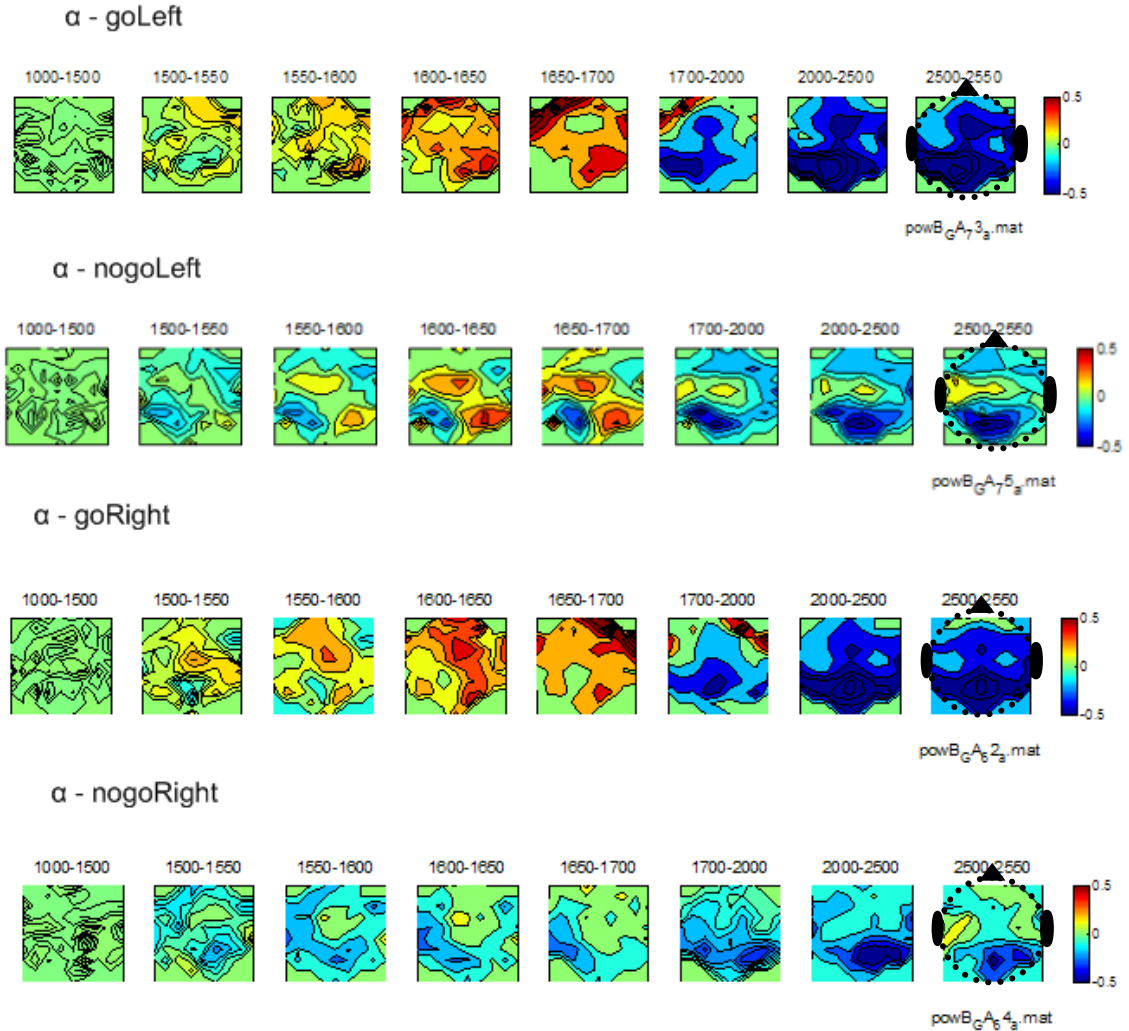
## **B. Συνθήκη go/nogo**

Στη μελέτη της συνθήκης αυτής σαν baseline θεωρήθηκαν τα 500 msec που προηγούνται της εμφάνισης του συνθήματος go/nogo. Στο σχήμα 7.12 φαίνεται η χρονική εξέλιξη του άλφα ρυθμού κατά τη συνθήκη αυτή. Το trigger που δίνει εντολή για έναρξη της κίνησης εμφανίζεται στα 1500 msec, όπως έχει σημειωθεί. Η συνθήκη go φαίνεται με τη μπλε γραμμή ενώ η nogo με τη κόκκινη. Η σακκαδική κίνηση στη συνθήκη go αρχίζει περίπου 150 – 250 msec μετά την εμφάνιση του τελικού trigger. Πρέπει να σημειωθεί ότι στη συνθήκη αυτή η «χρήσιμη» περίοδος για την ανάλυση της εγκεφαλικής δραστηριότητας περιορίζεται στα πρώτα περίπου 150 ms μετά την εμφάνιση του συνθήματος Go καθώς μετά από αυτή τη χρονική στιγμή ξεκινά η οφθαλμική κίνηση που εισάγει υψηλό θόρυβο στα ηλεκτρόδια.

