



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

**Επεξεργασία εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών παρουσία  
ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με χρήση του  
μετασχηματισμού wavelet**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ευθυμία Ι. Παπαδήμα

**Επιβλέπων :** Χρήστος Ν. Καψάλης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2010





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

**Επεξεργασία εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών παρουσία  
ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με χρήση του  
μετασχηματισμού wavelet**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ευθυμία Ι. Παπαδήμα

**Επιβλέπων :** Χρήστος Ν. Καψάλης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την

.....  
Χρήστος Καψάλης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....  
Παναγιώτης Κωττής  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....  
Φίλιππος Κωνσταντίνου  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2010

.....  
**Ευθυμία Ι. Παπαδήμα**

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

Copyright © Ευθυμία Ι. Παπαδήμα, 2010  
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 το συγγραφέα.

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

## Περίληψη

Στις μέρες μας είναι κοινή η ανησυχία για τους κινδύνους που ενδεχομένως προκύπτουν από συσκευές εκπομπής ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, με πιο χαρακτηριστικό το παράδειγμα των κινητών τηλεφώνων. Απόρροια αυτής της ανησυχίας είναι οι έρευνες με αντικείμενο τη μελέτη της επίδρασης της ακτινοβολίας στον ανθρώπινο οργανισμό και, πιο συγκεκριμένα, στον εγκέφαλο. Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, δηλαδή η καταγραφή των ηλεκτρικών εγκεφαλικών σημάτων, είναι ο κυριότερος μη επεμβατικός τρόπος μελέτης της λειτουργίας του ανθρώπινου εγκεφάλου. Για το λόγο αυτό καθίσταται αναγκαία η μελέτη και κατανόησή του.

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής είναι η επεξεργασία του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος απουσία και παρουσία ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με χρήση του μετασχηματισμού wavelet και η εξαγωγή συμπερασμάτων. Αρχικά, μελετάται η δομική μονάδα του ανθρώπινου νευρικού συστήματος, το νευρικό κύτταρο ή νευρώνας. Στη συνέχεια, παρουσιάζεται η λειτουργία του ηλεκτροεγκεφαλογράφου, η καταγραφή του εγκεφαλικού σήματος καθώς και τα βασικά χαρακτηριστικά του εγκεφαλογραφήματος, όπως οι ρυθμοί από τους οποίους αποτελείται και οι κορυφώσεις του σε σχέση με το χρόνο.

Ακολούθως, περιγράφεται η διάταξη που αναπτύχθηκε για τη διεξαγωγή του πειράματος και η πειραματική διαδικασία που ακολουθήθηκε. Στη συνέχεια, δίνεται μια αναλυτική περιγραφή του μετασχηματισμού wavelet καθώς και ο συλλογισμός που οδήγησε στην επιλογή του μητρικού wavelet που χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Το μητρικό wavelet που χρησιμοποιήθηκε είναι το Meyer Wavelet.

Στο τέλος δίνονται τα αποτελέσματα επεξεργασίας του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Αποκαλύπτονται πληροφορίες για τις φασματικές συνιστώσες και τις κορυφώσεις του. Γίνεται κάποιος σχολιασμός τους και κατατίθενται τα συμπεράσματα που εξάγονται.

**Λέξεις Κλειδιά:** εγκεφαλικό σήμα, μετασχηματισμός wavelet, ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, προκλητά δυναμικά, ηλεκτροεγκεφαλογράφημα



# Overview

Nowadays, people tend to worry about the potential danger coming from the use of appliances that emit electromagnetic radiation, especially cellular phones. As a result, there has been research concerning the influence of radiation on the human body and more specifically on the human brain. The electroencephalogram (EEG), which is the recording of the brain's electrical activity, is the main non-interventional way of studying brain function. For this reason, it is necessary to study and understand this procedure.

The main objective of the present thesis is the processing of the EEG signal both in the absence and in the presence of electromagnetic radiation using the wavelet transform and the drawing of conclusions. Primarily, we study the structural unit of the human nervous system called nerve cell or neuron. Then, we present the basic function of the electroencephalograph along with the recording of the EEG signal and the main characteristics of the EEG such as the spectral components and the basic spikes of evoked related potentials.

Moreover, we describe the experimental provision and process. We also provide a detailed description of the wavelet transform as well as the speculation that led to the use of a specific mother wavelet in order to analyze the EEG signal. The mother wavelet chosen is the Meyer wavelet.

At the end, we present the results of the signal processing. We reveal interesting information about the spectral components and the basic spikes. We comment the results presented and state our conclusions.

**Key Words:** brain signal, wavelet transform, electromagnetic radiation, event related potentials (ERPs), electroencephalogram (EEG)





## **Ευχαριστίες**

Θα ήθελα να ευχαριστήσω αρχικά τον καθηγητή κύριο Χρήστο Καψάλη που μου εμπιστεύθηκε την ανάθεση της παρούσας διπλωματικής και μου έδωσε με αυτόν τον τρόπο την ευκαιρία να μελετήσω ένα ιδιαίτερα ενδιαφέρον θέμα. Στη συνέχεια θα ήθελα να ευχαριστήσω την υποψήφια διδάκτωρ Χρυσάνθη Χουντάλα για την υπομονή, την καθοδήγηση και τη βοήθειά της σε όλα τα στάδια εκπόνησης της διπλωματικής εργασίας. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για τη στήριξη που μου έχει παράσχει όλα αυτά τα χρόνια.



# Πίνακας Περιεχομένων

<b>1</b>	<b>Εισαγωγή</b>	<b>14</b>
1.1	Αντικείμενο της διπλωματικής	14
1.2	Δομή	15
<b>2</b>	<b>Στοιχεία Νευροφυσιολογίας, ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και εγκεφαλικό σήμα</b>	<b>16</b>
2.1	Νευρικά κύτταρα	16
2.1.1	Τύποι νευρώνων	18
2.2	Δυναμικό μεμβράνης	18
2.2.1	Δυναμικό ισορροπίας	19
2.2.2	Δυναμικό ηρεμίας	19
2.2.3	Βαθμωτά Δυναμικά	19
2.2.4	Ενεργά Δυναμικά	19
2.2.5	Η αξία του ενεργού Δυναμικού	22
2.3	Λειτουργία του Εγκεφαλογράφου	22
2.4	Στοιχεία του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος	25
2.5	Βιοματικά Δυναμικά του εγκεφάλου	28
2.5.1	Ορισμοί και κατηγορίες των Βιοματικών Δυναμικών	28
2.5.2	Έρευνα Βιοματικών Δυναμικών στην ψυχιατρική και τη νευρολογία	29
<b>3</b>	<b>Πειραματική διάταξη- Πειραματική διαδικασία</b>	<b>33</b>
3.1	Εισαγωγή	33
3.2	Πειραματική διάταξη	33
3.3	Πειραματική διαδικασία	35
<b>4</b>	<b>Μετασχηματισμός Wavelet</b>	<b>39</b>
4.1	Μετασχηματισμός Fourier	39
4.1.1	Ορισμός	39
4.1.2	Μειονεκτήματα του μετασχηματισμού Fourier	40
4.2	Short Term Fourier Transform (STFT)	43
4.2.1	Ορισμός	43
4.2.2	Μειονεκτήματα του STFT	43
4.3	Μετασχηματισμός Wavelet	44
4.3.1	Συνεχής Μετασχηματισμός Wavelet- Continuous Wavelet Transform (CWT)	44
4.3.2	Διακριτός Μετασχηματισμός Wavelet- Discrete Wavelet Transform	46
4.3.3	Η κλιμακωτή συνάρτηση (Scaling function)	47
4.3.4	Η κλιμακωτή εξίσωση, οι συντελεστές κλιμάκωσης και η σχετική εξίσωση wavelet	48
4.3.5	Ο Ταχύς Μετασχηματισμός Wavelet (Fast Wavelet Transform)	49

4.3.6 Διακριτά σήματα εισόδου πεπερασμένου μήκους	50
4.3.7 Ενέργεια Wavelet	52
4.3.8 Παράδειγμα	52
<b>4.4 Δισδιάστατος Μετασχηματισμός Wavelet</b>	<b>53</b>
<b>4.5 Wavelet Packets</b>	<b>53</b>
<b>4.6 Mother Wavelets</b>	<b>56</b>
<b>4.7 Εφαρμογές της μεθόδου wavelet</b>	<b>65</b>
<b>4.8 Κριτήρια επιλογής της κατάλληλης wavelet συνάρτησης</b>	<b>69</b>
<b>4.9 Επιλογή του Mother Wavelet</b>	<b>69</b>
<b>5 Επεξεργασία των μετρήσεων</b>	<b>71</b>
5.1 Γενικά	71
5.2 Μέτρηση των βιοματικών δυναμικών	71
5.3 Επεξεργασία των δεδομένων του πειράματος	73
5.3.1 Κορύφωση P50	73
5.3.1.1 Υψηλός Τόνος	73
5.3.1.1.1 Ρυθμός α- Ανδρικό Φύλο	73
5.3.1.1.2 Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο	75
5.3.1.1.3 Ρυθμός α- Συνολικά	76
5.3.1.1.4 Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο	77
5.3.1.1.5 Ρυθμός β- Γυναικείο Φύλο	79
5.3.1.1.6 Ρυθμός β- Συνολικά	80
5.3.1.1.7 Ρυθμός δ- Ανδρικό Φύλο	81
5.3.1.1.8 Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο	83
5.3.1.1.9 Ρυθμός δ- Συνολικά	84
5.3.1.1.10 Ρυθμός θ- Ανδρικό Φύλο	85
5.3.1.1.11 Ρυθμός θ- Γυναικείο Φύλο	87
5.3.1.1.12 Ρυθμός θ- Συνολικά	88
5.3.1.2 Χαμηλός Τόνος	89
5.3.1.2.1 Ρυθμός α- Ανδρικό Φύλο	89
5.3.1.2.2 Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο	90
5.3.1.2.3 Ρυθμός α- Συνολικά	92
5.3.1.2.4 Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο	93
5.3.1.2.5 Ρυθμός β- Γυναικείο Φύλο	94
5.3.1.2.6 Ρυθμός β- Συνολικά	96
5.3.1.2.7 Ρυθμός δ- Ανδρικό Φύλο	97
5.3.1.2.8 Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο	99

5.3.1.2.9 Ρυθμός δ- Συνολικά	100
5.3.1.2.10 Ρυθμός θ- Ανδρικό Φύλο	101
5.3.1.2.11 Ρυθμός θ- Γυναικείο Φύλο	102
5.3.1.2.12 Ρυθμός θ- Συνολικά	103
5.3.2 Κορύφωση N100	105
5.3.2.1 Υψηλός Τόνος	105
5.3.2.1.1 Ρυθμός α- Ανδρικό Φύλο	105
5.3.2.1.2 Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο	106
5.3.2.1.3 Ρυθμός α- Συνολικά	107
5.3.2.1.4 Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο	108
5.3.2.1.5 Ρυθμός β- Γυναικείο Φύλο	109
5.3.2.1.6 Ρυθμός β- Συνολικά	110
5.3.2.1.7 Ρυθμός δ- Ανδρικό Φύλο	111
5.3.2.1.8 Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο	113
5.3.2.1.9 Ρυθμός δ- Συνολικά	114
5.3.2.1.10 Ρυθμός θ- Ανδρικό Φύλο	115
5.3.2.1.11 Ρυθμός θ- Γυναικείο Φύλο	116
5.3.2.1.12 Ρυθμός θ- Συνολικά	117
5.3.2.2 Χαμηλός Τόνος	118
5.3.2.2.1 Ρυθμός α- Ανδρικό Φύλο	118
5.3.2.2.2 Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο	119
5.3.2.2.3 Ρυθμός α- Συνολικά	120
5.3.2.2.4 Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο	121
5.3.2.2.5 Ρυθμός β- Γυναικείο Φύλο	122
5.3.2.2.6 Ρυθμός β- Συνολικά	124
5.3.2.2.7 Ρυθμός δ- Ανδρικό Φύλο	125
5.3.2.2.8 Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο	126
5.3.2.2.9 Ρυθμός δ- Συνολικά	127
5.3.2.2.10 Ρυθμός θ- Ανδρικό Φύλο	128
5.3.2.2.11 Ρυθμός θ- Γυναικείο Φύλο	129
5.3.2.2.12 Ρυθμός θ- Συνολικά	130
<b>6 Συμπεράσματα</b>	<b>132</b>
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</b>	<b>133</b>

# 1

## *Εισαγωγή*

Τα τελευταία χρόνια χαρακτηρίζονται από την εξάπλωση της χρήσης των ασύρματων δικτύων τηλεφωνίας και δεδομένων. Η εξάπλωση αυτή συνοδεύεται από την αυξανόμενη ανησυχία του κοινού για τις επιδράσεις της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στον ανθρώπινο οργανισμό και, ακόμη περισσότερο, στις λειτουργίες του ανθρώπινου εγκεφάλου. Για το λόγο αυτό, πλήθος επιστημόνων έχει θέσει ως αντικείμενο των ερευνών του τη μελέτη της επίδρασης αυτής στη λειτουργία του ανθρώπινου εγκεφάλου. Προϋπόθεση για την εξαγωγή σωστών συμπερασμάτων αποτελεί η μελέτη και κατανόηση των λειτουργιών του εγκεφάλου. Ένας τρόπος αποτύπωσης της δραστηριότητας του εγκεφάλου είναι το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα.

### **1.1 Αντικείμενο της διπλωματικής**

Η παρούσα διπλωματική εργασία έχει ως αντικείμενο τη μελέτη της επίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής (H/M) ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα, με χρήση του μετασχηματισμού wavelet. Για το σκοπό αυτό μελετήθηκαν οι παράμετροι και υλοποιήθηκαν πειραματικές διατάξεις για την καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων παρουσία H/M ακτινοβολίας. Διεξήχθησαν πειράματα σε συνεργασία με το Αιγινήτειο νοσοκομείο. Τα δεδομένα που προέκυψαν από τις πειραματικές μετρήσεις υπέστησαν επεξεργασία με χρήση του μετασχηματισμού wavelet, πιο συγκεκριμένα με wavelet packets. Ως μητρικό wavelet χρησιμοποιήθηκε το Meyer wavelet. Τα αποτελέσματα της επεξεργασίας αυτής αναλύθηκαν και προέκυψαν κάποια συμπεράσματα για τους παράγοντες που εμπλέκονται στην επίδραση της ακτινοβολίας στα εγκεφαλικά σήματα.

Η επεξεργασία των δεδομένων έχει ως εξής. Τα αρχικά δεδομένα (raw data) υφίστανται μια προεργασία προκειμένου να έρθουν σε μορφή κατάλληλη προς επεξεργασία με χρήση του μετασχηματισμού wavelet όπου το σήμα αναλύεται σε διάφορες συχνοτικές ζώνες με

διαφορετική ανάλυση στην κάθε ζώνη. Αναφέρουμε στο σημείο αυτό ονομαστικά τις συχνοτικές ζώνες, που είναι οι  $\gamma$ ,  $\beta$ ,  $\alpha$ ,  $\theta$  και  $\delta$ . Λεπτομερέστερη αναφορά τους θα ακολουθήσει στα επόμενα κεφάλαια. Στην παρούσα διπλωματική εργασία δε θα μελετηθεί ο ρυθμός  $\gamma$ . Τελικά υπολογίστηκε η συνολική ενέργεια για κάθε χρονική στιγμή και έγινε μια εκτίμηση των ενεργειών σε χρονική βάση όπου για κάθε συχνοτική ζώνη υπολογίστηκαν οι μέσοι όροι των ενεργειών. Τα αποτελέσματα αυτά δίνονται γραφικά.

Στη συνέχεια δίνεται αναλυτικά η δομή της διπλωματικής εργασίας.

## 1.2 Δομή

Η διπλωματική εργασία διαρθρώνεται σε 6 κεφάλαια.

Στο παρόν κεφάλαιο (πρώτο κεφάλαιο) δίνεται μια εισαγωγή στο θέμα της εργασίας.

Στο δεύτερο κεφάλαιο δίνονται κάποια στοιχεία για το νευρικό σύστημα, ειδικότερα για το δομικό του στοιχείο που είναι ο νευρώνας, τη φυσιολογία του εγκεφάλου, τη λειτουργία του εγκεφαλογράφου καθώς και τον τρόπο καταγραφής του εγκεφαλικού σήματος. Πιο συγκεκριμένα, σε ό,τι αφορά στα προκλητά δυναμικά περιγράφονται οι φασματικές συνιστώσες τους και οι βασικές κορυφώσεις σε σχέση με το χρόνο.

Στο τρίτο κεφάλαιο περιγράφεται η διάταξη που αναπτύχθηκε στο χώρο του Αιγινήτειου νοσοκομείου για τις ανάγκες διεξαγωγής του πειράματος καθώς και η πειραματική διαδικασία που ακολουθήθηκε.

Στο τέταρτο κεφάλαιο δίνεται μία σύντομη περιγραφή διαφόρων μετασχηματισμών Fourier και των «αδυναμιών» τους που οδήγησαν στην ανάπτυξη της θεωρίας των wavelet. Επίσης, δίνεται αναλυτική περιγραφή του μετασχηματισμού wavelet και παρουσιάζονται οι πιο βασικές από τις mother wavelet συναρτήσεις με τις αντίστοιχες κλιμακωτές συναρτήσεις (όπου αυτές ορίζονται).

Στο πέμπτο κεφάλαιο δίνεται η διαδικασία επεξεργασίας των αρχικών δεδομένων ώστε να έρθουν σε μορφή κατάλληλη προς εφαρμογή του μετασχηματισμού wavelet και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της επεξεργασίας των δεδομένων που προκύπτουν με χρήση του μετασχηματισμού wavelet σε ό,τι αφορά τα προκλητά δυναμικά. Ακολουθεί σχολιασμός των αποτελεσμάτων.

Στο έκτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα συμπεράσματα που εξάγονται στην παρούσα διπλωματική εργασία.

# 2

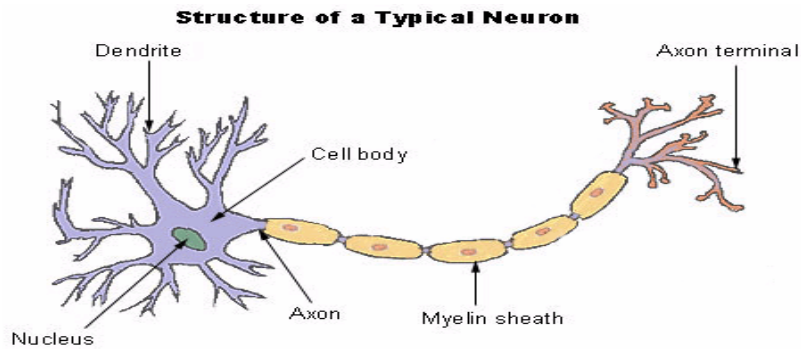
## *Στοιχεία Νευροφυσιολογίας, ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και εγκεφαλικό σήμα*

Στο κεφάλαιο αυτό αρχικά δίνεται μια περιγραφή της δομικής μονάδας του νευρικού συστήματος που ονομάζεται νευρικό κύτταρο ή νευρώνας. Επίσης, δίνονται κάποια στοιχεία της φυσιολογίας του εγκεφάλου. Στη συνέχεια αναλύεται η λειτουργία του εγκεφαλογράφου και ο τρόπος καταγραφής του εγκεφαλικού σήματος. Περιγράφονται οι φασματικές συνιστώσες και οι βασικές κορυφώσεις των προκλητών δυναμικών σε σχέση με το χρόνο.

### **2.1 Νευρικά κύτταρα**

Το νευρικό κύτταρο ή νευρώνας είναι η δομική μονάδα του νευρικού συστήματος. Οι νευρώνες είναι κύτταρα ευερέθιστα στον ηλεκτρισμό που επεξεργάζονται και διαβιβάζουν πληροφορίες. Στα σπονδυλωτά ζώα, οι νευρώνες είναι τα βασικά τμήματα του εγκεφάλου, του νωτιαίου μυελού και των απομακρυσμένων νευρών. Αποτελούνται από το κυρίως σώμα (cell body), τους δενδρίτες (dendrites), τον άξονα (axon) και τις απολήξεις του (axon terminal). Η πλειοψηφία των νευρώνων στα σπονδυλωτά ζώα λαμβάνει σήμα μέσω του σώματος και των δενδριτών και το διαβιβάζει μέσω του άξονα, εκλύοντας ταυτόχρονα βιοχημικές ουσίες (αγγελιοφόρους) για να επικοινωνούν με άλλα κύτταρα. Το νευρικό κύτταρο έχει επίσης πυρήνα και ριβοσώματα και, επομένως, φέρει την αναγκαία γενετική πληροφορία για να παράγει πρωτεΐνες. Διάφορα οργανίδια και ουσίες μετακινούνται από το κυρίως σώμα κατά μήκος του άξονα (αξονική μεταφορά) και αντίστροφα, από τις νευρικές απολήξεις προς το σώμα, ούτως ώστε τα διάφορα χημικά σήματα να έχουν τη δυνατότητα να επηρεάζουν τη μορφολογία και βιοχημεία του νευρώνα. Πρέπει, όμως, να σημειωθεί ότι υπάρχει μεγάλη ετερογένεια σε όλο το νευρικό σύστημα καθώς επίσης και σε όλο το ζωικό βασίλειο όσον αφορά στο μέγεθος, τη μορφή και τη λειτουργία των νευρώνων.





Σχήμα 1- Τυπική δομή ενός νευρώνα

Ο άξονας (ή νευρική ίνα) αποτελεί μια προέκταση του κυρίως σώματος. Το τμήμα του άξονα πλησιέστερα στο σώμα του κυττάρου με το μέρος του κυττάρου όπου γίνεται η σύνδεση ονομάζεται αρχικό τμήμα. Μέσω αυτού άγονται ηλεκτρικά σήματα που διαδίδονται μακριά από το κύτταρο κατά μήκος του άξονα. Οι άξονες αποτελούν τις γραμμές μετάδοσης του νευρικού συστήματος. Οι μεμονωμένοι άξονες είναι μικροσκοπικοί στη διάμετρο-περίπου ένα μικρόμετρο (1μm)-αλλά μπορούν να επεκταθούν σε μεγαλύτερα μήκη (>1mm). Για παράδειγμα, οι μεγαλύτεροι άξονες στο ανθρώπινο σώμα είναι αυτοί του ισχιακού νεύρου, που ξεκινούν από τη βάση της σπονδυλικής στήλης και φτάνουν στο μεγάλο δάχτυλο κάθε ποδιού. Αυτές οι μονοκύτταρες ίνες του ισχιακού νεύρου μπορούν να φτάσουν 1 μέτρο μήκος ή και περισσότερο.

Ο άξονας κατά μήκος του μπορεί επίσης να εμφανίζει εγκάρσιες διακλαδώσεις ενώ στις απολήξεις τόσο του άξονα όσο και των διακλαδώσεών του υπάρχουν περαιτέρω διακλαδώσεις. Κάθε διακλάδωση τελειώνει σε μια απόληξη του άξονα. Αυτές οι απολήξεις είναι υπεύθυνες για τη μεταβίβαση χημικών σημάτων από τους νευρώνες. Οι άξονες μερικών νευρώνων καλύπτονται από μυελίνη (myelin), μια λιπώδη μεμβρανική θήκη, η οποία σχηματίζεται από κύτταρα στήριξης, που περιελίσσονται γύρω από τον άξονα. Κατά μήκος των νευρικών ιών εμφανίζονται, σε ίσα διαστήματα, κενά στη θήκη, γνωστά ως κόμβοι του Ranvier (Node of Ranvier), που επιτρέπουν έναν γρήγορο τρόπο ηλεκτρικής διάδοσης που ονομάζεται αναπήδηση.

Προσεγγιστικά, έχει υπολογιστεί ότι μόνον το 10% των κυττάρων στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ) είναι νευρώνες. Τα υπόλοιπα είναι νευρογάγγλια, όπως τα ολιγοδενδρογάγγλια που σχηματίζουν τη θήκη της μυελίνης.

Οι νευρώνες επικοινωνούν μεταξύ τους και με μη- νευρικά κύτταρα με μια διαδικασία γνωστή ως συναπτική μετάδοση. Η εξειδικευμένη επαφή μεταξύ δύο νευρώνων όπου ο ένας επηρεάζει τη λειτουργία του άλλου ονομάζεται σύναψη (synapse). Το σήμα διαδίδεται από τον ένα νευρώνα στον άλλο με τους νευροδιαβιβαστές. Συνάψεις δημιουργούνται μεταξύ των απολήξεων του άξονα του ενός νευρώνα και του κυρίως σώματος ή του δενδρίτη του άλλου αλλά και μεταξύ δενδριτών, μεταξύ δενδρίτη και κυρίως σώματος ή και μεταξύ δύο απολήξεων αξόνων. Οι συνάψεις είναι κρίσιμης σημασίας για τους βιολογικούς μηχανισμούς που σχετίζονται με την

αντίληψη και τη σκέψη. Παρέχουν επίσης τον τρόπο που το νευρικό σύστημα συνδέεται και ελέγχει τα άλλα συστήματα του σώματος. Ο ανθρώπινος εγκέφαλος έχει ένα τεράστιο αριθμό συνάψεων (τα μικρά παιδιά έχουν περίπου 1016 συνάψεις ενώ οι ενήλικες από 1015 ως  $5 \times 10^{15}$ ).

### 2.1.1 Τύποι νευρώνων

Οι σημαντικότεροι τύποι νευρώνων είναι οι εξής:

- Οι αισθητήριοι νευρώνες (προσαγωγός νευρώνας): συμμετέχουν στη λήψη ερεθισμάτων από το περιβάλλον μεταφέροντας τις πληροφορίες από τα αισθητήρια όργανα στο ΚΝΣ.
- Οι ενδιάμεσοι νευρώνες: είναι στο εσωτερικό του ΚΝΣ, ενσωματώνουν τις πληροφορίες που παρέχουν οι αισθητήριοι νευρώνες και τις μεταδίδουν στους κινητικούς νευρώνες.
- Οι κινητικοί νευρώνες (απαγωγός νευρώνας): μεταφέρουν τα μηνύματα στα δραστικά κύτταρα δηλαδή μεταφέρουν ηλεκτρικά σήματα από το ΚΝΣ στους μύες.

Οι προσαγωγοί νευρώνες βρίσκονται στη μεγαλύτερη απόσταση από το ΚΝΣ και έχουν υποδοχείς στα άκρα του κυττάρου που επάγουν τα ηλεκτρικά σήματα, αποκρινόμενοι σε διάφορες φυσικές ή χημικές μεταβολές του περιβάλλοντος. Ένας νευρώνας που άγει σήματα προς μια σύναψη ονομάζεται προσυναπτικός ενώ νευρώνες που άγουν σήματα μακριά από τη σύναψη ονομάζονται μετασυναπτικοί. Η θεμελιώδης διαδικασία που αποτελεί τη βάση για τη συναπτική μετάδοση είναι το δυναμικό δράσης, ένα ηλεκτρικό σήμα διάδοσης που παράγεται χρησιμοποιώντας την ηλεκτρικά ευερέθιστη μεμβράνη του νευρώνα.

### 2.2 Δυναμικό μεμβράνης

Το δυναμικό μεμβράνης είναι η ηλεκτρική διαφορά δυναμικού (τάση) που αναπτύσσεται μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού της κυτταρικής μεμβράνης και καθορίζεται από τις συγκεντρώσεις των ιόντων εκατέρωθεν αυτής. Στη βιοφυσική χρησιμοποιείται μερικές φορές εναλλακτικά με το δυναμικό κυττάρων. Σε κάθε κυτταρικό τμήμα ή μεμβρανώδες διαμέρισμα (όπως μία συνθετική κύστη) υπάρχει ένα «διαμεμβρανικό» δυναμικό (αν και η τιμή του μπορεί να είναι μηδέν). Το δυναμικό αυτό δεν είναι ομοιόμορφο σε όλη τη μεμβράνη. Στα νευρικά κύτταρα μια τοπική μεταβολή του δυναμικού συμβαίνει στις συνάψεις.

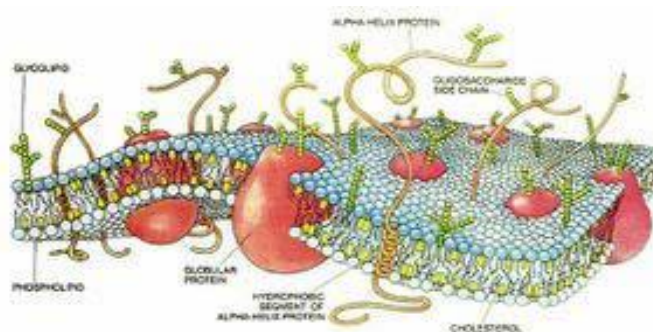
Σε συνθήκες ηρεμίας τα κύτταρα έχουν μια διαφορά δυναμικού κατά μήκος της μεμβράνης. Στις περισσότερες περιπτώσεις το εσωτερικό του κυττάρου είναι αρνητικά φορτισμένο ως προς το εξωτερικό. Οι δύο καταστάσεις στις οποίες μπορεί να βρεθεί το δυναμικό μεμβράνης κατά τη μεταβολή του από το δυναμικό ηρεμίας είναι η αποπόλωση και η υπερπόλωση. Αποπόλωση σημαίνει ότι το δυναμικό είναι λιγότερο αρνητικό από το δυναμικό ηρεμίας. Αφορά καταστάσεις όπου αντιστρέφεται η πολικότητα της μεμβράνης και το εσωτερικό του κυττάρου γίνεται θετικό. Υπερπόλωση σημαίνει ότι το δυναμικό είναι περισσότερο αρνητικό από το δυναμικό ηρεμίας. Το φαινόμενο όπου η μεμβράνη επιστρέφει στην τιμή ηρεμίας ονομάζεται επαναπόλωση.

### 2.2.1 Δυναμικό ισορροπίας

Το δυναμικό ισορροπίας είναι η τάση που έχει η κυτταρική μεμβράνη όταν βρίσκεται σε ισορροπία ένα συγκεκριμένο ιόν, η τάση δηλαδή στην οποία η ηλεκτρική δύναμη που προκύπτει από το φορτίο των ιόντων και η οποία εμποδίζει τη διάχυσή τους προς τα έξω γίνεται ίση σε μέγεθος και αντίθετη σε πρόσημο με την τάση για εσωτερική διάχυση των ιόντων.

### 2.2.2 Δυναμικό ηρεμίας

Το δυναμικό ηρεμίας ενός κυττάρου είναι το δυναμικό μεμβράνης που μετράται όταν δεν υπάρχουν άλλα δυναμικά ή ενεργές μεταβολές του δυναμικού μεμβράνης. Η τιμή του είναι περίπου  $-70\text{mV}$ . Το δυναμικό ηρεμίας καθορίζεται από τις συγκεντρώσεις ιόντων εκατέρωθεν της μεμβράνης κι από τα ιόντα των πρωτεϊνών «μεταφοράς» που βρίσκονται επί της μεμβράνης.



Σχήμα 2- Η υδροφοβική κυτταρική μεμβράνη. Εμποδίζει τα φορτισμένα μόρια να διαχέονται μέσω αυτής, επιτρέποντας το σχηματισμό διαφοράς δυναμικού κατά μήκος της μεμβράνης

### 2.2.3 Βαθμωτά Δυναμικά

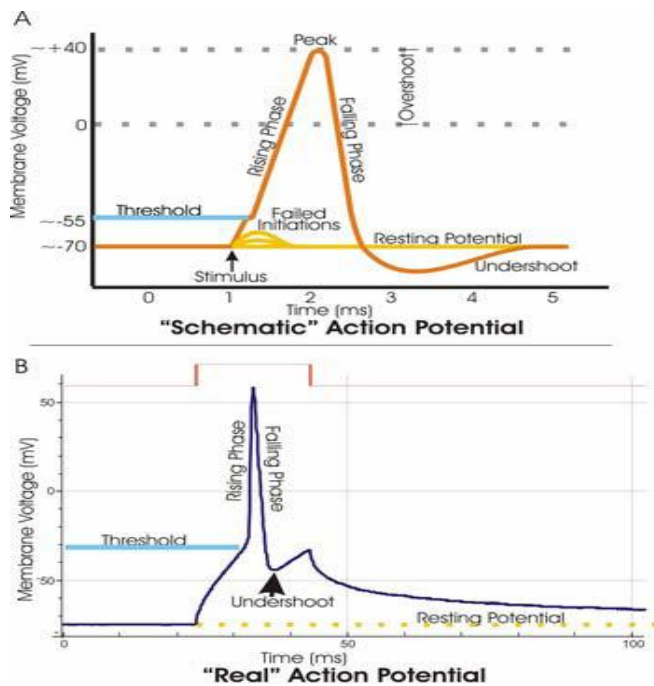
Τα βαθμωτά δυναμικά είναι ένα μέτρο του δυναμικού κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης και είναι ιδιαίτερα σημαντικά στους νευρώνες που εμφανίζουν έλλειψη δράσης. Τα βαθμωτά δυναμικά που αποπολώνουν τη μεμβράνη, αυξάνουν δηλαδή το δυναμικό της πάνω από το δυναμικό ηρεμίας, είναι σημαντικά ως δυναμικά «σκανδαλισμού» που μπορεί να εξαπλωθούν σε όλη την επιφάνεια των νευρικών κυττάρων και να προκαλέσουν ενεργά δυναμικά ενώ αυτά που υπερπολώνουν την κυτταρική μεμβράνη, μειώνοντας το δυναμικό της σε τιμές κάτω από το δυναμικό ηρεμίας, αναστέλλουν τη δημιουργία ενεργών δυναμικών. Τα βαθμωτά δυναμικά μπορούν να προκύψουν είτε σε τμήματα των κυττάρων που λειτουργούν ως αισθητήριοι δέκτες είτε στις συνάψεις και λέγονται αντίστοιχα δυναμικά υποδοχέων και συναπτικά δυναμικά. Είναι υψηλότερα στην πηγή τους και φθίνουν όσο αυξάνεται η απόσταση από αυτή.

### 2.2.4 Ενεργά Δυναμικά

Τα ενεργά δυναμικά είναι απαραίτητα για τη ζωή καθώς είναι τα δυναμικά που μεταφέρουν πληροφορία μεταξύ των ιστών. Δημιουργούνται και σε άλλα είδη κυττάρων αλλά κυρίως χρησιμοποιούνται από το νευρικό σύστημα για την επικοινωνία μεταξύ των νευρώνων και των μυών καθώς και των αδένων με τους νευρώνες. Σε αντίθεση με τα βαθμωτά δυναμικά, τα ενεργά

δυναμικά διαδίδονται σε μεγάλες αποστάσεις. Οι φάσεις από τις οποίες διέρχεται ένα ενεργό δυναμικό αναπτύσσονται παρακάτω:

- Δυναμικό ηρεμίας: Με τη διάχυση ιόντων καλίου έξω από το κύτταρο δημιουργείται μία διαφορά δυναμικού δια μέσου της κυτταρικής μεμβράνης όπου αρνητικό φορτίο βρίσκεται συσσωρευμένο στο εσωτερικό του κυττάρου.
- Διέγερση: Μία τοπική αποπόλωση των μεμβρανών που προκαλείται από ένα διεγερτικό ερέθισμα αναγκάζει μερικά κανάλια νατρίου, στα οποία η είσοδος εξαρτάται από την τάση στα άκρα τους, να ανοίξουν και κατά συνέπεια ιόντα νατρίου διαχέονται μέσω των καναλιών. Όντας θετικά φορτισμένα, αρχίζουν μια αντιστροφή στη διαφορά δυναμικού της μεμβράνης ώστε το φορτίο από αρνητικό στο εσωτερικό του κυττάρου να γίνει θετικό. Η προς τα έξω μετακίνηση των ιόντων νατρίου ευνοείται επίσης από την περίσσεια αρνητικού φορτίου στο εσωτερικό της μεμβράνης.
- Ανοδική φάση: Καθώς τα ιόντα νατρίου εισέρχονται και το δυναμικό της μεμβράνης γίνεται λιγότερο αρνητικό, περισσότερα κανάλια νατρίου ανοίγουν, προκαλώντας ακόμα μεγαλύτερη εισροή ιόντων νατρίου. Συνεπώς, το ρεύμα νατρίου επικρατεί του ρεύματος καλίου και το δυναμικό της κυτταρικής μεμβράνης γίνεται θετικό στο εσωτερικό της.
- Αιχμή: Όταν το δυναμικό της μεμβράνης είναι περίπου +30mV κλείνουν οι ευαίσθητες στην τάση είσοδοι των καναλιών νατρίου εμποδίζοντας περαιτέρω εισροή νατρίου. Ταυτόχρονα, οι ευαίσθητες στην τάση είσοδοι των καναλιών καλίου ξεκινούν να ανοίγουν.
- Καθοδική φάση: Καθώς τα κανάλια καλίου ανοίγουν, ξεκινά μία μεγάλη μετακίνηση προς τα έξω των ιόντων καλίου η οποία ευνοείται από το θετικό φορτίο που υπάρχει στο εσωτερικό. Καθώς τα ιόντα καλίου διαχέονται στο εξωτερικό του κυττάρου, συμβαίνει μετακίνηση θετικού φορτίου η οποία προκαλεί αντιστροφή του δυναμικού της μεμβράνης και επαναπόλωση του νευρώνα στην κατάσταση του δυναμικού ηρεμίας.
- Undershoot: Το κλείσιμο των καναλιών καλίου εξαρτάται από την τάση που αναπτύσσεται και το χρόνο. Καθώς το κάλιο βγαίνει από το κύτταρο, η προκύπτουσα επαναπόλωση της μεμβράνης αρχίζει το κλείσιμο των καναλιών καλίου. Αυτά τα κανάλια δεν κλείνουν αμέσως αλλά έχουν μία καθυστερημένη απάντηση στην αλλαγή του δυναμικού της μεμβράνης, έτσι ώστε το κάλιο συνεχίζει να ρέει από το κύτταρο ακόμα και αφού έχει επαναπολωθεί πλήρως η μεμβράνη. Κατά συνέπεια, το δυναμικό μεμβράνης βυθίζεται κάτω από την κανονική τιμή του δυναμικού ηρεμίας για ένα σύντομο χρονικό διάστημα. Αυτό το βύθισμα ονομάζεται undershoot.



Σχήμα 3- Ενεργό δυναμικό μεμβράνης. Καταστάσεις πόλωσης

Βιολογικά στους νευρώνες, η αποπόλωση δημιουργείται μέσα στους δενδρίτες, στις συνάψεις. Σε γενικές γραμμές, εντούτοις, ένα ενεργό δυναμικό μπορεί να αρχίσει οπουδήποτε κατά μήκος μιας νευρικής ίνας.

Τα ενεργά δυναμικά διαδίδονται πιο γρήγορα σε άξονες μεγάλης διαμέτρου. Συνήθως διαδίδονται με ταχύτητες 10 έως 100 m/s. Ο κύριος λόγος γι' αυτό είναι ότι η αντίσταση είναι μικρότερη σε άξονες μεγαλύτερης διαμέτρου λόγω της αύξησης του λόγου της διατομής προς την επιφάνεια της μεμβράνης. Καθώς η επιφάνεια της μεμβράνης είναι ο κύριος παράγοντας παρεμπόδισης της διάδοσης των ενεργών δυναμικών σε άξονα που δεν επικαλύπτεται από μυελίνη, η αύξηση αυτού του λόγου είναι ένας ιδιαίτερα αποτελεσματικός τρόπος για την αύξηση της ταχύτητας διάδοσης. Στο αυτόνομο νευρικό σύστημα των θηλαστικών οι μετα-γαγγλιακοί νευρώνες (στα νεύρα από τα γάγγλια προς το αποληκτικό όργανο) δεν επικαλύπτονται από μυελίνη. Η μικρή διάμετρος αυτών των αξόνων (περί τα 2  $\mu\text{m}$ ) οδηγεί σε μία ταχύτητα διάδοσης περί το 1 m/s ενώ η ίδια ταχύτητα φτάνει τα 18 m/s σε νευρικές ίνες καλυμμένες με μυελίνη.

Στους άξονες που επικαλύπτονται από μυελίνη τα ενεργά δυναμικά διαδίδονται με μια διαδικασία που καλείται «αλματώδης αγωγιμότητα/ αναπήδηση», κατά την οποία το δυναμικό εμφανίζεται να αναπηδά κατά μήκος του άξονα και να αναπαράγεται στα σημεία που δεν καλύπτονται από μυελίνη (κόμβοι του Ranvier). Η «αλματώδης αγωγιμότητα» αυξάνει την ταχύτητα διάδοσης των δυναμικών χωρίς να απαιτείται αυξημένη διάμετρος του άξονα. Το γεγονός αυτό έχει παίξει ουσιαστικό ρόλο στην ανάπτυξη των νευρικών συστημάτων πιο σύνθετων οργανισμών όπου γίνεται διάδοση σε μεγάλες αποστάσεις. Χωρίς τη διαδικασία αυτή θα ήταν απαραίτητοι άξονες

μεγάλης διαμέτρου οπότε οι οργανισμοί θα είχαν μεγάλο νευρικό σύστημα για τα σώματά τους. Όταν από τη μεμβράνη έχει περάσει ενεργό δυναμικό ακολουθεί μία περίοδος αδρανοποίησης.

### 2.2.5 Η αξία του ενεργού δυναμικού

Το ενεργό δυναμικό, ως μέθοδος επικοινωνίας σε μεγάλες αποστάσεις, είναι κατάλληλο για μια συγκεκριμένη βιολογική ανάγκη η οποία φαίνεται πιο έντονα αν αναλογιστούμε τη μετάδοση πληροφορίας κατά μήκος ενός νευρικού άξονα. Για τη διάδοση ενός σήματος από τη μία άκρη ενός άξονα στην άλλη, η φύση πρέπει να εφαρμόσει φυσικές αρχές παρόμοιες με αυτές που διέπουν τη διάδοση ηλεκτρικών σημάτων κατά μήκος ενός καλωδίου. Λόγω της αντίστασης και της χωρητικότητας ενός καλωδίου τα σήματα φθίνουν με την απόσταση. Αυτές οι ιδιότητες, γνωστές ως ιδιότητες καλωδίου, θέτουν τα φυσικά όρια με βάση τα οποία διαδίδονται τα σήματα. Η σωστή λειτουργία του σώματος απαιτεί τα σήματα να μεταφέρονται κατά μήκος των αξόνων χωρίς απώλειες. Η αξία του ενεργού δυναμικού βρίσκεται όχι τόσο στη διάδοσή του κατά μήκος του άξονα αλλά στη διαρκή «αναγέννησή» του σε όλη την έκταση της μεμβράνης κατά τη διαδρομή του. Με άλλα λόγια, η κυτταρική μεμβράνη των νευρώνων αναδημιουργεί το ενεργό δυναμικό στο πλήρες πλάτος του καθώς αυτό διαδίδεται στον άξονα υπερνικώντας τους περιορισμούς που επιβάλλονται από τη φυσική των καλωδίων.

## 2.3 Λειτουργία του Εγκεφαλογράφου

Η Ηλεκτροφυσιολογία είναι η μελέτη των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών κυττάρων και ιστών. Περιλαμβάνει τις μετρήσεις της αλλαγής τάσης ή ρεύματος σε μία ευρεία κλίμακα που περιλαμβάνει τα ιοντικά κανάλια σε κυτταρικό επίπεδο έως ολόκληρους ιστούς όπως η καρδιά ή ο εγκέφαλος. Στη Νευρολογία, περιλαμβάνει τις μετρήσεις της ηλεκτρικής δραστηριότητας των νευρώνων και ιδιαίτερα τα ενεργά δυναμικά. Υπάρχουν δύο σημαντικοί τομείς της ηλεκτροφυσιολογίας: η ενδοκυτταρική και η εξωκυτταρική καταγραφή. Οι ενδοκυτταρικές καταγραφές συνήθως (αλλά όχι πάντα) γίνονται σε κύτταρα “in vitro” ενώ οι καταγραφές δραστηριότητας σε ζώντες οργανισμούς (“in vivo”) είναι συνήθως εξωκυτταρικές.