Στους χάρτες του σχήματος 7.13 είναι εμφανές ότι περίπου στα 1600 msec, δηλαδή 100 msec μετά την εμφάνιση του trigger υπάρχει μία θετική κορύφωση μόνο στο δεξιό ινιακό – βρεγματικό φλοιό. Αυτή είναι πιο έντονη κατά τη συνθήκη go. Καθώς στη συνθήκη αυτή δεν υπάρχει άλλη αλλαγή στα οπτικά ερεθίσματα εκτός από την αλλαγή του χρώματος του κεντρικού σταυρού προσήλωσης σε λευκό (go signal), είναι πιθανό η δραστηριότητα να οφείλεται σε διαδικασίες οπτικής χωρικής προσοχής. Γενικά, αναμένεται μεγαλύτερη οπτικο-χωρική προσοχή κατά τη συνθήκη go όπου ο εξεταζόμενος προετοιμάζει μία κίνηση προς τον δεξιό/αριστερό στόχο, σε σχέση με τη συνθήκη nogo όπου ο δεξιός/αριστερός στόχος αγνοείται τελικά από τον εξεταζόμενο. Η σχέση της οπτικοχωρικής προσοχής με την δεξιά οπίσθια πλευρά του φλοιού υποδεικνύεται σε πολλές εργασίες.



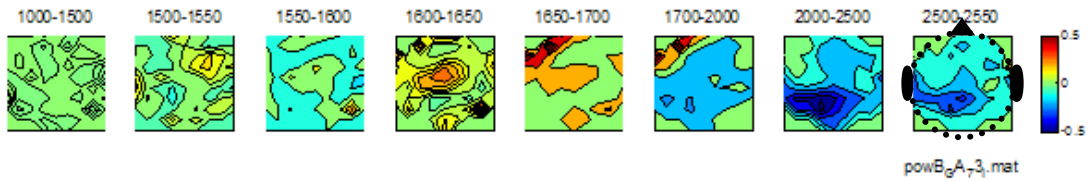
Σχήμα 7.12 Διαγράμματα του άλφα ρυθμού για τη συνθήκη go/nogo με στόχο στα αριστερά και δεξιά, αντίστοιχα. Η μπλε γραμμή είναι για τη συνθήκη go ενώ η κόκκινη για τη nogo.



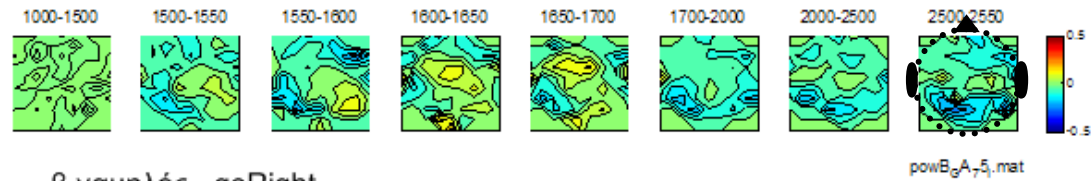
Σχήμα 7.13: Χάρτες δραστηριότητας του άλφα ρυθμού για τη συνθήκη go/nogo αριστερά και δεξιά, αντίστοιχα. Η πρόσθια περιοχή του φλοιού είναι στην πάνω πλευρά των χαρτών, όπως φαίνεται στο διάγραμμα της κεφαλής στο τέλος κάθε σειράς χαρτών. Το χρωματικό υπόμνημα (color bar) υποδεικνύει τη μείωση (πιο ψυχρά χρώματα – μπλε αποχρώσεις) ή την αύξηση (πιο θερμά χρώματα – κίτρινο/κόκκινες αποχρώσεις) του α ρυθμού.

Ο βήτα χαμηλός ρυθμός στη συνθήκη αυτή παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον καθώς στη περίπτωση που το υποκείμενο ετοιμάζεται να εκτελέσει σακκαδική κίνηση (συνθήκη go) εμφανίζεται μία αύξηση του β χαμηλού ρυθμού 100-150 msec μετά την εμφάνιση του trigger σε κεντρικές περιοχές (ηλεκτρόδια Cz, C1, C2, C3, C4, FCz). Η αύξηση αυτή απουσιάζει όταν το υποκείμενο δεν πρόκειται να εκτελέσει κίνηση (σχήμα 7.14). Μάλιστα, το εύρημα αυτό εξετάστηκε στατιστικά με repeated measures ANOVA (2 factors, Go (go/nogo) x Side (left/right) και βρέθηκε ότι η διαφορά αυτή είναι στατιστικά σημαντική (main effect of factor Go,  $F = 31.175$ ,  $p = 0.005$ ). Πιθανόν να σχετίζεται με δραστηριότητα στον κινητικό/προκινητικό φλοιό, αλλά το εύρημα αυτό χρήζει περαιτέρω διερεύνησης.

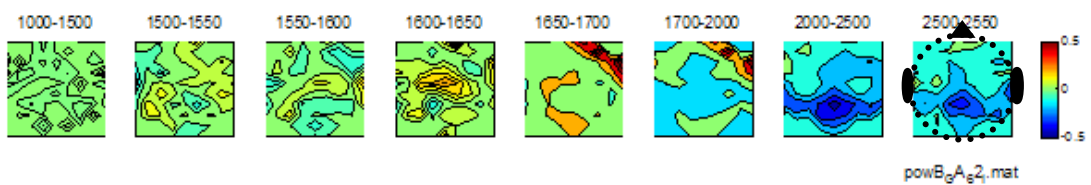
### β χαμηλός - goLeft



### β χαμηλός - nogoLeft



### β χαμηλός - goRight



### β χαμηλός - nogoRight



Σχήμα 7.14 Contour Maps για το βήτα χαμηλό ρυθμό κατά τη συνθήκη go/nogo, αριστερά και δεξιά. Η πρόσθια περιοχή του φλοιού είναι στην πάνω πλευρά των χαρτών, όπως φαίνεται στο διάγραμμα της κεφαλής στο τέλος κάθε σειράς χαρτών. Το χρωματικό υπόμνημα (color bar) υποδεικνύει τη μείωση (πιο ψυχρά χρώματα – μπλε αποχρώσεις) ή την αύξηση (πιο θερμά χρώματα – κίτρινο/κόκκινες αποχρώσεις) του β χαμηλού ρυθμού.

Στο βήτα υψηλό ρυθμό δεν εντοπίστηκε καμία σημαντική αλλαγή σε σχέση με τη περίοδο αναφοράς.



## 8. Συζήτηση

Στη παρούσα διπλωματική εξετάστηκαν οι εγκεφαλικοί ρυθμοί κατά την προετοιμασία σακκαδικών κινήσεων σε μία δοκιμασία Go/Nogo. Ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στον άλφα (7,8 – 12,1 Hz), βήτα χαμηλό (12, 4 – 19,5 Hz) και βήτα υψηλό ρυθμό (20,1 – 33,8 Hz). Η εγκεφαλική δραστηριότητα κατά τη προετοιμασία μία οφθαλμικής κίνησης, όπως καταγράφηκε με ηλεκτροεγκεφαλογραφία, συγκρίθηκε με την αντίστοιχη σε περίοδο ηρεμίας καθώς και με την αντίστοιχη στη συνθήκη μη κίνησης (nogo).

Τα πρώτα αποτελέσματα που προέκυψαν στα πλαίσια της διπλωματικής αυτής δείχνουν ότι σε σχέση με τη περίοδο ηρεμίας υπάρχουν έντονες διακυμάνσεις στο εύρος συχνοτήτων του άλφα και βήτα χαμηλού ρυθμού, τόσο στη συνθήκη move/nomove, όσο και στη συνθήκη go/nogo.

Στη περίπτωση του βήτα υψηλού ρυθμού δε βρέθηκαν κάποιες αξιόλογες διακυμάνσεις.

Για τον άλφα ρυθμό, οι περιοχές που εμφανίζουν εντονότερη δραστηριότητα είναι αυτές του ινιακού και βρεγματικού φλοιού. Μάλιστα, επειδή κατά τη λήψη του εγκεφαλογραφήματος οι περιοχές αυτές είναι σχετικά «προστατευμένες» από εσωτερικές παρεμβολές (για παράδειγμα βλεφαρισμούς) τα ευρήματα αυτά μπορούν να θεωρηθούν αρκετά αξιόπιστα.

Ένα ακόμα ενδιαφέρον εύρημα της εργασίας αυτής είναι η συμπεριφορά του βήτα χαμηλού ρυθμού 100-150 msec μετά την εμφάνιση του συνθήματος Go/Nogo. Βρέθηκε μία στατιστικά σημαντική αύξηση του α ρυθμού στα κεντρικά ηλεκτρόδια μόνο στις περιπτώσεις που το υποκείμενο προετοιμαζόταν για εκτέλεση σακκαδικής κίνησης. Θεωρείται ότι τα κεντρικά ηλεκτρόδια υποδεικνύουν δραστηριότητα του κινητικού φλοιού του εγκεφάλου.