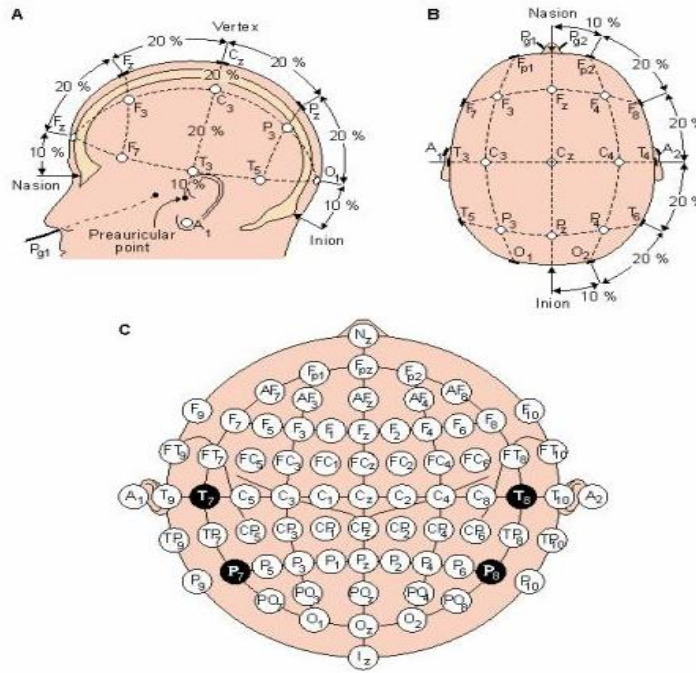
Σχήμα 4- Τοποθέτηση ηλεκτροδίων με σκοπό την καταγραφή εγκεφαλικών ηλεκτρικών σημάτων

Η Ηλεκτροεγκεφαλογραφία είναι ο τομέας της ηλεκτροφυσιολογίας που ασχολείται με τη μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου με τη βοήθεια ηλεκτροδίων που

τοποθετούνται στο δέρμα του κρανίου ή, σε εξαιρετικές περιπτώσεις, υποδορίως. Το αποτέλεσμα της καταγραφής είναι γνωστό ως εγκεφαλογράφημα (EEG) και αναπαριστά ένα ηλεκτρικό σήμα που είναι το αποτέλεσμα της ηλεκτρικής δραστηριότητας ενός μεγάλου αριθμού νευρώνων. Τα σήματα αυτά συχνά καλούνται «εγκεφαλικά κύματα» αν και η χρήση αυτού του ονόματος αποφεύγεται. Το EEG συνδέεται έντονα με την εγκεφαλική δραστηριότητα. Το μετρούμενο μέγεθος είναι τάση (διαφορά δυναμικού) μεταξύ διαφορετικών σημείων του κεφαλιού. Η μέτρηση αυτών των δυναμικών είναι δυνατή επειδή ο εγκεφαλικός ιστός, οι μήνιγγες, το κρανίο και το δέρμα άγουν το ηλεκτρικό ρεύμα.

Στο συμβατικό EEG η καταγραφή επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση ηλεκτροδίων στο δέρμα της κεφαλής αφού η περιοχή καθαριστεί από λιπαρές ουσίες και εφαρμοστεί σε αυτήν ένα αγώγιμο υλικό (gel) ώστε να μειωθεί όσο το δυνατόν η αντίσταση. Το ηλεκτρόδιο έρχεται σε απευθείας επαφή με το αγώγιμο υλικό. Με αυτόν τον τρόπο διεξάγεται κίνηση ιόντων από το δέρμα στο ηλεκτρόδιο μέσω του αγώγιμου υλικού μέχρι να επέλθει ισορροπία η οποία εξαρτάται από τη συγκέντρωση των ιόντων που υπάρχει και στις δύο πλευρές. Δημιουργούνται τελικά δύο φορτισμένες επιφάνειες, μία στο ηλεκτρόδιο και μία στην περιοχή που αυτό εφάπτεται, και ανάμεσά τους αναπτύσσεται μια διαφορά δυναμικού, ευαίσθητη στις μεταβολές των συγκεντρώσεων των ιόντων. Όταν αναπτύσσεται ένα εγκεφαλικό σήμα, μεταβάλλεται η ιοντική συγκέντρωση και ακολούθως η διαφορά δυναμικού μεταξύ δέρματος και ηλεκτροδίου στο σημείο επαφής. Άρα υπάρχει ροή ηλεκτρονίων στο ηλεκτρόδιο. Είναι σημαντικό η διαφορά δυναμικού να επηρεάζεται μόνο από ιοντικά ρεύματα που προκαλούνται από εγκεφαλικά σήματα και όχι από άλλους παράγοντες όπως θερμοκρασιακές μεταβολές ή μετακινήσεις των ηλεκτροδίων. Αυτό επιτυγχάνεται όταν τα ιόντα της περιοχής επαφής του ηλεκτροδίου έχουν μεγαλύτερη ευχέρεια κινήσεων, κάτι που συμβαίνει σε ηλεκτρόδια από υλικό που προέρχεται από το συνδυασμό ενός μετάλλου με το αντίστοιχο άλας του. Συνήθως χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια που κατασκευάζονται από άργυρο (Ag) και χλωριούχο άργυρο (AgCl) ενώ το αγώγιμο υλικό που χρησιμοποιείται περιέχει κυρίως ανιόντα χλωρίου (Cl<sup>-</sup>).

Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων γίνεται αφού το κρανίο μετρηθεί και οι θέσεις των ηλεκτροδίων επιλέγονται σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα 10-20 Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας που έχει υιοθετηθεί από την Παγκόσμια Ομοσπονδία Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας και Κλινικής Νευροφυσιολογίας. Η ονομασία του συστήματος οφείλεται στην επιλογή του 20% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση ανάμεσα σε δύο οποιαδήποτε ηλεκτρόδια και επίσης στην επιλογή του 10% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση από το αυτί στο κοντινότερο προς αυτό ηλεκτρόδιο. Κατ' αυτόν τον τρόπο οι θέσεις των ηλεκτροδίων προσαρμόζονται ανάλογα με τις διαστάσεις του κρανίου του εξεταζόμενου.



Σχήμα 5- Τυποποιημένες απαγωγές στην επιφάνεια του κεφαλιού σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα Ηλεκτροφυσιολογίας 10-20

Κάθε ηλεκτρόδιο συνδέεται με την είσοδο ενός διαφορικού ενισχυτή, ο οποίος ενισχύει την τάση μεταξύ δύο ηλεκτροδίων από 1000 έως 100000 φορές. Συνήθως υπάρχει μία πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης, οι προενισχυτές, η οποία αποτελείται από ενισχυτές χαμηλού θορύβου, της τάξεως των nV, λαμβάνοντας υπόψη ότι τα προς ενίσχυση σήματα είναι της τάξεως των μV.

Η ενίσχυση του σήματος των ηλεκτροδίων γίνεται συνήθως με μία από τις επόμενες μεθόδους:

- Ενίσχυση κοινής αναφοράς (Μονοπολική): Ο τερματισμός κάθε ενισχυτή συνδέεται σε ένα κοινό για όλους ηλεκτρόδιο και τα σήματα όλων των άλλων ηλεκτροδίων μετρώνται σε σχέση με αυτό το ηλεκτρόδιο, που ονομάζεται ηλεκτρόδιο αναφοράς. Συνήθως το ηλεκτρόδιο αναφοράς τοποθετείται σε κάποιο σημείο που ανήκει στη μεσαία γραμμή του κρανίου (νοητή ευθεία που χωρίζει το κρανίο συμμετρικά σε δύο μέρη) ή τοποθετείται στα λοβία των αυτιών επειδή αυτά έχουν μηδαμινή βιολογική δραστηριότητα και έτσι προσφέρονται ως σημεία αναφοράς.
- Ενίσχυση μέσης αναφοράς: Οι έξοδοι όλων των ενισχυτών αθροίζονται και υπολογίζεται ο μέσος όρος τους. Αυτό το σήμα αποτελεί την κοινή αναφορά για κάθε ενισχυτή.
- Διπολική ενίσχυση: Τα ηλεκτρόδια συνδέονται σειριακά σε ισάριθμους ενισχυτές. Για παράδειγμα, ο ενισχυτής No1 ενισχύει τη διαφορά των ηλεκτροδίων A και B, ο ενισχυτής No2 τη διαφορά των ηλεκτροδίων B και C κ.ο.κ

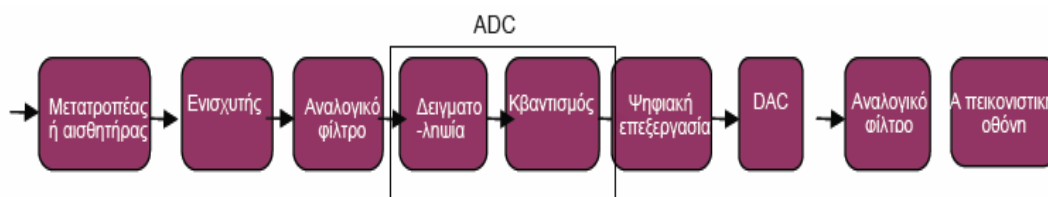
Συνήθως χρησιμοποιούνται διαφορικοί ενισχυτές ώστε ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος (Common Mode Rejection Ratio, CMRR) να είναι στο επίπεδο των 120 dB. Διπολικές μετρήσεις για 15 έως 30 ηλεκτρόδια είναι η κοινή μεθοδολογία σε κλινικές νευρολογικές εξετάσεις EEG.



Στην περίπτωση της ψυχοφυσιολογικής έρευνας, όμως, συνήθως το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά δυναμικού ενός ηλεκτροδίου ενεργής περιοχής και ενός ηλεκτροδίου ανενεργής περιοχής, οπότε έχουμε μονοπολική μέτρηση.

Το προκύπτον σήμα φιλτράρεται από ένα υψιπερατό κι ένα βαθυπερατό φίλτρο με χαρακτηριστικά 0.5 Hz και 35-70 Hz αντίστοιχα. Το υψιπερατό φίλτρο απορρίπτει χαμηλόσυχνα σήματα που προκαλεί η ηλεκτρική αγωγιμότητα του δέρματος ενώ το βαθυπερατό απορρίπτει ηλεκτρομυογραφικά σήματα. Το φιλτραρισμένο σήμα αποτυπώνεται σε χαρτί ή παρουσιάζεται στην οθόνη υπολογιστή αφού πρώτα ψηφιοποιηθεί και ληφθεί από κάρτα δεδομένων (Data Acquisition Card, DAC).

Επίσης είναι αξιοσημείωτο ότι για να επιτευχθεί η σωστή λειτουργία κάθε πειραματικής διάταξης ή ιατρικού εξοπλισμού μέτρησης σημάτων, ακόμη περισσότερο στις περιπτώσεις μικρών σημάτων όπως στο EEG όπου τα μετρούμενα σήματα είναι της τάξεως των  $\mu V$ , πρέπει να υπάρχει κοινή γείωση όλων των τμημάτων του συστήματος για να αποφεύγεται η δημιουργία βρόχων μεταξύ διαφορετικών γειώσεων έχοντας ως συνέπεια την εισαγωγή σφαλμάτων.



Σχήμα 6- Τυπικό Σύστημα Λήψης και επεξεργασίας βιοϊατρικού σήματος

## 2.4 Στοιχεία του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Τα EEG σήματα είναι συνεχή και χαρακτηρίζονται από μία ρυθμικότητα χωρίς αυτό να σημαίνει ότι επαναλαμβάνονται ακριβώς από κύκλο σε κύκλο. Έχουν, δηλαδή, μια εξέλιξη τυχαία. Από μαθηματική άποψη, αποτελούν τιμές μίας «στοχαστικής ανέλιξης», μίας συνάρτησης, δηλαδή, με απρόβλεπτη εξέλιξη στο χρόνο, «εξαναγκασμένης» όμως να συμπεριφέρεται με στατιστική ομαλότητα. Κατά πόσο, βέβαια, η EEG δραστηριότητα είναι καθαρά στοχαστικό φαινόμενο είναι υπό συζήτηση. Τούτο διότι τα στοχαστικά φαινόμενα κατά τη διαχρονική τους εξέλιξη οφείλουν να διατηρούν μία σταθερή κατανομή φασματικής ισχύος, πράγμα το οποίο δε φαίνεται να ισχύει για την EEG δραστηριότητα. Η διαπίστωση, όμως, αυτή δεν αποτελεί σοβαρό εμπόδιο στη μελέτη των EEG σημάτων διότι η EEG δραστηριότητα σε συνισταμένη ενός πολύ μεγάλου αριθμού επιμέρους διαδικασιών υπακούει στο κεντρικό θεώρημα της στατιστικής το οποίο ορίζει ότι η συνισταμένη ενός μεγάλου αριθμού επιμέρους διαδικασιών, ανεξάρτητα από την κατανομή που ακολουθεί κάθε μία από αυτές, ακολουθεί την κανονική κατανομή.

Η μελέτη του EEG βασίζεται στη διάκριση, στις καταγραφές δυναμικού ως συνάρτηση του χρόνου, της ύπαρξης ή μη συγκεκριμένων κυματομορφών, των λεγόμενων ρυθμών, κύριο

χαρακτηριστικό των οποίων είναι οι συχνότητες των αρμονικών από τις οποίες αποτελούνται, δηλαδή, το φασματικό τους περιεχόμενο. Η κατηγοριοποίηση με βάση τη συχνότητα είναι, φυσικά, προσεγγιστική. Οι κυριότεροι ρυθμοί είναι οι άλφα, βήτα, γάμμα, θήτα και δέλτα, οι συχνότητες και τα συνήθη πλάτη των οποίων δίνονται στον παρακάτω πίνακα.

Ρυθμός	Περιοχή Συχνοτήτων (Hz)	Πλάτος (μV)
Δέλτα	0,5-3,5	Έως 100-200
Θήτα	4-7,5	<30
Άλφα	8-12	30-50
Αργός Βήτα	13-19	<20
Ταχύς Βήτα	20-30	<20
Γάμμα	30-70	<20

ΠΙΝΑΚΑΣ 1- Οι βασικοί ρυθμοί και τα χαρακτηριστικά τους

Η ποσοτικοποίηση του EEG έχει αποδειχθεί χρήσιμη και κατάλληλη μέθοδος για τη μέτρηση του 'επιπέδου' και της κατανομής της φλοιϊκής δραστηριότητας του εγκεφάλου κατά την επιτέλεση νοητικών, συναισθηματικών και συμπεριφερικών αποστολών. Γενικά, γίνεται δεκτό ότι ως φυσιολογικά EEG θεωρούνται εκείνα στα οποία περιέχονται ρυθμοί α και β σε ενήλικα άτομα σε κατάσταση εγρήγορσης.

Ειδικά για τη συχνότητα α (8-12 Hz) υποστηρίζεται ότι αντικατοπτρίζει αυξημένα επίπεδα διεγερσιμότητας στους νευρώνες φλοιϊκών εγκεφαλικών περιοχών που συνδέονται με τη μεταφορά πληροφοριών στα θαλαμο-φλοιϊκά νευρωνικά κυκλώματα που υπηρετούν και εκφράζουν τη λειτουργική μνήμη και τα εγγράμματα μνήμης μακράς διάρκειας.

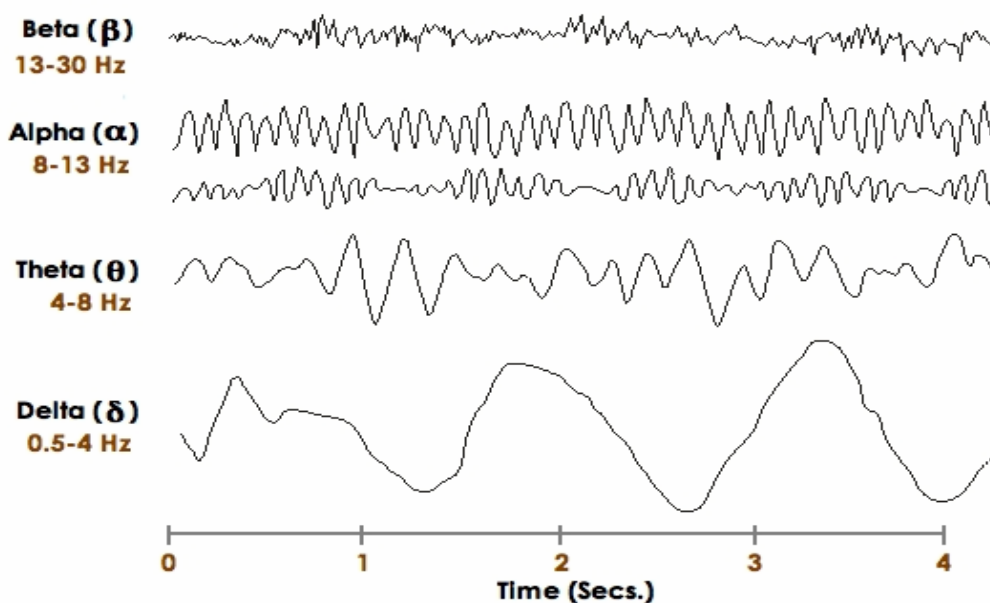
Η συχνότητα β (13-30 Hz) σχετίζεται με την κινητοποίηση θαλαμο-φλοιϊκών νευρωνικών κυκλωμάτων που ρυθμίζουν το συγχρονισμό των μηχανισμών της προσοχής κατά την επιτέλεση της λειτουργίας της «αίσθησης». Επειδή ο ρυθμός β καλύπτει μια μεγάλη περιοχή συχνοτήτων χωρίζεται σε αργό και σε ταχύ, οι συχνότητες των οποίων δίνονται στον παραπάνω πίνακα.

Οι ρυθμοί θ και δ θεωρούνται παθολογικοί και υποδηλώνουν συνήθως την οργανική εγκεφαλική βλάβη. Η έννοια αυτή δεν είναι πάντα καθοριστική γιατί κατά τη διάρκεια του ύπνου στα παιδιά και σε ορισμένες άλλες καταστάσεις είναι φυσιολογικό εύρημα. Το EEG, εξάλλου, ενός ασθενή σε κόμα μοιάζει με ενός φυσιολογικού ανθρώπου που κοιμάται. Φαίνεται, λοιπόν, ότι η συνολική κλινική εικόνα είναι απαραίτητη για την ορθή εκτίμηση του EEG. Σ' αυτό το πλαίσιο θα πρέπει να σημειωθεί ότι ο ρυθμός θ θεωρείται δείκτης της φλοιο-ιπποκάμπειας επικοινωνίας που συναρτάται με τον προσανατολισμό των συντεταγμένων απαντήσεων στις διάφορες φάσεις της

εργήγορης και «επιφυλακής». Ο ρυθμός δ σχετίζεται με την κινητοποίηση φλοιο- υποφλοιωδών κυκλωμάτων και συνδέσεων που υπηρετούν την ανίχνευση- αξιολόγηση του «σήματος».

Ο ρυθμός γ σχετίζεται με την ανώτερη πνευματική λειτουργία του εγκεφάλου όπως η αντίληψη και κατανόηση θεμάτων, η επίλυση προβλημάτων, ο φόβος και η συνείδηση. Περιλαμβάνει συχνότητες από 30 έως 70 Hz. Κατά έναν ορισμό, ο ρυθμός γ εκδηλώνεται από τα 24 Hz και πάνω αν και οι ερευνητές δέχονται ότι διεργασίες κατανόησης υψηλού επιπέδου συμβαίνουν όταν χαμηλής συχνότητας γ ρυθμοί ξαφνικά διπλασιάζονται σε συχνότητες της περιοχής των 40 Hz. Η έρευνα έχει δείξει ότι ο ρυθμός γ είναι παρών κατά τη διαδικασία της αφύπνισης καθώς και κατά τη διάρκεια του ύπνου REM (rapid eye movement).

Η χρήση του EEG στη Νευρολογία είναι ευρύτατη καθώς αποτελεί μία μέθοδο φθηνή, ανώδυνη και απλή στην εφαρμογή της. Από τη μελέτη του μπορούν να εξαχθούν εξαιρετικά χρήσιμα συμπεράσματα για τη σωστή εξέλιξη του ΚΝΣ ενός ανθρώπου από τη γέννησή του έως την ενηλικίωση. Επίσης μπορεί να δώσει χρήσιμα στοιχεία στην περίπτωση εγκεφαλοπαθειών (π.χ. νόσος Creutzfeldt-Jacob, Alzheimer) τόσο για τη βαρύτητα της νόσου όσο και την υποβοήθηση της διάγνωσης και της πρόγνωσης. Μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζει, επίσης, η μελέτη του EEG στην περίπτωση της επιληψίας, όπου εμφανίζονται «αιχμές» και «σύντομα κύματα» (spikes and short waves) υψηλής συχνότητας, με διάρκεια 20-70 ms και 70-200 ms αντίστοιχα. Ο εντοπισμός αυτών των ανωμαλιών στο καταγεγραμμένο σήμα διευκολύνεται πολύ σήμερα με τη χρήση ψηφιακών τεχνικών επεξεργασίας. Το EEG μελετάται, επιπλέον, σε περιπτώσεις κώματος, κρανιοεγκεφαλικών κακώσεων, κ.α. Τέλος αποτελεί το κύριο μέσο για τη μελέτη του ύπνου.



Σχήμα 7- Οι βασικοί ρυθμοί (συχνοτικές συνιστώσες) του EEG σήματος

## 2.5 Βιοματικά Δυναμικά του εγκεφάλου

### 2.5.1 Ορισμοί και κατηγορίες των Βιοματικών Δυναμικών

Τα τελευταία είκοσι χρόνια παρουσιάζεται αυξημένο ενδιαφέρον για τη μελέτη των εγκεφαλικών διαδικασιών οι οποίες προκαλούνται από συγκεκριμένα γεγονότα. Ονομάζουμε Βιοματικά Δυναμικά- ΒΔ (Event Related Potentials- ERP) τις διαφορές δυναμικού που μετρούμε συνήθως στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού και προκαλούνται ως προετοιμασία ή ως απόκριση σε συγκεκριμένο γεγονός, το οποίο είτε συμβαίνει στον εξωτερικό φυσικό κόσμο είτε λαμβάνει χώρα ως ψυχολογική διαδικασία. Τα διακρίνουμε σε Προκλητά Δυναμικά- ΠΔ (Evoked Potentials- EP) όταν το ερέθισμα- γεγονός προέρχεται από τον εξωτερικό κόσμο και σε Εκπεμπόμενα Δυναμικά (Emitted Potentials) όταν σχετίζονται με μια ψυχολογική διαδικασία.

Εφόσον τα EP αντικατοπτρίζουν εγκεφαλική δραστηριότητα σχετιζόμενη με ένα εξωτερικό ερέθισμα, είναι αυτά τα οποία μπορούμε να μελετήσουμε μέσω προδιαγεγραμμένων πειραματικών διαδικασιών στο εργαστήριο. Υπάρχουν τρεις κυρίως κατηγορίες EP ανάλογα με το είδος του εξωτερικού ερεθίσματος που τα προκαλεί:

- Οπτικά Προκλητά Δυναμικά (Visual Evoked Potentials): Προκαλούνται από οπτικό ερέθισμα όπως εμφάνιση μίας συγκεκριμένης εικόνας, αλλαγή χρωμάτων, λάμψη κ.α.
- Ακουστικά Προκλητά Δυναμικά (Auditory Evoked Potentials): Προκαλούνται από ακουστικό ερέθισμα δηλαδή ήχους, λέξεις, τόνους διαφόρων συχνοτήτων κι έντασης.
- Σωματοαισθητικά Προκλητά Δυναμικά (Somatosensory Evoked Potentials): Προκαλούνται όταν ένα μικρής διάρκειας και έντασης ηλεκτρικό ρεύμα ερεθίσει κάποιο συγκεκριμένο νεύρο.

Τα EP μπορούν, επίσης, να χαρακτηριστούν σε σχέση με το χρόνο εμφάνισής τους μετά από το εκλυτικό γεγονός (λανθάνων χρόνος). Στην περίπτωση των ακουστικών προκλητών δυναμικών υπάρχει για παράδειγμα η διάκριση σε πρώιμα (early, fast), μέσα (middle) και αργά ή ύστερα (late) δυναμικά που αντιστοιχούν περίπου στα διαστήματα 2 έως 12 ms, 12 έως 50 ms και 50 έως 800 ms από τη στιγμή που εκδηλώνεται το εξωτερικό ερέθισμα. Αξίζει να σημειωθεί ότι αυξανόμενου του λανθάνοντος χρόνου μειώνεται η συχνότητα των κυματομορφών κι αυξάνεται το πλάτος τους. Προσεγγιστικά, μπορούμε να πούμε ότι στα πρώιμα δυναμικά έχουμε πλάτη της τάξης του 0.1 έως 0.5  $\mu\text{V}$  και συχνότητες 100 έως 1000 Hz ενώ στα ύστερα παρατηρούνται συχνότητες 0.1 Hz έως 5 Hz και πλάτη από 1 έως 20  $\mu\text{V}$ . Τα χαρακτηριστικά αυτά οφείλονται σε μεγάλο βαθμό στον τόπο έκλυσης των αντίστοιχων δυναμικών. Τα πρώιμα σχετίζονται με τη διαβίβαση των νευρωνικών ώσεων κατά μήκος του ακουστικού ή οπτικού νεύρου για ακουστικά ή οπτικά προκλητά δυναμικά αντίστοιχα και κατά μήκος της σωματοαισθητικής οδού για τα σωματοαισθητικά. Αντίθετα, τα ύστερα δυναμικά αντανακλούν την εγκεφαλική δραστηριότητα περιοχών του φλοιού ως αντίδραση στην άφιξη της εξωτερικής πληροφορίας.

Επιπλέον, μπορούμε να χωρίσουμε τα EP σε ενδογενή και εξωγενή. Τα εξωγενή σχετίζονται άμεσα με τη φύση του εκλυτικού ερεθίσματος όπως την ένταση και τη συχνότητά του και την ακεραιότητα των αισθητικών οδών. Τα ενδογενή EP εξαρτώνται ουσιαστικά από την ψυχολογική κατάσταση του ατόμου και τα ψυχολογικά γνωρίσματα του απλού ή συμπλόκου ερεθίσματος αν, για παράδειγμα, το ερέθισμα είναι γνωστό ή άγνωστο, αν προκαλεί δυσφορία ή ευχαρίστηση, αν είναι σημασιολογικά ορθό ή λάθος, ενδιαφέρον ή αδιάφορο κ.ο.κ. Ο λανθάνων χρόνος εμφάνισής τους σε σχέση με το εκλυτικό ερέθισμα βρίσκεται συνήθως ανάμεσα στα 100 και 500 ms.

Πρέπει να τονιστεί ότι πέραν της διάκρισης ανάλογα με το είδος του ερεθίσματος, οι υπόλοιπες διακρίσεις των EP δεν είναι απόλυτα σαφείς και αλλάζουν καθώς προχωρά η ιατρική έρευνα.

### **2.5.2 Έρευνα Βιοματικών Δυναμικών στην ψυχιατρική και τη νευρολογία**

Η μελέτη των κυματομορφών των ERP στηρίζεται κυρίως στα λεγόμενα συστατικά (components) του βιοματικού δυναμικού. Τα συστατικά είναι μερικές κυματομορφές του συνολικού σήματος, τμήματά του, τα οποία καθορίζονται βάσει κορυφώσεων (αρνητικών ή θετικών) του πλάτους του δυναμικού, της χρονικής στιγμής στην οποία κατά προσέγγιση λαμβάνει χώρα η κορύφωση και του χρονικού εύρους το οποίο καταλαμβάνει η μερική κυματομορφή που περιέχει τη συγκεκριμένη κορύφωση. Το πλάτος του συστατικού συνήθως μετράται με αναφορά την ισοηλεκτρική γραμμή (0 Volts) ή το επίπεδο δυναμικού στην έναρξη της διαδικασίας μέτρησης ή κάποια άλλη προγενέστερη κορύφωση. Οι χρόνοι, ως συνήθως, εκφράζονται με απαρχή τη χρονική στιγμή που λαμβάνει χώρα το εκλυτικό γεγονός. Ενδιαφέρον, ακόμα, παρουσιάζει το εμβαδόν που περικλείει η γραμμή αναφοράς του δυναμικού και η μερική κυματομορφή δυναμικού του συστατικού, ιδίως όταν δεν υπάρχει κάποια σαφώς διαχωρισμένη κορύφωση αλλά ένα μάλλον συνεχές «προφίλ» συγκεκριμένης πολικότητας με συγκεκριμένα χρονικά όρια.

Στην περίπτωση των ακουστικών EP οι μερικές κυματομορφές έχουν χαρακτηριστεί ως εξής:

- Για τα πρώιμα δυναμικά, επτά διαδοχικές κορυφώσεις αριθμημένες από I ως VII.
- Για τα μέσου χρόνου δυναμικά υπάρχουν τα συστατικά N<sub>o</sub>, P<sub>o</sub>, N<sub>a</sub>, P<sub>a</sub> και N<sub>b</sub>. Οι κορυφώσεις N<sub>o</sub>, P<sub>o</sub> λαμβάνουν χώρα πριν τα 20 ms ενώ οι N<sub>a</sub>, P<sub>a</sub> και N<sub>b</sub> περίπου στα 20, 30 και 40 ms αντίστοιχα.
- Για τα ύστερα δυναμικά αναφέρονται τα συστατικά P<sub>50</sub>, N<sub>100</sub>, P<sub>200</sub>, N<sub>200</sub>, P<sub>300</sub> και N<sub>400</sub> όπου P ή N σημαίνει αντίστοιχα θετική ή αρνητική κορύφωση και ο δείκτης αναφέρεται στο λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης, κατά προσέγγιση, του μεγίστου σε ms. Τα συστατικά που εμφανίζονται πριν τα 100 ms συνήθως ανήκουν στα εξωγενή δυναμικά για κάθε είδους ερέθισμα που εκλύει το EP. Παρουσιάζουν μεγάλο ενδιαφέρον και κλινικές εφαρμογές στη Νευρολογία. Χρησιμεύουν στη διάγνωση νευρολογικών ασθενειών όπως απομυελινικές ασθένειες και εγκεφαλικοί όγκοι, ιδιαίτερα δε τα ακουστικά δυναμικά σε ασθένειες

σχετιζόμενες με τον οπίσθιο κρανιακό βόθρο και τα οπτικά EP μονίμου καταστάσεως με τη σκλήρυνση κατά πλάκας. Επίσης, τα ακουστικά EP επιτρέπουν τη μη επεμβατική διάγνωση ελαττωμάτων ακοής από μη συνεργάσιμα άτομα. Τέλος, τα σωματοαισθητικά δυναμικά χρησιμοποιούνται ευρέως σε νευρολογικές επεμβάσεις για τον έλεγχο των αντίστοιχων αισθητικών οδών και τις εγκεφαλικές απολήξεις τους.

Τα ενδογενή EP συμπίπτουν εν πολλοίς με τα πέραν τω 70 ms μετρούμενα δυναμικά. Αυτά τα δυναμικά έχουν άμεση σχέση με τα διάφορα στάδια νοητικής επεξεργασίας των εξωτερικών ερεθισμάτων στο ΚΝΣ. Μέσω της μελέτης των δυναμικών αυτών η ιατρική έρευνα κατακτά νέες γνώσεις σχετικά με τις εξαιρετικά πολύπλοκες και «δυσπρόσιτες» γνωσιακές διαδικασίες του ανθρώπινου εγκεφάλου. Οι δυσκολίες που συνεπάγεται αυτή η μελέτη εξηγούν το σχετικά πρώιμο στάδιο στο οποίο βρίσκεται η έρευνα και η κλινική εφαρμογή των μεθόδων των ERP στην Ψυχιατρική. Η εξαγωγή χρήσιμων πληροφοριών είναι μία μακρόχρονη και επίπονη διαδικασία. Καταρχήν πρέπει να «αποκαλυφθεί» το συστατικό. Αυτό σημαίνει να παρατηρηθεί κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες, μέσω μίας καλά ελεγχόμενης πειραματικής διαδικασίας εκδήλωσης του εκλυτικού γεγονότος, η κορύφωση στη συνολική κυματομορφή. Πρέπει να έχει κάποιο περιορισμένο χρονικό εύρος και, το κυριότερο, να είναι επαναλήψιμη η παρατήρησή της υπό αμετάβλητες συνθήκες. Για τα περισσότερα ενδογενή συστατικά των EP αυτή η «αποκάλυψη» συνέβη στις δεκαετίες του 1960 και του 1970 αλλά συνεχίζεται ακόμη. Ήδη σε αυτό το πρώτο στάδιο ανακύπτουν βασικά ζητήματα μεθοδολογίας:

- Πώς είμαστε βέβαιοι ότι δύο κορυφώσεις που διαφέρουν χρονικά μεταξύ τους ανήκουν στο ίδιο συστατικό; Σε αυτήν την περίπτωση η εποπτεία που παρέχουν χάρτες κατανομής των δυναμικών στην επιφάνεια του κεφαλιού μπορεί να βοηθήσει στη διαδικασία κατηγοριοποίησης.
- Πότε παύει η δράση του ενός συστατικού ή αλλιώς πότε επικαλύπτονται δύο διαδοχικά συστατικά; Η χρήση προχωρημένων ψηφιακών τεχνικών μέτρησης επιτρέπει τη λεπτομερέστερη μελέτη τους με αποτέλεσμα πολλές φορές συστατικά να χωρίζονται σε «υποσυστατικά».

Εφόσον καθοριστεί η ύπαρξη ενός συστατικού, ακολουθεί η χρήση πειραματικών διαδικασιών για τον καθορισμό της λειτουργικής σημασίας του συστατικού. Συλλέγεται πλήθος πληροφοριών για παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν το πλάτος, το χρόνο εμφάνισης, το συνολικό εύρος του συστατικού κ.τ.λ. Αυτοί οι παράγοντες είναι συνήθως χαρακτηριστικά του ερεθίσματος που χορηγείται στον εξεταζόμενο και, εφόσον ασχολούμαστε με ενδογενή συστατικά, αφορούν κατά κύριο λόγο ψυχολογικά γνωρίσματα του ερεθίσματος όπως σπανιότητα, σημαντικότητα, νοηματική πολυπλοκότητα, σχέση με προκαθορισμένες εργασίες και στόχους κ.τ.λ. Καθώς οι

πληροφορίες αυτού του είδους αυξάνονται, μπορεί να προχωρήσει ο ερευνητής στη διαμόρφωση μίας θεωρίας για την εξήγηση των νοητικών λειτουργιών, τις οποίες το συστατικό ή μία ομάδα συστατικών του EP αντικατοπτρίζει. Η διατυπωμένη θεωρία ελέγχεται κατόπιν ως προς τη συνέπειά της σε σχέση με νέες πειραματικές διαδικασίες που καλούνται να επιβεβαιώσουν ή να απορρίψουν προβλέψεις οι οποίες στηρίζονται στη θεωρία για τα χαρακτηριστικά του συστατικού. Τεκμηριώνεται κατ' αυτόν τον τρόπο η δυνατότητα χρήσης των διαφόρων συστατικών του EP ως δείκτες συγκεκριμένων ψυχικών λειτουργιών. Από τα παραπάνω γίνεται φανερή η δυσκολία, η βραδύτητα και η αβεβαιότητα που ενέχουν αυτού του είδους οι έρευνες.

Ιδιαίτερα στην περίπτωση της Ψυχιατρικής, τα αντικειμενικά κριτήρια για τη μελέτη των ψυχικών διαδικασιών, διάγνωση των παθολογικών καταστάσεων και την αποτίμηση των μεθόδων θεραπείας αποτελούν πρώτιστη ανάγκη. Σε αυτήν την προσπάθεια συμβάλλουν ψυχομετρικές μέθοδοι, βιοχημικές μετρήσεις και ψυχοενδοκρινολογικές παρατηρήσεις. Τα EP, ως μετρήσιμες ποσότητες που εξάγονται κάτω από αυστηρά ελεγχόμενες πειραματικές συνθήκες, προσφέρονται ως σημαντικός παράγοντας στην προώθηση της ψυχιατρικής έρευνας και κλινικής εφαρμογής, τόσο στις διαγνωστικές διαδικασίες όσο και στην ψυχοφαρμακολογία. Σε αυτήν την κατεύθυνση γίνεται προσπάθεια να μελετηθούν οι διαφορές που παρουσιάζουν άρρωστοι σε σχέση με υγιείς ανθρώπους όσον αφορά χαρακτηριστικά συστατικά των EP όπως, για παράδειγμα, το πλάτος του  $N_{100}$  και του  $P_{300}$ , καθυστέρηση του  $P_{300}$  και μεταβολή των χρονικών διαστημάτων ανάμεσα στις κορυφώσεις των  $N_{100}$  και  $P_{200}$ . Ιδιαίτερο ενδιαφέρον φαίνεται να υπάρχει για τη μελέτη της σχιζοφρένειας, της κατάθλιψης, της άνοιας, των ψυχαναγκαστικών νευρώσεων, των συνεπειών του γήρατος κ.α. Οι κλινικές έρευνες για την εξαγωγή διαγνωστικών κριτηρίων και της επίδρασης της φαρμακευτικής αγωγής προχωρούν παράλληλα με θεωρητικότερες αναζητήσεις σχετικά με την ανακάλυψη μηχανισμών που προκαλούν ψυχοπαθολογικά φαινόμενα, όπως αυτοί οι μηχανισμοί μπορούν να αντικατοπτριστούν στα συστατικά των EP.

Παρακάτω παρουσιάζονται εκτιμήσεις για τα χαρακτηριστικά των κορυφώσεων της χρονοσειράς των προκλητών δυναμικών όπως εκείνα έχουν καθιερωθεί στη βιβλιογραφία. Εκτός από το χρονικό διάστημα της χρονοσειράς το οποίο αντιστοιχεί σε κάθε κορυφή, παρουσιάζεται μια επιγραμματική αναφορά στην ιατρική σημασία του καθενός.

$P_{50}$ : Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο από 20 έως 80 ms μετά το ερέθισμα. Θεωρείται δείκτης πρώιμων πτυχών προσοχής.

$N_{100}$ : Πρόκειται για την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 90 ως 150 ms μετά την παρουσίαση του ερεθίσματος. Υποδηλώνει φαινόμενα κινητοποίησης προσοχής. Ο λανθάνων χρόνος αντικατοπτρίζει την ταχύτητα κινητοποίησης της προσοχής ενώ το μέγιστο πλάτος αντικατοπτρίζει την ικανότητα ή χωρητικότητα της προσοχής.

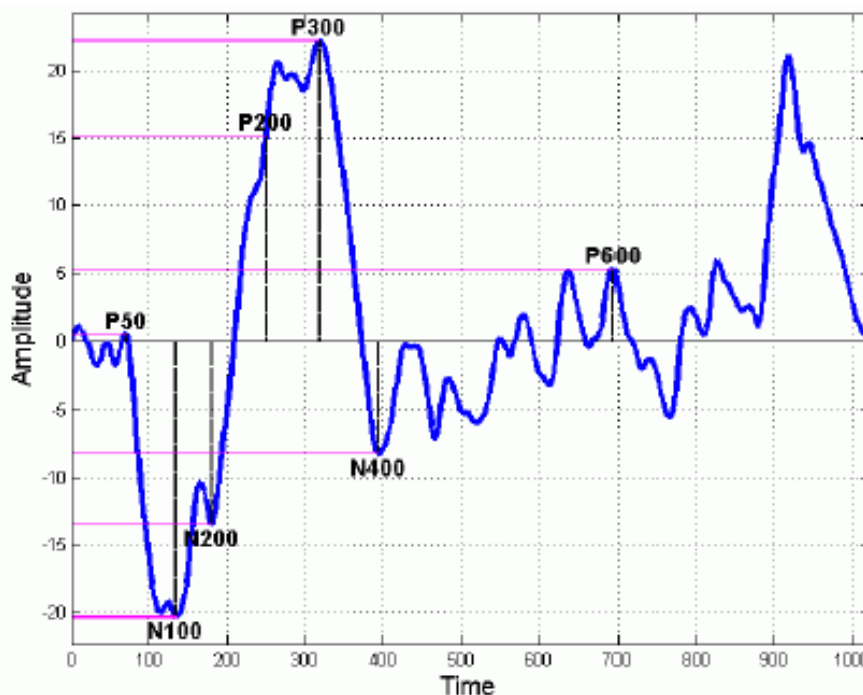
P<sub>200</sub>: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 140 έως 250 ms μετά το ερέθισμα. Αποτελεί ένα μέτρο για την επικέντρωση της προσοχής του ατόμου.

N<sub>200</sub>: Περιγράφει την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 180 έως 300 ms μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τις επιδόσεις των νευρωνικών κυκλωμάτων που υπόκεινται στο φαινόμενο της αντίδρασης του προσανατολισμού σε επίπεδο ΚΝΣ.

P<sub>300</sub>: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται από 220 έως 500 ms μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τη νευρωνική δραστηριότητα η οποία υπόκειται των διεργασιών που συναρτώνται με τον επιμερισμό προσοχής για την κινητοποίηση των προγραμμάτων δράσης. Ο λανθάνων χρόνος εμφάνισής του φαίνεται να αντανακλά το απαραίτητο χρονικό διάστημα για να πάρει ο εξεταζόμενος μια απόφαση για το ερέθισμα.

N<sub>400</sub>: Πρόκειται για την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού η οποία λαμβάνει χώρα από 280 έως 500 ms μετά το ερέθισμα. Αντικατοπτρίζει τη λειτουργία των νευρωνικών κυκλωμάτων που υπηρετούν και εκφράζουν τη 'συντακτική' διάσταση της εκάστοτε απάντησης του ΚΝΣ. Συμβάλλει στην εξέταση μηχανισμών που σχετίζονται με τη γλώσσα και το εννοιολογικό- συντακτικό της περιεχόμενο.

P<sub>600</sub>: Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 500 έως 800 ms μετά το ερέθισμα. Έχει καθιερωθεί ως δείκτης συγχρονισμού σημαντικών και συντακτικών διαστάσεων της απάντησης.



Σχήμα 8- Καταγραφή Προκλητών Δυναμικών. Διακρίνονται οι κορυφώσεις P50, N100, N200, P200, P300, N400, P600



# 3

## *Πειραματική διάταξη*

## *Πειραματική διαδικασία*

Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφεται η πειραματική διάταξη όπως αναπτύχθηκε στο χώρο του Αιγινήτειου νοσοκομείου για την καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων παρουσία και απουσία Η/Μ ακτινοβολίας. Επιπλέον, δίνεται η αναλυτική περιγραφή της πειραματικής διαδικασίας στην οποία υπεβλήθησαν 20 υγιή άτομα, 10 άντρες και 10 γυναίκες, προκειμένου να εξαχθούν τα σχετικά συμπεράσματα.

### **3.1 Εισαγωγή**

Το πείραμα διεξήχθη, όπως έχει ήδη αναφερθεί, σε χώρο του Αιγινήτειου νοσοκομείου. Πιο συγκεκριμένα, στο ψυχοφυσιολογικό εργαστήριο του νοσοκομείου λειτουργεί από το 1988 σύστημα καταγραφής εγκεφαλικών προκλητών δυναμικών, που διαμορφώθηκε με τη συμβολή της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου. Σκοπός του εργαστηρίου αυτού είναι η μελέτη, σε ερευνητικό και κατόπιν σε κλινικό επίπεδο, ψυχοφυσιολογικών φαινομένων με την υποστήριξη και ανάπτυξη της κατάλληλης τεχνογνωσίας. Προκειμένου να πραγματοποιηθεί ένα πείραμα χρειάζεται η κατασκευή συσκευών, η ανάπτυξη κατάλληλων τεχνικών και λογισμικού και ο έλεγχος λειτουργίας του συνολικού συστήματος.