Το τελευταίο εύρημα θα μπορούσε ίσως να αποτελέσει μία συνθήκη διαχωρισμού για τη περίπτωση που το υποκείμενο ετοιμάζεται να εκτελέσει σακκαδική κίνηση έναντι της περίπτωσης που απλά διατηρεί τη προσοχή του σταθερή. Δηλαδή θα μπορούσε να αποτελέσει τη νευροφυσιολογική βάση για τη σχεδίαση μίας διεπαφής Εγκεφάλου-Υπολογιστή (Brain-Computer Interface). Βέβαια κάτι τέτοιο θα μπορούσε να το πει κανείς με μεγαλύτερη ασφάλεια μόνο εάν εξεταστούν επιπλέον άτομα και συνεχίσει το εύρημα αυτό να είναι στατιστικά σημαντικό.

Επομένως, μελλοντικά πρέπει πρώτα απ' όλα να εξεταστούν τουλάχιστον άλλα

πέντε υποκείμενα κάτω από τις ίδιες συνθήκες και να ερευνηθεί αν τα συμπεράσματα της εργασίας αυτής ισχύουν στο σύνολο των δέκα υποκειμένων. Έτσι, με ένα μεγαλύτερο δείγμα μπορεί κανείς να είναι περισσότερο σίγουρος ότι τα αποτελέσματα που έχει δεν είναι τυχαία.

Ακόμα, πρέπει να μελετηθεί η συμπεριφορά και των υπολοίπων ρυθμών, κυρίως του θήτα και γάμμα, ώστε κανείς να έχει μία πιο ολοκληρωμένη εικόνα για όλα τα εύρη συχνοτήτων.

Τελική πρόταση για μελλοντική εργασία είναι η κατασκευή ενός Brain - Computer Interface που να χρησιμοποιεί τους εγκεφαλικούς ρυθμούς πριν από μία κίνηση σαν σήμα εισόδου. Αυτό θα μπορούσε να φανεί ιδιαίτερα χρήσιμο για άτομα με κινητικά προβλήματα που δε μπορούν να εκτελέσουν οφθαλμικές κινήσεις αλλά μόνο να τις φανταστούν (όπως για παράδειγμα άτομα με ALS - Amyotrophic lateral sclerosis). Βέβαια, για να γίνει κάτι τέτοιο τα πειράματα θα πρέπει να γίνουν και στους ίδιους τους ασθενείς.

## Αναφορές

- [1] Steriade, M. and Llinas, R.  
The functional states of the thalamus and the associated neuronal interplay  
Physiological Reviews 68: 699-742
- [2] Klimesch, W.  
EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review  
and analysis. Brain Res. Brain Res. 1999 Rev. 29, 169–195
- [3] Uhlhaas P.J., Singer W.  
Neural Synchrony in Brain  
Disorders: Relevance for Cognitive  
Dysfunctions and Pathophysiology
- [4] Ermentrout B, Kopell N.  
Learning of phase lags in coupled neural oscillators.  
Neural Computation. 1994; 6:225-241.
- [5] Somers D, Kopell N.  
Rapid synchronization through fast threshold modulation.  
Biol. Cybern. 1993; 68: 393-407.
- [6] Ward L.M.  
Synchronous neural oscillations and cognitive processes  
TRENDS in Cognitive Sciences Vol.7 No.12 December 2003  
Neuron 52, 155–168, October 5, 2006
- [7] Basar E., Basar – Eroglu C., Karakas S., Schurmann M.  
Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes  
International Journal of Psychophysiology 39 (2001) 241-248
- [8] Singer W.  
Synchronization of Cortical activity and its putative role in information processing and  
learning  
Annu. Rev. Physiol. 1993, 55:349 – 74.
- [9] Lamme V., Supèra H., Landmana R., Roelfsema P. R. and Spekreijse H.  
The role of primary visual cortex (V1) in visual awareness  
Vision Research Vol. 40, I. 10-12, June 2000, P. 1507-1521.
- [10] Javal, É  
Essai sur la physiologie de la lecture  
Annales d'oculistique 80, pp. 61–73, 1878
- [11] C. Pierrot-Deseilligny, R.M. Muri, C.J. Ploner, B. Gaymard, S. Rivaud-Pechoux  
Cortical control of ocular saccades in humans: a model for mortality  
Progress in Brain Research, Vol. 142, 2003
- [12] James A. Sharpe  
Cortical control of eye movements