### **3.2 Πειραματική διάταξη**

Η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε για τη διεξαγωγή του εν λόγω πειράματος περιλαμβάνει 16 ηλεκτρόδια τα οποία παράγουν το ηλεκτρικό σήμα του εγκεφάλου καθώς βρίσκονται σε επαφή με το κεφάλι του εξεταζόμενου και τα οποία καταλήγουν στον προενισχυτή. Στην ουσία, οι κυματομορφές που λαμβάνουμε στην οθόνη του υπολογιστή είναι 15 καθώς ένα ηλεκτρόδιο χρησιμοποιείται ως ηλεκτρόδιο αναφοράς. Η διάταξη που έχει περιγραφεί ως τώρα βρίσκεται

μέσα σε κλωβό Faraday, με μόνωση από αλουμίνιο, με σκοπό την ελαχιστοποίηση οποιασδήποτε H/M παρεμβολής που ενδεχομένως θα οδηγούσε σε εσφαλμένες μετρήσεις και κατ' επέκταση σε εσφαλμένα συμπεράσματα. Εκτός του κλωβού, τα 16 σήματα οδηγούνται σε διαφορικό ενισχυτή με κέρδος 50000 ενώ κόρος εμφανίζεται αν το σήμα υπερβεί τα 5V. Μετά την ενίσχυση το σήμα εισέρχεται σε βαθυπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 35 Hz, ώστε να αποφευχθεί παρεμβολή από το δίκτυο παροχής ρεύματος, που λειτουργεί στα 50 Hz. Έπειτα, η έξοδος του ενισχυτή περνάει σε ένα μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D converter) που καταλήγει σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, εφοδιασμένο με κάρτα ανάκτησης δεδομένων (Data Acquisition (DAQ PCI 6035) 16 εισόδων των 16 bit. Μέσω της κάρτας λαμβάνονται τα 16 εγκεφαλικά σήματα, αποθηκεύονται στη μνήμη του υπολογιστή και παράλληλα οι κυματομορφές τους παρουσιάζονται στην οθόνη. Η συχνότητα δειγματοληψίας τέθηκε στο 1KHz.

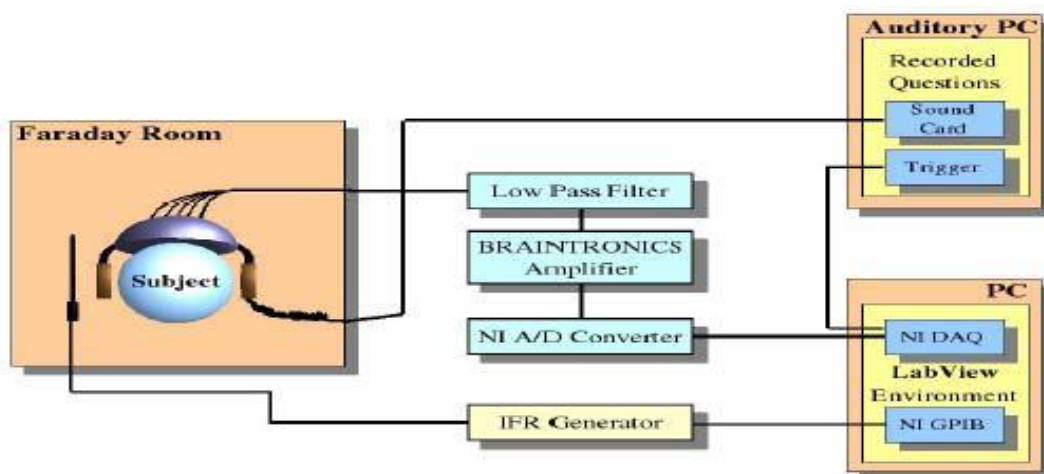
Για τη λήψη μετρήσεων υπό την επίδραση ακτινοβολίας χρησιμοποιείται επιπλέον μια γεννήτρια που παράγει σήματα διαφόρων συχνοτήτων, διαμορφώσεων και ισχύων (Avionics IFR 2031, 10 KHz- 2.7 GHz). Η γεννήτρια οδηγεί διπολική κεραία που είναι τοποθετημένη στη δεξιά πλευρά του κεφαλιού του εξεταζόμενου ατόμου σε απόσταση περίπου 20 cm. Η γεννήτρια συνδέεται με τον πρώτο υπολογιστή μέσω κάρτας GPIB ενώ δίνεται η δυνατότητα στο χρήστη να επιλέξει μέσω του interface που έχει δημιουργηθεί αν θα χρησιμοποιηθεί ακτινοβολία κατά τις μετρήσεις.

Ο προγραμματισμός της κάρτας DAQ, η αναπαράσταση και η αποθήκευση των σημάτων γίνεται σε περιβάλλον σχεδιασμένο με το λογισμικό LabView (**L**aboratory **V**irtual **I**nstrumentation **E**ngineering **W**orkbench) έκδοσης 6.1.

Παράλληλα λειτουργεί δεύτερος υπολογιστής σε περιβάλλον DOS ο οποίος παράγει ακουστικά ερεθίσματα και συνδέεται μέσω καλωδίου με τα ακουστικά που φορά ο εξεταζόμενος. Τη στιγμή που ξεκινά η αναπαραγωγή του ακουστικού ερεθίσματος, ένα σήμα σκανδαλισμού (trigger) φεύγει από τον εν λόγω υπολογιστή και πυροδοτεί τον άλλο υπολογιστή να λάβει δεδομένα. Η επικοινωνία των δύο υπολογιστών βασίζεται στο πρωτόκολλο IEEE 488.1. Το σήμα σκανδαλισμού αποτελεί ένας παλμός πλάτους 5V. Λόγω της φύσης της πειραματικής διαδικασίας ένα κρίσιμο θέμα είναι η ταυτόχρονη έναρξη του ακουστικού ερεθίσματος και της λήψης δεδομένων γιατί μόνο τότε τα προκλητά δυναμικά του εγκεφαλικού σήματος που λαμβάνουμε μπορούν να αποδοθούν σωστά στο ακουστικό ερέθισμα και να βαθμονομηθούν σωστά. Στην πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε η απαίτηση αυτή ικανοποιείται λόγω του ότι το σήμα trigger ελέγχεται από το hardware και δεν παρεμβάλλονται άλλες καθυστερήσεις. Επίσης, έχει ληφθεί μέριμνα ώστε να μη συμβεί τυχαίος σκανδαλισμός.

Μετά την υλοποίηση της διάταξης ακολούθησαν λεπτομερείς δοκιμές. Λειτουργήσε με είσοδο συγκεκριμένα σήματα (ημιτονοειδή, διαφόρων συχνοτήτων και πλατών) τα οποία ελέγχθηκαν με

τη βοήθεια παλμογράφου και επιβεβαιώθηκε η ακριβής αναπαράσταση και αποθήκευσή τους από το υλοποιηθέν σύστημα. Επαληθεύτηκε το σημείο κόρου του ενισχυτή καθώς και ο πλήρης συγχρονισμός λήψης δεδομένων και έναρξης αναπαραγωγής ηχητικού μηνύματος.



Σχήμα 9- Πειραματική διάταξη



Σχήμα 10- Κλωβός Faraday

### 3.3 Πειραματική διαδικασία

Για τις ανάγκες του πειράματος επιλέχθηκε συχνότητα ακτινοβολίας στα 1800 MHz με μέση ισχύ 128 mW. Επιλέχθηκε μονοχρωματική ακτινοβολία προκειμένου να αποφευχθούν προβλήματα παρεμβολών που ενδεχομένως να προέρχονταν από διαμορφωμένο σήμα. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, χρησιμοποιήθηκε βαθυπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής στα 35 Hz ώστε να μην υπάρχουν παρεμβολές από το δίκτυο τροφοδοσίας και από το σήμα ακτινοβολίας.

Στο πείραμα συμμετείχαν 20 υγιή άτομα, 10 άνδρες και 10 γυναίκες, όλοι δεξιόχειρες και χωρίς προβλήματα ακοής. Το δείγμα ήταν ομογενές ως προς την ηλικία και το μορφωτικό επίπεδο. Ο

κάθε εξεταζόμενος υποβλήθηκε στην ακουστική δοκιμασία δύο φορές, τη μια παρουσία Η/Μ ακτινοβολίας και την άλλη απουσία. Μεταξύ των δύο πειραμάτων μεσολαβούσαν δύο εβδομάδες και η διεξαγωγή του πειράματος παρουσία ή όχι Η/Μ ακτινοβολίας γινόταν με τυχαία σειρά. Ο εξεταζόμενος δε γνώριζε υπό ποια συνθήκη διεξάγεται κάθε φορά το πείραμα προκειμένου να αποφευχθούν φαινόμενα αυθυποβολής.

Η διαδικασία ακουστικής λειτουργικής μνήμης που έχει αυτοματοποιηθεί στο εργαστήριο ψυχοφυσιολογίας του Αιγινήτειου νοσοκομείου είναι τμήμα του γενικού test νοημοσύνης (IQ) για ενήλικες του Wechsler (Wechsler Adult Intelligence Scale (WAIS)) το οποίο εκδόθηκε το 1955.

Πιο συγκεκριμένα, το τεστ Wechsler αποτελείται από 26 σειρές αριθμών (ερωτήσεις) καθεμία εκ των οποίων ξεκινά με τη μετάδοση ενός ακουστικού τόνου, ακολουθείται από την εκφώνηση μιας σειράς αριθμών (από 1 έως 9) και ολοκληρώνεται με την επανάληψη του αρχικού τόνου. Μεταξύ του αρχικού τόνου και του πρώτου ψηφίου καθώς και του τελευταίου ψηφίου και του τελικού τόνου μεσολαβούν κάποια δευτερόλεπτα για τη διευκόλυνση του εξεταζόμενου. Μετά την εκπομπή του τελικού τόνου ο εξεταζόμενος καλείται να εκφωνήσει τους αριθμούς με τη σειρά που τους άκουσε έτσι ώστε να γίνει και η αποτίμηση της απόδοσής του. Στο σημείο αυτό αξίζει να αναφέρουμε ότι για τις ανάγκες του πειράματος δεν αξιολογήθηκε η απόδοσή του αλλά το πώς εξελίσσονται τα εγκεφαλικά σήματα κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας.

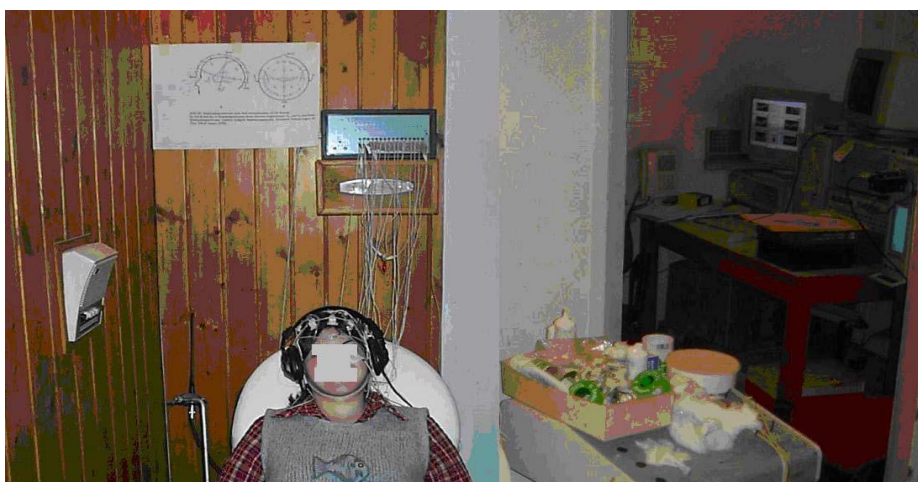
Ο ακουστικός τόνος μπορεί να είναι δύο συχνοτήτων, είτε βραχύς, των 500Hz, που σημαίνει ότι ο εξεταζόμενος καλείται να εκφωνήσει τους αριθμούς με τη σειρά που τους άκουσε είτε οξύτερος, των 3KHz, που υποχρεώνει τον εξεταζόμενο να εκφωνήσει τους αριθμούς με την αντίστροφη σειρά που ακούστηκαν.

Η πειραματική διαδικασία περιγράφεται στη συνέχεια. Σε κάθε επίσκεψη, ο εξεταζόμενος εισέρχεται μέσα στον κλωβό Faraday και αφού πάρει θέση στο ειδικό κάθισμα, ο υπεύθυνος ιατρός του εργαστηρίου τοποθετεί με προσοχή τα ηλεκτρόδια στις τυποποιημένες θέσεις (Σύστημα 10/20) του κρανίου. Αφού τελειώσει αυτή η διαδικασία, ο εξεταζόμενος φοράει τα ειδικά ακουστικά που συνδέονται με τον υπολογιστή που παράγει τα ακουστικά ερεθίσματα.

Ταυτόχρονα, στον άλλο υπολογιστή δημιουργείται ένας φάκελος με τα προσωπικά στοιχεία του εκάστοτε εξεταζόμενου και στη συνέχεια τίθεται σε λειτουργία το πρόγραμμα LABVIEW και ρυθμίζονται κατάλληλα οι παράμετροί του ανάλογα με το είδος της μέτρησης. Σε περίπτωση που οι μετρήσεις γίνονται παρουσία ακτινοβολίας ενεργοποιείται μέσω υπολογιστή η γεννήτρια.

Αφού ολοκληρωθεί αυτή η προπαρασκευαστική διαδικασία, δοθούν από το γιατρό οι απαραίτητες οδηγίες στον εξεταζόμενο και γίνει μια δοκιμαστική μετάδοση δύο ηχητικών μηνυμάτων, η πόρτα του θαλάμου κλείνει και ξεκινά η διαδικασία του πειράματος. Ο εξεταζόμενος παρακολουθείται σε οθόνη καθ' όλη τη διάρκεια του πειράματος. Ο υπεύθυνος

χειριστής του προγράμματος Wechsler ξεκινά την αναπαραγωγή ηχητικών μηνυμάτων πατώντας ένα πλήκτρο στον υπολογιστή το οποίο αντιπροσωπεύει κάθε φορά μια συγκεκριμένη σειρά ψηφίων. Κάθε τέτοιας σειράς προηγείται η μετάδοση ενός εκ των δύο τόνων που περιγράφηκαν παραπάνω ένα δευτερόλεπτο πριν το πρώτο ψηφίο ενώ έπεται ο ίδιος τόνος επίσης ένα δευτερόλεπτο μετά το τελευταίο ψηφίο δηλώνοντας έτσι το τέλος της συγκεκριμένης ερώτησης. Με τη μετάδοση του αρχικού τόνου δίνεται και ένας παλμός trigger που σηματοδοτεί την έναρξη της μέτρησης του EEG, η οποία γίνεται κατά το διάστημα του ενός δευτερολέπτου που μεσολαβεί μέχρι τη μετάδοση του πρώτου ψηφίου της εκάστοτε σειράς.



Σχήμα 11- Στιγμιότυπο από την προετοιμασία εξεταζόμενου ατόμου. Έχουν τοποθετηθεί τα ηλεκτρόδια και τα ακουστικά. Αριστερά του διακρίνεται η κεραία εκπομπής του σήματος. Στο βάθος, εκτός του κλωβού Faraday, φαίνεται μέρος της πειραματικής διάταξης.

Αφού ολοκληρωθεί η αναπαραγωγή κάθε ερώτησης από τα ακουστικά, ο εξεταζόμενος καλείται να επαναλάβει τους αριθμούς με σειρά ανάλογη με το είδος του τόνου που τους συνόδευε. Το test πραγματοποιείται δύο φορές διαδοχικά αποτελούμενο τελικά από 52 ερωτήσεις (2 σετ των 26). Στον πίνακα φαίνεται συνοπτικά η πειραματική διαδικασία για κάθε επανάληψη.

Χρόνος	
AB (500ms)	Εγγραφή σήματος EEG
BC (100ms)	Ηχητικός Τόνος (500 or 3000Hz , 65 dB)
CD (900ms)	Καταγραφή των ERPs
DE (ποικίλει)	Υπαγόρευση των σετ αριθμών του test Wechsler Η διάρκεια ποικίλει ανάλογα με το πλήθος των ψηφίων κάθε ερώτησης(από δύο ως εννιά).Η χρονική διάρκεια μεταξύ των ψηφίων είναι 1 sec.
EF (100ms)	Επανάληψη του τόνου (500 or 3000Hz , 65 dB)
FG (ποικίλει)	Καταγραφή των απαντήσεων του εξεταζόμενου.

ΠΙΝΑΚΑΣ 2- Διαδικασία καταγραφής σημάτων

Κατά τη διάρκεια εκτέλεσης του πειράματος, το πρόγραμμα το χειρίζεται είτε ο υπεύθυνος ιατρός είτε κάποιος εξειδικευμένος ερευνητής ενώ τηρούνται πάντα οι αρχές της διακήρυξης ανθρωπίνων δικαιωμάτων του Helsinki. Τη στιγμή που ο εξεταζόμενος δίνει τις απαντήσεις του, κάποιο άλλο άτομο είναι επιφορτισμένο με την καταγραφή τους ώστε να μπορεί να γίνει έπειτα η απαραίτητη σύγκριση με τις σωστές, από την οποία τελικά θα προκύψουν τα αποτελέσματα της εξέτασης. Τα βασικά συμπεράσματα που εξάγονται από τη μελέτη των αποτελεσμάτων αφορούν στο βαθμό ανταπόκρισης στο αρχικό ερέθισμα και στις διεργασίες εγρήγορσης, αναγνώρισης, σύγκρισης και επεξεργασίας που αφορούν τα λαμβανόμενα ερεθίσματα.

Τα δεδομένα που αποθηκεύονται είναι εγκεφαλικά σήματα διάρκειας 1500 msec το καθένα και η αποθήκευση γίνεται κάθε φορά που ο χρήστης δίνει εντολή να ακούσει ο εξεταζόμενος ένα ηχητικό μήνυμα. Με βάση τη συχνότητα δειγματοληψίας που έχει τεθεί στο 1KHz η κάθε σειρά δεδομένων αποτελείται από 1500 τιμές εκ των οποίων οι πρώτες 500 (500 msec) είναι εγκεφαλικό σήμα πριν την έναρξη του ηχητικού μηνύματος και οι οποίες βρίσκονται σε buffer πριν την τελική αποθήκευσή τους ενώ οι επόμενες 1000 καταγράφονται μετά την έναρξη του ηχητικού μηνύματος. Άρα το σήμα που αποθηκεύεται είναι αρχικά EEG (500 τιμές) και έπειτα (1000 τιμές) ακολουθούν τα προκλητά δυναμικά (ERPs).

Για κάθε ερώτηση λαμβάνουμε 16 διαφορετικές γραφικές παραστάσεις που καθεμιά από αυτές αντιστοιχεί στο σήμα που διέρχεται μέσα από ένα ηλεκτρόδιο. Για κάθε ερώτηση οι τιμές του πλάτους των κυματομορφών αυτών αποθηκεύονται αυτόματα από το LABVIEW με τη μορφή αρχείων Excel. Μετά την ολοκλήρωση του πειράματος για κάθε εξεταζόμενο έχουμε 52 αρχεία Excel, οι πίνακες των οποίων αποτελούνται από 1500 γραμμές (όσα και τα δείγματα) και 15 στήλες που αντιστοιχούν στα ηλεκτρόδια (εξαιρείται το ηλεκτρόδιο αναφοράς).

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, τα αρχικά δεδομένα (raw data) υφίστανται κάποια επεξεργασία προκειμένου να απομακρυνθεί ο θόρυβος και να αποκαλυφθεί το πραγματικό εγκεφαλικό σήμα και, γενικότερα να έρθουν σε μορφή που να μπορεί να εφαρμοστεί πάνω τους ο εκάστοτε μετασχηματισμός. Τα δεδομένα που προκύπτουν από την επεξεργασία θα καλούνται στο εξής δεδομένα του πειράματος. Για τους σκοπούς της παρούσας εργασίας τα δεδομένα έχουν ομαδοποιηθεί κατά τρόπο ώστε να αποκαλύπτονται οι βασικές χρονικές κορυφώσεις του εγκεφαλικού σήματος που έχουν ήδη αναφερθεί.

# 4

## Μετασχηματισμός

### Wavelet

Στο κεφάλαιο αυτό δίνεται μια συνοπτική παρουσίαση του μετασχηματισμού Fourier, του Short Time Fourier Transform και πώς οι ανεπάρκειες αυτών οδήγησαν στην ανάπτυξη της θεωρίας των wavelet. Ακολουθεί αναλυτική περιγραφή του μετασχηματισμού wavelet.

#### 4.1 Μετασχηματισμός Fourier

##### 4.1.1 Ορισμός

Στα μαθηματικά ο μετασχηματισμός Fourier είναι ένας γραμμικός μετασχηματισμός που αναλύει μία συνάρτηση στα συχνοτικά τμήματά της (Fourier Analysis) και ο αντίστροφος μετασχηματισμός την ανασυνθέτει από το φάσμα των συχνοτικών τμημάτων της (Fourier Synthesis).

Ονομάστηκε από το Γάλλο μαθηματικό και φυσικό Joseph Fourier, ο οποίος ανακάλυψε ότι μία περιοδική και συνεχής συνάρτηση μπορεί να γραφεί σαν άθροισμα ημιτόνων και συνημιτόνων.

Πιο συγκεκριμένα, ο μετασχηματισμός Fourier είναι μία διαδικασία που συνδέει δύο συναρτήσεις  $f(t)$  και  $F(\omega)$ , όπου  $\omega$  είναι πραγματικός αριθμός, έτσι ώστε

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \quad (1)$$

Ως μετασχηματισμός Fourier, εκτός από τη λειτουργία πάνω στη συνάρτηση  $f(t)$ , νοείται συνήθως και η ίδια η συνάρτηση  $F(\omega)$ . Οι ικανές και αναγκαίες συνθήκες για την ύπαρξη του μετασχηματισμού Fourier μίας συνάρτησης  $f(t)$  είναι οι εξής:

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

- Η  $f(t)$  είναι απολύτως ολοκληρώσιμη, δηλαδή το ολοκλήρωμα  $\int_{-\infty}^{+\infty} |f(t)| dt$  έχει πεπερασμένη τιμή.

Μία ασθενέστερη συνθήκη της τελευταίας, που ανταποκρίνεται όμως καλύτερα στα ενεργειακά σήματα, είναι το πεπερασμένο της τιμής του ολοκληρώματος  $\int_{-\infty}^{+\infty} |f(t)|^2 dt$ . Αυτό σημαίνει ότι η ενέργεια του σήματος  $f(t)$  είναι πεπερασμένη.

Εφόσον υπάρχει ο μετασχηματισμός Fourier μίας συνάρτησης  $f(t)$ , θα ισχύει η σχέση που αφορά στον αντίστροφο μετασχηματισμό Fourier:

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2)$$

Το ζευγάρι των συναρτήσεων  $f(t)$  και  $F(\omega)$  ονομάζεται ζεύγος Fourier.

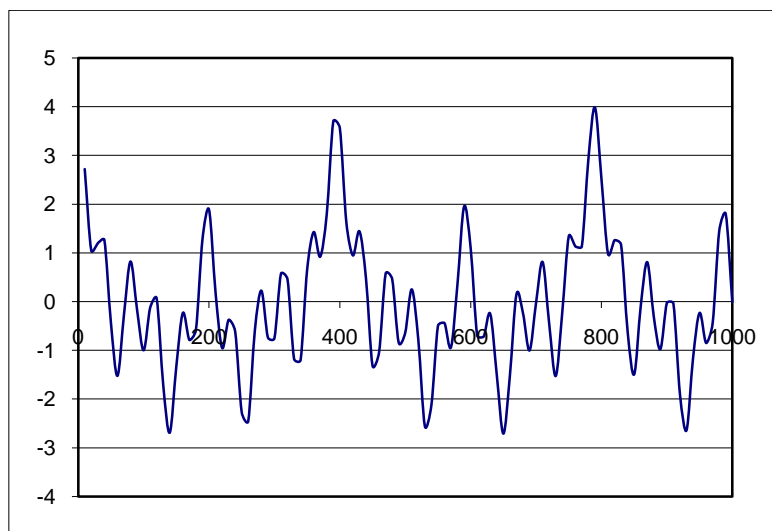
#### 4.1.2 Μειονεκτήματα του μετασχηματισμού Fourier

Προκειμένου να γίνουν κατανοητοί οι λόγοι που καθιστούν το μετασχηματισμό Fourier ακατάλληλο για την επεξεργασία του ERP σήματος παρατίθεται το ακόλουθο παράδειγμα.

Έστω ότι θέλουμε να πραγματοποιήσουμε το μετασχηματισμό Fourier της συνάρτησης

$$x(t) = \cos(2\pi \cdot 5t) + \cos(2\pi \cdot 10t) + \cos(2\pi \cdot 20t) + \cos(2\pi \cdot 50t) \quad (3)$$

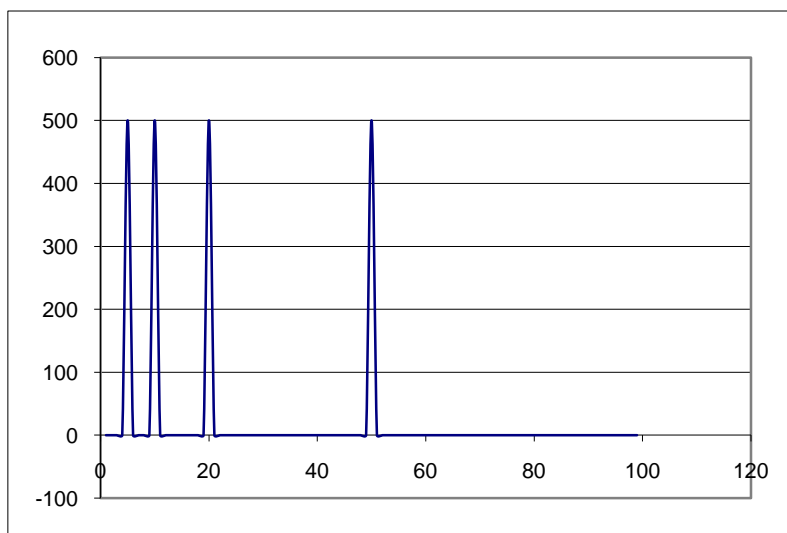
Προφανώς η συνάρτηση περιλαμβάνει τις συχνότητες των 5, 10, 20 και 50 Hz. Η γραφική παράσταση της  $x(t)$  είναι η ακόλουθη:



Σχήμα 12- Γραφική παράσταση της  $x(t)$

Αντίστοιχα, η γραφική παράσταση του μετασχηματισμού Fourier είναι:





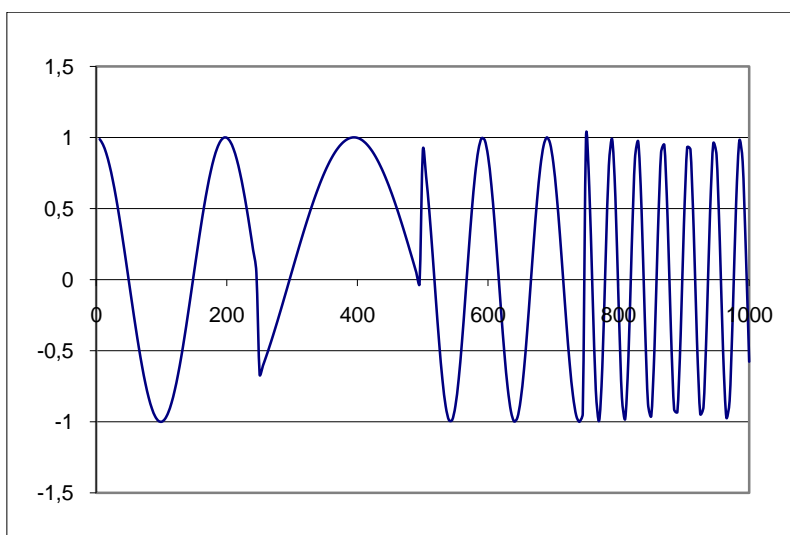
Σχήμα 13- Μετασχηματισμός Fourier της  $x(t)$

Παρατηρούμε πως οι μόνες συχνότητες είναι αυτές των 5, 10, 20 και 50 Hz. Ουσιαστικά σε αυτά τα 4 σημεία έχουμε τις μόνες μη μηδενικές τιμές.

Θεωρούμε τώρα το ακόλουθο σήμα:

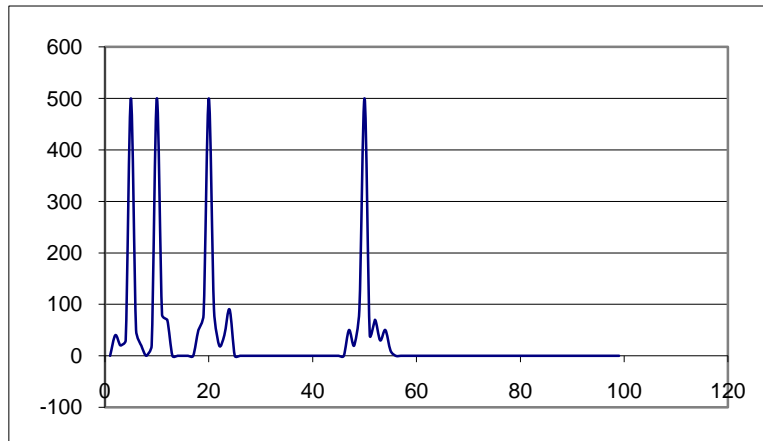
$$g(t) = \begin{cases} \cos(2\pi * 10t) & 0 \leq t < 250 \\ \cos(2\pi * 5t) & 250 \leq t < 500 \\ \cos(2\pi * 20t) & 500 \leq t < 750 \\ \cos(2\pi * 50t) & 750 \leq t < 1000 \end{cases} \quad (4)$$

Η γραφική παράσταση της  $g(t)$  δίνεται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 14- Γραφική παράσταση της  $g(t)$

Συγκρίνοντας τα σχήματα 12 και 14 είναι προφανές ότι τα σήματα διαφέρουν στο πεδίο του χρόνου. Ας πάρουμε όμως το μετασχηματισμό Fourier της  $g(t)$ . Η γραφική του παράσταση είναι:



Σχήμα 15- Μετασχηματισμός Fourier της  $g(t)$

Συγκρίνοντας τώρα τα σχήματα 13 και 15 παρατηρούμε κάτι ενδιαφέρον. Οι μετασχηματισμοί Fourier των εντελώς διαφορετικών στο πεδίο του χρόνου συναρτήσεων  $x(t)$  και  $g(t)$  είναι όμοιοι. Δηλαδή, δύο διαφορετικά σήματα στο πεδίο του χρόνου είναι όμοια στο πεδίο της συχνότητας. Τι ακριβώς συμβαίνει και που οφείλεται αυτό το παράδοξο;

Ας ξεκινήσουμε εξετάζοντας τη συνάρτηση  $g(t)$ . Λαμβάνουμε υπόψη μόνο το πρώτο χρονικό διάστημα, όπου η συνάρτηση είναι μόνο ένα συνημίτονο συχνότητας 10 Hz. Ο μετασχηματισμός Fourier δίνει μόνο μία τιμή, στα 10 Hz, δηλαδή η συνάρτηση φέρει μόνο μία συχνότητα. Κάτι αντίστοιχο προκύπτει και για τα τρία επόμενα χρονικά διαστήματα. Άρα, δηλαδή, το συχνοτικό περιεχόμενο της  $g(t)$  δεν είναι σταθερό στη διάρκεια του χρόνου. Ένα τέτοιο σήμα καλείται μη στατικό (non stationary). Το αντίθετο συμβαίνει με τη συνάρτηση  $x(t)$ , η οποία κάθε χρονική στιγμή περιλαμβάνει και τις τέσσερις συχνότητες. Το σήμα αυτό λέγεται στατικό (stationary).

Ας εξετάσουμε τώρα τη σχέση (1) του μετασχηματισμού Fourier. Ο λόγος που δεν μπορούμε να διακρίνουμε τη χρονική αλληλουχία των συχνοτήτων της συνάρτησης  $g(t)$  είναι το ολοκλήρωμα σε όλο το πεδίο του χρόνου. Με αυτόν τον τρόπο χάνεται οποιαδήποτε πληροφορία για το πότε εμφανίζεται η κάθε συχνότητα στο υπό εξέταση σήμα. Με άλλα λόγια, ο μετασχηματισμός Fourier μας πληροφορεί για το ποιες συχνότητες υπάρχουν στο σήμα και όχι για το πότε εμφανίζεται η κάθε μία. Άρα δύο σήματα, ένα στατικό και ένα μη στατικό, μπορεί να έχουν τον ίδιο μετασχηματισμό Fourier.

Ο λόγος που μας ενδιαφέρει και το πότε εμφανίζεται μία συχνότητα σε ένα σήμα έχει πρακτικές εφαρμογές. Για παράδειγμα, σε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα, η ακριβής ακολουθία των συχνοτήτων κατά τη διάρκεια ενός παλμού μπορεί να πληροφορήσει για βλάβη ή ανεπάρκεια σε κάποια βαλβίδα ή κοιλία. Μας ενδιαφέρει, επομένως, μία μορφή χρονο- συχνοτικής αναπαράστασης του σήματος, όπου θα γνωρίζουμε σε κάθε χρονική στιγμή ποιες συχνότητες υπάρχουν στο σήμα. Έχοντας αυτήν τη θεώρηση υπόψη, περνάμε από το μετασχηματισμό Fourier στον Short Term Fourier Transformation (STFT).

## 4.2 Short Term Fourier Transform (STFT)

### 4.2.1 Ορισμός

Ο STFT λειτουργεί ως εξής: «Κόβει» το σήμα σε διαδοχικά παράθυρα και υπολογίζει τον κλασικό μετασχηματισμό Fourier κάθε παραθύρου. Έτσι είμαστε σε θέση να γνωρίζουμε ποιες συχνότητες υπάρχουν στο σήμα σε ένα χρονικό διάστημα που εμείς ορίζουμε. Συνεπώς, μπορεί να υπάρξει αναπαράσταση του σήματος στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας.

Το μόνο σημείο που μένει να διευκρινιστεί είναι το πώς επιτυγχάνεται αυτή η παραθυροποίηση, δηλαδή πώς χωρίζεται το σήμα σε περιοχές. Λαμβάνεται ένα τμήμα της συνάρτησης του σήματος, έστω  $x(t)$ , ώστε να υπολογίσουμε το μετασχηματισμό Fourier του σήματος αυτού. Ο πολλαπλασιασμός του σήματος με μία κατάλληλα επιλεγμένη συνάρτηση  $w(t)$ , που έχει μηδενική τιμή για όλο το πεδίο ορισμού της εκτός από ένα μικρό χρονικό διάστημα, θα δώσει τη περιγραφή του τμήματος της συνάρτησης που αναφέρθηκε προηγουμένως. Η συνάρτηση  $w(t)$  μπορεί να είναι η Gaussian ή η δεύτερη παράγωγός της, Mexican Hat. Επομένως, ισχύει:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} (x(t) \cdot w(t)) e^{-j2\pi ft} dt \quad (5)$$

Με τον τρόπο αυτό θα πάρουμε το μετασχηματισμό Fourier ενός παραθύρου της  $x(t)$ . Για να χωριστεί όλη η συνάρτηση σε παράθυρα, ισχύει:

$$STFT_x^{(w)}(t', f) = \int_{-\infty}^{+\infty} (x(t) \cdot w(t - t')) e^{-j2\pi ft} dt \quad (6)$$

Η  $w(t)$  μετατοπίζεται, δηλαδή, σε όλο το πεδίο ορισμού της  $x(t)$  με τη βοήθεια της  $t'$ . Η σχέση αυτή αποτελεί τον ορισμό του STFT. Η συνάρτηση  $w(t)$  καλείται windowing function και, προφανώς, το εύρος στο οποίο έχει μη μηδενικές τιμές (μήκος του παραθύρου) είναι σταθερό. Η τελευταία παρατήρηση είναι εξαιρετικά σημαντική καθώς δίνει το έναυσμα για την εισαγωγή του μετασχηματισμού wavelet.

### 4.2.2 Μειονεκτήματα του STFT

Επικαλούμαστε πάλι το παράδειγμα της ενότητας 4.1. Υποθέτουμε ότι το σήμα αρχικά αποτελείται από ένα χαμηλόσυχο σήμα. Είναι αυτονόητο ότι μέσα σε αυτό το διάστημα το συχνοτικό περιεχόμενο του σήματος δεν αλλάζει. Όμως ο STFT, επειδή η συνάρτηση  $w(t)$  έχει σταθερό εύρος, θα χωρίσει το εν λόγω διάστημα σε περισσότερα υποδιαστήματα. Κάτι τέτοιο είναι σπατάλη πόρων καθώς αρκεί ένα μόνο μεγάλο παράθυρο για να δώσει την ίδια πληροφορία. Ανάλογα, υποθέτουμε ότι η συνάρτηση  $x(t)$  έχει ένα πολύ μικρό χρονικό διάστημα, μικρότερο του εύρους παραθύρου, όπου εμφανίζει υψηλό συχνοτικό περιεχόμενο. Αν έχουμε ένα μεγάλο παράθυρο, είναι σα να χρησιμοποιούμε τον κλασικό μετασχηματισμό Fourier, με τα προβλήματα που αυτός συνεπάγεται. Άρα, πρέπει να μικρύνει το παράθυρο. Ακολούθως, φαίνεται ο τρόπος με τον οποίο μπορεί να αυξομειωθεί το εύρος του παραθύρου ανάλογα με τις εκάστοτε ανάγκες.

$$STFT_x^{(w)}(t', s) = \int_{-\infty}^{+\infty} \left( x(t) \cdot w\left(\frac{t-t'}{s}\right) \right) e^{-j2\pi f t} dt \quad (7)$$

Θα ονομάσουμε το  $s$  κλίμακα και η φυσική του ερμηνεία είναι ίδια με την κλίμακα που συναντάμε στη χαρτογραφία όμως εδώ έχει αντίστροφη επίδραση στο σήμα. Όταν μειώνεται η κλίμακα, αυξάνεται το εύρος του παραθύρου και όταν αυξάνεται η κλίμακα, έχουμε μείωση του εύρους του παραθύρου. Όπως θα παρουσιαστεί στη συνέχεια, η παραπάνω σχέση, με κάποια τροποποίηση, αποτελεί τη μαθηματική έκφραση του μετασχηματισμού wavelet.

### 4.3 Μετασχηματισμός Wavelet

#### 4.3.1 Συνεχής Μετασχηματισμός Wavelet- Continuous Wavelet Transform (CWT)

Ο μετασχηματισμός wavelet αποδείχτηκε ιδιαίτερα χρήσιμος στην ανάλυση σημάτων που μπορούν να χαρακτηριστούν απειριοδικά, μη στατικά, θορυβώδη, με ασυνέχειες, απότομες μεταβάσεις κτλ. Εξαιτίας της ιδιότητάς του να παρέχει ταυτόχρονη περιγραφή στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας, βρίσκει εφαρμογή σε διάφορους τομείς, όπως στη συμπίεση εικόνας, στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία, στην ηλεκτροκαρδιογραφία, στην επεξεργασία σεισμικών σημάτων κτλ. Επίσης, σε σχέση με το μετασχηματισμό Fourier, έχει μικρότερο βαθμό πολυπλοκότητας υπολογισμού.

Η ανάπτυξη του μετασχηματισμού wavelet ξεκίνησε στις αρχές του 20<sup>ου</sup> αιώνα, με αφετηρία τον Alfred Haar, Ούγγρο μαθηματικό. Ωστόσο, η ανάλυση wavelet στη μορφή που εμείς σήμερα τη γνωρίζουμε και χρησιμοποιούμε αναπτύχθηκε στα μέσα της δεκαετίας του '80 και μετά από επιστήμονες όπως οι Jean Morlet, Alex Grossmann, Yves Meyer, Stephane Mallat, Ingrid Daubechies, Ronald Coifman κα.

Η ανάλυση βάσει του μετασχηματισμού wavelet χρησιμοποιεί κυματοειδείς συναρτήσεις, τα wavelets. Ουσιαστικά, ο μετασχηματισμός wavelet ενός σήματος είναι η συνέλιξη του σήματος αυτού με τη συνάρτηση wavelet. Η συνάρτηση wavelet χαρακτηρίζεται από ένα πεπερασμένο χρονικό διάστημα όπου η τιμή της είναι μη μηδενική. Έξω από αυτό το διάστημα η τιμή της είναι μηδενική παντού. Επίσης, μπορεί να τροποποιηθεί για να «ολισθαίνει» στον άξονα των χρόνων ή να συμπιέζεται-αποσυμπιέζεται, δηλαδή να μικραίνει ή να μεγαλώνει αντίστοιχα τη διάρκεια που η τιμή της είναι μη μηδενική, ώστε να «ταιριάζει» καλύτερα με το προς επεξεργασία σήμα.

Μια συνάρτηση  $\psi(t)$  προκειμένου να μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως wavelet πρέπει να πληροί κάποιες προϋποθέσεις, να ικανοποιεί κάποια μαθηματικά κριτήρια. Τα κριτήρια αυτά είναι:

1. Η ενέργεια  $E$  του wavelet πρέπει να είναι πεπερασμένη, δηλαδή

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(t)|^2 dt < \infty \quad (8)$$

2. Αν  $\Psi(f)$  είναι ο μετασχηματισμός Fourier του wavelet, δηλαδή

$$\Psi(f) = \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) e^{-i2\pi ft} dt \quad (9)$$

τότε πρέπει να ισχύει η ακόλουθη συνθήκη

$$C_g = \int_0^{\infty} \frac{|\Psi(f)|^2}{f} df < \infty \quad (10)$$

Η συνθήκη αυτή ονομάζεται admissibility condition και η σταθερά  $C_g$  admissibility constant. Πρακτικά, η συνθήκη αυτή υποδηλώνει ότι για μηδενική συχνότητα ο μετασχηματισμός Fourier δίνει μηδενική συνιστώσα ή, αλλιώς, το wavelet  $\psi(t)$  έχει μηδενική μέση τιμή. Τα wavelets για τα οποία ισχύει αυτή η συνθήκη αντιστοιχούν σε ζωνοπερατά φίλτρα.

3. Ένα επιπλέον κριτήριο που πρέπει να ισχύει για τα wavelets που είναι μιγαδικές συναρτήσεις (complex wavelets) είναι ότι ο μετασχηματισμός Fourier πρέπει να είναι πραγματικός αριθμός και να εξαφανίζεται για μηδενικές συχνότητες.

Όπως ήδη αναφέρθηκε, το αρχικό wavelet μπορεί μέσω κατάλληλων διαδικασιών να τροποποιηθεί ώστε να μετατοπιστεί στον άξονα του χρόνου ή/και να συμπιεσθεί- αποσυμπιεσθεί. Το αρχικό wavelet που δύναται να τροποποιηθεί και αποτελεί την αφετηρία της εκάστοτε επεξεργασίας ονομάζεται mother wavelet ή μητρικό wavelet. Οι δύο παράμετροι που μπορούμε να μεταβάλλουμε είναι η translation-παράμετρος  $b$  (μετατόπιση) και η dilation-παράμετρος  $a$  (συστολή- διαστολή). Οι τιμές των παραμέτρων αυτών ανήκουν στα εξής σύνολα:  $a \in \mathbb{R}, a > 0$  και  $b \in \mathbb{R}$ . Με τη χρήση των δύο αυτών παραμέτρων, σχηματικά, συμβαίνει το εξής:

$$\psi(t) \rightarrow \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (11)$$

Έχοντας εξηγήσει κάποια πράγματα για τη φύση των wavelets, μπορούμε τώρα να δούμε πως εφαρμόζονται ώστε να προκύψει ο μετασχηματισμός wavelet. Έστω ότι έχουμε ένα σήμα  $x(t)$  προς επεξεργασία. Ο μετασχηματισμός wavelet του  $x(t)$  θα είναι:

$$T(a, b) = w(a) \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (12)$$

Η συνάρτηση  $w(a)$  ονομάζεται συνάρτηση βάρους και συνήθως τίθεται στο  $1/\sqrt{a}$  για λόγους διατήρησης ενέργειας. Ο αστερίσκος υποδηλώνει τη συζυγή συνάρτηση της  $\psi$ . Προφανώς, όταν πρόκειται για πραγματικές συναρτήσεις χρησιμοποιούμε την ίδια τη συνάρτηση wavelet.

Αντικαθιστώντας την  $w(a)$  στην εξίσωση (12) με την τιμή που τις δώσαμε, έχουμε:

$$T(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (13)$$

Η παραπάνω σχέση είναι γνωστή και ως Συνεχής Μετασχηματισμός Wavelet (Continuous Wavelet Transform, CWT).

Για την κανονικοποιημένη συνάρτηση wavelet ισχύει ο συμβολισμός:

$$\psi_{\alpha,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \psi\left(\frac{t-b}{\alpha}\right) \quad (14)$$

Στο σημείο αυτό αναφέρουμε ότι ορίζεται κι ο Αντίστροφος Μετασχηματισμός Wavelet ως εξής:

$$x(t) = \frac{1}{C_g} \int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{\infty} T(\alpha, b) \psi_{\alpha,b}(t) \frac{d\alpha db}{\alpha^2} \quad (15)$$

Ας εξηγήσουμε με ένα παράδειγμα τη σημασία του αντίστροφου μετασχηματισμού. Προφανώς, κάποιος δεν μπαίνει στη διαδικασία υπολογισμού του μετασχηματισμού wavelet μόνο και μόνο για να τον αντιστρέψει στη συνέχεια και να πάρει το αρχικό σήμα. Μέσω του μετασχηματισμού βλέπουμε ποιες συνιστώσες είναι ισχυρές και ποιες περιττές, όπως για παράδειγμα ο υψίσυχνος θόρυβος. Απομακρύνουμε, λοιπόν, τις περιττές συνιστώσες και με την αντίστροφη διαδικασία παίρνουμε το ανακατασκευασμένο σήμα, ενδεχομένως, με καλύτερα χαρακτηριστικά.

### 4.3.2 Διακριτός Μετασχηματισμός Wavelet- Discrete Wavelet Transform

Οι παράμετροι  $\alpha$  και  $b$  του συνεχούς μετασχηματισμού wavelet όπως έχει ήδη αναφερθεί παίρνουν συνεχείς τιμές. Υπολογιστικά, αυτό συνεπάγεται τεράστιο κόστος, κάτι που καθιστά τον υπολογισμό του συνεχούς μετασχηματισμού wavelet δύσκολο και χρονοβόρο. Αυτό οδήγησε στο να επιλέγονται διακριτές τιμές για τις δύο αυτές παραμέτρους. Πιο συγκεκριμένα, ισχύει:

$$\alpha = \alpha_0^j, \quad \alpha_0 \geq 1, \quad j = 0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm n \quad (16)$$

$$b = k\alpha_0^j b_0, \quad b_0 \geq 0, \quad k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm m \quad (17)$$

Επομένως, περνάμε στην ακόλουθη μορφή για τη συνάρτηση wavelet:

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{\alpha_0^j}} \psi\left(\frac{t - k\alpha_0^j b_0}{\alpha_0^j}\right) \quad (18)$$

Συνήθεις τιμές που χρησιμοποιούνται στην πράξη είναι  $\alpha_0 = 2$  και  $b_0 = 1$  και μας οδηγούν σε μια ορθοκανονική βάση wavelet συναρτήσεων. Βάσει αυτών των παραδοχών, η (18) μπορεί να πάρει την ακόλουθη μορφή:

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \psi\left(\frac{t - k2^j}{2^j}\right) \Rightarrow \psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k) \quad (19)$$

Οι συναρτήσεις με την ανωτέρω μορφή είναι ορθογώνιες μεταξύ τους και έχουν κανονικοποιηθεί ώστε να φέρουν μοναδιαία ενέργεια. Ισχύει, δηλαδή, η ιδιότητα:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi_{j,k}(t) \psi_{j',k'}(t) dt = \begin{cases} 1 & \alpha\nu \quad j = j' \text{ και } k = k' \\ 0 & \text{διαφορετικά} \end{cases} \quad (20)$$

Η ιδιότητα αυτή υπονοεί πως η πληροφορία που είναι αποθηκευμένη στην  $T_{j,k}$  συνιστώσα δεν επαναλαμβάνεται σε κάποια άλλη συνιστώσα και αυτό επιτρέπει την ανακατασκευή του αρχικού σήματος χωρίς πλεονάζουσα πληροφορία.

Η σχέση που δίνει πλέον το μετασχηματισμό wavelet μιας συνάρτησης  $x(t)$  είναι:

$$T_{j,k} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{j,k}(t) dt \quad (21)$$

Η σχέση (21) αποτελεί και το Διακριτό Μετασχηματισμό Wavelet (Discrete Wavelet Transform, DWT). Ο αντίστροφος Διακριτός Μετασχηματισμός Wavelet δίνεται από τη σχέση:

$$x(t) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} T_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (22)$$

### 4.3.3 Η κλιμακωτή συνάρτηση (Scaling Function)

Τα ορθοκανονικά δυαδικά διακριτά wavelets συνδέονται με τις κλιμακωτές συναρτήσεις. Αυτές, με τη σειρά τους, συνδέονται με την εξομάλυνση του σήματος  $x(t)$ . Έχουν την ίδια μορφή με τα wavelets και δίνονται από τη σχέση:

$$\varphi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \varphi(2^{-j}t - k) \quad (23)$$

Έχουν, ακόμη, την ακόλουθη ιδιότητα:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \varphi_{0,0}(t) dt = 1 \quad (24)$$

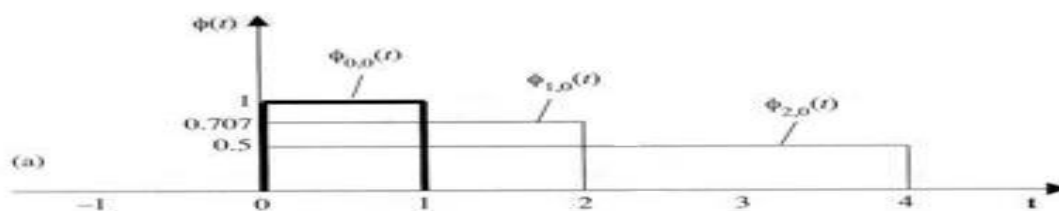
Η συνάρτηση  $\varphi_{0,0}(t) = \varphi(t)$  αναφέρεται συχνά ως κλιμακωτή συνάρτηση ή father wavelet. Η κλιμακωτή συνάρτηση είναι ορθογώνια ως προς τις μετατοπίσεις της αλλά όχι ως προς τις διαστολές- συστολές της. Η κλιμακωτή συνάρτηση μπορεί να συνελιχθεί με ένα σήμα  $x(t)$  σύμφωνα με τη σχέση (25) παράγοντας συντελεστές προσέγγισης του σήματος.

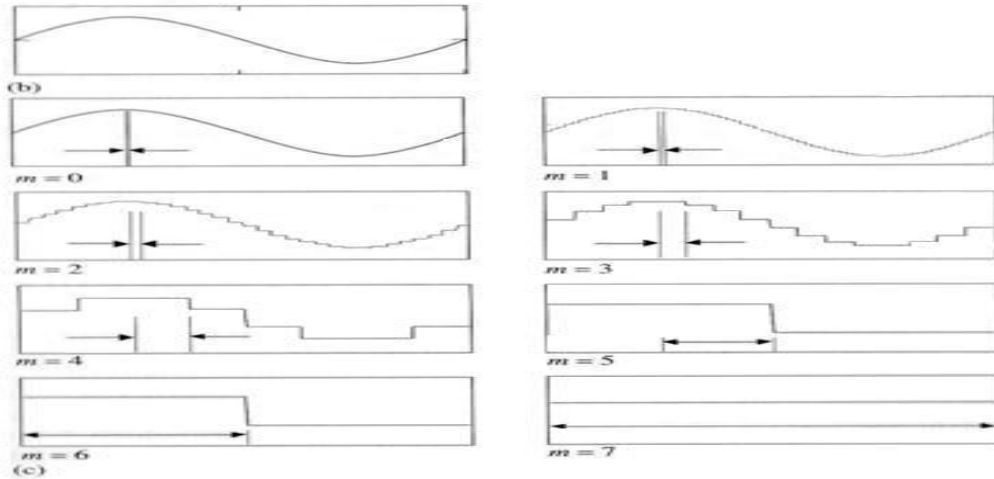
$$S_{j,k} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \varphi_{j,k}(t) dt \quad (25)$$

Οι συντελεστές προσέγγισης του σήματος σε μια συγκεκριμένη κλίμακα  $j$  είναι γνωστοί και ως διακριτή προσέγγιση του σήματος στην κλίμακα  $j$ . Μια συνεχής προσέγγιση του σήματος στην κλίμακα  $j$  προκύπτει από την ακόλουθη σχέση:

$$x_j(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} S_{j,k} \varphi_{j,k}(t) \quad (26)$$

Η  $x_j(t)$  είναι μια εξομαλυμένη, εξαρτώμενη από την κλιμακωτή συνάρτηση, εκδοχή του αρχικού σήματος στην κλίμακα  $j$ . Αυτή η συνεχής προσέγγιση προσεγγίζει καλύτερα το αρχικό σήμα για όλο και μικρότερες τιμές του  $j$  ( $j \rightarrow -\infty$ ). Στο σχήμα που ακολουθεί δίνεται ένα παράδειγμα εφαρμογής μιας κλιμακωτής συνάρτησης πάνω σε μια συνάρτηση ημιτόνου και οι προσεγγίσεις για διάφορες τιμές της κλίμακας  $j$ .





Σχήμα 16- Εξομαλυμένη προσέγγιση ημιτονικού κύματος με τη χρήση κλιμακωτών συναρτήσεων (α) Η κλιμακωτή συνάρτηση (β) Ημίτονο μιας περιόδου (γ) Εξομαλυμένες προσεγγίσεις (ο δείκτης αντιστοιχεί στο δείκτη j)

Με βάση, λοιπόν, όλα όσα έχουμε αναφέρει για τις wavelet συναρτήσεις και τις κλιμακωτές συναρτήσεις, μπορούμε να εκφράσουμε μια συνάρτηση (ή ένα σήμα)  $x(t)$  ως συνδυασμό και των δύο συναρτήσεων. Οι κλιμακωτές συναρτήσεις αντιστοιχούν σε μια προσέγγιση (approximation) του σήματος και οι wavelet συναρτήσεις στις λεπτομέρειες (details) του σήματος. Προκύπτει, λοιπόν, η ακόλουθη σχέση:

$$x(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} S_{j_0,k} \varphi_{j_0,k}(t) + \sum_{j=j_0}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} T_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (27)$$

Καλούμε λεπτομέρεια στην κλίμακα j το εξής σήμα:

$$d_j(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} T_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (28)$$

Επομένως, χρησιμοποιώντας της σχέσεις (26) και (28) η σχέση (27) μπορεί να μετασχηματιστεί στην ακόλουθη:

$$x(t) = x_{j_0}(t) + \sum_{j=j_0}^{\infty} d_j(t) \quad (29)$$

Από τη σχέση (29) μπορούμε να εξάγουμε την ακόλουθη σχέση

$$x_{j-1}(t) = x_j(t) + d_j(t) \quad (30)$$

Δηλαδή αν, σε μια οποιαδήποτε κλίμακα j, προσθέσουμε το σήμα της λεπτομέρειας στο σήμα της προσέγγισης θα πάρουμε την προσέγγιση του σήματος σε μικρότερη κλίμακα, δηλαδή σε μεγαλύτερη ανάλυση. Αυτή η διαδικασία καλείται πολυδιαχωριστική αναπαράσταση (multiresolution representation).

#### 4.3.4 Η κλιμακωτή εξίσωση, οι συντελεστές κλιμάκωσης και η σχετική εξίσωση wavelet

Η κλιμακωτή εξίσωση περιγράφει την κλιμακωτή συνάρτηση  $\varphi(t)$  χρησιμοποιώντας μετατοπισμένα ή/και συσταλμένα-διεσταλμένα αντίγραφα της  $\varphi(t)$ , σύμφωνα με την εξίσωση



$$\varphi(t) = \sum_m c_m \varphi(2t - m) \quad (31)$$

Ο παράγοντας  $c_m$  ονομάζεται συντελεστής κλιμάκωσης και πρέπει να ικανοποιεί τις ακόλουθες δύο συνθήκες:

$$\sum_m c_m = 2 \quad (32)$$

$$\sum_m c_m c_{m+2m'} = \begin{cases} 2 & \text{αν } m' = 0 \\ 0 & \text{διαφορετικά} \end{cases} \quad (33)$$

Η αντίστοιχη wavelet εξίσωση δίνεται από τη σχέση

$$\psi(t) = \sum_m (-1)^m c_{1-m} \varphi(2t - m) \quad (34)$$

Η δομή αυτή εξασφαλίζει ότι τα wavelet και οι αντίστοιχες κλιμακωτές συναρτήσεις θα είναι ορθογώνιες. Στην περίπτωση που το wavelet περιγράφεται από πεπερασμένο αριθμό συντελεστών,  $N_m$  στο πλήθος, μπορεί να χρησιμοποιηθεί η εξίσωση:

$$\psi(t) = \sum_m (-1)^m c_{N_m-1-m} \varphi(2t - m) \quad (35)$$

Συχνά, χρησιμοποιείται η αντικατάσταση

$$b_m = (-1)^m c_{N_m-1-m} \quad (36)$$

#### 4.3.5 Ο Ταχύς Μετασχηματισμός Wavelet (Fast Wavelet Transform)

Από την εξίσωση (25) μπορούμε να πάρουμε τους συντελεστές προσέγγισης για μια κλίμακα  $j+1$ .

$$S_{j+1,k} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \varphi_{j+1,k}(t) dt \quad (37)$$

Από την εξίσωση (23) και με κάποια επεξεργασία προκύπτει ότι:

$$\varphi_{j+1,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_m c_m \varphi_{j,2k+m}(t) \quad (38)$$

Αντικαθιστώντας την (38) στην (37) και μετά από επεξεργασία προκύπτει:

$$S_{j+1,k} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_m c_{m-2k} S_{j,m} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_m c_m S_{j,2k+m} \quad (39)$$

Δηλαδή, οι συντελεστές προσέγγισης σε μία κλίμακα  $j+1$  μπορούν να υπολογιστούν συναρτήσει των συντελεστών προσέγγισης της προηγούμενης κλίμακας. Ομοίως, μπορούν να υπολογιστούν και οι συντελεστές wavelet ή συντελεστές λεπτομερειών:

$$T_{j+1,j} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_m b_{m-2k} S_{j,m} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_m b_m S_{j,2k+m} \quad (40)$$

Από τις σχέσεις (39) και (40) γίνεται σαφές ότι αν ξέρουμε τους συντελεστές προσέγγισης σε μια κλίμακα  $j_0$  μπορούμε να υπολογίσουμε τόσο τους συντελεστές προσέγγισης όσο και τους συντελεστές λεπτομερειών για όλες τις μεγαλύτερες κλίμακες. Οι σχέσεις (39) και (40)

αντιστοιχούν σε φιλτράρισμα της εισόδου  $S_{j,m}$ . Το φίλτρο της σχέσης (39) είναι το  $\frac{1}{\sqrt{2}}c_{m-2k}$  και αντιστοιχεί σε βαθυπερατό φίλτρο, που αφήνει τις χαμηλές συχνότητες να περνούν και μας δίνει έτσι μια εξομαλυμένη αναπαράσταση του αρχικού σήματος. Αντίστοιχα, το φίλτρο της σχέσης (40) είναι το  $\frac{1}{\sqrt{2}}b_{m-2k}$  και αντιστοιχεί σε υψιπερατό φίλτρο, που αφήνει τις υψηλές συχνότητες να περνούν, αποκαλύπτοντας έτσι τις λεπτομέρειες του αρχικού σήματος. Η διαδικασία που περιγράψαμε ονομάζεται αλγόριθμος ανάλυσης και αποτελεί το πρώτο μισό του Ταχέος Μετασχηματισμού Wavelet (Fast Wavelet Transform, FWT). Προκειμένου να ολοκληρώσουμε τη θεωρία αυτού του μετασχηματισμού, παραθέτουμε και τον αλγόριθμο σύνθεσης, ο οποίος συνοψίζεται στην ακόλουθη σχέση:

$$S_{j-1,k} = \frac{1}{\sqrt{2}}\sum_m c_{k-2m}S_{j,m} + \frac{1}{\sqrt{2}}\sum_m b_{k-2m}T_{j,m} \quad (41)$$

#### 4.3.6 Διακριτά σήματα εισόδου πεπερασμένου μήκους

Στη μέχρι τώρα ανάλυση, θεωρήσαμε συνεχή σήματα τα οποία μπορούσαν να παρουσιαστούν είτε ως μια σειρά wavelet συναρτήσεων είτε ως ένας συνδυασμός κλιμακωτών και wavelet συναρτήσεων. Από τώρα και στο εξής, θα αναφερόμαστε σε διακριτά σήματα εισόδου, ορισμένα σε ακέραια διαστήματα. Προκειμένου να εντάξουμε τα διακριτά σήματα εισόδου στο πλαίσιο της πολυδιαχωριστικής ανάλυσης (multiresolution analysis), το σήμα αυτό πρέπει να χρησιμοποιείται μέσω των συντελεστών προσέγγισης του στην κλίμακα  $j=0$ , δηλαδή:

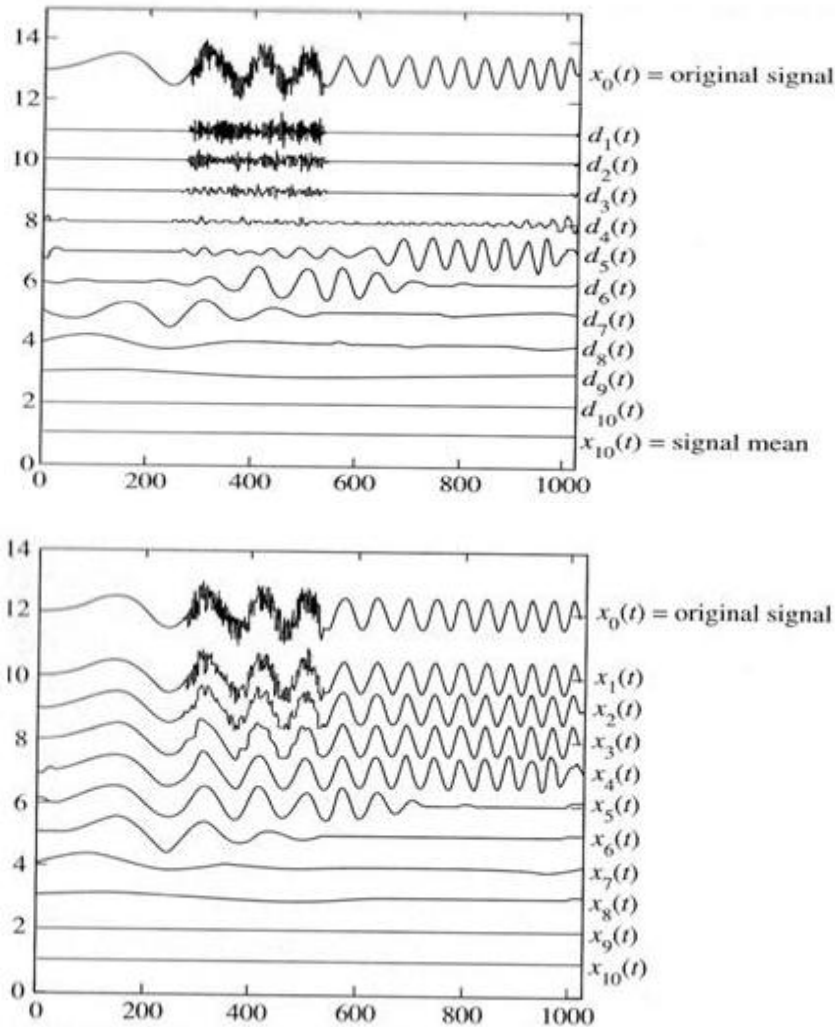
$$S_{0,k} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\varphi(t-k)dt \quad (42)$$

Ήδη έχουμε δει στον FWT ότι γνωρίζοντας τους συντελεστές προσέγγισης μιας συνάρτησης (ενός σήματος) σε μια κλίμακα, μπορούμε να υπολογίσουμε τους συντελεστές προσέγγισης και τους συντελεστές λεπτομερειών της σε κάθε ανώτερη κλίμακα. Άρα, από την εξίσωση (42) μπορούμε να ξεκινήσουμε όλη την ανάλυσή μας.

Στην πράξη, το σήμα  $S_{0,k}$  είναι πεπερασμένου μεγέθους  $N$  και, μάλιστα, ισχύει  $N = 2^M$ . Για το λόγο αυτό, για τις δυνατές τιμές της κλίμακας  $j$  ισχύει  $0 < j < M$ . Το διακριτό σήμα εισόδου μπορεί να γραφεί ως το άθροισμα της προσέγγισης στη  $M$ -οστή κλίμακα και ενός αθροίσματος λεπτομερειών στις διάφορες κλίμακες. Πιο συγκεκριμένα:

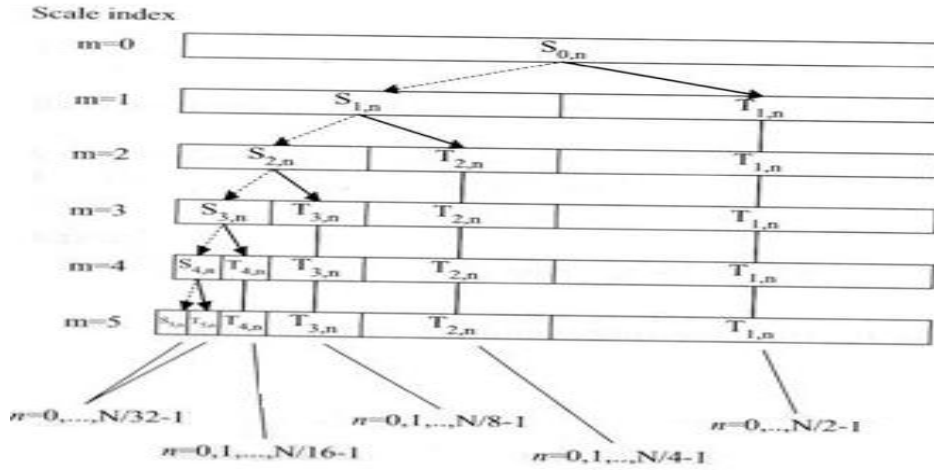
$$\sum_{k=0}^{2^{M-j}-1} S_{0,k}\varphi_{0,k}(t) = S_{M,k}\varphi_{M,k}(t) + \sum_{j=1}^M \sum_{k=0}^{2^{M-j}-1} T_{j,k}\psi_{j,k}(t) \quad (43)$$

Στο σχήμα που ακολουθεί βλέπουμε ένα αρχικό σήμα  $x_0(t)$  και την ανάλυσή του σε σήματα προσέγγισης και στις λεπτομέρειές του για 10 κλίμακες. Αναφέρουμε ότι η ανάλυση του αρχικού σήματος έγινε με τη χρήση του Daubechies 20 wavelet. Εκτενής αναφορά στις διάφορες κατηγορίες μητρικών wavelet που υπάρχουν θα γίνει στη συνέχεια.



Σχήμα 17- Πολυδιαχωριστική ανάλυση ενός chirp σήματος που περιέχει μια έκρηξη θορύβου (α)  
 Λεπτομέρειες του σήματος (β) Προσέγγιση του σήματος

Ας δούμε τώρα πως δουλεύει ο αλγόριθμος της πολυδιαχωριστικής ανάλυσης σε ένα διακριτό σήμα εισόδου. Όπως έχουμε ήδη υποθέσει, το αρχικό σήμα είναι το  $S_{0,k}$ . Βάσει αυτού μπορούμε να υπολογίσουμε τους συντελεστές  $S_{1,k}$ ,  $T_{1,k}$ ,  $S_{2,k}$ ,  $T_{2,k}$  μέχρι  $S_{M,0}$ ,  $T_{M,0}$ . Στην κλίμακα  $M$  έχουμε πετύχει την πλήρη αποσύνθεση του αρχικού σήματος. Εάν το μήκος του αρχικού σήματος είναι  $2^M$  τότε για τις παραμέτρους  $j$  και  $k$  ισχύει  $1 < j < M$  και  $0 < k < 2^{M-j} - 1$ . Παρατηρούμε ότι, προοδευτικά, το πλήθος των τιμών του  $k$  υποδιπλασιάζεται. Δηλαδή, καθώς αυξάνεται η κλίμακα, υποδιπλασιάζεται ο αριθμός των συντελεστών που πρέπει να υπολογιστούν, μέχρι να φτάσουμε στην ανώτερη κλίμακα όπου υπολογίζεται μόνο ένας συντελεστής λεπτομέρειας και ένας συντελεστής προσέγγισης σήματος. Ο συνολικός αριθμός των συντελεστών λεπτομέρειας που σε συνδυασμό με το συντελεστή προσέγγισης δίνει το αρχικό σήμα είναι  $1+2+4+\dots+2^{M-1}=N-1$ . Επομένως, ένα σήμα αρχικού μήκους  $N$  μπορεί να διασπαστεί σε  $N$  συνιστώσες και, μάλιστα, χωρίς να αλλοιωθεί το περιεχόμενό του καθώς καμία πληροφορία δεν επαναλαμβάνεται. Στο ακόλουθο σχήμα δίνεται μια αναπαράσταση αυτής της διαδικασίας.



Σχήμα 18- Σχηματικό διάγραμμα του αλγορίθμου του Haar φιλτραρίσματος

### 4.3.7 Ενέργεια Wavelet

Μετά την πλήρη αποσύνθεση, η ενέργεια που αντιστοιχεί στους συντελεστές της κάθε κλίμακας δίνεται από τη σχέση

$$E_j = \sum_{k=0}^{2^{M-j}-1} (T_{j,k})^2 \quad (44)$$

Η συνολική ενέργεια του διακριτού σήματος εισόδου δίνεται από τη σχέση

$$E = \sum_{k=0}^{N-1} (S_{0,k})^2 \quad (45)$$

Η ενέργεια του σήματος διατηρείται σταθερή σε οποιαδήποτε κλίμακα ανάλυσης και αν βρισκόμαστε και δίνεται από τη σχέση

$$E = (S_{M,0})^2 + \sum_{j=1}^M \sum_{k=0}^{2^{M-j}-1} (T_{j,k})^2 \quad (46)$$

### 4.3.8 Παράδειγμα

Προκειμένου να γίνει κατανοητή η εφαρμογή της θεωρίας της wavelet ανάλυσης, παραθέτουμε το ακόλουθο παράδειγμα.

Έστω ότι το αρχικό σήμα είναι το  $S_{0,k}=[1,2,3,4]$ . Το μήκος του σήματος είναι  $N=4=2^2$ , άρα  $M=2$ . Δηλαδή, η ανάλυση wavelet θα εφαρμοσθεί για δύο κλίμακες προκειμένου να έχουμε την πλήρη αποσύνθεση του σήματος. Το wavelet που θα χρησιμοποιηθεί είναι το Haar wavelet (περισσότερα για το Haar wavelet όπως και για άλλα mother wavelets παρατίθενται στη συνέχεια). Για τους συντελεστές του ισχύει  $c_0=c_1=1$  και  $b_0=-b_1=1$ . Από τις εξισώσεις (39) και (40) παίρνουμε τις ακόλουθες σχέσεις:

$$S_{j+1,k} = \frac{1}{\sqrt{2}} [S_{j,2k} + S_{j,2k+1}] \quad (47)$$

$$T_{j+1,k} = \frac{1}{\sqrt{2}} [S_{j,2k} - S_{j,2k+1}] \quad (48)$$

Προκύπτει, έτσι, ο ακόλουθος πίνακας για την πρώτη κλίμακα.

$$S_{1,0} = 3/\sqrt{2} \quad S_{1,1} = 7/\sqrt{2} \quad T_{1,0} = -1/\sqrt{2} \quad T_{1,1} = -1/\sqrt{2}$$

Με μία ακόμη εφαρμογή των εξισώσεων (47) και (48) πετυχαίνουμε την πλήρη αποσύνθεση του αρχικού σήματος σε τέσσερις συντελεστές, όπως απεικονίζεται στον επόμενο πίνακα.

$$S_{2,0} = 5 \quad T_{2,0} = -2 \quad T_{1,0} = -1/\sqrt{2} \quad T_{1,1} = -1/\sqrt{2}$$

#### 4.4 Δισδιάστατος Μετασχηματισμός Wavelet

Ορισμένες φορές, τα δεδομένα που καλούμαστε να επεξεργαστούμε έχουν τη μορφή δισδιάστατου πίνακα, όπως για παράδειγμα, η επεξεργασία μιας εικόνας. Στην περίπτωση που πρέπει να εφαρμόσουμε μετασχηματισμό wavelet πάνω στα δεδομένα αυτά, ώστε να πετύχουμε, για παράδειγμα, συμπίεση εικόνας, χρησιμοποιούμε το Δισδιάστατο Μετασχηματισμό Wavelet.

Ο αλγόριθμος ανάλυσης wavelet ενός δισδιάστατου πίνακα είναι:

$$S_{j+1,(k_1,k_2)} = \frac{1}{2} \sum_{m_1} \sum_{m_2} c_{m_1} c_{m_2} S_{j,(2k_1+m_1,2k_2+m_2)} \quad (49)$$

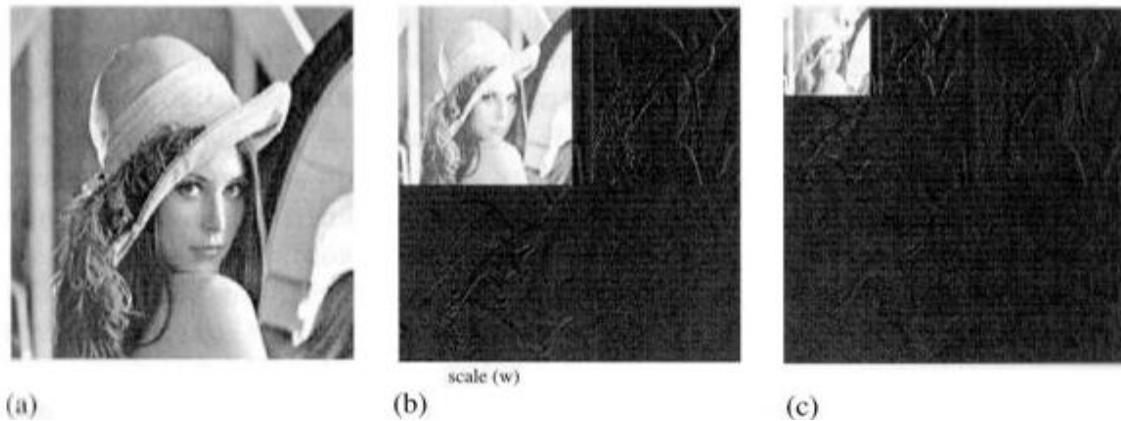
$$T_{j+1,(k_1,k_2)}^h = \frac{1}{2} \sum_{m_1} \sum_{m_2} b_{m_1} c_{m_2} S_{j,(2k_1+m_1,2k_2+m_2)} \quad (50)$$

$$T_{j+1,(k_1,k_2)}^v = \frac{1}{2} \sum_{m_1} \sum_{m_2} c_{m_1} b_{m_2} S_{j,(2k_1+m_1,2k_2+m_2)} \quad (51)$$

$$T_{j+1,(k_1,k_2)}^d = \frac{1}{2} \sum_{m_1} \sum_{m_2} b_{m_1} b_{m_2} S_{j,(2k_1+m_1,2k_2+m_2)} \quad (52)$$

Οι δείκτες h, v και d υποδεικνύουν οριζόντια, κάθετη και διαγώνια ανάλυση, αντίστοιχα.

Στο ακόλουθο σχήμα φαίνεται ένα παράδειγμα εφαρμογής του wavelet μετασχηματισμού πάνω σε μία εικόνα.

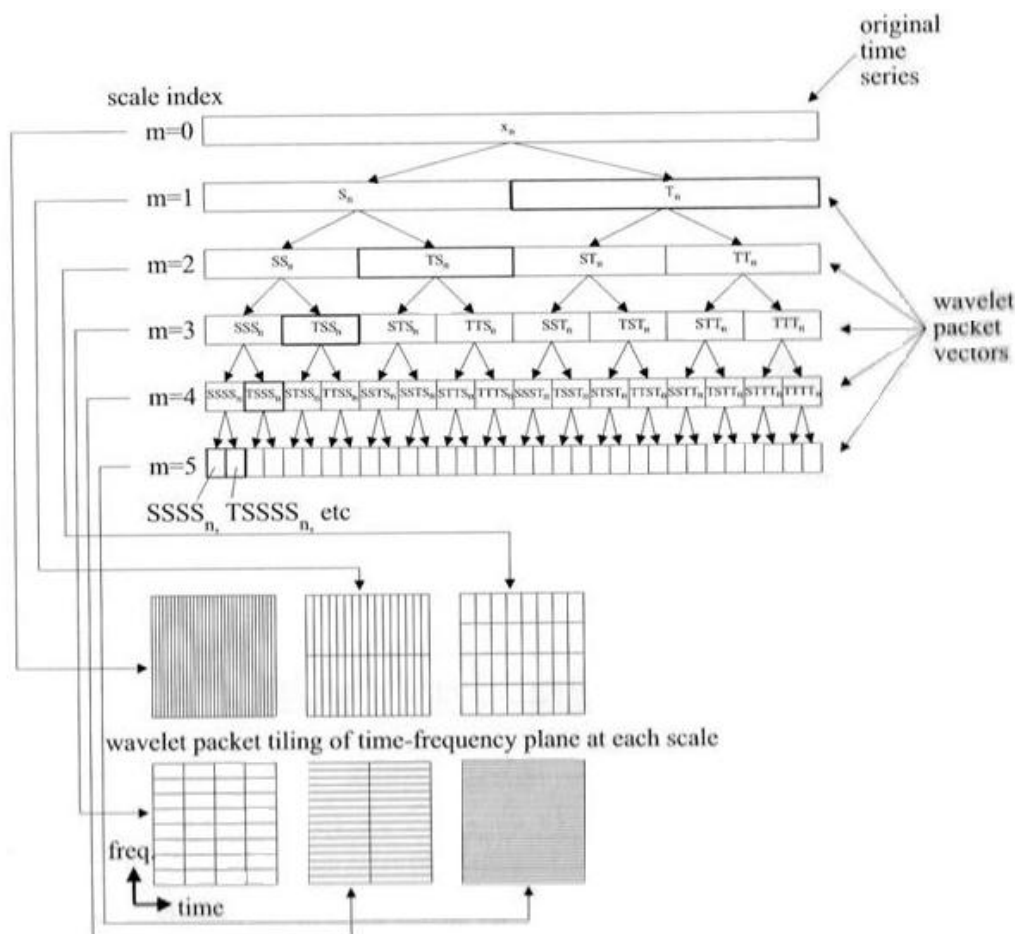


Σχήμα 19- Μια εικόνα και οι δύο πρώτοι πίνακες ανάλυσης (a) Αρχική εικόνα (b) Πίνακας μετασχηματισμού που περιλαμβάνει τους υποπίνακες  $S_1$ ,  $T_1^v$ ,  $T_1^h$  και  $T_1^d$  (c) Πίνακας μετασχηματισμού που περιλαμβάνει τους υποπίνακες  $S_2$ ,  $T_1^v$ ,  $T_1^h$ ,  $T_1^d$ ,  $T_2^v$ ,  $T_2^h$  και  $T_2^d$ .

#### 4.5 Wavelet Packets

Η μέθοδος των wavelet packets αποτελεί μία γενίκευση του διακριτού μετασχηματισμού wavelet που προσαρμόζεται καλύτερα στο σήμα και για το λόγο αυτό επιτρέπει καλύτερη τμηματοποίηση στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας.

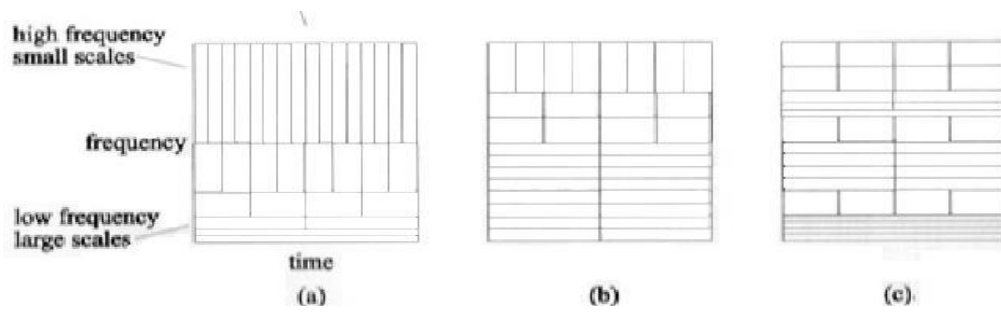
Η ανάλυση ενός σήματος με εφαρμογή των wavelet packets μοιάζει αρκετά με την πολυδιαχωριστική ανάλυση με τη διαφορά ότι και οι συντελεστές προσέγγισης και οι συντελεστές λεπτομερειών αποσυντίθενται περαιτέρω σε κάθε επίπεδο. Αυτό οδηγεί σε ένα πίνακα  $M \times N$ , αποτελούμενο από συντελεστές wavelet packets, όπου  $M$  είναι τα επίπεδα ανάλυσης και  $N$  οι συντελεστές ανάλυσης σε κάθε επίπεδο.



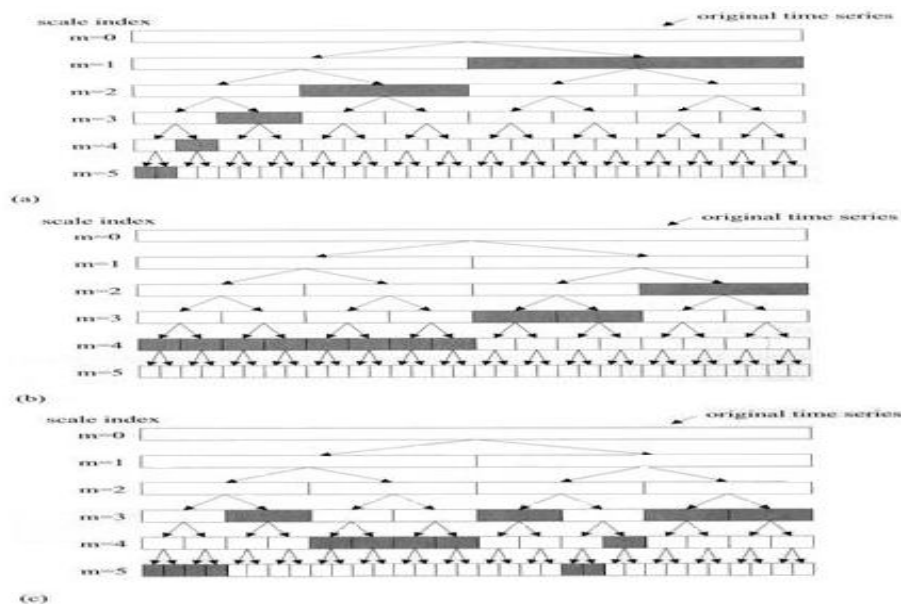
Σχήμα 20- Σχηματικό διάγραμμα της μεθόδου ανάλυσης πακέτων wavelet

Η ονοματολογία που υιοθετείται στο παραπάνω σχήμα εξηγείται στο ακόλουθο παράδειγμα. Θεωρούμε τη συνιστώσα  $SST_n$ . Αυτό υποδεικνύει πως βρισκόμαστε στο τρίτο επίπεδο ανάλυσης και το αρχικό σήμα πρώτα έχει περάσει μέσα από υπερβατό φίλτρο και, στη συνέχεια, από δύο διαδοχικά βαθυπερατά φίλτρα. Οι δείκτες  $m$  και  $n$  υποδεικνύουν ότι υποδείκνυαν οι δείκτες  $j$  και  $k$ , αντίστοιχα, στην περίπτωση της πολυδιαχωριστικής ανάλυσης, δηλαδή το επίπεδο της ανάλυσης και τη θέση της συνιστώσας στο εκάστοτε επίπεδο ανάλυσης. Ο δείκτης  $n$  παίρνει τις ακόλουθες τιμές:  $n=0,1,2,\dots, 2^{M-m}-1$ .

Σε κάθε επίπεδο ανάλυσης ο μετασχηματισμός wavelet packets χωρίζει το επίπεδο χρόνου-συχνότητας σε ορθογώνια σταθερού εμβαδού. Μπορεί να προκύψει πλήθος διαφορετικών διαχωρισμών του επιπέδου χρόνου- συχνότητας ανάλογα με το ποιους συντελεστές επιλέγουμε να κρατήσουμε και ποιους να απορρίψουμε σε κάθε επίπεδο.



Σχήμα 21- Σχηματικό διάγραμμα της επιτρεπόμενης διαρρύθμισης του πεδίου χρόνου- συχνότητας (a) με χρήση του μετασχηματισμού wavelet και (b), (c) με χρήση του μετασχηματισμού πακέτων wavelet



Σχήμα 22- Επιλογή των wavelet συντελεστών που αντιστοιχούν στη διαρρύθμιση του Σχήματος 6

Το ποιες συνιστώσες θα απορριφθούν και ποιες θα παραμείνουν μπορεί να καθοριστεί από διάφορα κριτήρια και αφορά κυρίως στην πιο πιστή αναπαραγωγή του σήματος με όσο το δυνατόν λιγότερους συντελεστές. Ένα από αυτά τα κριτήρια είναι το κριτήριο του Shannon για τη μέτρηση εντροπίας και ορίζεται για μια διακριτή κατανομή  $p_i$ ,  $i=0,1,2,\dots, N-1$  ως

$$S(p) = - \sum_i p_i \log(p_i) \quad (53)$$

Εδώ, τα  $p_i$  αντιστοιχούν στις κανονικοποιημένες ενέργειες των εκάστοτε wavelet packet συντελεστών. Το σύνολο των  $N$  συντελεστών που περιέχουν την ελάχιστη εντροπία επιλέγονται για την αναπαράσταση του σήματος. Δηλαδή, θέλουμε η ενέργεια του αρχικού σήματος να είναι μοιρασμένη σε όσο το δυνατόν λιγότερους συντελεστές. Το ζητούμενο σύνολο των συντελεστών βρίσκεται με εφαρμογή του εξής αλγορίθμου. Ξεκινώντας από το τελευταίο επίπεδο ανάλυσης και πλησιάζοντας προς το επίπεδο  $m=1$ , συγκρίνουμε την συνολική εντροπία κάθε ζεύγους συντελεστών (παιδιών) με αυτή του συντελεστή του προηγούμενου επιπέδου από τον οποίο προέκυψαν (γονέα). Αν οι συντελεστές-παιδιά έχουν μικρότερη εντροπία, επιλέγονται. Αν όχι,

απορρίπτονται και επιλέγεται ο συντελεστής-γονέα. Σε περίπτωση που επιλέγονται συντελεστές-παιδιά, η τιμή της συνδυασμένης εντροπίας τους αντικαθιστά αυτή του γονέα ώστε να συνεχιστεί η σύγκριση στα υπόλοιπα επίπεδα. Έτσι, προκύπτει ο βέλτιστος διαχωρισμός του επιπέδου χρόνου- συχνότητας που θα οδηγήσει στην ανασύνθεση του αρχικού σήματος.