1990 Rapid Science Ltd

- [13] Thomas Eggert  
Eye Movement Recordings: Methods  
Dev Ophthalmol. Basel, Karger, 2007, vol 40, pp 15–34
- [14] Pierrot-Deseilligny C., Muri R.M., Rivaud S and Gaymard B.  
Eye movement disorders after prefrontal cortex lesions in humans  
Soc. Neurosci. Abstr 21:1270 1995
- [15] Leigh R.J. And Zee D.S.  
The neurology of eye movements  
Oxford University Press, New York 1999
- [16] Pierrot-Deseilligny C., Rivaud S and Gaymard B. and Agid Y.  
Cortical Control of memory-guided saccades in a man  
Exp. Brain Res., 83: 607 – 617, 1991
- [17] Charles Pierrot-Deseilligny, MD, Sophie Rivaud, Rertrand Gaymard, MD, Rene Muri,  
MD and Anne-Isabelle Vermersch, MD  
Cortical Control of Saccades  
Ann Neurol 1995m 37:557-567
- [18] Maurizio Corbetta, Erbil Akbudak, Thomas E. Conturo, Abraham Z. Snyder, John M.  
Ollinger, Heather A. Drury, Martin R. Linenweber, Steven E. Petersen, Marcus E. Raichle,  
David C. Van Essen and Gordon L. Shulman  
A Common Network of Functional Areas  
for Attention and Eye Movements  
Neuron, Vol. 21, 761–773, October, 1998
- [19] David H. Hubel  
Eye, Brain, and Vision  
Scientific American Library, 1995
- [20] Farmer S. F.  
Rhythmicity, synchronization and binding in human and primate motor systems  
J Physiol. 1998 May 15; 509(Pt 1): 3–14.
- [21] Pineda JA.  
The functional significance of mu rhythms: translating "seeing" and "hearing" into  
"doing".  
Brain Res Brain Res Rev. 2005 Dec 1;50(1):57-68.
- [22] Niedermeyer E., da Silva F. L.  
Electroencephalography. Basic principles, Clinical Applications and Related Fields.  
3rd edition, Williams & Wilkins Baltimore 1993
- [23] Hari R., Salmelin R.  
Human cortical oscillations: a neuromagnetic view through the skull  
Trends Neurosci. (1997) 20, 44–49.
- [24] Basar E, Gonder A, Ozesmi C, Ungan P.  
Dynamics of brain rhythmic and evoked potentials. II. Studies in the auditory pathway,  
reticular formation and hippocampus during the waking stage.

Biol. Cybern. 1975; 20(3-4):145-160.

[25] Endokimidis I., Liakopoulos D., Constantinidis T.S. Papageorgiou C.  
Cortical potentials with antisaccades  
Electroencephalography and clinical Neurophysiology 98 (1996) 377 – 384.

[26] Neuper C., Wortz M., Pfurtscheller G.  
ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation  
Progress in brain research vol 159, 2006.

[27] Van Der Werf J., Jensen O., Fries P., Medendorp W. P.  
Gamma – Band Activity in Human Posterior Parietal Cortex Encodes the motor goal  
during delayed prosaccades and antisaccades.  
The journal of neuroscience, Aug 2008 28(34):8397-8405.

[28] Evdokimidis I., Mergner T., Lucking C.H.  
Dependence of presaccadic cortical potentials on the type of saccadic eye movement  
Electroencephalography and clinical Neurophysiol 83 (1992) 179 – 191.

[29] Becker W.  
Saccades  
Vision and visual disfunction vol. 8 p.95 – 137 1991.

[30] H.H. Jasper  
The 10–20 electrode system of the International Federation.  
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 10, p. 370–375, 1958.

[31]. Malmivuo J., Plosney R.  
Bioelectromagnetism. Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields  
Oxford University Press, NY, Oxford, 1995

[32]. Μονογυιού Ευσταθία  
Υπολογισμός της ηλεκτρικής εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια του ύπνου  
: εφαρμογή της Μεθόδου Πεπερασμένων Όγκων και των Τεχνητών Νευρωνικών  
Δικτύων Στις Υπνικές Ατράκτους  
Διαδακτορική Διατριβή, ΕΜΠ, Αθήνα, 2004

[33]. Lindsley D., Wicke J.  
The Electroencephalogram: Autonomous electrical activity in man and animals  
Bioelectric recording techniques, Academic Press NY, 1974

[34]. Κουτσούρης Δ., Παυλόπουλος Σ., Πρέντζα Α.  
Εισαγωγή στη βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων  
Εκδόσεις Τζιόλα, 2003

[35]. Κουτσούρης Δ., Γιόβα Δ.  
Μετρήσεις και έλεγχοι στη βιοϊατρική τεχνολογία  
Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα 2006

[36] A. C. MettingVanRijn, A. Peper, C. A. Grimbergen.  
High quality recording of bioelectric events. I: Interference reduction, theory and  
practice

Academic Medical Center, Medical Physics Department, Meibergdreef 15 1105 AZ  
Amsterdam, The Netherlands.