#### 4.6 Mother Wavelets

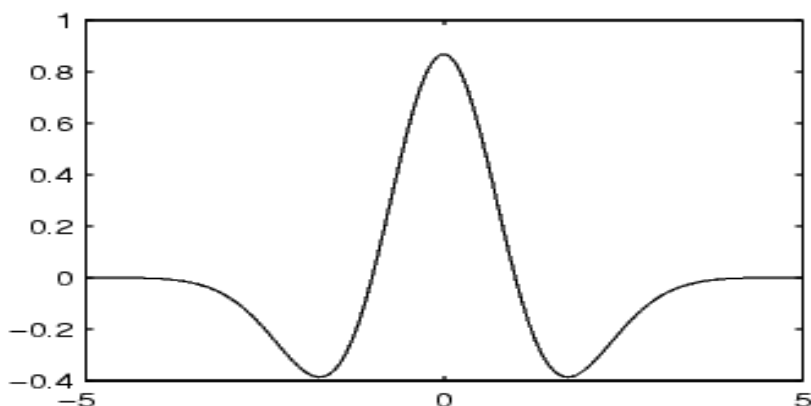
Ακολουθεί μια παρουσίαση των πιο διαδεδομένων μητρικών συναρτήσεων wavelet.

- **Mexican Hat**

Είναι ανάλογη της δεύτερης παραγώγου της Gaussian συνάρτησης πυκνότητας πιθανότητας και δίνεται από τη σχέση

$$\psi(x) = \left(\frac{2}{\sqrt{3}}\pi^{-1/4}\right)(1 - x^2)e^{-x^2/2} \quad (54)$$

Ανήκει στην κατηγορία των Συνεχών Μετασχηματισμών Wavelet. Χρησιμοποιείται συχνά για να περιγράψει δεδομένα από σεισμούς. Η μορφή της δίνεται στο ακόλουθο σχήμα. Όπως, παρατηρούμε, είναι συμμετρικό wavelet. Επειδή η κλιμακωτή συνάρτηση  $\varphi$  δεν υπάρχει, η ανάλυση δεν είναι ορθογώνια.



Σχήμα 23- Mexican hat wavelet function

- **Daubechies Wavelets**

Η οικογένεια των Daubechies wavelet είναι μια οικογένεια διακριτών wavelet, της οποίας το πιο απλό μέλος είναι το Haar wavelet. Οι κλιμακωτές συναρτήσεις της οικογένειας αυτής ικανοποιούν τις σχέσεις (31)-(36), όπως όλες οι ορθογώνιες συναρτήσεις wavelet. Επιπλέον αυτών των συνθηκών, η Daubechies απαιτήσε τα wavelets της να έχουν συμπαγή στήριξη (compact support), με την έννοια ότι έχουν πεπερασμένο αριθμό συντελεστών κλιμάκωσης  $N_m$ , και να είναι ομαλά μέχρι ενός βαθμού. Η συνθήκη περί ομαλότητας εκφράζεται με τη σχέση

$$\sum_{m=0}^{N_m-1} (-1)^m c_m m^j = 0 \quad (55)$$



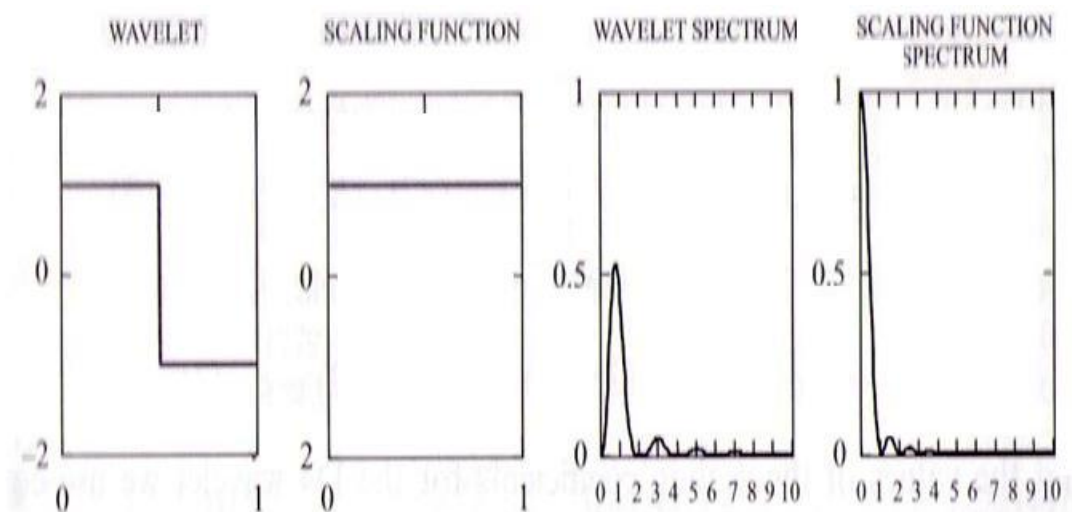
όπου  $j=0,1,2,\dots,N_m/2 - 1$ . Αυτά τα wavelet έχουν  $N_m/2$  vanishing moments, που σημαίνει ότι μπορούν να συμπίεσουν τμήματα του σήματος που είναι πολυωνμικά μέχρι βαθμού  $N_m/2 - 1$ . Με άλλα λόγια, τα Daubechies wavelets είναι πολύ καλά στο να αναπαριστούν πολυωνμική συμπεριφορά μέσα στο σήμα. Όσο πιο πολλούς συντελεστές κλιμάκωσης έχει ένα wavelet, τόσο πιο πολλές vanishing moments έχει και, επομένως, μπορεί να συμπίεσει πολυώνυμα όλο και μεγαλύτερου βαθμού. Ωστόσο, όσο πιο πολλούς συντελεστές κλιμάκωσης έχει, τόσο πιο μεγάλο γίνεται το μήκος του και δεν είναι πια τόσο συμπαγές. Αυτό το κάνει λιγότερο εντοπισμένο στο χρόνο και λιγότερο ικανό να περιγράψει ιδιαιτερότητες του σήματος. Τα Daubechies wavelets συμβολίζονται με  $DN_m$ , όπου το D υποδεικνύει την οικογένεια και το  $N_m$  το πλήθος των συντελεστών κλιμάκωσης. Κάποιες φορές στη βιβλιογραφία, και γενικότερα, αντί του δείκτη  $N_m$  χρησιμοποιείται ως δείκτης ο αριθμός των vanishing moments.

Το πιο απλό από τα Daubechies wavelet είναι το Haar. Οι σχέσεις που το περιγράφουν είναι:

$$\begin{aligned}
 \psi(x) &= 1, & x \in [0, 0.5] \\
 \psi(x) &= -1, & x \in [0.5, 1] \\
 \psi(x) &= 0, & x \notin [0, 1] \\
 \varphi(x) &= 1, & x \in [0, 1] \\
 \varphi(x) &= 0, & x \notin [0, 1]
 \end{aligned}
 \tag{56}$$

Στο σημείο αυτό να αναφέρουμε πως το Haar wavelet είναι το μόνο ασυνεχές wavelet, με σημεία ασυνέχειας τα 0, 0.5 και 1. Είναι, όμως, κατάλληλο για την επεξεργασία σήματος με ασυνέχειες.

Η mother wavelet (αριστερά), η κλιμακωτή συνάρτηση (δεξιά) και τα αντίστοιχα ενεργειακά φάσματα για το Haar wavelet δίνονται στο ακόλουθο σχήμα.

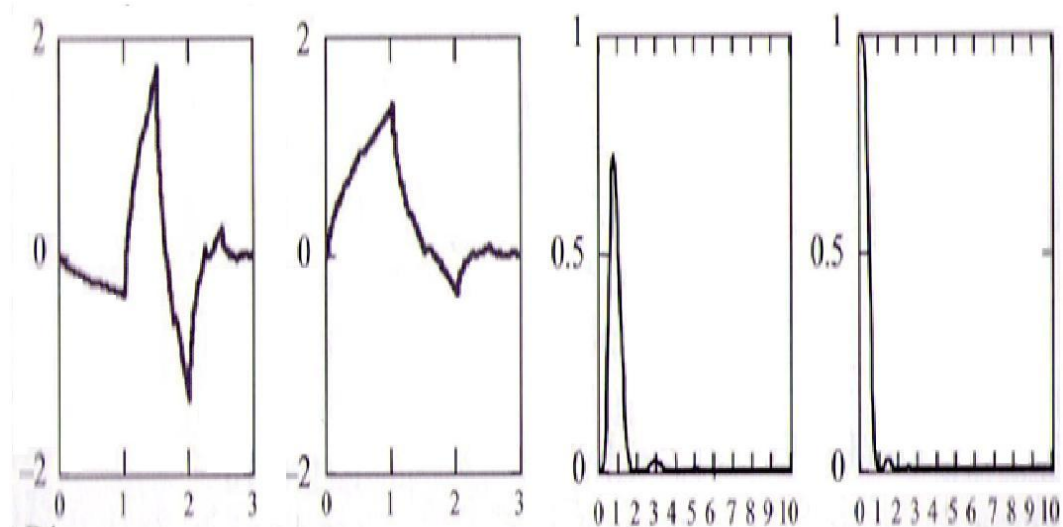


Σχήμα 24- Haar wavelet

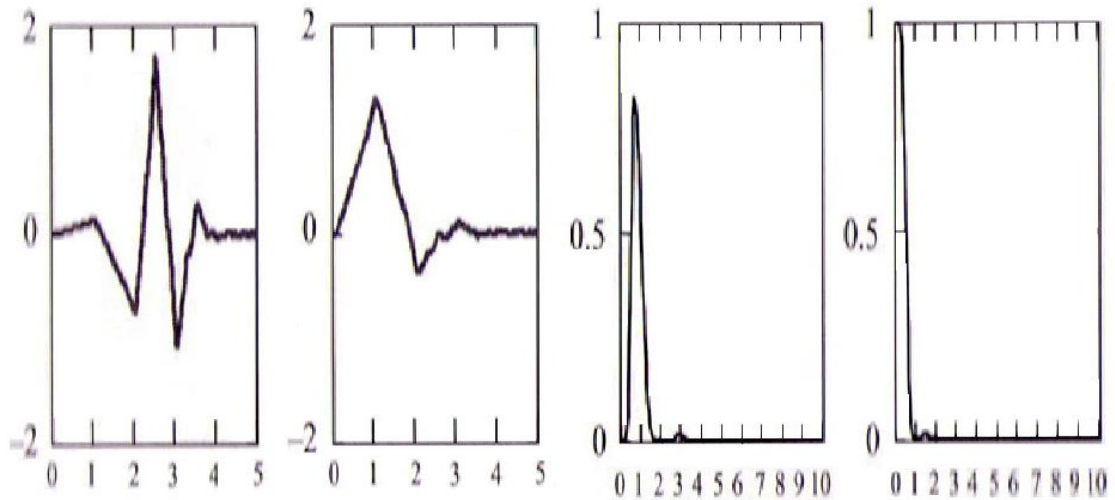
Στον επόμενο πίνακα δίνονται οι συντελεστές κλιμάκωσης για κάποια από τα Daubechies wavelet και στα επόμενα σχήματα δίνονται κάποιες από τις μητρικές και κλιμακωτές συναρτήσεις.

<b>D2</b>	-0.34265671	0.01774979	0.04345268
1	-0.04560113	6.07514995e - 4	-0.09564726
1	0.10970265	-2.54790472e - 3	3.54892813e - 4
	-0.00882680	5.00226853e - 4	0.03162417
<b>D4</b>	-0.01779187		-6.67962023e - 3
0.6830127	4.71742793e - 3	<b>D16</b>	-6.05496058e - 3
1.1830127		0.07695562	2.61296728e - 3
0.3169873	<b>D12</b>	0.44246725	3.25814671e - 4
-0.1830127	0.15774243	0.95548615	-3.56329759e - 4
	0.69950381	0.82781653	-5.5645514e - 5
<b>D6</b>	1.06226376	-0.02238574	
0.47046721	0.44583132	-0.40165863	<b>D20</b>
1.14111692	-0.31998660	6.68194092e - 4	0.03771716
0.650365	-0.18351806	0.18207636	0.26612218
-0.19093442	0.13788809	-0.02456390	0.74557507
-0.12083221	0.03892321	-0.06235021	0.97362811
0.0498175	-0.04466375	0.01977216	0.39763774
	7.83251152e - 4	0.01236884	-0.35333620
<b>D8</b>	6.75606236e - 3	-6.88771926e - 3	-0.27710988
0.32580343	-1.52353381e - 3	-5.54004549e - 4	0.18012745
1.01094572		9.55229711e - 4	0.13160299
0.89220014	<b>D14</b>	-1.66137261e - 4	-0.10096657
-0.03957503	0.11009943		-0.04165925
-0.26450717	0.56079128	<b>D18</b>	0.04696981
0.0436163	1.03114849	0.05385035	5.10043697e - 3
0.0465036	0.66437248	0.34483430	-0.01517900
-0.01498699	-0.20351382	0.85534906	1.97332536e - 3
	-0.31683501	0.92954571	2.81768659e - 3
<b>D10</b>	0.10084647	0.18836955	-9.69947840e - 4
0.22641898	0.11400345	-0.41475176	-1.64709006e - 4
0.85394354	-0.05378245	-0.13695355	1.32354367e - 4
1.02432694	-0.02343994	0.21006834	-1.87584156e - 5
0.19576696			

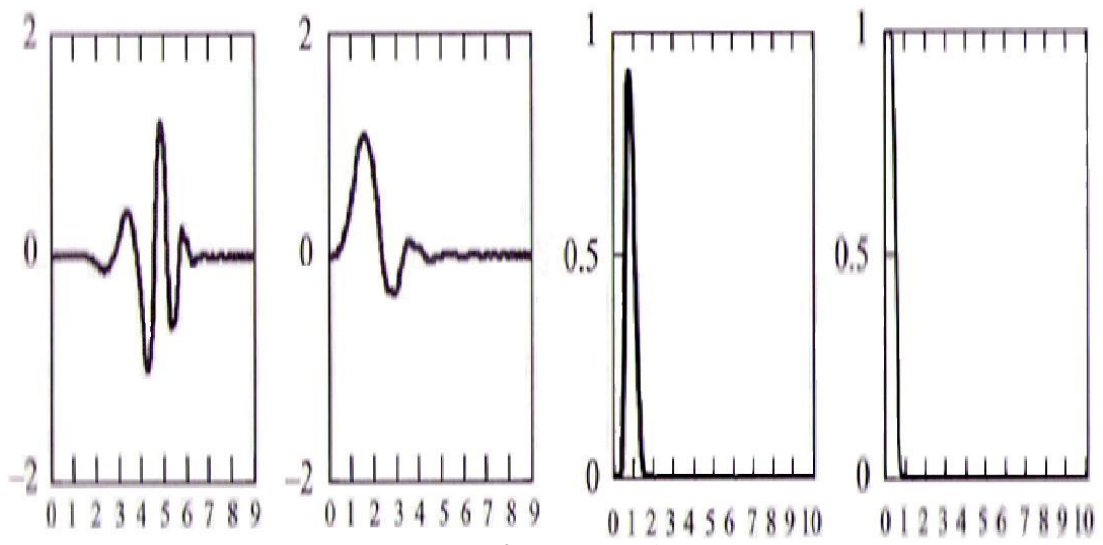
ΠΙΝΑΚΑΣ 3: Πίνακας συντελεστών Daubechies wavelet



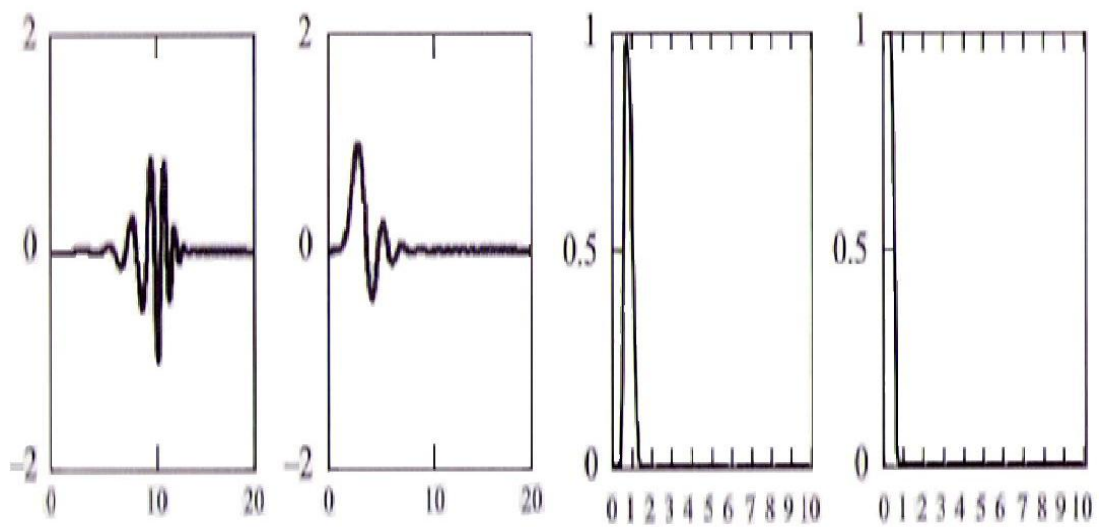
Σχήμα 25- D4 wavelet



Σχήμα 26- D6 wavelet



Σχήμα 27- D10 wavelet



Σχήμα 28- D20 wavelet

Όπως παρατηρούμε, τα περισσότερα Daubechies wavelets δεν είναι συμμετρικά.

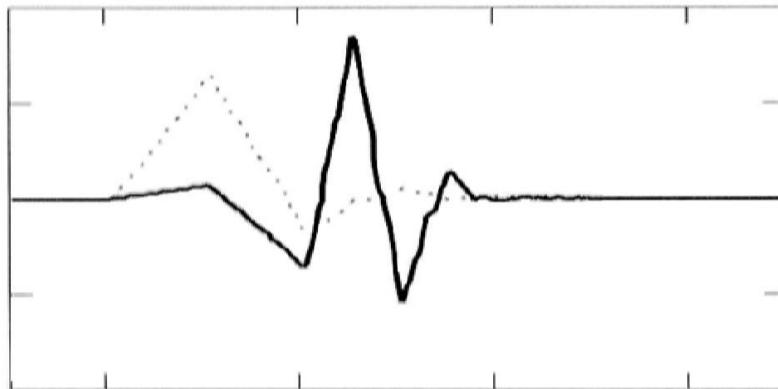
- **Symmlet Wavelets**

Όπως ήδη επισημάναμε, τα Daubechies wavelets δεν είναι συμμετρικά. Προκειμένου να βελτιωθεί η συμμετρία, όχι όμως εις βάρος της απλότητας, η Daubechies πρότεινε τα Symmlets σαν μια τροποποίηση των αρχικών της wavelets. Η ανάγκη για συμμετρικά wavelet φίλτρα είναι έντονη σε κάποιες εφαρμογές, όπως στην επεξεργασία εικόνων καθώς υποστηρίζεται πως το μάτι είναι πιο ανεκτικό απέναντι σε συμμετρικά σφάλματα. Επίσης, εξασφαλίζεται καλύτερη αντιμετώπιση της ιδιαιτερότητας στα όρια ενός σήματος ή μιας εικόνας. Η Daubechies κατασκεύασε τα Symmlets μεταβάλλοντας τη φάση τους.

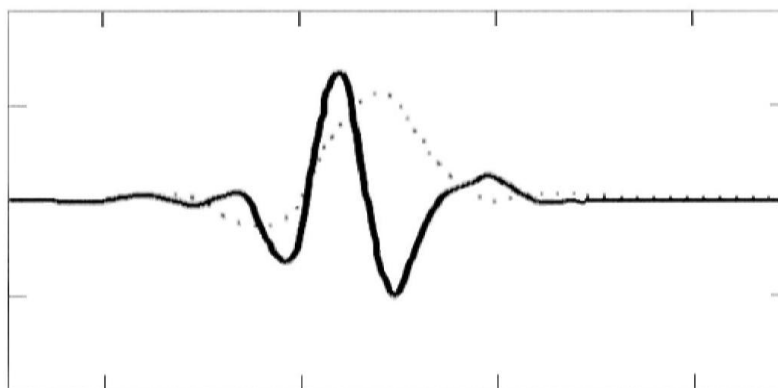
Τα Symmlets έχουν  $N_m/2-1$  vanishing moments, μήκος στήριξης  $N_m-1$  και μήκος φίλτρου  $N_m$ . Ωστόσο, πραγματική συμμετρία (ή αντισυμμετρία) δεν μπορεί να επιτευχθεί για ορθοκανονικές βάσεις συναρτήσεων wavelet με συμπαγή στήριξη, με μόνη εξαίρεση το Haar wavelet το οποίο είναι αντισυμμετρικό.

Η περιγραφή ενός Symmlet γίνεται με τη μορφή  $SN_m$  και εξηγείται όπως ακριβώς και στα Daubechies wavelets.

Στις εικόνες που ακολουθούν παρουσιάζονται δύο wavelets από την οικογένεια των Symmlets και με διακεκομμένη γραμμή παρουσιάζονται οι αντίστοιχες κλιμακωτές συναρτήσεις.



Σχήμα 29- S6 wavelet

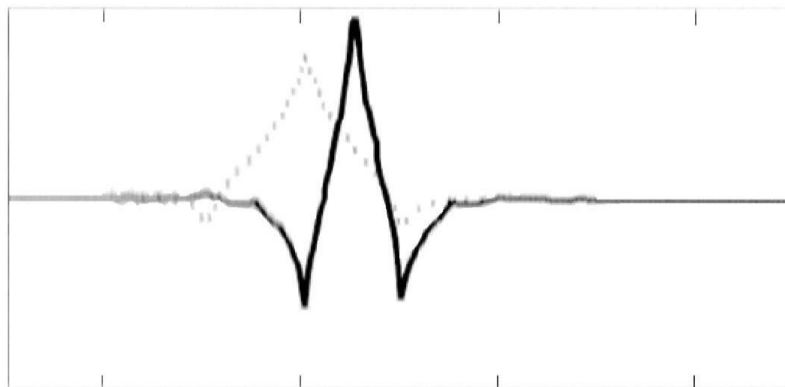


Σχήμα 30- S10 wavelet

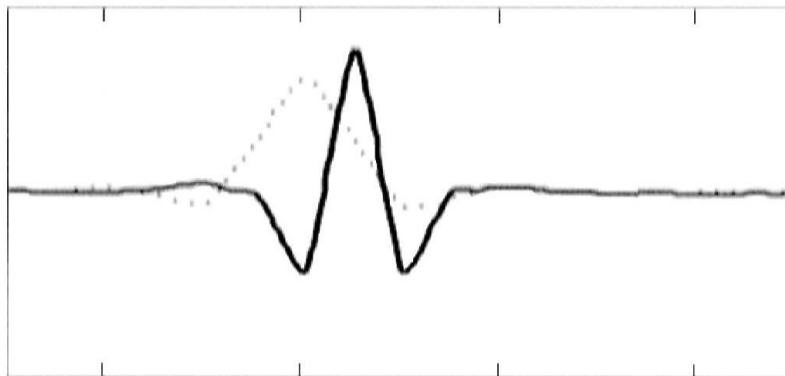
- **Coiflet Wavelet**

Τα Coiflet wavelets είναι μια ακόμη οικογένεια wavelet που σχεδιάστηκε από την Daubechies. Είναι και αυτά σχεδόν συμμετρικά και έχουν vanishing moments και για τη mother wavelet συνάρτηση και για την κλιμακωτή συνάρτηση,  $N_m/3$  σημεία μηδενισμού η πρώτη και  $N_m/3-1$  σημεία μηδενισμού η δεύτερη. Το μήκος στήριξής τους είναι  $N_m-1$  και το μήκος του φίλτρου είναι  $N_m$ . Το πλήθος των συντελεστών που καθορίζουν τα Coiflets είναι πολλαπλάσιο του 6.

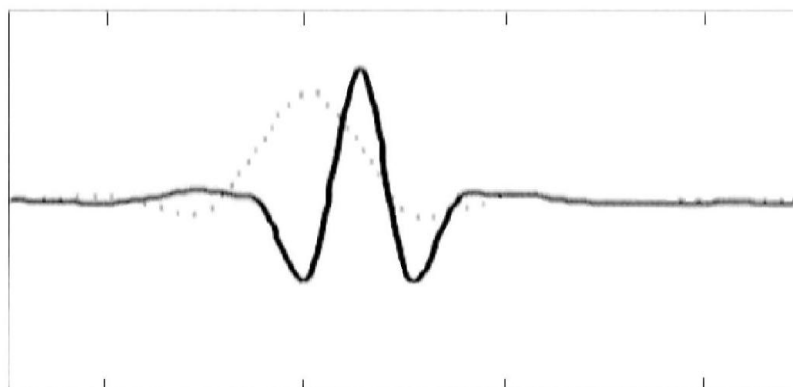
Στις εικόνες που ακολουθούν παρουσιάζονται ορισμένα wavelets από την οικογένεια Coiflets. Με διακεκομμένη γραμμή παρουσιάζονται οι αντίστοιχες κλιμακωτές συναρτήσεις.



Σχήμα 31- C6 wavelet



Σχήμα 32- C12 wavelet



Σχήμα 33- C18 wavelet

Το discrete Coiflet wavelet χρησιμοποιήθηκε από τους Tzelepi et al για να περιγράψουν τα ευρήματα έρευνας σχετικά με οπτικά προκλητά δυναμικά σε ανθρώπους όπου η δραστηριότητα των  $\alpha$ ,  $\beta$  και  $\gamma$  ρυθμών μετρήθηκε για χρόνο πάνω από 200ms μετά το οπτικό προκλητό δυναμικό.

- **Biorthogonal Wavelet Pairs**

Η καινούρια αυτή οικογένεια επεκτείνει την οικογένεια των wavelet. Είναι γνωστό στο χώρο του subband filtering ότι συμμετρία και ακριβής ανακατασκευή του σήματος είναι ασύμβατες έννοιες (εξαιρείται η περίπτωση του Haar wavelet) εάν χρησιμοποιούνται τα ίδια FIR φίλτρα και για την ανάλυση και για τη σύνθεση του σήματος.

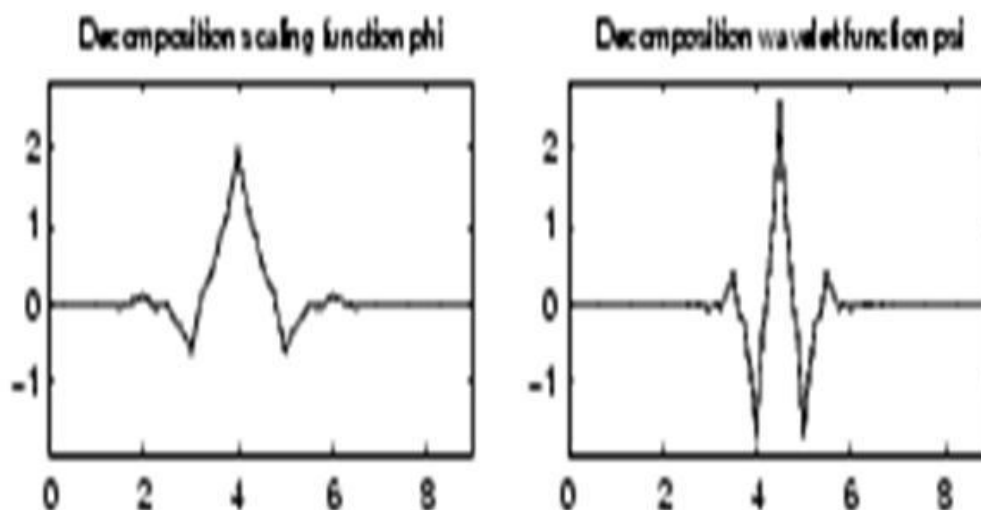
Εισάγεται η χρήση δύο wavelet, αντί για ένα. Χρησιμοποιείται μια συνάρτηση  $\tilde{\Psi}$  για την ανάλυση και μια άλλη συνάρτηση  $\Psi$  για τη σύνθεση. Μεταξύ τους ισχύουν οι σχέσεις

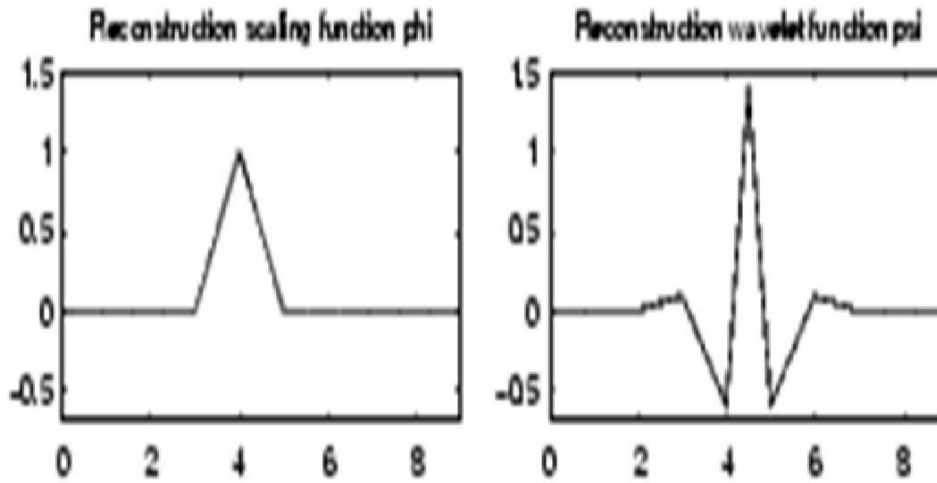
$$\int \tilde{\Psi}_{j,k}(x) \Psi_{j',k'}(x) dx = 0 \quad \text{όταν} \quad j \neq j' \quad \text{ή} \quad k \neq k' \quad \text{και} \quad (57)$$

$$\int \tilde{\Phi}_{0,k}(x) \Phi_{0,k'}(x) dx = 0 \quad \text{όταν} \quad k \neq k' \quad (58)$$

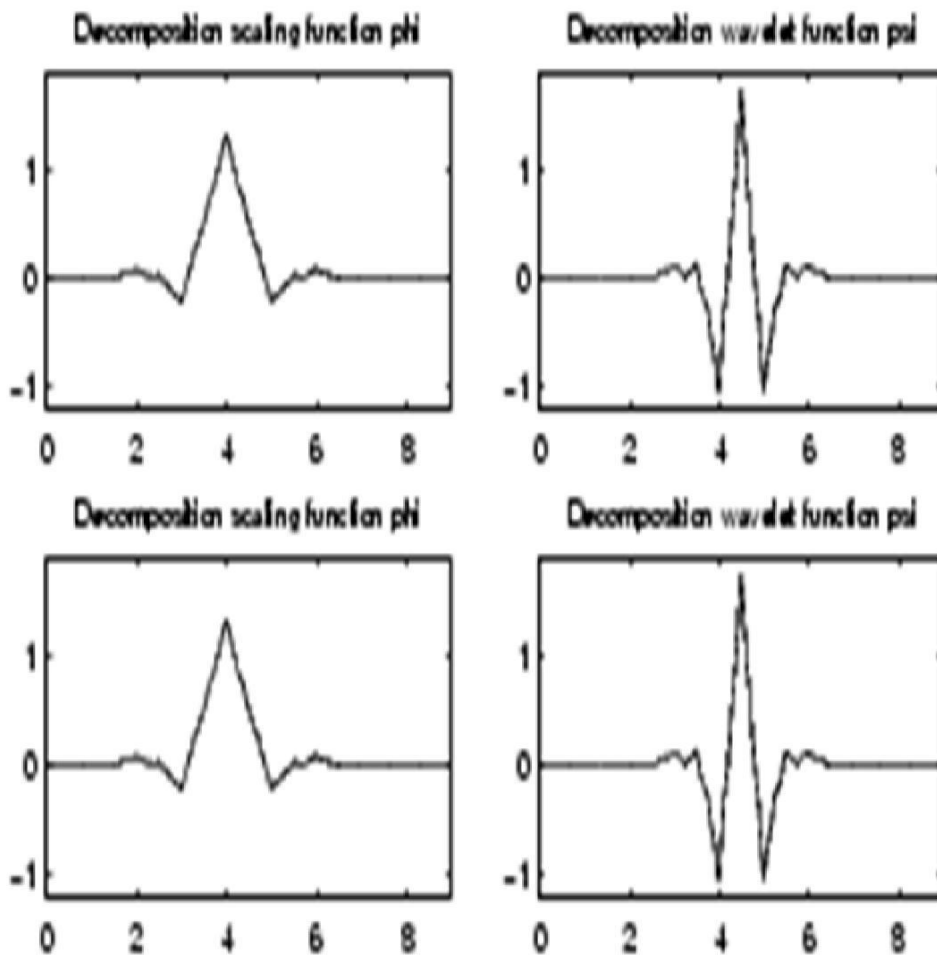
Έτσι, οι χρήσιμες ιδιότητες για την ανάλυση (ταλαντώσεις, σημεία μηδενισμού κ.α.) συγκεντρώνονται στην συνάρτηση  $\tilde{\Psi}$  ενώ οι χρήσιμες ιδιότητες της σύνθεσης συγκεντρώνονται στη συνάρτηση  $\Psi$ . Αυτός ο διαχωρισμός αποδεικνύεται πολύ χρήσιμος.

Στις εικόνες που ακολουθούν δίνονται οι συναρτήσεις wavelet και οι κλιμακωτές συναρτήσεις για κάποια από τα ζεύγη wavelet αυτής της οικογένειας.





Σχήμα 34- Biorthogonal Wavelets 2.4



Σχήμα 35- Biorthogonal Wavelets 4.4

- **Meyer Wavelet**

Η συνάρτηση του Meyer wavelet και η αντίστοιχη κλιμακωτή συνάρτηση ορίζονται ως εξής στο πεδίο της συχνότητας

Meyer wavelet

$$\psi(\widehat{\omega}) = (2\pi)^{-1/2} e^{j\omega/2} \sin\left(\frac{\pi}{2} v\left(\frac{3}{2\pi}|\omega| - 1\right)\right) \quad \text{εάν} \quad \frac{2\pi}{3} \leq |\omega| \leq \frac{4\pi}{3} \quad (59)$$

$$\psi(\widehat{\omega}) = (2\pi)^{-1/2} e^{j\omega/2} \cos\left(\frac{\pi}{2} v\left(\frac{3}{4\pi}|\omega| - 1\right)\right) \quad \text{εάν} \quad \frac{4\pi}{3} \leq |\omega| \leq \frac{8\pi}{3} \quad (60)$$

$$\psi(\widehat{\omega}) = 0 \quad \text{αλλού} \quad (61)$$

όπου  $v(\alpha) = \alpha^4(35 - 84\alpha + 70\alpha^2 - 20\alpha^3)$ ,  $\alpha \in [0,1]$

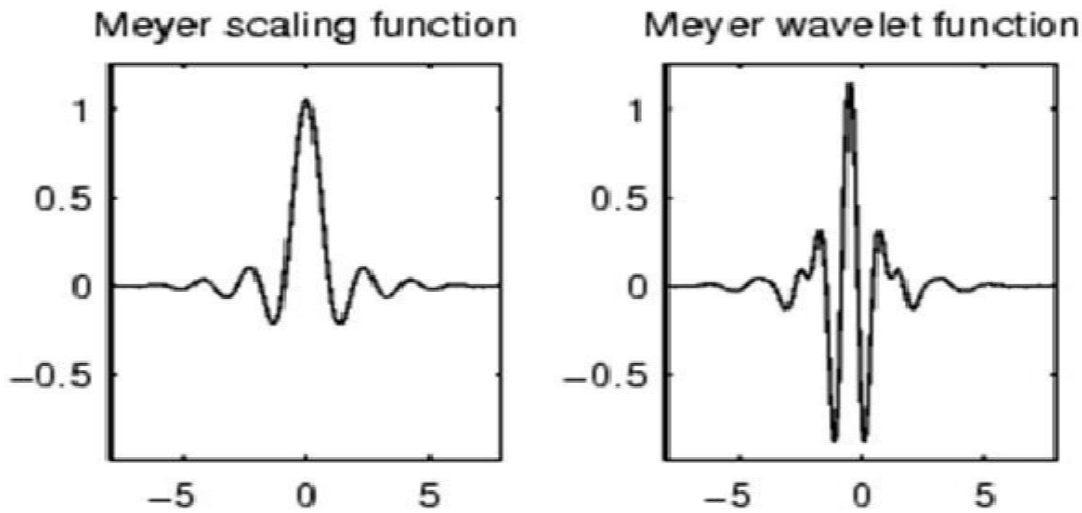
Κλιμακωτή Συνάρτηση

$$\varphi(\widehat{\omega}) = (2\pi)^{-1/2} \quad \text{εάν} \quad |\omega| \leq \frac{2\pi}{3} \quad (62)$$

$$\varphi(\widehat{\omega}) = (2\pi)^{-1/2} \cos\left(\frac{\pi}{2} v\left(\frac{3}{2\pi}|\omega| - 1\right)\right) \quad \text{εάν} \quad \frac{2\pi}{3} \leq |\omega| \leq \frac{4\pi}{3} \quad (63)$$

$$\varphi(\widehat{\omega}) = 0 \quad \text{αλλού} \quad (64)$$

Αλλάζοντας τη βοηθητική συνάρτηση  $v$ , παίρνουμε μια οικογένεια συναρτήσεων. Αυτό το wavelet διασφαλίζει την ορθογώνια ανάλυση. Η συνάρτηση  $\Psi$  δεν έχει πεπερασμένο μήκος στήριξης, ωστόσο συγκλίνει σχετικά γρήγορα στο 0. Το wavelet αυτό είναι απείρως διαφορίσιμο. Στην επόμενη εικόνα φαίνεται η συνάρτηση Meyer wavelet και η κλιμακωτή της συνάρτηση.



Σχήμα 36- Meyer wavelet

- **Morlet Wavelets**

Η μητρική συνάρτηση wavelet από τη σχέση

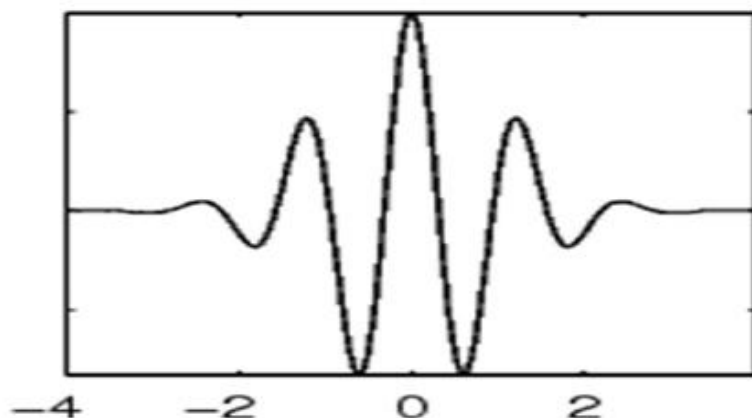
$$\psi(x) = C e^{-x^2/2} \cos(5x) \quad (65)$$

Η σταθερά  $C$  χρησιμοποιείται για κανονικοποίηση. Το Morlet wavelet δεν πληροί την admissibility συνθήκη. Η κλιμακωτή συνάρτηση  $\varphi$  δεν ορίζεται για το Morlet.

Το Morlet wavelet χρησιμοποιήθηκε από τους Slobounov et al για να μελετήσουν τη δραστηριότητα του ρυθμού γάμμα στο EEG κατά τη διαδικασία της αναγνώρισης.



Στην εικόνα που ακολουθεί φαίνεται η μορφή της Morlet wavelet συνάρτησης. Όπως παρατηρούμε, το Morlet wavelet είναι συμμετρικό.



Σχήμα 37- Morlet wavelet

Στο σημείο αυτό, ολοκληρώθηκε η παρουσίαση κάποιων μητρικών wavelet συναρτήσεων και των αντίστοιχων κλιμακωτών συναρτήσεων, όπου αυτές ορίζονται.

Ακολούθως, παρατίθενται διάφορες περιπτώσεις εφαρμογής της μεθόδου των wavelet σε επιστημονικά πειράματα και έρευνες και στη συνέχεια κάποια κριτήρια επιλογής του κατάλληλου mother wavelet για την εκάστοτε εφαρμογή. Δίνεται, επίσης, η μορφή του EEG σήματος που είναι το αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής. Κατόπιν, γίνεται η επιλογή της μητρικής wavelet συνάρτησης που θα χρησιμοποιηθεί για την επεξεργασία του εν λόγω EEG σήματος.

#### 4.7 Εφαρμογές της μεθόδου wavelet

Οι Samar et al το 1999 στη μελέτη τους «Wavelet Analysis of Neuroelectric Waveforms: A Conceptual Tutorial» έδωσαν μια πιο περιγραφική και λιγότερο μαθηματική προσέγγιση που εισάγει τη χρήση του Meyer wavelet (τόσο τον κλασικό μετασχηματισμό wavelet όσο και το μετασχηματισμό με wavelet packets) στην ανάλυση EEG σημάτων. Η άποψη αυτή στηρίζεται στο ότι τα Meyer wavelet ταιριάζουν, συμπίπτουν ικανοποιητικά με τις νευρολογικές κυματομορφές που κάθε φορά ο επιστήμονας καλείται να αναλύσει. Οι Dear και Hart (1999) έδειξαν ότι Symlet wavelets μπορεί να προκύψουν φυσικά στον εγκέφαλο και γι' αυτό χρησιμοποιούνται στην αναπαράσταση γεγονότων που έχουν να κάνουν με την αντίληψη. Οι Trejo και Shensa (1999) χρησιμοποίησαν το Daubechies 20 wavelet στη μελέτη τους «Feature Extraction of Event- Related Potentials Using Wavelets: An Application to Human Performance Monitoring». Οι Raz, Dickerson και Turetsky (1999) χρησιμοποίησαν το Symmlet S8 wavelet. Οι Dean Cvetkovic, Elif Derya Übeyli και Irena Cosic χρησιμοποίησαν το Daubechies 2<sup>ης</sup> τάξης στην εργασία τους «Wavelet transform feature extraction from human PPG, ECG and EEG signal responses to ELF PEMF exposures: A pilot study».

Οι Ademoglu et al (1997) μελέτησαν τη μεταβατική απόκριση EEG σημάτων σε ένα σύνολο οπτικών ερεθισμάτων. Σκοπός αυτής της έρευνας ήταν η βοήθεια στην κλινική διάγνωση της άνοιας. Χρησιμοποίησε quadratic B-spline wavelet. Οι Huang et al 1999a πραγματοποίησαν έρευνα ακουστικών προκλητών δυναμικών προκειμένου να μετρήσουν το βάθος της αναισθησίας στους σκύλους. Χρησιμοποίησαν το Daubechies 20. Οι Bartnik et al 1992 πρότειναν μια μέθοδο εξαγωγής των προκλητών δυναμικών από το EEG χρησιμοποιώντας cubic spline wavelets. Οι Bertrand et al 1994 εξέτασαν τα ακουστικά προκλητά δυναμικά μέσου λανθάνοντος χρόνου χρησιμοποιώντας διακριτά wavelets. Οι Lim et al στην εργασία τους «Identifying Respiratory-Related Evoked Potentials» (1995) χρησιμοποίησαν wavelets για να εξετάσουν τα παραπάνω δυναμικά σε ανθρώπους.

Οι Tzelepi et al χρησιμοποίησαν διακριτό Coiflet wavelet για να περιγράψουν τα ευρήματα μιας μελέτης που αφορούσε οπτικά προκλητά δυναμικά σε ανθρώπους και πιο συγκεκριμένα τη δραστηριότητα των ρυθμών άλφα, βήτα και γάμμα μετά τα πρώτα 200 ms μετά το ερέθισμα. Οι Slobounov et al (2000) χρησιμοποίησαν το συνεχή μετασχηματισμό Morlet για να μελετήσουν την εγκεφαλική δραστηριότητα και ειδικά του γάμμα ρυθμού μετά από οπτικό ερέθισμα. Οι Philippe Carre, Noel Richard, Christine Fernandez- Maloigne και Joel Paquereau (1999) στην εργασία τους «Nondyadic decomposition algorithm with Meyer's wavelet packets: an application to EEG signal» προτείνουν ένα μοντέλο ανάλυσης βασισμένο στο Meyer wavelet.

Οι Erol Başar, Tamer Demiralp, Martin Schürmann, Canan Başar- Eroglu και Ahmet Ademoglu (1999) στην εργασία τους «Oscillatory Brain Dynamics, Wavelet Analysis, and Cognition» χρησιμοποίησαν quadratic B-spline wavelet, λόγω των ιδιοτήτων του καλού εντοπισμού της συχνότητας και της γραμμικής φάσης, για να μελετήσουν το EEG και το ERP μετά από ακουστικό και μετά από οπτικό ερέθισμα σε γάτες. Στην έρευνα αυτή γίνεται σύγκριση και με τα αντίστοιχα αποτελέσματα που είχαν προκύψει από την επεξεργασία με το μετασχηματισμό Fourier. Οι R. Quian Quiroga, O. A. Rosso, E. Başar, M. Schürmann (2001) στη μελέτη τους «Wavelet entropy in event- related potentials: a new method shows ordering of EEG oscillations» χρησιμοποίησαν το quadratic B-Spline wavelet. Πιο συγκεκριμένα, προκειμένου να μελετήσουν τα ERPs χρησιμοποίησαν την εντροπία wavelet.

Χρησιμοποιώντας B-spline wavelet οι Demiralp et al (1999) μελέτησαν τα ERPs που προκύπτουν στον ανθρώπινο εγκέφαλο από ακουστικά ερεθίσματα για να εκτιμήσουν τις διαφορές στην επεξεργασία νοητικής (γνωσιακής) πληροφορίας. Οι τεχνικές που αναπτύχθηκαν σε αυτήν την εργασία αργότερα (2001) εφαρμόστηκαν στην ανάλυση δεδομένων σχετικά με το P300. Οι Devrim et al (1999) ανέλυσαν τα near-threshold και suprathreshold οπτικά ERPs με σκοπό να καθορίσουν το μηχανισμό που «γεννά» τα P300 κύματα. Ο Quiroga το 2000 παρουσίασε μια

μέθοδο απομάκρυνσης θορύβου, βασισμένη στη θεωρία των wavelet. Χρησιμοποίησε quadratic Biorthogonal B-spline wavelet για την περιγραφή προκλητών δυναμικών από ένα μόνο ερέθισμα (χωρίς επανάληψη του πειράματος). Εξετάστηκαν και ακουστικά και οπτικά ερεθίσματα σε αυτήν την έρευνα. Οι Sutoh et al (2000) χρησιμοποίησαν το Morlet wavelet σε μια μελέτη για τον αποσυγχρονισμό που παρατηρείται σε ένα πείραμα ακουστικού oddball ερεθίσματος.

Οι Schiff et al (1994) χρησιμοποίησαν μια σειρά από wavelet μετασχηματισμούς, όπως το Mexican hat, το διακριτό δυαδικό μετασχηματισμό wavelet και το cubic B-spline wavelet, για να περιγράψουν επιληπτικές κρίσεις που εμφανίζονται στο EEG. Η έρευνα αυτή οδήγησε στο συμπέρασμα ότι η χρήση των spline wavelet επιταχύνει τον υπολογισμό χωρίς, όμως, να βλάπτει την εξαγωγή στοιχείων. Επίσης, επειδή δεν απαιτούν σταθερό μήκος παραθύρου, όπως ο STFT, προσφέρουν καλύτερη ανίχνευση των αιχμών.

Οι Blanco et al (1996) ανέλυσαν τα EEG από δύο ασθενείς που παρουσίαζαν επιληπτικές κρίσεις. Χρησιμοποίησαν το cubic spline wavelet και συνέκριναν τα αποτελέσματα της επεξεργασίας με αυτά από τον πιο παραδοσιακό μετασχηματισμό Gabor, που είναι STFT με Gaussian παράθυρο. Ανακάλυψαν ότι, αν και ο Gabor μετασχηματισμός παρέχει μια καλή γενική περιγραφή του σήματος, ο μετασχηματισμός wavelet παρέχει έναν πιο ακριβή εντοπισμό στο χρόνο καθώς επίσης και καλή ανίχνευση βραχέων γεγονότων. Οι Blanco et al (1998) ανέλυσαν επιπλέον τις επιληπτικές κρίσεις χρησιμοποιώντας δεδομένα από το EEG. Τα δεδομένα του EEG που ελήφθησαν κατά τη διάρκεια τονο- κλονικών επιληπτικών κρίσεων εξετάστηκαν με τη χρήση wavelet packets με μητρικό wavelet το cubic orthogonal spline wavelet ώστε να φιλτράρουν το θόρυβο που προέκυπτε από τη μυϊκή και σκελετική δραστηριότητα. Απέδειξαν ότι είναι δυνατό να αποκομίσουν χρήσιμες δυναμικές παραμέτρους και «κρυμμένη» πληροφορία για τη συχνότητα από αυτά τα σήματα, που συνήθως οι γιατροί αμελούν εξαιτίας του τεράστιου θορύβου που υπάρχει σε αυτά.

Οι Sun et al (2000) χρησιμοποίησαν Biorthogonal wavelets για να προεπεξεργαστούν EEG δεδομένα που περιείχαν γεγονότα από επιληπτικές κρίσεις. Με αυτήν την τεχνική απομάκρυναν αιχμές και χαμηλού πλάτους κύματα πριν να εκθέσουν τις ιδιότητες του σήματος στο χρόνο και τη συχνότητα ως ψευδο- Wigner κατανομή. Οι Petrosian et al (2001) χρησιμοποίησαν ως μητρικό wavelet το Daubechies-4 στην εργασία «Recurrent Neural Network based Approach for Early Recognition of Alzheimer's Disease in EEG». Σκοπός της εργασίας ήταν να εξεταστεί η ικανότητα επαναλαμβανόμενων νευρικών δικτύων (recurrent neural network: είναι μια τάξη νευρικών δικτύων όπου οι συνδέσεις μεταξύ των μονάδων σχηματίζουν κύκλο), σε συνδυασμό με προεπεξεργασία wavelet, να διακρίνουν τα EEG ασθενών με ήπιας μορφής Alzheimer από αυτά των υγιών συνομηλίκων τους.

Οι Casdagli et al (1996) διεξήγαγαν μια μελέτη προκειμένου να ανακαλύψουν αν η wavelet ανάλυση μπορεί να βοηθήσει να δούμε πού προκαλείται (σε ποιο σημείο του εγκεφάλου) μια επιληπτική κρίση. Χρησιμοποίησαν μετασχηματισμό wavelet για να αναλύσουν μη-γραμμικότητες στα EEG δεδομένα που ελήφθησαν από ηλεκτρόδια που είχαν εμφυτευθεί χειρουργικά σε διάφορα σημεία του εγκεφάλου. Σε συνδυασμό με τη wavelet ανάλυση που χρησιμοποίησε ως μητρικό wavelet το Daubechies-12, χρησιμοποίησαν και πλήθος άλλων τεχνικών ανάλυσης μη γραμμικών χρονοσειρών. Έδωσαν έμφαση στην ιδιότητα του μετασχηματισμού wavelet να εντοπίζει τις αιχμές μιας και μπορεί να πετύχει εντοπισμό τόσο στο πεδίο του χρόνου όσο και στο πεδίο της συχνότητας. Το 1999 οι Mizuno- Matsumoto et al χρησιμοποίησαν το Haar wavelet για να φιλτράρουν το ηλεκτροφολιογραφικό σήμα προκειμένου να αποφανθούν τόσο για το πού δημιουργείται η επιληπτική κρίση όσο και για τη φύση της διάδοσής της.

Οι Kalayci και Ozdamar (1995) χρησιμοποίησαν τα Daubechies 4 και Daubechies 20 wavelet ως ένα εργαλείο προεπεξεργασίας για την ανάλυση EEG σημάτων σε νευρωνικά δίκτυα. Χρησιμοποίησαν το μετασχηματισμό wavelet για να συμπίεσουν το μέγεθος των δεδομένων εισόδου στο τεχνητό νευρωνικό δίκτυο. Οι Hazarika et al (1997) χρησιμοποίησαν επίσης νευρωνικά δίκτυα εκπαιδευμένα σε wavelet συνιστώσες προκειμένου να ταξινομήσουν τα EEG από υγιείς ανθρώπους και ασθενείς με σχιζοφρένεια. Και εδώ, ο μετασχηματισμός wavelet χρησιμοποιήθηκε ως εργαλείο προεπεξεργασίας προκειμένου να συμπίεσει τα δεδομένα εισόδου. Η έρευνα έδειξε να αποδίδει για το διαχωρισμό υγιών ανθρώπων- ασθενών με σχιζοφρένεια αλλά όχι για τους ανθρώπους που εμφανίζουν ψυχαναγκαστικές διαταραχές. Οι Heinrich et al (1999) ανέπτυξαν ένα wavelet δίκτυο για να αναλύσουν τα ERP που προέκυψαν από μια μελέτη που αφορούσε τη διαταραχή ελλειμματικής προσοχής- υπερκινητικότητα (attention deficit hyperactivity disorder- ADHD) σε παιδιά.

Οι Minfen Shen, Jialiang Chen και Patch J Beadle στην εργασία τους «Analysis of Time- Varying EEG Based on Wavelet Packet Entropy» χρησιμοποίησαν wavelet packets με μητρικό wavelet το Meyer για να ερευνήσουν σε ένα EEG σήμα τα χαρακτηριστικά που μεταβάλλονται με το χρόνο. Πιο συγκεκριμένα, μελετώνται τα σήματα από 14 κανάλια, το 15<sup>ο</sup> είναι το ηλεκτρόδιο αναφοράς, για τους τέσσερις ρυθμούς δέλτα, θήτα, άλφα και βήτα. Η ομάδα αυτή κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η ανάλυση με wavelet packets υπερέρχει σε σχέση με την κλασική ανάλυση wavelet γιατί προσφέρει ευελιξία και ακρίβεια στο σχεδιασμό φίλτρων και στον εντοπισμό των διαφορετικών ρυθμών του EEG. Οι Javier Echauz, Stephen Wong, Otis Smart, Andrew Gardner, Gregory Worrell και Brian Litt στην εργασία τους με θέμα «Computation Applied to Clinical Epilepsy and Antiepileptic Devices» χρησιμοποίησαν και αυτοί wavelet packets με μητρικό wavelet το Meyer.

#### 4.8 Κριτήρια επιλογής της κατάλληλης wavelet συνάρτησης

Τα κυριότερα κριτήρια που λαμβάνονται υπόψη κατά την επιλογή του κατάλληλου wavelet για την εκάστοτε εφαρμογή είναι:

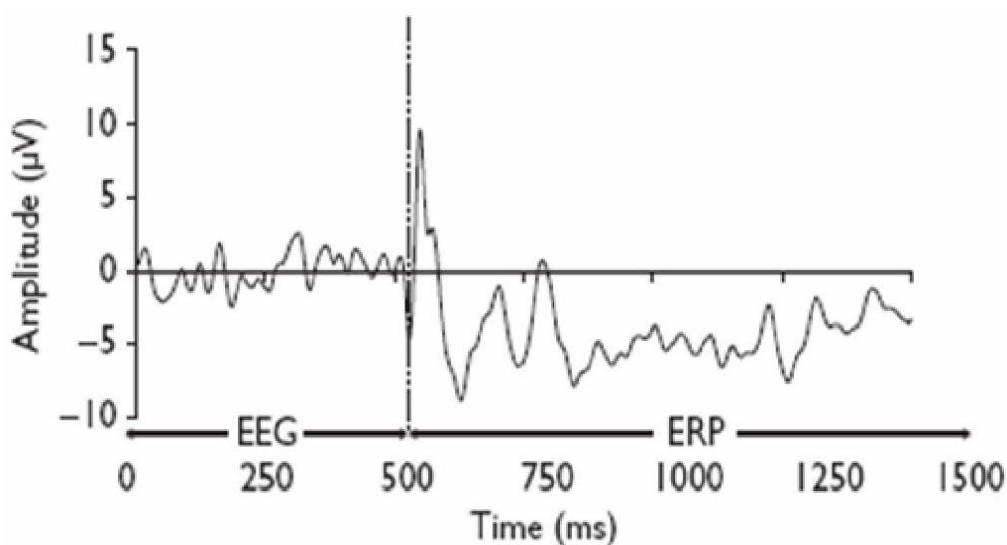
1. Η στήριξη της  $\Psi$ ,  $\hat{\Psi}$  (και  $\Phi, \hat{\Phi}$ ), δηλαδή η ταχύτητα σύγκλισης στο 0, όταν ο χρόνος (ή η συχνότητα) τείνουν στο άπειρο. Μια διαφορετική διατύπωση αφορά το μήκος στήριξης, ουσιαστικά το πλήθος των συντελεστών κλιμάκωσης. Όσο πιο μεγάλο είναι, μπορεί να συμπίσει πολυώνυμα μεγαλύτερου βαθμού. Ωστόσο, όσο πιο μεγάλο είναι, τόσο λιγότερο συμπαγές γίνεται το wavelet, δηλαδή όλο και λιγότερο εντοπισμένο στο χρόνο και έτσι δεν μπορεί να εντοπίσει ιδιαιτερότητες του σήματος στο πεδίο του χρόνου.
2. Η συμμετρία, η οποία είναι χρήσιμη στην επεξεργασία εικόνας.
3. Το πλήθος των σημείων μηδενισμού της  $\Psi$  ή της  $\Phi$  (αν ορίζεται), το οποίο χρησιμεύει σε περιπτώσεις συμπίεσης.
4. Η κανονικότητα (regularity), η οποία χρησιμεύει στην απόκτηση χαρακτηριστικών όπως ομαλότητα του ανακατασκευασμένου σήματος ή εικόνας.

Αυτά τα κριτήρια συνδέονται με δύο ιδιότητες που επιτρέπουν τη χρήση του ταχέως αλγορίθμου και την κωδικοποίηση εξοικονόμησης χώρου:

1. Η ύπαρξη της κλιμακωτής συνάρτησης  $\phi$ .
2. Η ορθογωνιότητα ή η διορθογωνιότητα της ανάλυσης.

#### 4.9 Επιλογή του Mother Wavelet

Το σήμα που αποτελεί το αντικείμενο της επεξεργασίας της παρούσας διπλωματικής εργασίας παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα.



Σχήμα 38- Κυματομορφή λαμβανόμενου εγκεφαλικού σήματος μετά την επεξεργασία των αρχικών δεδομένων

Πιο συγκεκριμένα, η προσοχή θα εστιαστεί στα τελευταία 1000 ms του σήματος, που αντιστοιχούν στα ERPs.

Θα επιλεγεί μια συνάρτηση που προσφέρει συμπαγή στήριξη, όπως αυτή ορίστηκε ανωτέρω. Η ιδιότητα της συμμετρίας δε βαραίνει ιδιαίτερα στην επιλογή του wavelet καθώς δεν έχουμε να κάνουμε με επεξεργασία εικόνας, ωστόσο επιλέγουμε να μην την αγνοήσουμε. Επίσης, είναι επιθυμητό το wavelet να προσφέρει κάποιου βαθμού συμπίεση. Επιπλέον, είναι χρήσιμο, έως και απαραίτητο, να υπάρχει η κλιμακωτή συνάρτηση η οποία με τη σειρά της θα επιτρέπει την εφαρμογή του ταχέως αλγορίθμου. Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω χαρακτηριστικά, καταλήγουμε στην επιλογή του Meyer wavelet.

# 5

## *Επεξεργασία των μετρήσεων*

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται η διαδικασία επεξεργασίας των αρχικών δεδομένων (raw data) ώστε να έρθουν σε μορφή κατάλληλη για χρήση του μετασχηματισμού wavelet καθώς επίσης παρουσιάζονται διαγραμματικά τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την εφαρμογή του μετασχηματισμού wavelet πάνω στα τροποποιημένα δεδομένα του EEG, συγκεκριμένα στο τμήμα που αφορά στα προκλητά δυναμικά. Ταυτόχρονα, γίνεται σχολιασμός των διαγραμμάτων.

### **5.1 Γενικά**

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, τα πρώτα 500 ms που καταγράφονται αντιστοιχούν στο EEG σήμα. Τα επόμενα 1000 ms, που καταγράφονται μετά το ακουστικό ερέθισμα, αντιστοιχούν στο ERP σήμα, το οποίο και αποτελεί το αντικείμενο μελέτης της παρούσας εργασίας. Η επεξεργασία του ERP σήματος πραγματοποιήθηκε με χρήση του μετασχηματισμού wavelet, ο οποίος επιτρέπει την απεικόνιση της διαχρονικής εξέλιξης της κάθε φασματικής συνιστώσας του σήματος.

### **5.2 Μέτρηση των βιοματικών δυναμικών**

Το πλάτος των προς μέτρηση δυναμικών είναι μικρό (0.1 ως 20  $\mu\text{V}$ ) σε σχέση με τα σήματα που μετρώνται κατά τη διάρκεια μίας κοινής ηλεκτροεγκεφαλογραφικής μέτρησης, που έχουν μέσο όρο της τάξης των 50  $\mu\text{V}$ . Η μέτρηση των ERP γίνεται με την ίδια αρχική διάταξη που χρησιμοποιείται στον εγκεφαλογράφο. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων όμως λειτουργούν, εκτός των εγκεφαλικών περιοχών που δέχονται και επεξεργάζονται το ερέθισμα, και όλες οι υπόλοιπες οι οποίες ελέγχουν τη γενικότερη λειτουργία του οργανισμού. Το επιθυμητό σήμα, δηλαδή το ERP, είναι «κρυμμένο» στο συνολικό σήμα που καταγράφει ο εγκεφαλογράφος. Το τμήμα της διαφοράς δυναμικού το οποίο δε σχετίζεται με το εκλυτικό γεγονός αποτελεί στην περίπτωση αυτή ανεπιθύμητο θόρυβο και αντιστοιχεί στη μέτρηση του εγκεφαλογράφου, η οποία θα καλείται στο εξής συμβατικό EEG, αν δεν υπήρχε εκλυτικό γεγονός. Αφού λοιπόν ο θόρυβος είναι σαφώς ισχυρότερος του επιθυμητού σήματος, η μέτρηση των ERP καθίσταται προβληματική. Αυτός είναι ίσως ο σημαντικότερος λόγος για τον οποίο η μελέτη των ERP άργησε σε σχέση με τη συμβατική ηλεκτροεγκεφαλογραφία. Τα σωματοαισθητικά δυναμικά ήταν λόγω της ισχύος τους τα πρώτα που μετρήθηκαν από την εξωτερική επιφάνεια του ανθρώπινου κεφαλιού. Για να ξεπεραστεί αυτό το πρόβλημα εφαρμόζονται οι ακόλουθες τεχνικές:

α) Η μέτρηση των σημάτων γίνεται σε χώρο όσο το δυνατόν προστατευμένο από εξωτερικά ηλεκτρικά πεδία. Τέτοια πεδία είναι αυτά που δημιουργούν διάφοροι κινητήρες, γραμμές μεταφοράς ηλεκτρικής ενέργειας κ.α. Στην καλύτερη περίπτωση η μέτρηση γίνεται σε ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο δωμάτιο (κλωβός Faraday).

β) Εξαγωγή του μέσου όρου: Το προτυποποιημένο πείραμα, κατά τη διάρκεια του οποίου χορηγείται το εκλυτικό ερέθισμα, επαναλαμβάνεται αρκετές φορές. Έστω η συνολική μετρηθείσα κυματομορφή δυναμικού  $r_i(t)$  κατά τη διάρκεια της  $i$  επανάληψης του πειράματος. Το συνολικό αυτό σήμα μπορεί να θεωρηθεί ως άθροισμα του επιθυμητού σήματος  $s_i(t)$  και του θορύβου  $n_i(t)$  που αντιπροσωπεύει το εξελισσόμενο «συμβατικό» EEG και όλες τις υπόλοιπες πηγές. Ισχύει:

$$r_i(t) = s_i(t) + n_i(t) \quad i = 1, \dots, N \quad (66)$$

όπου  $N$  ο αριθμός των επαναλήψεων.

Αν υπερθέσουμε τις διάφορες καταγραφές και πάρουμε το μέσο όρο τους, θα έχουμε:

$$E(r_i(t)) = \frac{\sum_{i=1}^N r_i(t)}{N} = \frac{1}{N} (\sum_{i=1}^N s_i(t) + \sum_{i=1}^N n_i(t)) \quad (67)$$

Υποθέτοντας ότι κάθε φορά το σχετιζόμενο με το εκλυτικό γεγονός προκλητό δυναμικό αναπαράγεται πανομοιότυπα θα ισχύει:

$$s_i(t) = s_j(t) = s(t) \quad \forall i, j \in \{1, \dots, N\} \quad (68)$$

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

$$E(r_i(t)) = \frac{1}{N} (\sum_{i=1}^N s_i(t) + \sum_{i=1}^N n_i(t)) = \frac{1}{N} Ns(t) + \frac{1}{N} 0 = s(t) \quad (69)$$

Με αυτόν τον τρόπο απομακρύνεται ο θόρυβος από το επιθυμητό σήμα, τα προκλητά δυναμικά.

Η μέθοδος αυτή εφαρμόζεται ευρύτατα, παρουσιάζει όμως περιορισμούς. Για παράδειγμα, μεταβολές στο επίπεδο της κόπωσης, προσαρμογής, εξοικείωσης, του βαθμού ή της κατεύθυνσης της προσοχής του εξεταζόμενου επηρεάζουν τα ERP τόσο στην ένταση όσο και στο χρόνο. Υπάρχει, λοιπόν, περιορισμός στο μέγιστο αριθμό επαναλήψεων του πειράματος ( $20 < N < 50$ ) και επιβάλλεται ο έλεγχος της κατάστασης του εξεταζόμενου. Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δίνεται όταν ο χρόνος μεταξύ των πειραμάτων είναι μικρός και ο θόρυβος από πείραμα σε πείραμα εμφανίζει υψηλή συσχέτιση. Αυτό συμβαίνει σε περίπτωση ύπαρξης «ρυθμικού» θορύβου, όπως για παράδειγμα σήμα ρυθμού  $\alpha$  του συμβατικού EEG. Τότε το ανεπιθύμητο σήμα έχει φασματική κατανομή ισχύος γύρω από κάποιο περιορισμένο εύρος συχνοτήτων, κοντά στις συχνότητες του ERP. Λόγω δε της υψηλής συσχέτισης του θορύβου μεταξύ των πειραμάτων, με τη διαδικασία



εξαγωγής του μέσου όρου αυτός ενισχύεται αντί να μειωθεί. Για την αποφυγή του ανεπιθύμητου αυτού φαινομένου χρησιμοποιείται αperiodικός χρονισμός των αλληπάλληλων πειραμάτων.

Ακόμα κι αν το πρότυπο του σταθερού σήματος και του ασυσχέτιστου θορύβου ισχύει, πρόβλημα μπορεί να υπάρξει όταν το επιθυμητό σήμα εξελίσσεται διαφορετικά στο χρόνο σε κάθε πείραμα. Τότε ο μέσος όρος έχει χάσει μεγάλο ποσοστό της πληροφορίας σχετικά με το ERP, κυρίως ως προς τις κορυφώσεις. Γι' αυτό το λόγο χρησιμοποιούνται τεχνικές οι οποίες προσεγγίζουν σε κάθε καμπύλη δυναμικού το χρονικό διάστημα που καταλαμβάνει το επιθυμητό σήμα. Κατόπιν οι καμπύλες μετατοπίζονται χρονικά ώστε το ERP που μας απασχολεί να συμπίπτει κατά το δυνατόν σε όλες, οπότε ο μέσος όρος θα περιέχει τη μέγιστη δυνατή πληροφορία.

### **5.3 Επεξεργασία των δεδομένων του πειράματος**

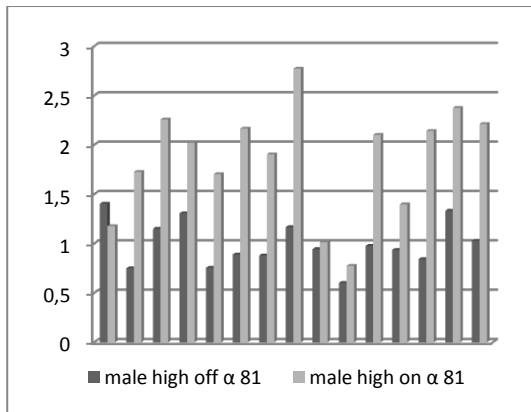
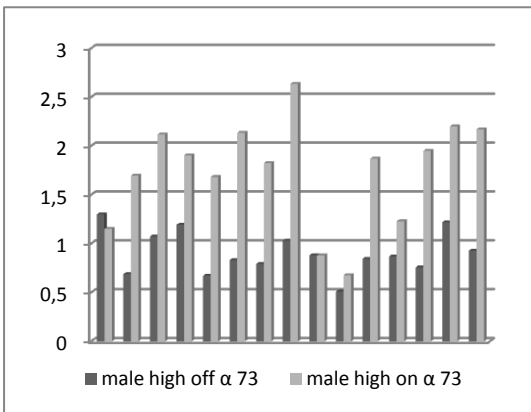
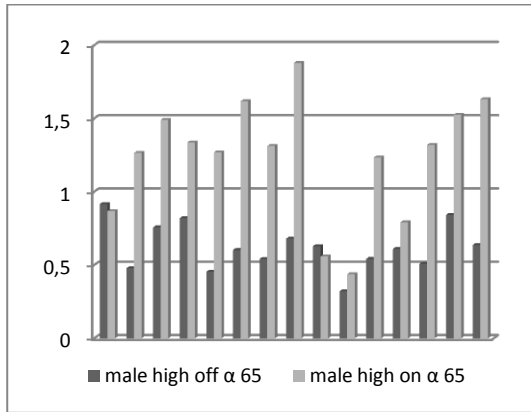
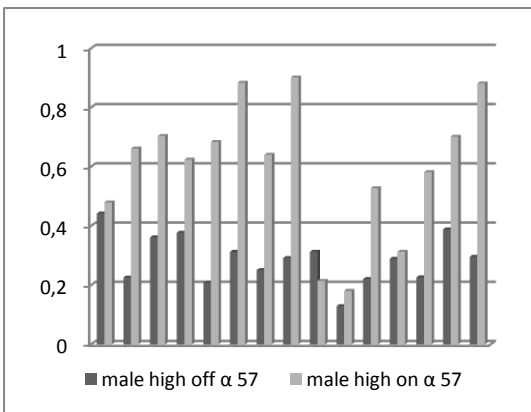
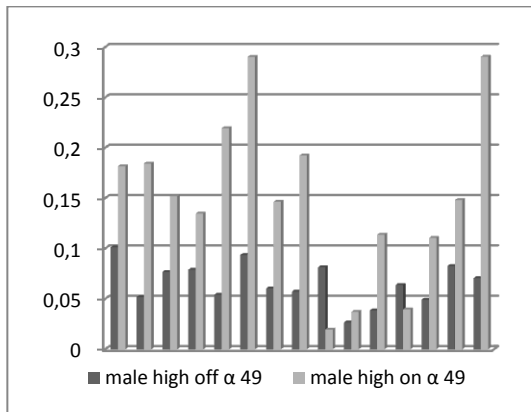
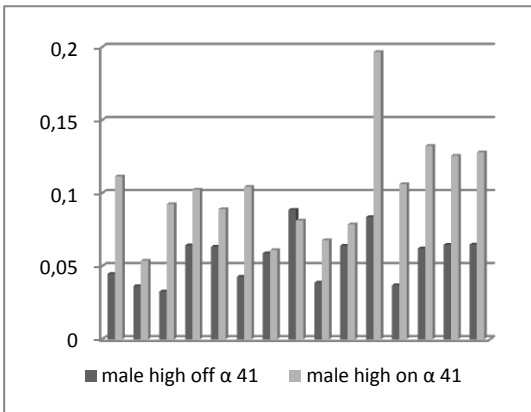
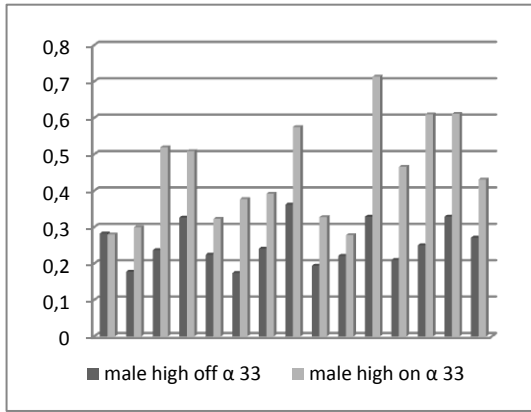
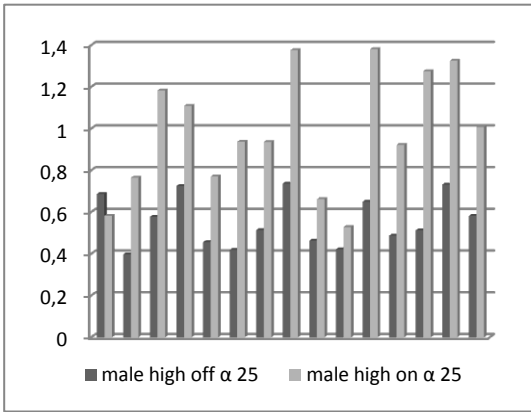
Στα διαγράμματα που ακολουθούν έχει αποτυπωθεί η διαχρονική εξέλιξη γύρω από τις κορυφώσεις P50 και N100 των ρυθμών από τους οποίους αποτελείται το εγκεφαλογράφημα σε ό,τι αφορά στα ERP, εξαιρούμενου του ρυθμού  $\gamma$ , σε σχέση με το φύλο, το είδος του ακουστικού ερεθίσματος και την παρουσία ή όχι ακτινοβολίας. Για την κορύφωση P50 η κάθε οικογένεια διαγραμμάτων αποτελείται από 8 διαγράμματα ενώ για την κορύφωση N100 από 9 διαγράμματα.

#### **5.3.1 Κορύφωση P50**

##### **5.3.1.1 Υψηλός Τόνος**

###### **5.3.1.1.1 Ρυθμός $\alpha$ - Ανδρικό Φύλο**

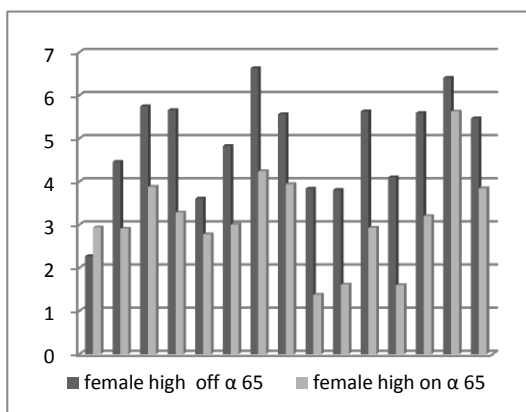
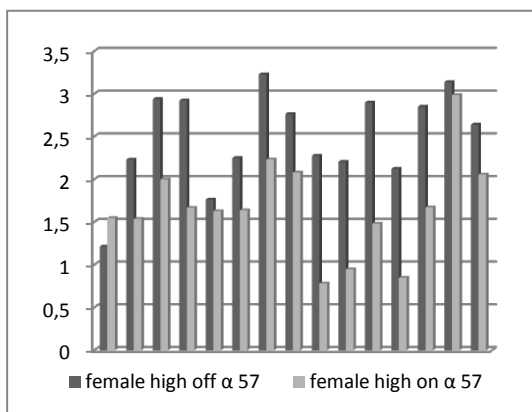
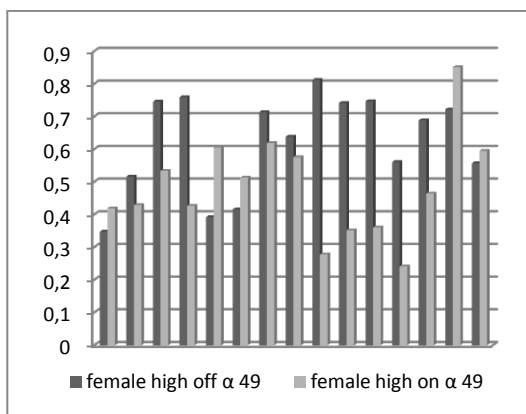
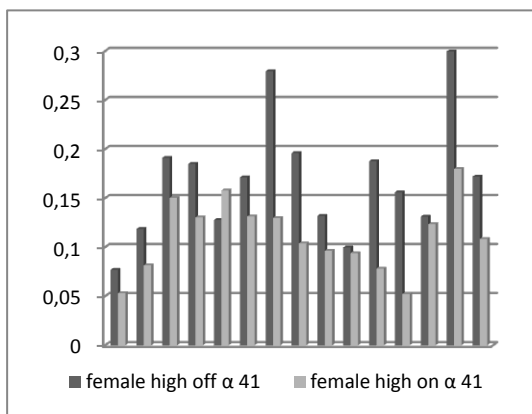
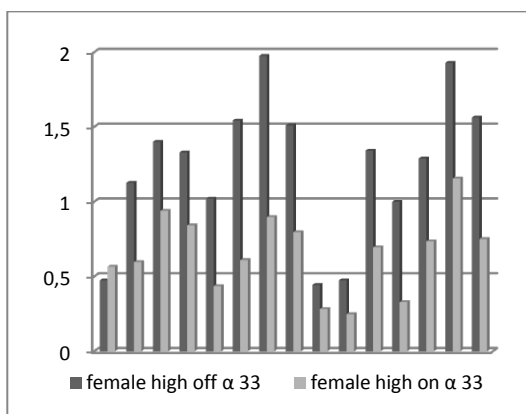
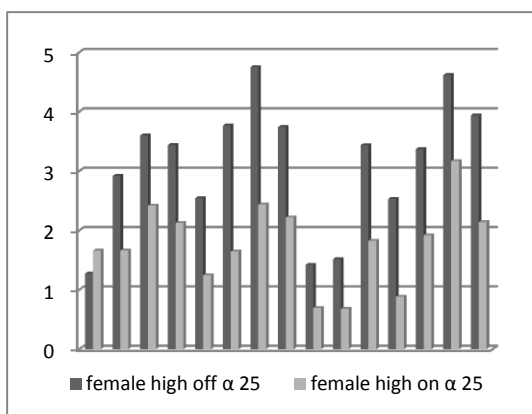
Στα 8 διαγράμματα που ακολουθούν παρουσιάζεται η εξέλιξη του ρυθμού  $\alpha$ , γύρω από την κορύφωση P50 για τους άνδρες, απουσία (αριστερή στήλη) και παρουσία (δεξιά στήλη) Η/Μ ακτινοβολίας. Παρατηρούμε ότι μέχρι τα 41 ms η ενέργεια που αντιστοιχεί σε κάθε ηλεκτρόδιο μειώνεται και επίσης, αν εξαιρεθεί το ηλεκτρόδιο που αντιστοιχεί στο πρώτο κανάλι για τα 25ms και τα 33 ms, η τιμή της ενέργειας είναι μεγαλύτερη παρουσία Η/Μ ακτινοβολίας. Στα 49 ms παρατηρείται αύξηση της ενέργειας των ηλεκτροδίων 1,2,3,4,6,9,12 και 14 απουσία ακτινοβολίας και των ηλεκτροδίων 1,2,3,4,5,6,7,8,14 και 15 παρουσία ακτινοβολίας. Μειώνεται η ενέργεια των ηλεκτροδίων 5,8,10,11 και 13 απουσία ακτινοβολίας και των 9,10,11,12 και 13 παρουσία ακτινοβολίας. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 7 και 15 απουσία ακτινοβολίας παραμένει σχεδόν σταθερή. Από τα 57 ms και μετά η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων, ανεξαρτήτως της ύπαρξης ακτινοβολίας, αυξάνεται και γενικά εξακολουθεί να ισχύει ότι η ενέργεια των ηλεκτροδίων παρουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη, εκτός των ηλεκτροδίων 1,8,9 και 12 όπου ενδεχομένως η επίδραση από το υψίσυχο ερέθισμα να διαρκεί περισσότερο.

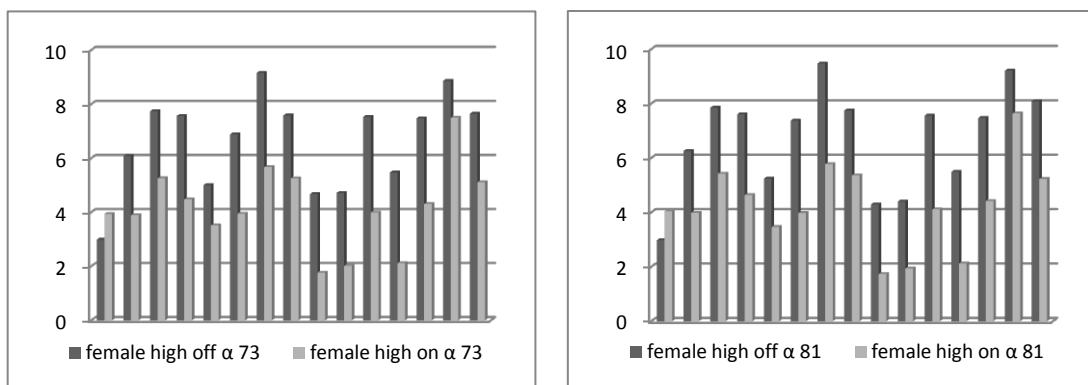


Σχήμα 39- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός  $\alpha$ - Ανδρικό Φύλο

### 5.3.1.1.2 Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο

Στα επόμενα 8 διαγράμματα παρουσιάζεται η αντίστοιχη εξέλιξη για το γυναικείο φύλο. Στην περίπτωση αυτή η γενική τάση είναι ότι η ενέργεια των ηλεκτροδίων απουσία ακτινοβολίας είναι υψηλότερη απ' ό,τι παρουσία ακτινοβολίας. Υπάρχουν, βέβαια, κάποιες ιδιαιτερότητες που αναλύονται στη συνέχεια. Μέχρι τα 41 ms η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων μειώνεται. Από τα 49 ms και μετά η ενέργειά τους αυξάνεται. Για το ηλεκτρόδιο 1 γενικά ισχύει ότι η ενέργειά του είναι υψηλότερη παρουσία ακτινοβολίας. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 5,6 και 14 παρουσία ακτινοβολίας αυξομειώνεται με διαφορετικό ρυθμό απ' ό,τι η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας και γι' αυτό στα 41 και 49 ms έχει μεγαλύτερη τιμή.

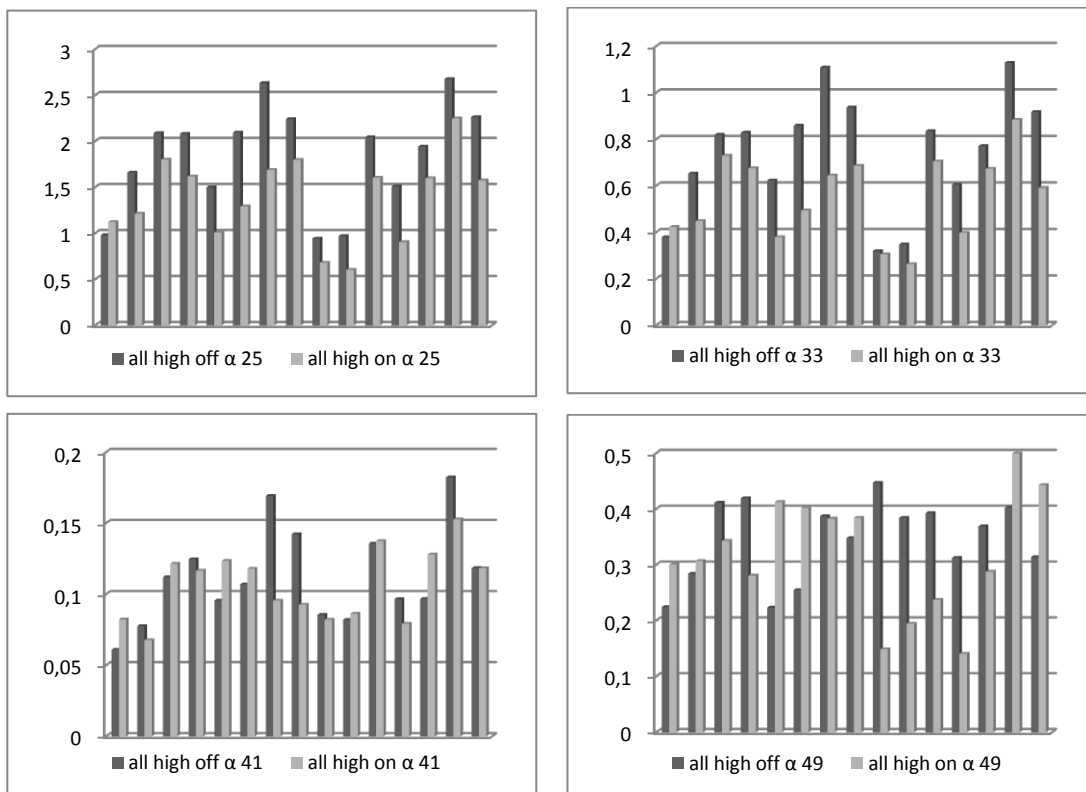


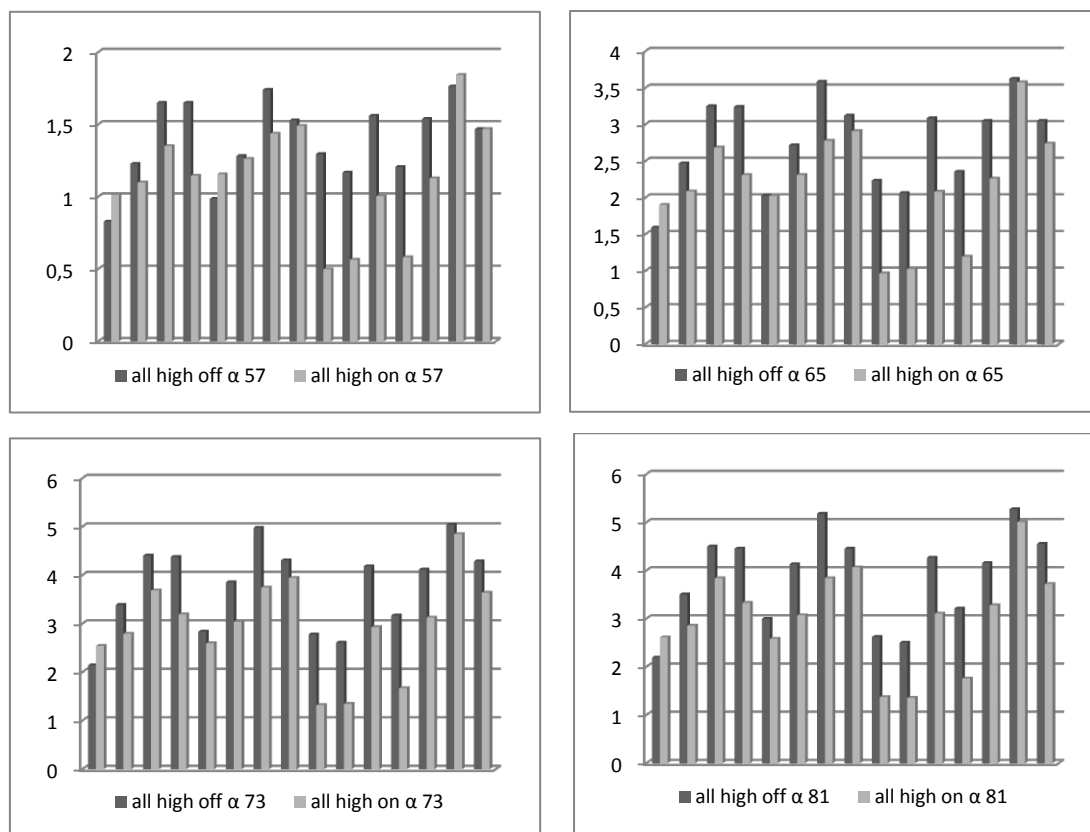


Σχήμα 40- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο

### 5.3.1.1.3 Ρυθμός α- Συνολικά

Για λόγους πληρότητας στα επόμενα 8 διαγράμματα παρουσιάζεται η διαχρονική εξέλιξη συγκεντρωτικά στο δείγμα, χωρίς να λαμβάνεται υπόψη το φύλο. Ένας ακόμη λόγος που παρατίθεται αυτή η οικογένεια διαγραμμάτων είναι ο εξής. Επειδή εξάγεται ο μέσος όρος, χάνεται η εικόνα που έχουμε για κάθε φύλο. Για παράδειγμα, ενώ σε ό,τι αφορά το ανδρικό φύλο, η ενέργεια των ηλεκτροδίων είναι υψηλότερη παρουσία ακτινοβολίας, στο μέσο όρο φαίνεται μεγαλύτερη η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας. Αυτό ισχύει γιατί είναι μεγαλύτερες οι αντίστοιχες τιμές στο γυναικείο φύλο. Επίσης παρατηρούμε ότι κάποιες χρονικές στιγμές σε κάποια ηλεκτρόδια η ενέργεια είναι υψηλότερη παρουσία ακτινοβολίας κάτι που οφείλεται στους διαφορετικούς ρυθμούς αυξομειώσης. Προκύπτει, λοιπόν, ότι πρέπει να εξετάζουμε και το κάθε φύλο ξεχωριστά προκειμένου να έχουμε μία ολοκληρωμένη εικόνα.