- [37] R.M. Rangayyan  
Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach  
IEEE Press Series in Biomedical Engineering, John Wiley & Sons, Inc, 2002
- [38] Δ. Γιόβα  
Εισαγωγή στη Βιοιατρική και Κυτταρική Μηχανική  
Ε.Μ.Π., 2002
- [39] L.G. Tassinary, T.H. Geen, J.T. Cacioppo, R. Edelberg  
Issues in biometrics: Offset potentials and the electrical stability of Ag/AgCl electrodes.  
*Psychophysiology*, 27:236-242, 1990
- [40] S. P. Levine, J. E. Huggins, S. L. BeMent, R. K. Kushwaha, L. A. Schuh, M. M. Rohde, E. A. Passaro, D. A. Ross, K. V. Elisevich, and B. J. Smith  
A direct brain interface based on event-related potentials  
*IEEE Trans Rehabil Eng*, vol. 8, pp. 180-5, 2000
- [41] Dobelle, Wm. H.  
Artificial Vision for the Blind by Connecting a Television Camera to the Visual Cortex  
Volume 46(1), January/February 2000, pp 3-9
- [42] Serruya MD, Donoghue JP. (2003)  
Chapter III: Design Principles of a Neuromotor Prosthetic Device in Neuroprosthetics:  
Theory and Practice  
Kenneth W. Horch, Gurpreet S. Dhillon. Imperial College Press.
- [43] G Schalk, K J Miller, N R Anderson, J A Wilson, M D Smyth, J G Ojemann, D W Moran,  
J R Wolpaw and E C Leuthardt  
Two-dimensional movement control using electrocorticographic signals in humans  
*J. Neural Eng.* 5 (2008) 75-84
- [47] Jain AK, Duin PW, Mao J.  
Statistical pattern recognition: a review  
*IEEE trans Pattern Anal Machine Intell* 2000, p 22:4-37
- [48] Wolpaw JR, Birbaumer N., Dennis J. McFarland, Pfurtscheller G., Vaughan T.M.  
Brain-computer interfaces for communication and control  
*Clinical Neurophysiology* 113 (2002) 767-791
- [49] Vidal JJ.  
Towards direct brain-computer communication  
*Annu Rev Biophys Bioeng* 1973
- [50] Vidal JJ.  
Real time detection of brain events in EEG  
*IEEE Proc* 1977
- [51] Sutter EE.  
The visual evoked response as a communication channel  
*Proceedings of the IEEE Symposium on Biosensors*, 1984

- [52] Birbaumer N, Kubler A, Ghanayim N, Hinterberger T, Perelmouter J, Kaiser J, Iversen I, Kotchoubey B, Neumann N, Flor H.  
The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients  
IEEE Trans Rehabil Eng 2000;8:190-192
- [53] Donchin E., Spencer KM, Wijesinghe R.  
The mental prosthesis: assessing the speed of a P300 – based brain-computer interface.  
IEEE Trans Rehabil Eng 2000;8:174-179
- [54] Schalk G, Wolpaw JR, McFarland DJ, Pfurtscheller G.  
EEG-Based communication and control: presence of error potentials  
Clin. Neurophysiol, 2000
- [55] Pfurtscheller G., Neuper C., Guger C., Harkam W., Ramoser H., Schlögl A., Obermaier B. and Pregenzer M.  
Current Trends in Graz Brain-Computer Interface (BCI) Research  
IEEE Transactions on rehabilitation engineering, vol. 8, no. 2, JUNE 2000
- [56] Schalk G.  
Brain-computer symbiosis  
Institute of Physics Publishing, J. Neural Eng. 5 (2008) P1-p15
- [57] Shenoy P. , Miller KJ., Ojemann JG. and Rao R.P.N.  
Generalized Features for Electrocorticographic BCIs  
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 55, no.1, Jan 2008
- [58] Navin Lal T. , Hinterberger T. , Widman G., Schroder M., Hill J., Rosenstiel W., Elger C. , Scholkopf B. and Birbaumer N.  
Methods Towards Invasive Human Brain Computer Interfaces  
Advances in Neural Information Processing System Volume 17, pp. 737-744, 2005.
- [59] Grossman A, Morlet J.  
Decomposition of Hardy functions into square integrable wavelets of constant shape.  
SIAM J. Math. Anal. 1984; 15(4): 723-736.
- [60] Meyer Y, Jaffard S, Rioul O.  
L'analyse par ondelettes.  
La Science. 1987; 119: 28-37.
- [61] Samar VJ, Swartz KP, Raghuvver MR.  
Multiresolution analysis of event related potentials by wavelet decomposition.  
Brain and Cognition. 1995; 27:398-438.
- [62] Kadambe S, Boudreaux-Bartels GF.  
A comparison of wavelet function for pitch detection of speech signals.  
IEEE CH2977-7/91. 1991; 449-452.
- [63] Shen M., Sun L., and Chan F. H. Y.  
Detection of Dynamic Rhythms of Electroencephalography by Using Wavelet Packets Decomposition  
2001 Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, October 25-28, Istanbul, Turkey

- [64] Blanco S., Figliola A., Quian Quiroga R., Rosso O.A. and Serrano E.  
Time-frequency analysis of electroencephalogram series. III. Wavelet packets and  
information cost function  
Physical Review E, Vol 57, No 1, Jan 1998
- [65] Rosso O. A. and Figliola A.  
Order/disorder in brain electrical activity  
Investigation Revista Mexicana de fisica 50 (2) 149-155 Apr 2004
- [66] Al-Nashash H. A., Paul J. S. and Thakor N. V.  
Wavelet Entropy Method for EEG Analysis: Application to Global Brain Injury  
Proceedings of the 1st International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering,  
Italy, pp. 348-351, March, 2003.
- [67] Malina T., Folkers A., Hofmann U. G.  
Real-time EEG processing based on Wavelet Transformation  
12 th Nordic Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics,  
Reykjavik, 2002
- [68] Merzagora A. C., Bunce S., Izzetoglu M., Onaral B.  
Wavelet analysis for EEG feature extraction in deception detection  
Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology  
Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 2006;1():2434-7.

## Παράρτημα Α

Ακολουθεί ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε για το σχεδιασμό του πειράματος, σε περιβάλλον Presentation.

```
##
scenario = "pro-anti saccades with long fixation interval
(preparatory)";

scenario_type = trials;

default_path =
"E:\\Presentation_exp\\stimulus\\saccadesNY\\proanti_longfix";

#randomize_trials = true;
default_trial_duration=8000;
write_codes = true;
pulse_width = 40;
default_output_port = 1;

stimulus_properties = stype, string, sdir, string, is_target,
string;
# stype =pro/anti/no, sdir=le/right/
event_code_delimiter = ";";

begin;

picture {
    background_color = 0, 0, 0;
} default;

box { height = 20; width = 20; color = 255,255,255; } horiz;

box { height = 5; width = 15; color = 0,255,0; } horiz_green;
box { height = 15; width = 5; color = 0,255,0; } vert_green; #green
color

box { height = 5; width = 15; color = 255,255,255; } horiz_white;
box { height = 15; width = 5; color = 255,255,255; } vert_white;
#white color

box { height = 5; width = 15; color = 255,0,0; } horiz_red;
box { height = 15; width = 5; color = 255,0,0; } vert_red; #red
color
```

```

#picture {
#   text {
#       caption = "Start!";
#       font_size = 24;
#   };
#   x = 0; y = 0;
#} start_text;

picture {
    box horiz_white;
    x = 0; y = 0;
    box vert_white;
    x = 0; y = 0;
} white_cross;

picture {
    box horiz_green;
    x = 0; y = 0;
    box vert_green;
    x = 0; y = 0;
    box horiz;
    x = 500; y = 0;
} green_right;

picture {
    box horiz_green;
    x = 0; y = 0;
    box vert_green;
    x = 0; y = 0;
    box horiz;
    x = -500; y = 0;
} green_left;

picture {
    box horiz_red;
    x = 0; y = 0;
    box vert_red;
    x = 0; y = 0;
    box horiz;
    x = 500; y = 0;
} red_right;

picture {
    box horiz_red;
    x = 0; y = 0;
    box vert_red;
    x = 0; y = 0;
    box horiz;
    x = -500; y = 0;
} red_left;

picture {
    box horiz_white;

```

```

    x = 0; y = 0;
    box vert_white;
    x = 0; y = 0;
        box horiz;
    x = 500; y = 0;
} target_right;

picture {
    box horiz_white;
    x = 0; y = 0;
    box vert_white;
    x = 0; y = 0;
    box horiz;
    x = -500; y = 0;
} target_left;

$trigger_fix=1;
$trigger_moveright=2;
$trigger_moveleft=3;
$trigger_nomoveright=4;
$trigger_nomoveleft=5;
$trigger_right=6;
$trigger_left=7;

$isi_offset = 100; # This value will be replaced later, but it is
necessary to avoid an
                    # error message generated by the interpreter in
the current release
$isi = 2000; # shorter time in msec for duration of fixation cross
#$isi_variability = '1000*$random_value/2'; # Isi can vary by
1000*[0,1)/2 (in msec)

$duration1=2000;
$duration3=1000;

#-----
-----

trial {
    $isi_offset = 'floor($random_value*5)*250';
    #isi variability is 200 ms in a range of 1000ms, so
random values are in [0,1) and
    # then separated in 6 time intervals (0-200, 200-400,
400-600, 600-800, 800-1000) so random_value*6 creates the six
    # intervals and then multiply by 200 to get the
increments of 200ms*n intervals.
    $duration2='$isi+$isi_offset';

    picture white_cross;
    time=0;
    duration=$duration1;
    code="fix;no";