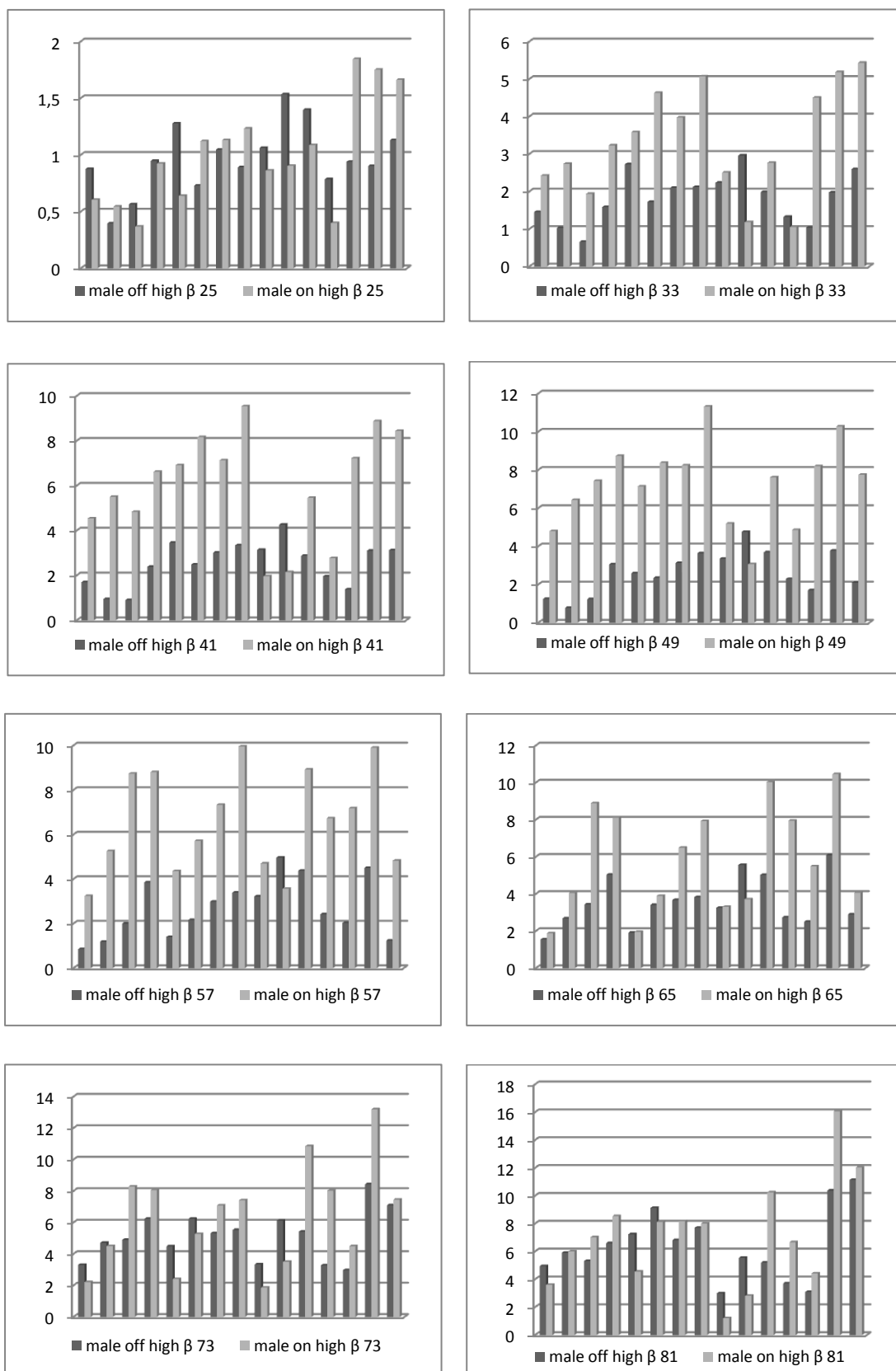


Σχήμα 41- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός α- Συνολικά

#### 5.3.1.1.4 Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο

Στα επόμενα 8 διαγράμματα απεικονίζεται η εξέλιξη του ρυθμού β της κορύφωσης P50 σε ό,τι αφορά στο ανδρικό φύλο. Γενικά, για τη συγκεκριμένη οικογένεια διαγραμμάτων δεν ισχύει κάποια συγκεκριμένη τάση. Η τιμή της ενέργειας των ηλεκτροδίων, δηλαδή, δεν εξελίσσεται για όλα τα ηλεκτρόδια με τον ίδιο τρόπο. Για τα ηλεκτρόδια 1 και 5 η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη, εκτός από τις χρονικές στιγμές των 25, 73 και 81 ms, όπου θεωρούμε ότι έχει παρέλθει η επίδραση από τον υψηλό τόνο. Τα ηλεκτρόδια 2 και 6 εμφανίζουν παρόμοια συμπεριφορά καθώς η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη, εκτός από τις τελευταίες χρονικές στιγμές παρατήρησης. Για την ενέργεια των ηλεκτροδίων 3, 4, 11 και 12 ισχύει ότι είναι μεγαλύτερη απουσία ακτινοβολίας μόνο τις πρώτες στιγμές παρατήρησης. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 7, 8, 13, 14 και 15 παρουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη σε όλη τη διάρκεια παρατήρησης. Για το ηλεκτρόδιο 9 δεν υπάρχει σταθερή τάση καθώς άλλοτε είναι μεγαλύτερη η ενέργεια παρουσία και άλλοτε η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας. Τέλος, το ηλεκτρόδιο 10 είναι το μόνο για το οποίο η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι πάντα υψηλότερη. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 3, 4, 12, 13 και 14 απουσία ακτινοβολίας συνεχώς αυξάνει μέσα στο παράθυρο παρατήρησης. Παρόμοια τάση, με μόνη διαφορά τη μείωση της ενέργειας τις τελευταίες στιγμές του παραθύρου, παρατηρείται στα ηλεκτρόδια 3 και 12 παρουσία ακτινοβολίας και 10 και 11

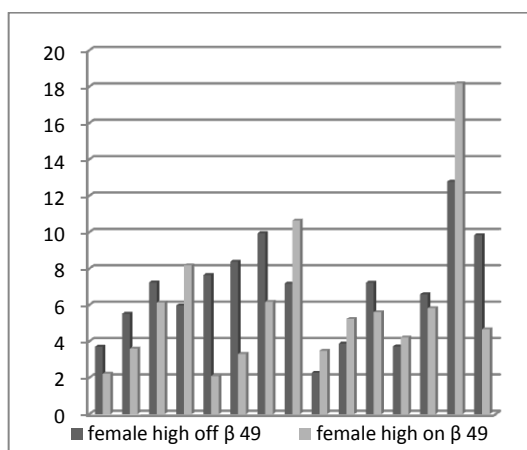
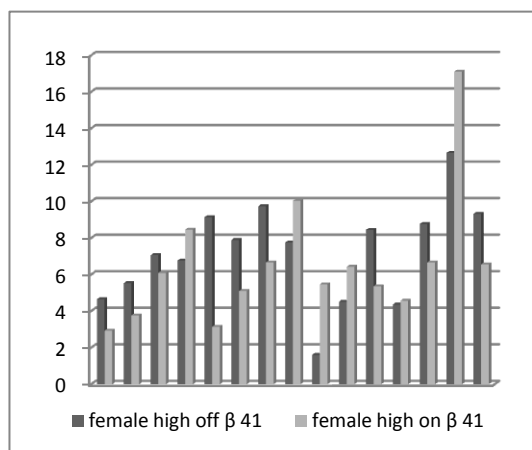
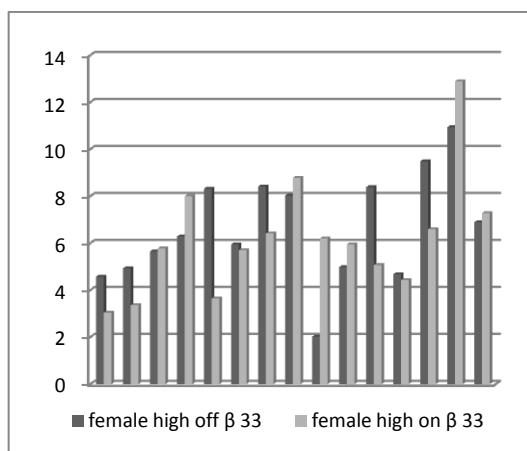
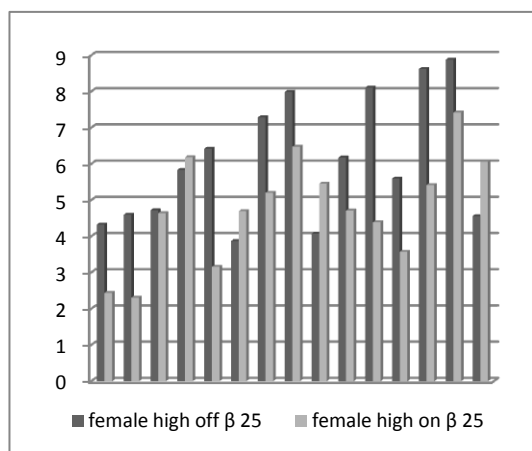
απουσία και παρουσία ακτινοβολίας. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια η ενέργεια επίσης αυξάνεται, με ένα βύθισμα που σημειώνεται κυρίως στο διάστημα 49 έως 65 ms.

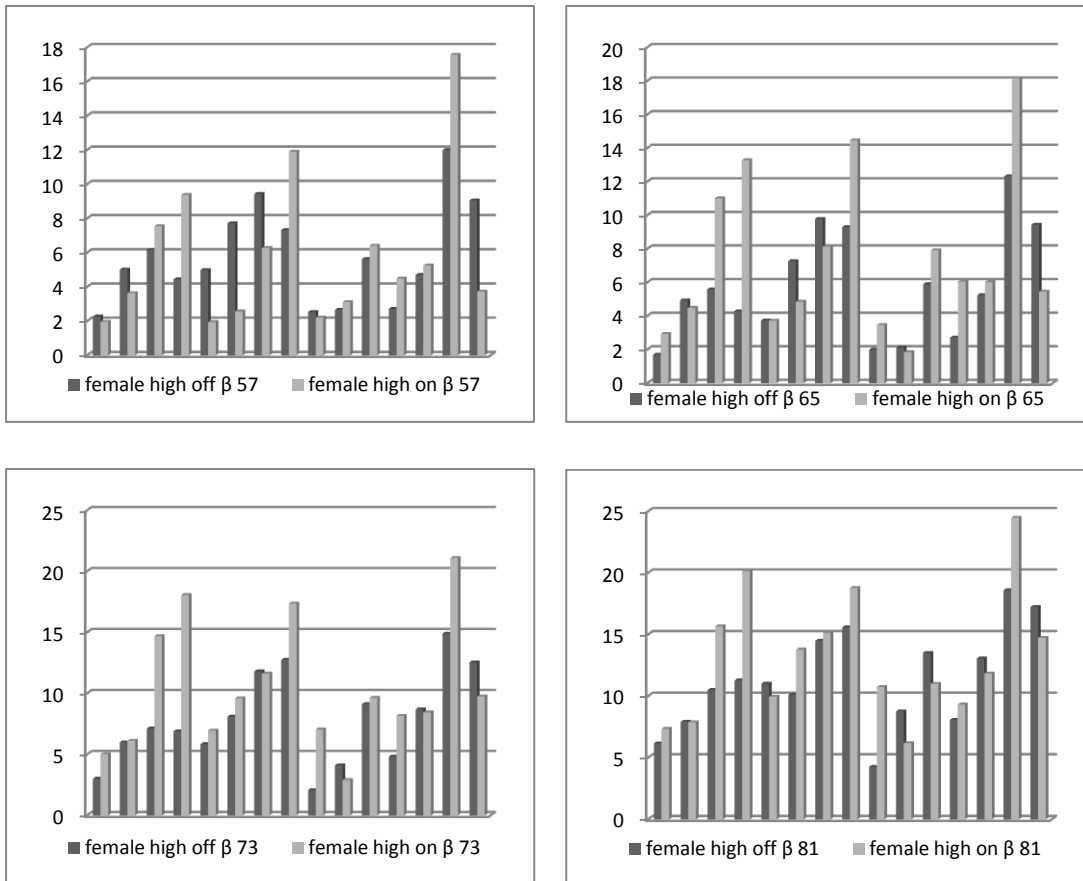


Σχήμα 42- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο

### 5.3.1.1.5 Ρυθμός β- Γυναικείο Φύλο

Η επόμενη οικογένεια διαγραμμάτων δίνει την εξέλιξη του ρυθμού β για το γυναικείο φύλο. Η γενική τάση που επικρατεί είναι ότι η ενέργεια αυξάνεται τις πρώτες στιγμές παρατήρησης, ακολουθεί ένα χρονικό διάστημα μείωσης της ενέργειας, το οποίο ποικίλλει από ηλεκτρόδιο σε ηλεκτρόδιο αλλά γενικά εντοπίζεται στο διάστημα 41 έως 65 ms και τέλος η ενέργεια αυξάνεται ξανά. Από αυτήν την τάση διαφοροποιείται η ενέργεια του ηλεκτροδίου 9 απουσία ακτινοβολίας όπου παρατηρούνται δύο βυθίσματα της ενέργειας, ένα είναι στο διάστημα 25 έως 49 ms και το άλλο στο 57 έως 73 ms. Επίσης εξαιρείται η ενέργεια των ηλεκτροδίων 3, 8 και 11 παρουσία ακτινοβολίας η οποία αυξάνεται συνεχώς σε όλο το διάστημα παρατήρησης. Σχετικά με το πότε η ενέργεια είναι μεγαλύτερη, δηλαδή απουσία ή παρουσία ακτινοβολίας, δεν μπορούμε να διατυπώσουμε ένα σαφές συμπέρασμα. Για το ηλεκτρόδιο 4 ισχύει ότι η ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας είναι συνεχώς μεγαλύτερη. Το ίδιο μπορούμε να πούμε για τα ηλεκτρόδια 8, 9, 12 και 14 με εξαίρεση κάποια χρονικά διαστήματα που ενδεχομένως να οφείλονται στους διαφορετικούς ρυθμούς αυξομείωσης της ενέργειας παρουσία και απουσία ακτινοβολίας. Για τα ηλεκτρόδια 2, 5, 7 και 15 η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι σχεδόν πάντα υψηλότερη. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 1 παρουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη στην αρχή της παρατήρησης ενώ στις τελευταίες χρονικές στιγμές γίνεται μεγαλύτερη. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια η ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη κυρίως στα διαστήματα που εντοπίζεται το βύθισμα της τιμής της, με εξαίρεση το ηλεκτρόδιο 3, όπου υπάρχει μια ακανόνιστη συμπεριφορά.

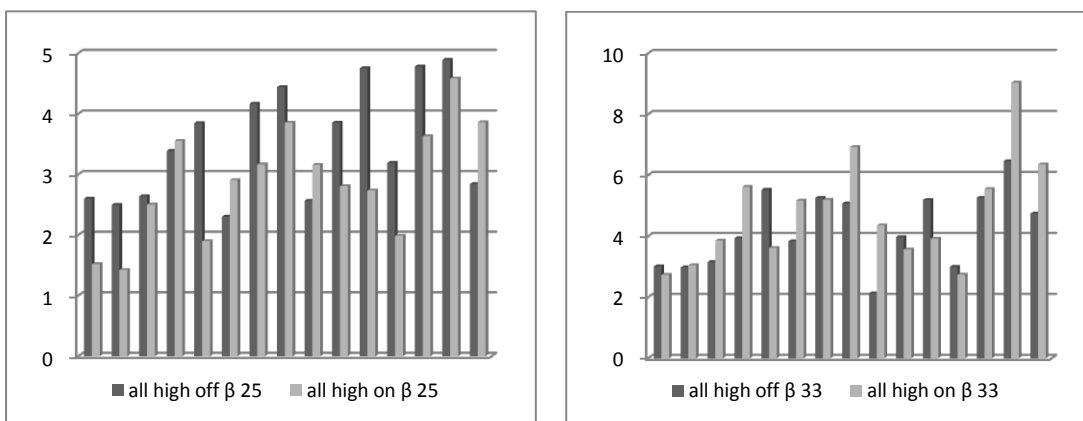




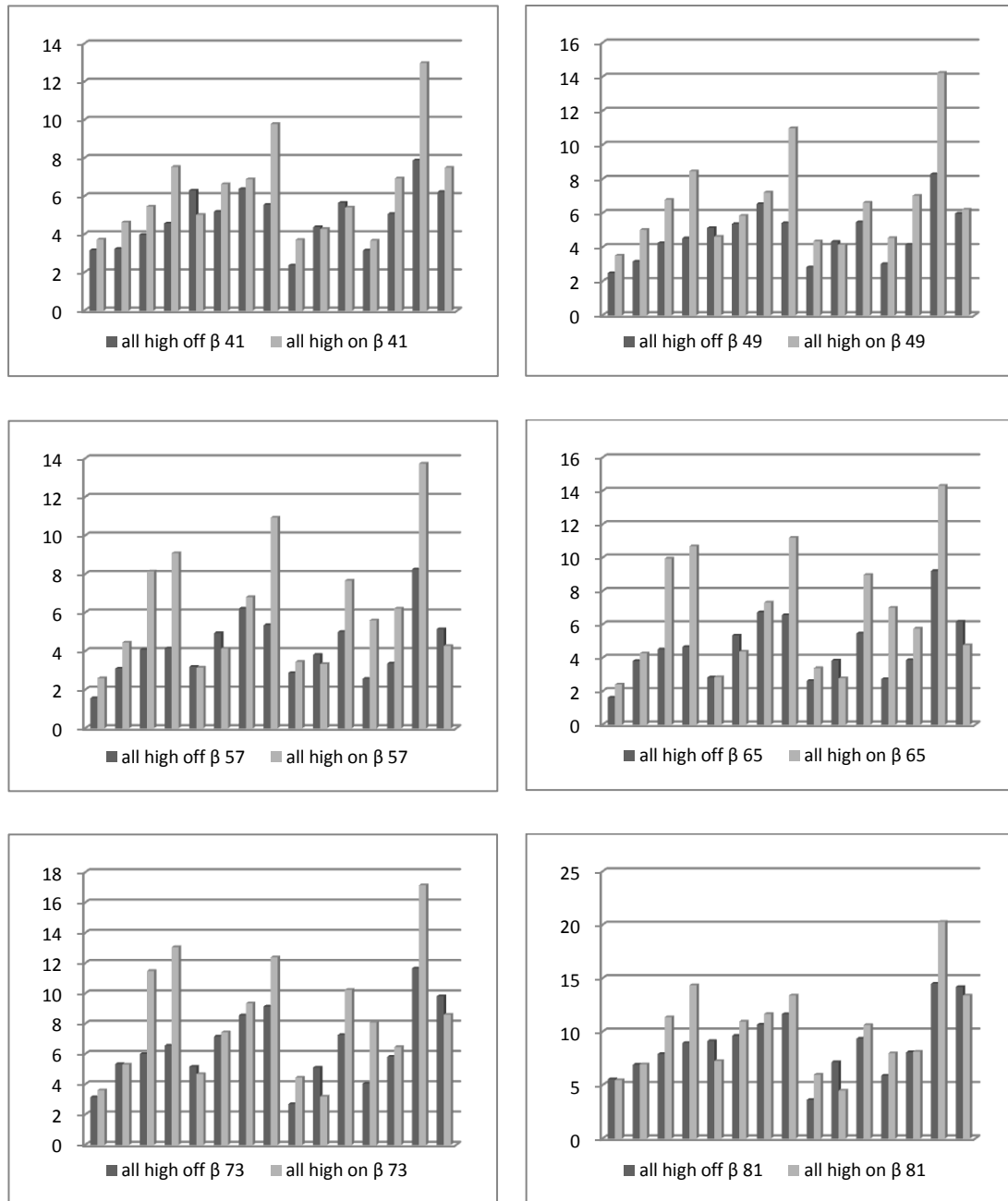
Σχήμα 43- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός  $\beta$ - Γυναικείο Φύλο

### 5.3.1.1.6 Ρυθμός $\beta$ - Συνολικά

Οι παρατηρήσεις που πρέπει να γίνουν εδώ είναι αντίστοιχες με αυτές που έγιναν και στο ρυθμό  $\alpha$ , δηλαδή προκειμένου να έχουμε σαφή εικόνα για το πώς επιδρά η ακτινοβολία στα προκλητά δυναμικά πρέπει να λάβουμε υπόψη και το φύλο καθώς στα διαγράμματα που απεικονίζουν τους μέσους όρους υπάρχουν ηλεκτρόδια που ακολουθούν την τάση του ανδρικού φύλου, άλλα που ακολουθούν την τάση του γυναικείου φύλου και άλλα που έχουν εντελώς διαφορετική συμπεριφορά κατά τη διαχρονική εξέλιξη του φαινομένου.





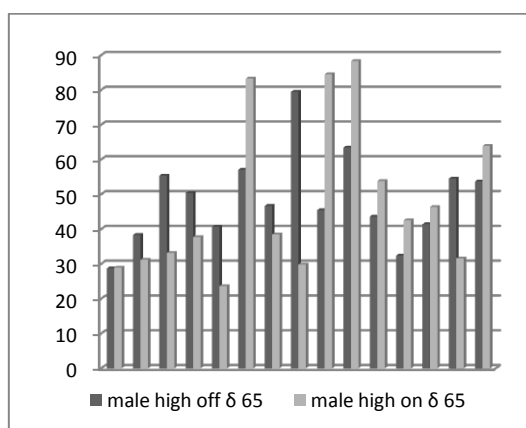
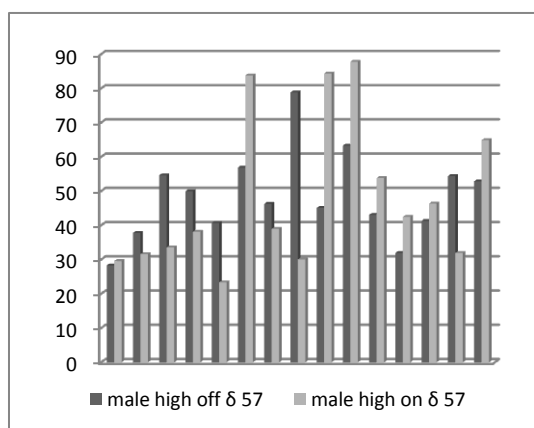
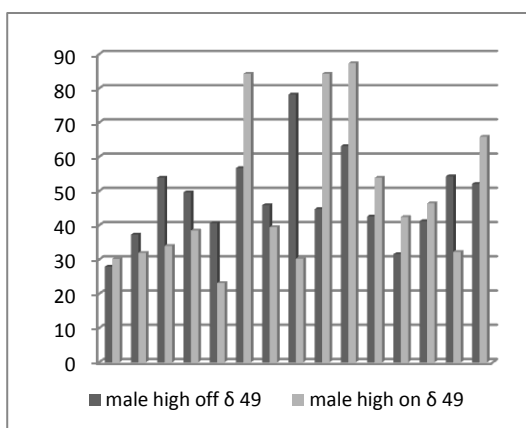
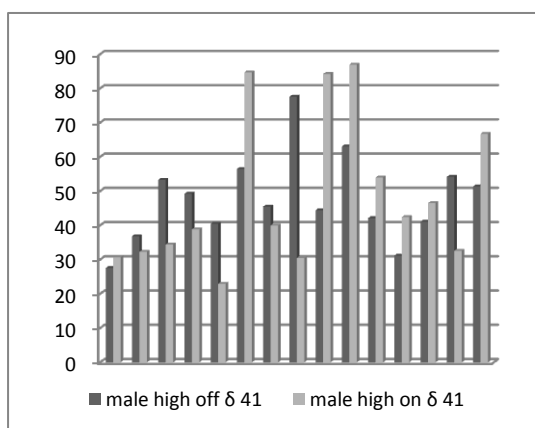
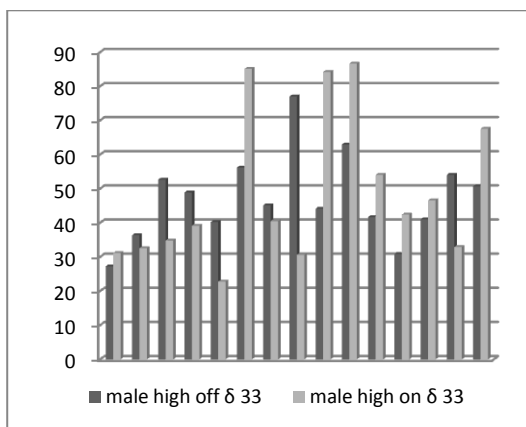
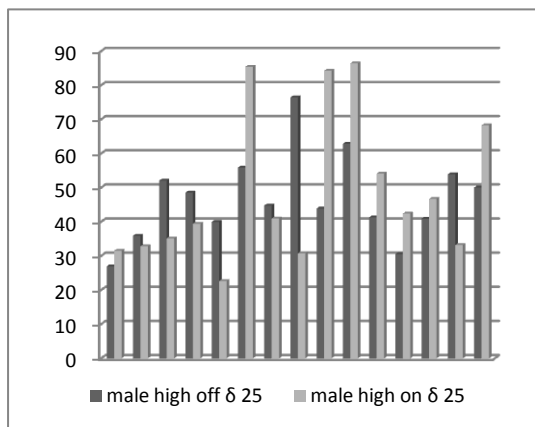


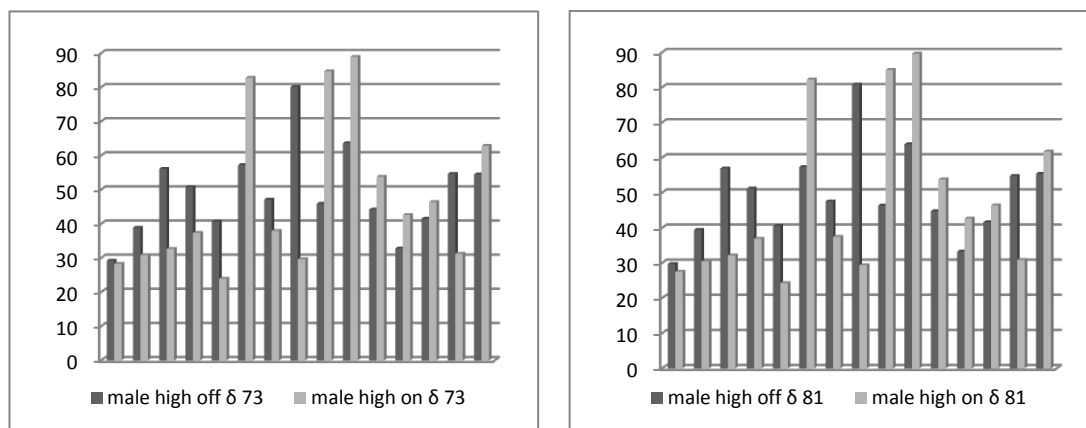
Σχήμα 44- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός β- Συνολικά

### 5.3.1.1.7 Ρυθμός δ- Ανδρικό Φύλο

Αρχικά αναφέρεται ότι είναι ο ρυθμός όπου η ενέργεια των ηλεκτροδίων σε γενικές γραμμές επηρεάζεται σε μικρό βαθμό από το ερέθισμα. Με άλλα λόγια, κατά την παρατήρηση, η τιμή της ενέργειας δε μεταβάλλεται σε μεγάλο βαθμό. Πιο συγκεκριμένα, για τα ηλεκτρόδια 1, 2, 3, 4, 6, 7, 8 και 15 ισχύει ότι η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας αυξάνεται ενώ παρουσία ακτινοβολίας μειώνεται. Για τα ηλεκτρόδια 9, 11 και 12 η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας αυξάνεται ενώ παρουσία ακτινοβολίας παραμένει σταθερή. Για το ηλεκτρόδιο 5 η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας παραμένει σταθερή ενώ παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 10 αυξάνεται γενικά. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 13 παραμένει σταθερή γενικά.

Τέλος, για το ηλεκτρόδιο 14, η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας παραμένει σταθερή ενώ παρουσία ακτινοβολίας μειώνεται. Η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη σε ό,τι αφορά τα ηλεκτρόδια 2, 3, 4, 5, 7, 8 και 14. Το αντίθετο συμβαίνει στα ηλεκτρόδια 6, 9, 10, 11, 12, 13 και 15. Τέλος, για το ηλεκτρόδιο 1 αρχικά η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη ενώ στη συνέχεια η τάση αυτή ανατρέπεται.

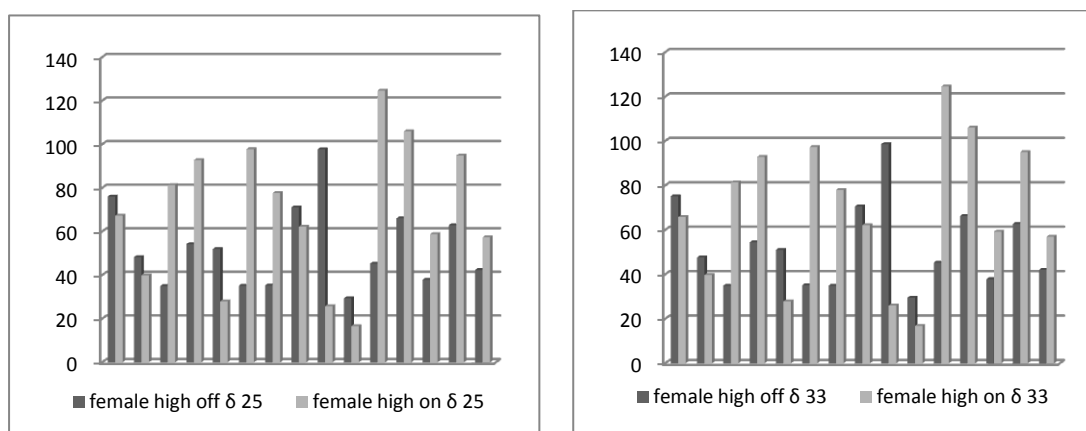


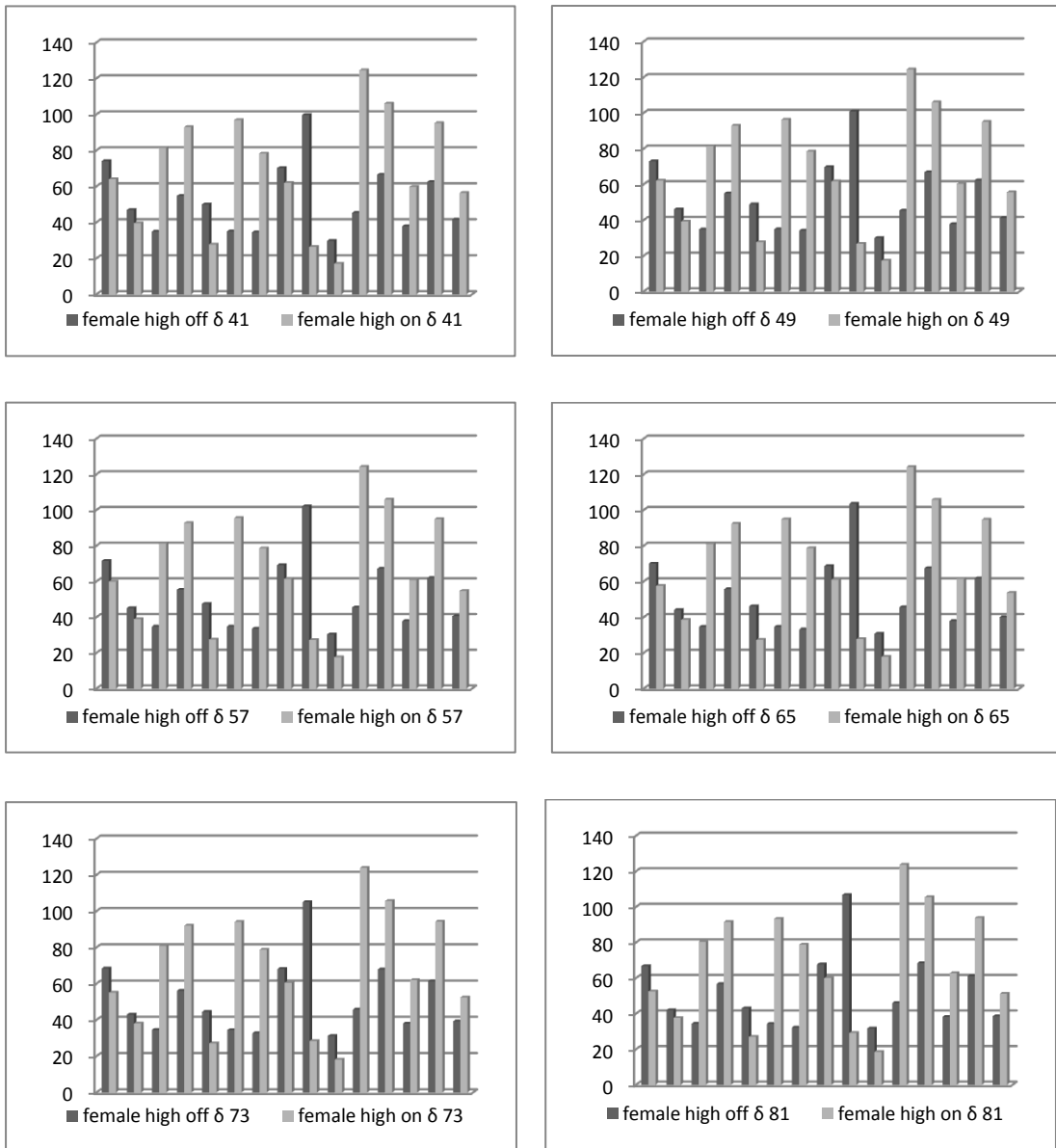


Σχήμα 45- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός δ- Ανδρικό Φύλο

### 5.3.1.1.8 Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο

Για το γυναικείο φύλο η τάση που ισχύει είναι λιγότερο συγκεκριμένη. Ειδικότερα, η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 8 και 15, ανεξαρτήτως ακτινοβολίας, μειώνεται. Στα ηλεκτρόδια 9 και 10, η ενέργεια αυξάνεται, ανεξαρτήτως ακτινοβολίας. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 11 παραμένει σταθερή. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 5 και 7 μειώνεται απουσία ακτινοβολίας ενώ παραμένει σταθερή παρουσία ακτινοβολίας. Το αντίθετο συμβαίνει στην ενέργεια του ηλεκτροδίου 6. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 12 απουσία ακτινοβολίας αυξάνεται ενώ παρουσία παραμένει σταθερή. Η αντίθετη τάση διαμορφώνεται για το ηλεκτρόδιο 13. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 3 απουσία ακτινοβολίας παραμένει σταθερή ενώ παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται μέχρι τα 41 ms και στη συνέχεια μειώνεται. Για το ηλεκτρόδιο 4, η ενέργεια αυξάνεται απουσία ακτινοβολίας ενώ παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται μέχρι τα 41 ms και μετά μειώνεται. Τέλος, η ενέργεια του ηλεκτροδίου 14 απουσία ακτινοβολίας μειώνεται ενώ παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται μέχρι τα 41 ms και μετά μειώνεται. Για τα ηλεκτρόδια 1, 2, 5, 8, 9 και 10 η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη ενώ για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια ισχύει το αντίθετο.

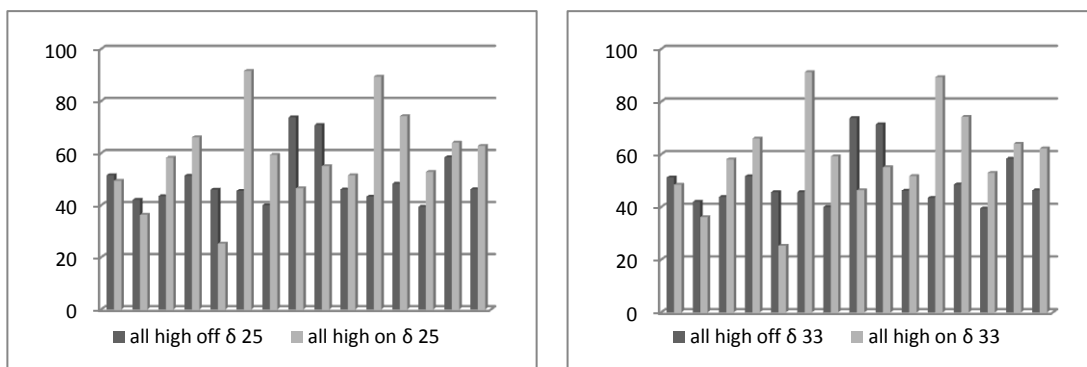


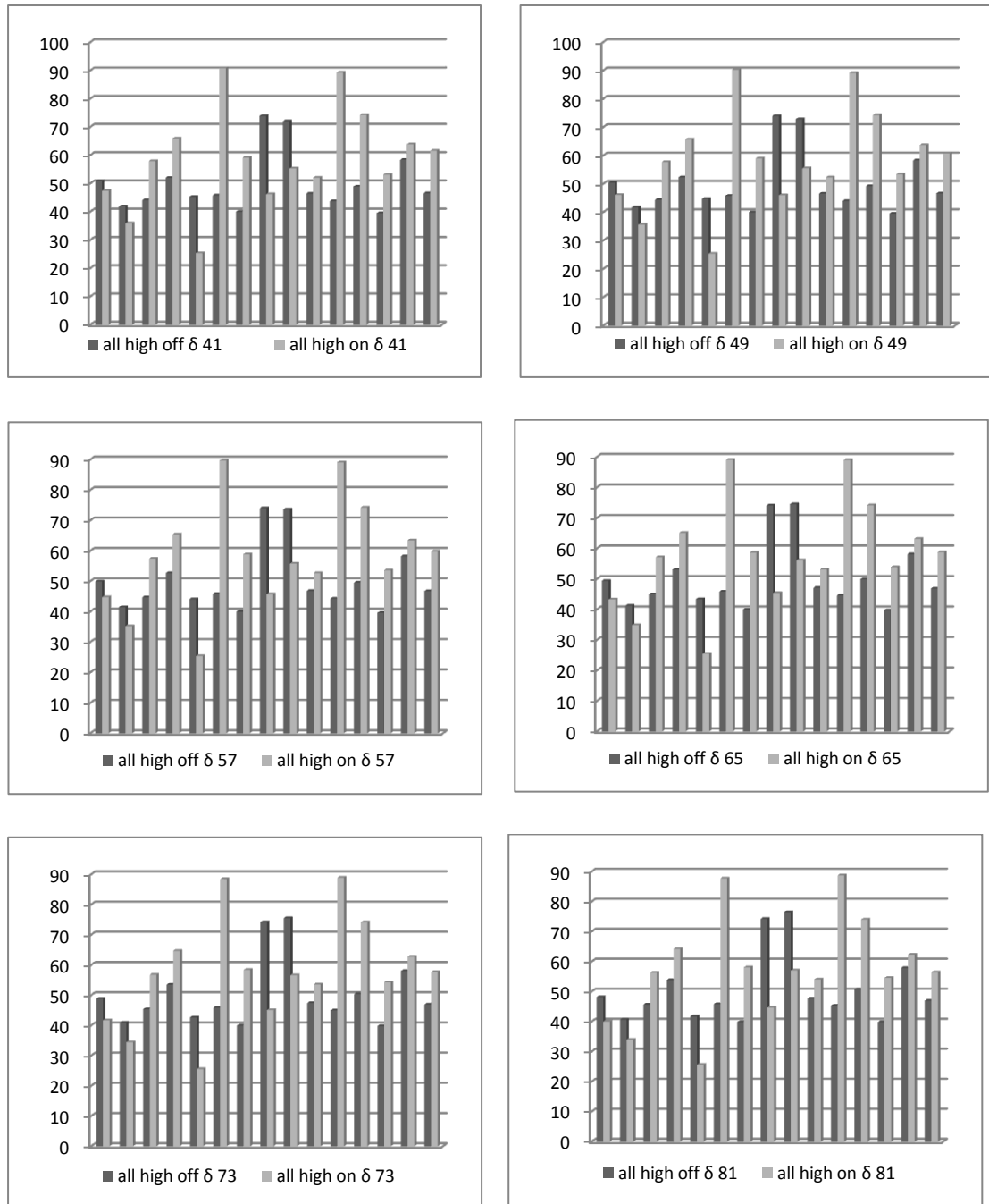


Σχήμα 46- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο

### 5.3.1.1.9 Ρυθμός δ- Συνολικά

Στην επόμενη οικογένεια διαγραμμάτων παρουσιάζεται η διαχρονική εξέλιξη της ενέργειας των ηλεκτροδίων σε ό,τι αφορά το μέσο όρο του δείγματος.