```



```

        port_code=$trigger_fix;
        picture green_right;
time=$duration1;
        duration=$duration2;
code="delaymove;right";
port_code=$trigger_moveright;
picture target_right;
time='$duration1+$duration2';
duration=$duration3;
code="move;right";
port_code=$trigger_right;
} move_right;

trial {
        $isi_offset = 'floor($random_value*5)*250';
        $duration2='$isi+$isi_offset';
picture white_cross;
time=0;
duration=$duration1;
code="fix;no";
port_code=$trigger_fix;
picture green_left;
time=$duration1;
        duration=$duration2;
code="delaymove;left";
port_code=$trigger_moveleft;
picture target_left;
time='$duration1+$duration2';
duration=$duration3;
code="move;left";
port_code=$trigger_left;
} move_left;

trial {
        $isi_offset = 'floor($random_value*5)*250';
        $duration2='$isi+$isi_offset';
picture white_cross;
time=0;
duration=$duration1;
code="fix;no";
port_code=$trigger_fix;
picture red_right;
time=$duration1;
        duration=$duration2;
code="delay_nomoveright;right";
port_code=$trigger_nomoveright;
picture target_right;
time='$duration1+$duration2';
duration=$duration3;
code="nomove;right";
port_code=$trigger_right;
} nomove_right;

```

```

trial {
    $isi_offset = 'floor($random_value*5)*250';
    $duration2='$isi+$isi_offset';
    picture white_cross;
    time=0;
    duration=$duration1;
    code="fix;no";
    port_code=$trigger_fix;
    picture red_left;
    time=$duration1;
    duration=$duration2;
    code="delay_nomoveleft;left";
    port_code=$trigger_nomoveleft;
    picture target_left;
    time='$duration1+$duration2';
    duration=$duration3;
    code="move;left";
    port_code=$trigger_left;
} nomove_left;

# put trials in array for PCL

array {
    LOOP $j 10;
        trial move_left;
        trial move_right;
        trial nomove_left;
        trial nomove_right;
    ENDLLOOP;
} all_trials;

begin_pcl;

int no_trials = 40; # auto prepei na einai <= apo ton counter tou
loop

# randomly shuffle the main trials
all_trials.shuffle();
#anti_trials.shuffle();
#nomove_trials.shuffle();

# show trials
int i = 1;

loop until
    i > no_trials
begin

```

```
    all_trials[i].present();  
    i = i + 1  
end;
```

## Παράρτημα Β

Ακολουθούν κάποιες ρουτίνες matlab που δημιουργήθηκαν στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής. Αφού έχει ήδη υπολογιστεί ο μετασχηματισμός wavelet όλων των δοκιμασιών εκτελείται το ακόλουθο -m αρχείο το οποίο τις χωρίζει σε κατηγορίες ανάλογα με τον τύπο των triggers, παραλείποντας όλες τις δοκιμασίες που έχουν θόρυβο (artifacts).

```
clear;
subject = 'athi9';
load([subject '.mat']);
rhythm = ['a', 'l', 'h', 'g' 't'];
load(['db_' subject '.mat']);
for k = 1:length(rhythm)
load(['frqamp_' subject '_' rhythm(k) '.mat']);

% μετρητές για το πλήθος των έγκυρων δοκιμασιών σε κάθε συνθήκη:
% mr → move right
% ml → move left
% nr → no move right
% nl → no move left
mr = 1;
ml = 1;
nr = 1;
nl = 1;

for i = 1:size(frqbnd.dat.emm, 2)-1

    %an den einai artifact eksetase poio trigger exoyme
    if C(i) == 0
        if allsubj.subject.markdata(i, 10) == 126
            pro4_wave(mr) = frqbnd.dat.emm(i);
            mr = mr+1;
        else if allsubj.subject.markdata(i, 10) == 137
            pro5_wave(ml) = frqbnd.dat.emm(i);
            ml = ml+1;
        else if allsubj.subject.markdata(i, 10) == 146
            anti5_wave(nr) = frqbnd.dat.emm(i);

            nr = nr+1;
        else
            anti4_wave(nl) = frqbnd.dat.emm(i);
            nl = nl+1;
        end
    end
end
```

```

        end
    else ;
    end
end

% Τώρα μπορούν να αποθηκευτούν τα αρχεία με τα wavelet χωρισμένα ανά
είδος.
frqbnd.dat.emm = pro4_wave;
new_file = ['frqamp_' subject '_26_' rhythm(k) '.mat'];
copyfile(['frqamp_' subject '_' rhythm(k) '.mat'], new_file);
save (new_file, 'frqbnd', '-append');

frqbnd.dat.emm = pro5_wave;
new_file = ['frqamp_' subject '_37_' rhythm(k) '.mat'];
copyfile(['frqamp_' subject '_' rhythm(k) '.mat'], new_file);
save (new_file, 'frqbnd', '-append');

frqbnd.dat.emm = anti4_wave;
new_file = ['frqamp_' subject '_46_' rhythm(k) '.mat'];
copyfile(['frqamp_' subject '_' rhythm(k) '.mat'], new_file);
save (new_file, 'frqbnd', '-append');

frqbnd.dat.emm = anti5_wave;
new_file = ['frqamp_' subject '_57_' rhythm(k) '.mat'];
copyfile(['frqamp_' subject '_' rhythm(k) '.mat'], new_file);
save (new_file, 'frqbnd', '-append');

end

```