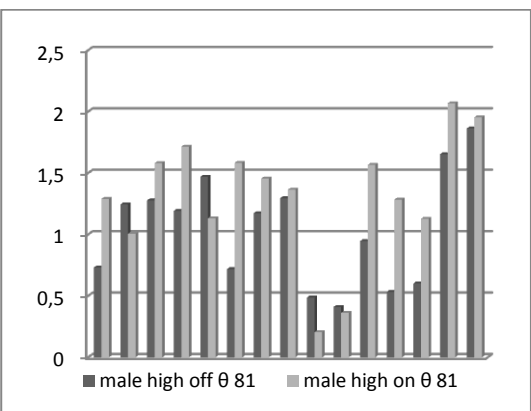
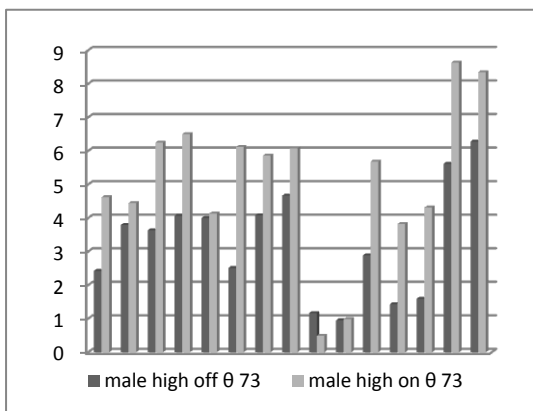
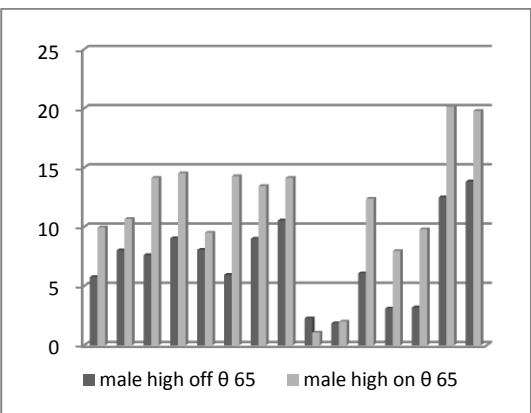
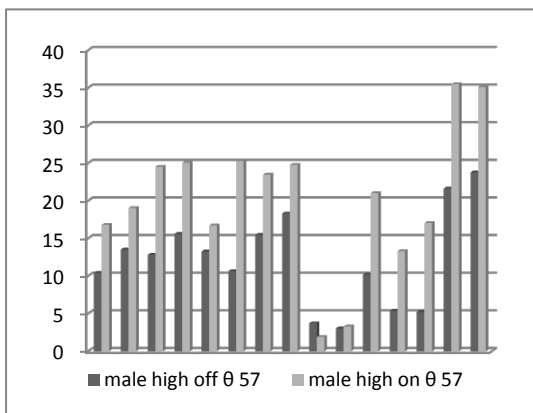
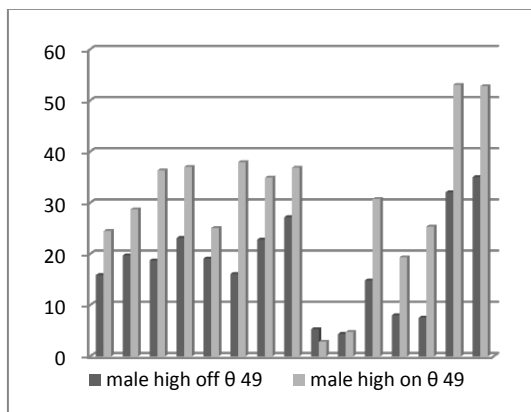
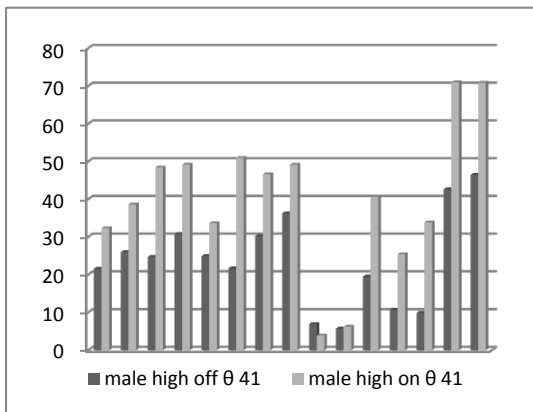
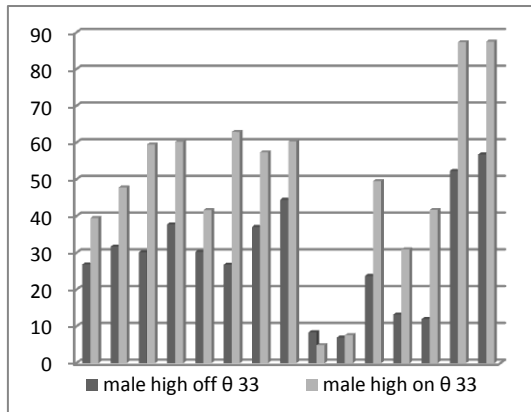
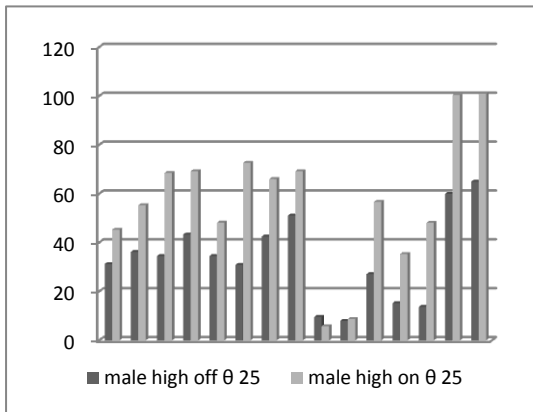




Σχήμα 47- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός δ- Συνολικά

### 5.3.1.1.10 Ρυθμός θ- Ανδρικό Φύλο

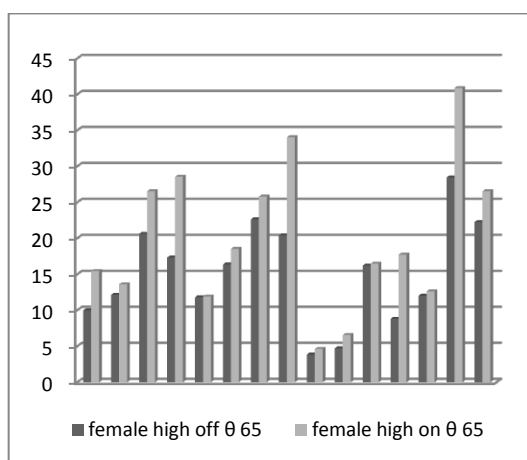
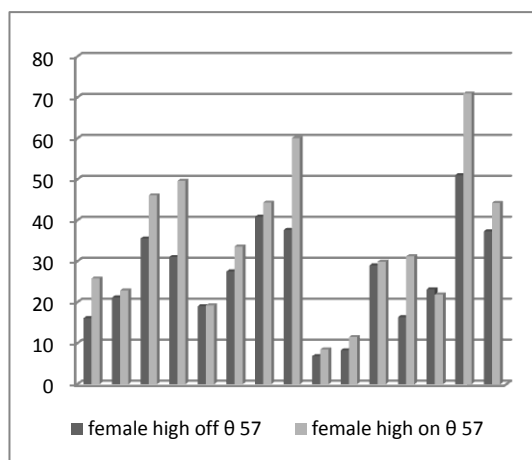
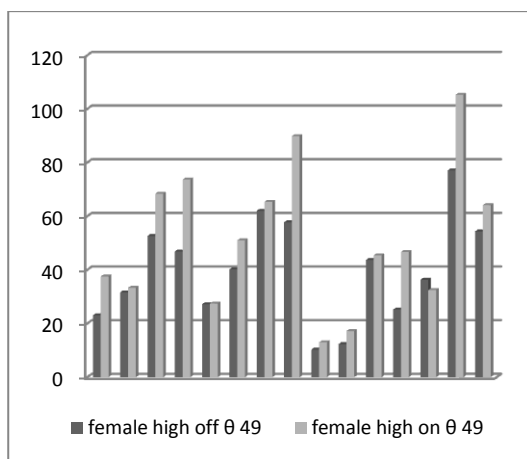
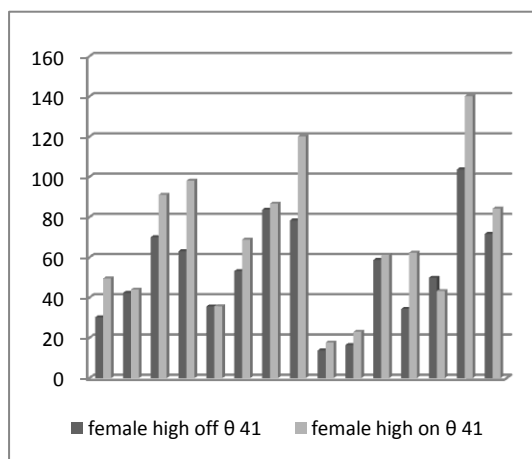
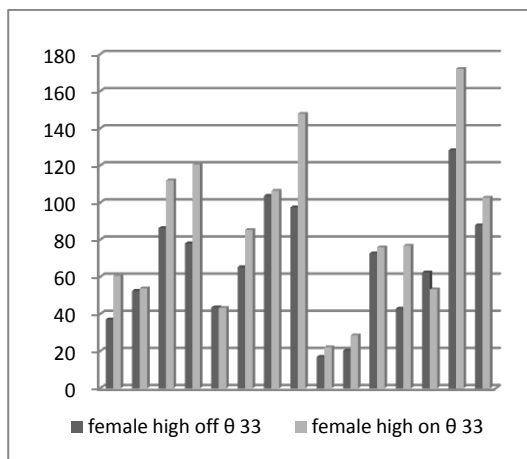
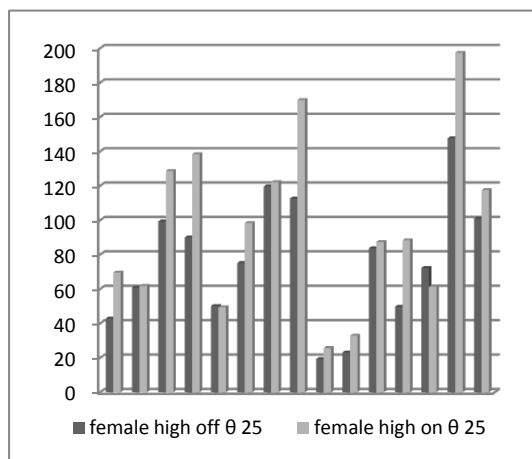
Η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων, ανεξαρτήτως της ύπαρξης ακτινοβολίας, μειώνεται μετά την εφαρμογή του υψηλού τόνου. Επίσης, η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη σε όλα τα ηλεκτρόδια καθ' όλη τη διάρκεια παρατήρησης του φαινομένου. Εξαιρείται η ενέργεια του ηλεκτροδίου 9, όπου ισχύει το αντίθετο.

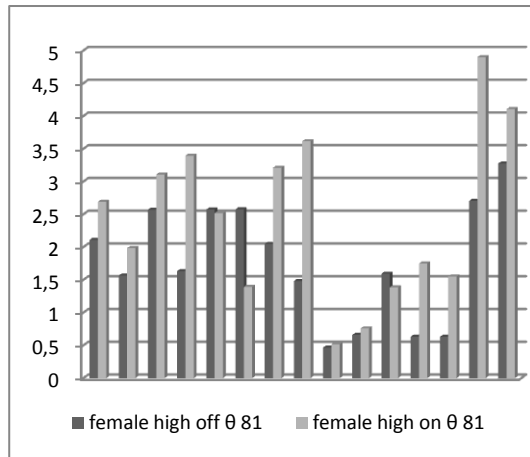
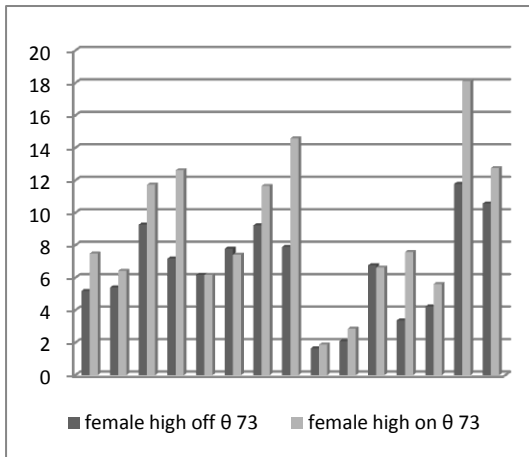


Σχήμα 48- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός  $\theta$ - Ανδρικό Φύλο

### 5.3.1.1.11 Ρυθμός θ- Γυναικείο Φύλο

Η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας, μειώνεται σε όλο το διάστημα παρατήρησης, όπως ακριβώς και για το ανδρικό φύλο. Επίσης, γενικά η ενέργεια των ηλεκτροδίων απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη από αυτήν παρουσία ακτινοβολίας. Οι εξαιρέσεις είναι τα ηλεκτρόδια 5, 6, 11 και 13 για τα οποία σε κάποια διαστήματα η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη.

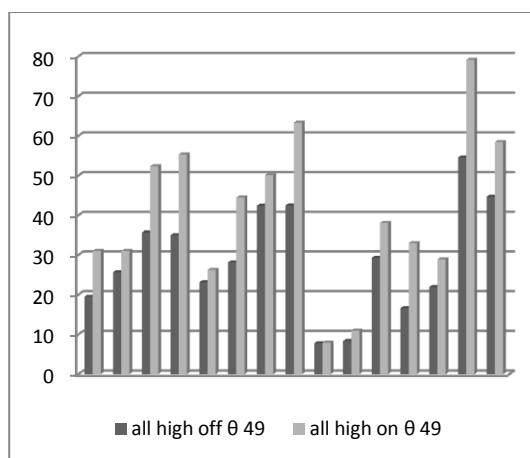
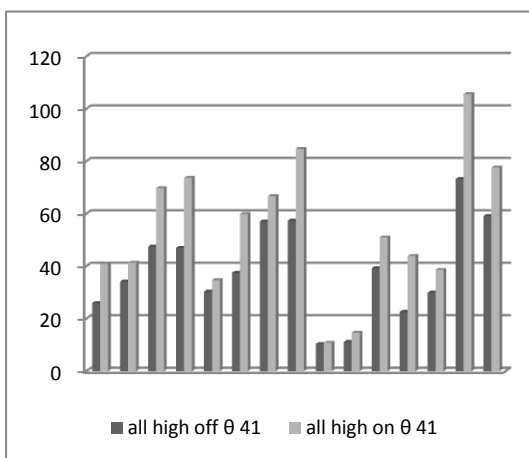
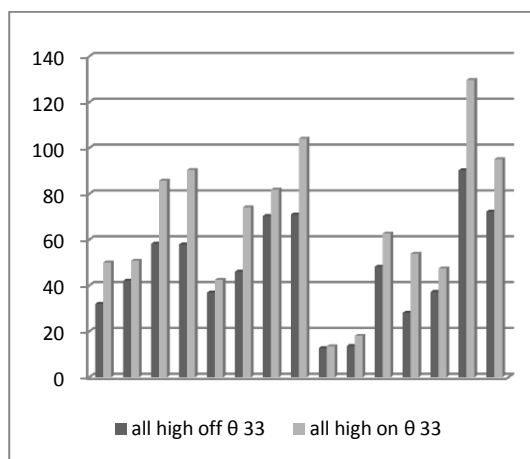
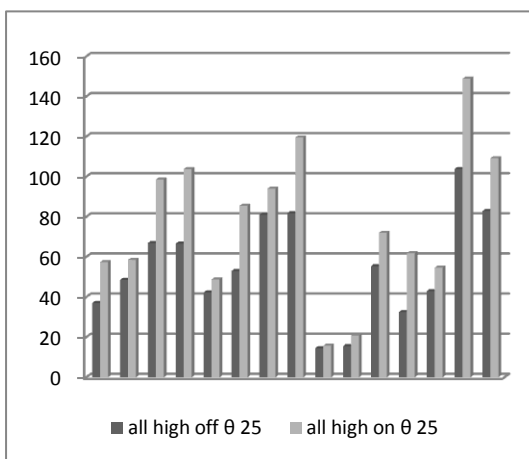




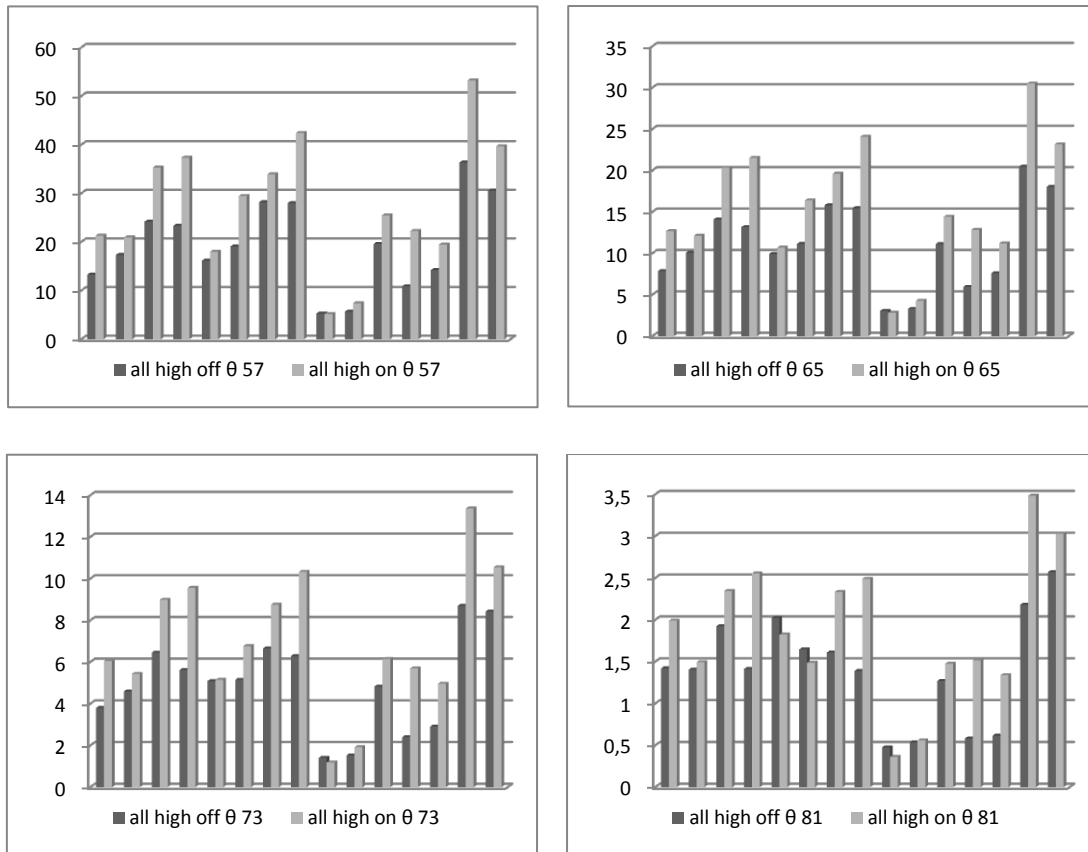
Σχήμα 49- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός θ- Γυναικείο Φύλο

### 5.3.1.1.12 Ρυθμός θ- Συνολικά

Ο ρυθμός αυτός είναι ο μοναδικός από αυτούς που έχουν μέχρι τώρα εξεταστεί που παρέχει την ίδια εικόνα, με αμελητέες διαφοροποιήσεις, είτε λαμβάνοντας υπόψη το φύλο είτε εξετάζοντας το δείγμα συνολικά. Επομένως, ισχύει ό,τι έχει αναφερθεί στις δύο προηγούμενες παραγράφους.





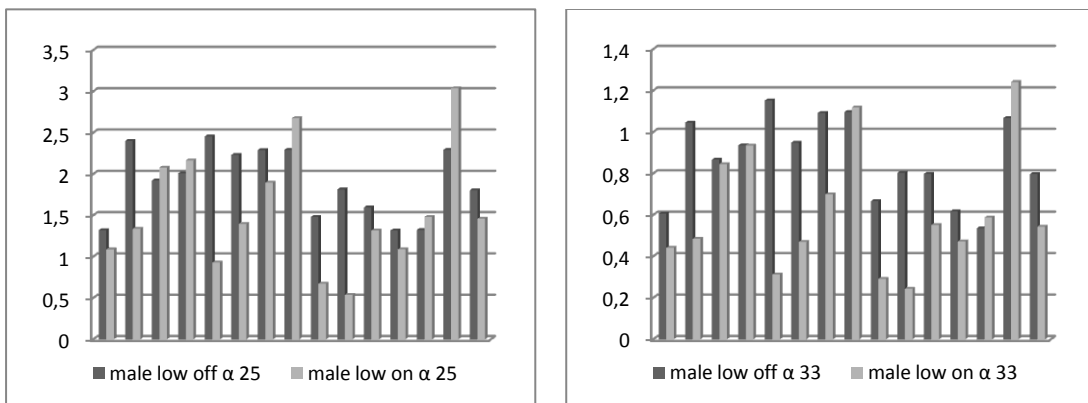


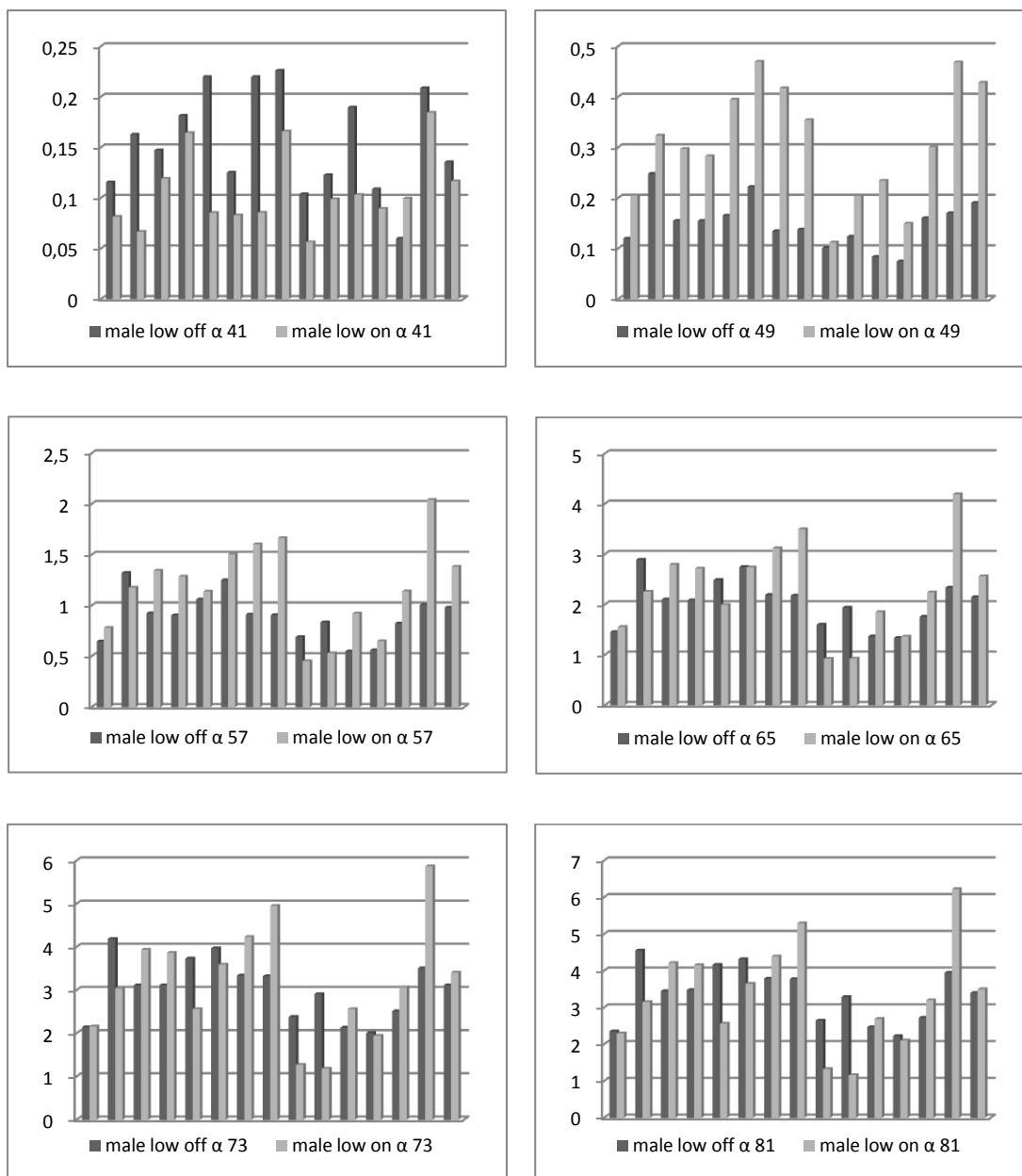
Σχήμα 50- Κορύφωση P50- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός θ- Συνολικά

### 5.3.1.2 Χαμηλός Τόνος

#### 5.3.1.2.1 Ρυθμός α- Ανδρικό Φύλο

Η τάση που ισχύει γενικά είναι ότι η ενέργεια των ηλεκτροδίων, ανεξαρτήτως της ύπαρξης ακτινοβολίας, μειώνεται μέχρι τα 41 ms και από τα 49 ms και μετά αυξάνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 5, 6, 9 και 10 απουσία ακτινοβολίας είναι γενικά μεγαλύτερη, με εξαίρεση το χρονικό διάστημα 41 έως 47 ms. Για την ενέργεια των ηλεκτροδίων 3, 4, 8, 13 και 14 παρουσία ακτινοβολίας ισχύει ότι είναι γενικά μεγαλύτερη. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια αρχικά η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη και από τα 49 ms και μετά γίνεται μικρότερη.

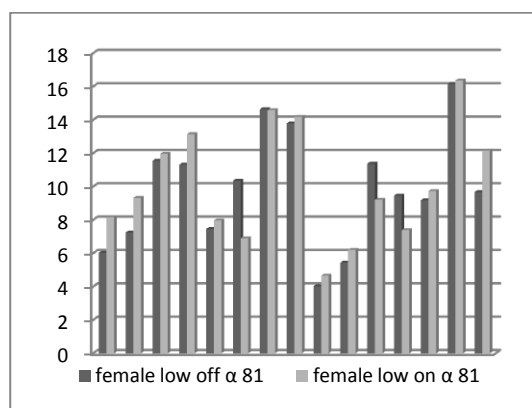
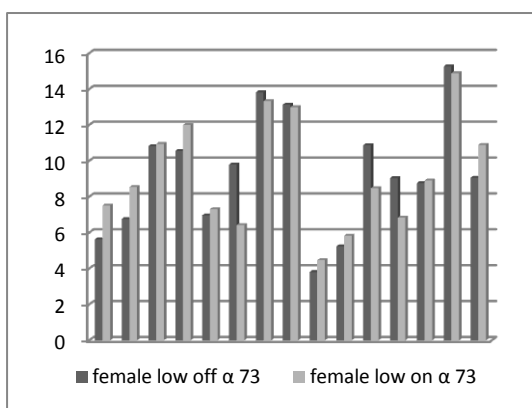
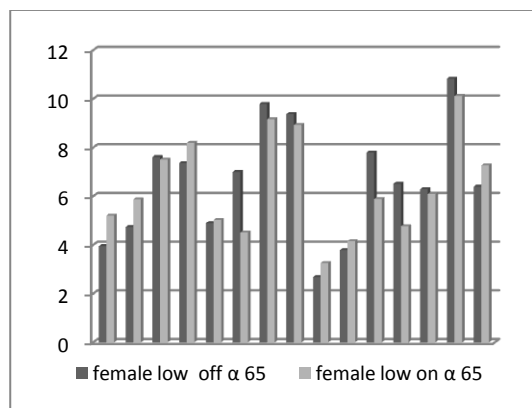
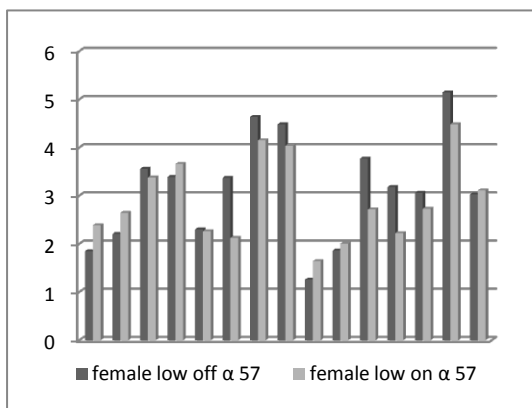
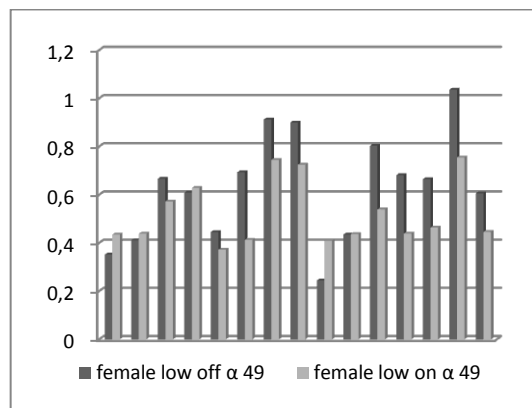
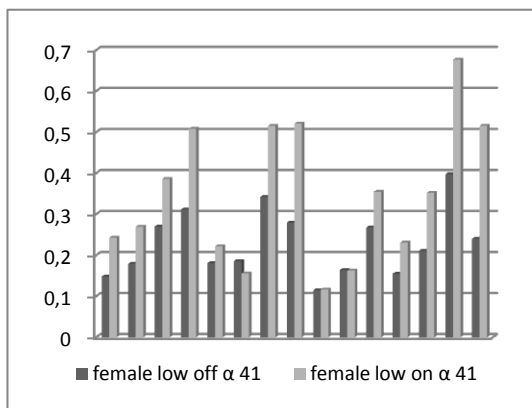
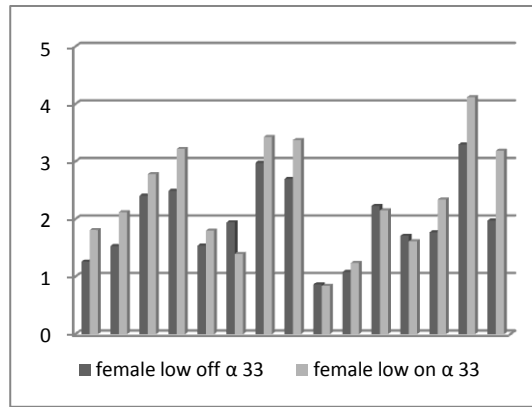
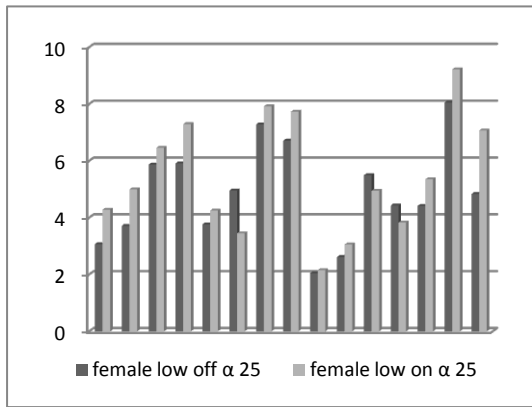




Σχήμα 51- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός α- Ανδρικό Φύλο

### 5.3.1.2.2 Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο

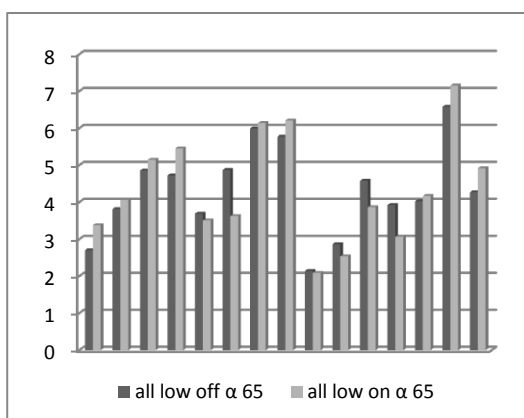
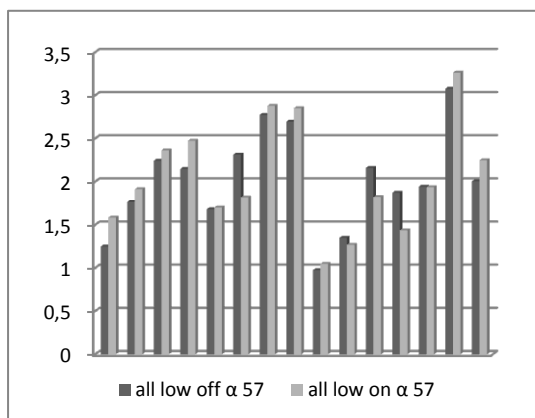
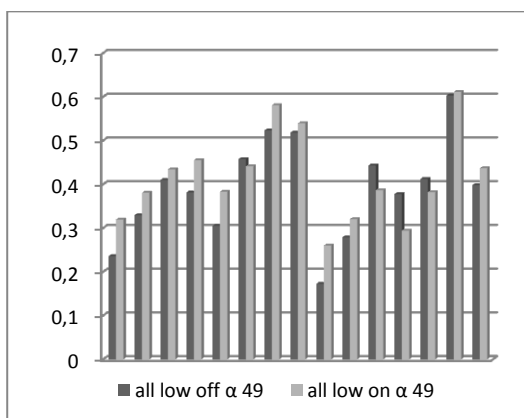
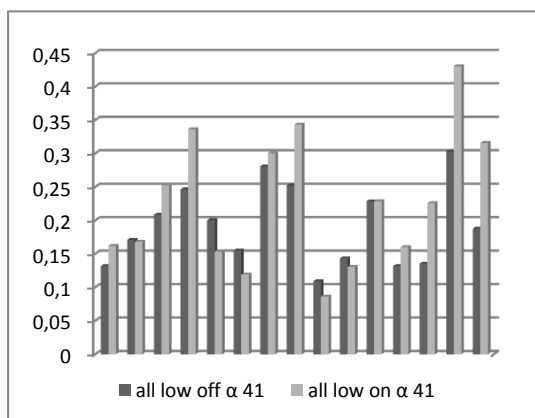
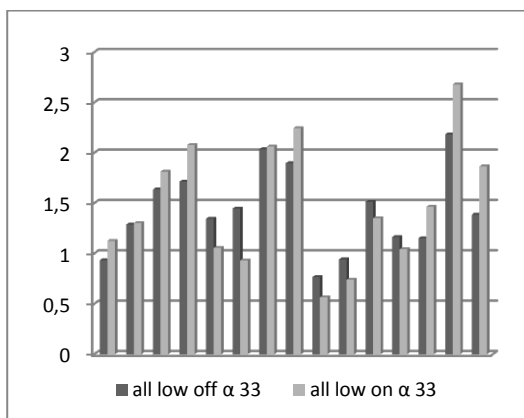
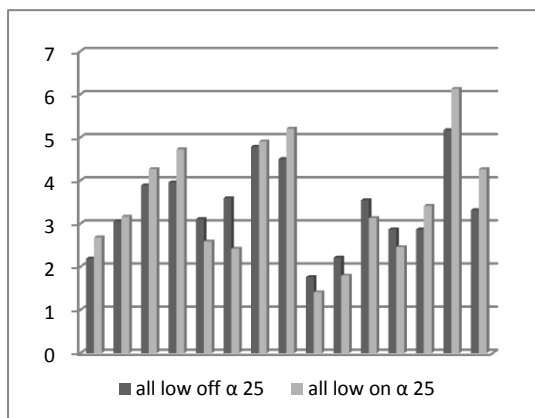
Όπως και στο ανδρικό φύλο, έτσι κι εδώ η ενέργεια των ηλεκτροδίων, ανεξαρτήτως της ύπαρξης ακτινοβολίας, ελαττώνεται μέχρι τα 41 ms και από τα 49 ms και μετά αυξάνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 4, 9, 10 και 15 απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη σε όλο το διάστημα παρατήρησης. Το ακριβώς αντίθετο συμβαίνει στην ενέργεια των ηλεκτροδίων 6, 11 και 12. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 5 απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη, με εξαίρεση το διάστημα 49 ms έως 57. Το ίδιο ισχύει και για την ενέργεια των ηλεκτροδίων 3 και 13, με εξαίρεση όμως το διάστημα 49 έως 65ms και για τα ηλεκτρόδια 8 και 14, με εξαίρεση το διάστημα 49 έως 73 ms. Τέλος, η ενέργεια του ηλεκτροδίου 7 απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη μέχρι τα 41 ms ενώ στη συνέχεια γίνεται μεγαλύτερη.

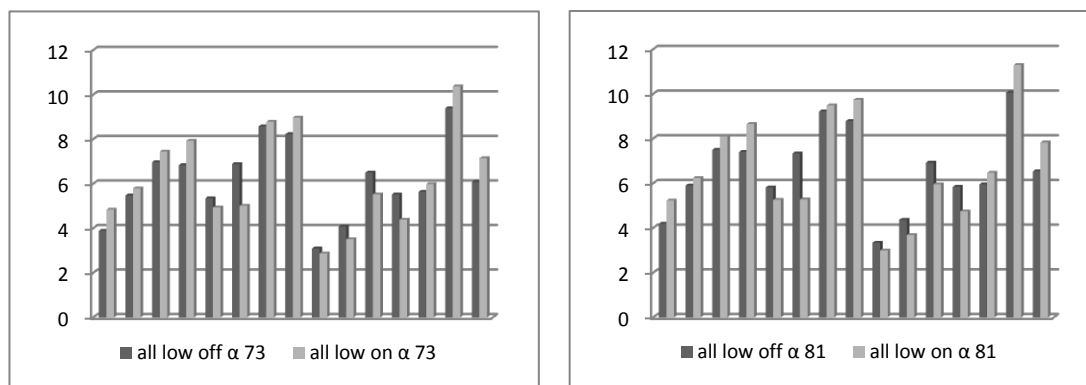


Σχήμα 52- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο

### 5.3.1.2.3 Ρυθμός α- Συνολικά

Όπως ισχύει και στις δύο προηγούμενες οικογένειες διαγραμμάτων, η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων μειώνεται μέχρι τα 41 ms και στη συνέχεια αυξάνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 3, 4, 7, 8, 13, 14 και 15 παρουσία ακτινοβολίας είναι γενικά μεγαλύτερη ενώ για την ενέργεια των υπόλοιπων ηλεκτροδίων ισχύει το αντίθετο. Παρατηρούμε, δηλαδή, ότι δεν ισχύει ούτε η τάση του ανδρικού ούτε η τάση του γυναικείου φύλου για το συγκεκριμένο ρυθμό όπως αποτυπώνεται στα παραπάνω διαγράμματα.

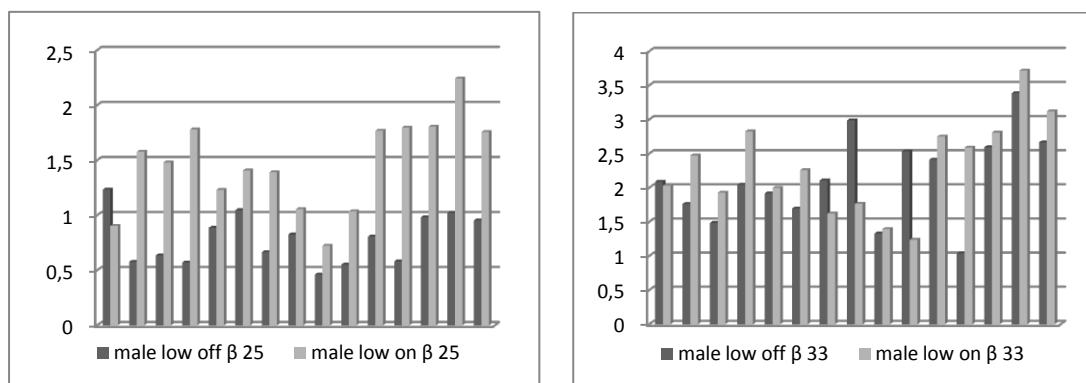


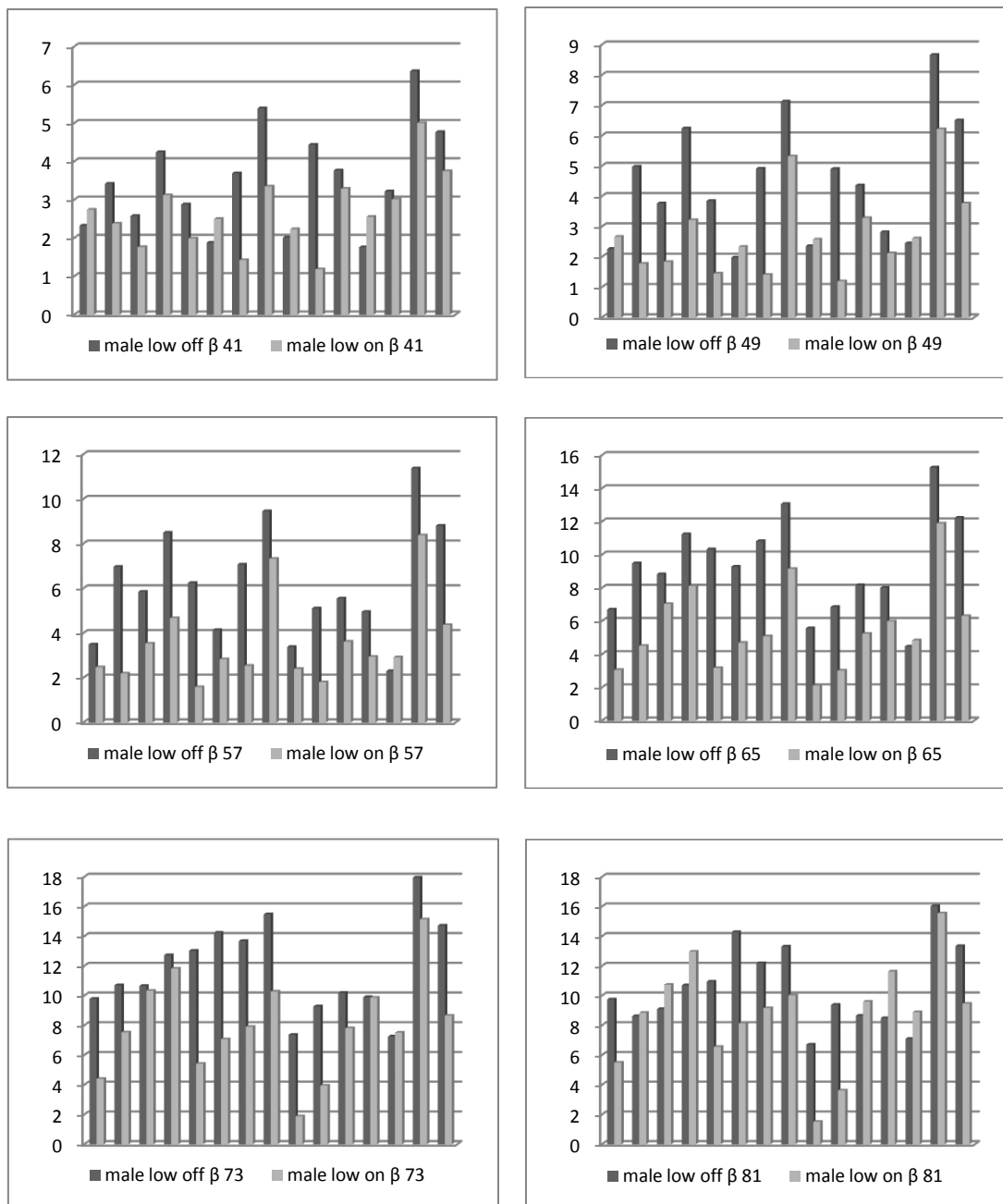


Σχήμα 53- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός α- Συνολικά

#### 5.3.1.2.4 Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο

Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 3, 4, 5, 7, 8, 9, 11, 12, 14 και 15 απουσία ακτινοβολίας αυξάνεται μέχρι τα 73 ms και μειώνεται μετά. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 6 και 12 αυξάνεται σε όλο το διάστημα παρατήρησης. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1 και 13 αυξάνεται μέχρι τα 41 ms, όπου παρατηρείται ένα βύθισμα μέχρι τα 57 ms, έπειτα αυξάνεται ξανά μέχρι τα 73 ms. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 4, 11, 14 και 15 παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται σε όλο το διάστημα παρατήρησης. Για το ηλεκτρόδιο 8 ισχύει περίπου το ίδιο καθώς η ενέργειά του μειώνεται μετά τα 73 ms. Για τα ηλεκτρόδια 1, 2, 3, 5, 6, 7, 10, 12 και 13 η ενέργεια αυξάνει, παρουσιάζεται όμως ένα βύθισμα στο διάστημα 41 έως 57 ms. Τέλος, η ενέργεια του ηλεκτροδίου 9 αυξάνει μέχρι τα 49 ms και μετά μειώνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 3, 4 και 11 απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη από αυτήν παρουσία ακτινοβολίας, με εξαίρεση το διάστημα 41 έως 73 ms. Κάτι παρόμοιο ισχύει και για το ηλεκτρόδιο 12, όπου, όμως, εξαιρείται το διάστημα 49 έως 73 ms. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 7, 8 και 10 απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη, με εξαίρεση την πρώτη χρονική στιγμή παρατήρησης. Για τα ηλεκτρόδια 5, 14 και 15 ισχύει περίπου το ίδιο, εξαιρείται, όμως, το διάστημα 25 έως 33 ms. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 6 και 9 απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη μέχρι τα 49 ms ενώ μετά γίνεται μεγαλύτερη. Για το ηλεκτρόδιο 1 είναι μεγαλύτερη σχεδόν πάντα, με εξαίρεση το διάστημα 41 έως 49 ms. Τέλος, για το ηλεκτρόδιο 13 ισχύει ότι η ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας είναι σχεδόν πάντα μεγαλύτερη.



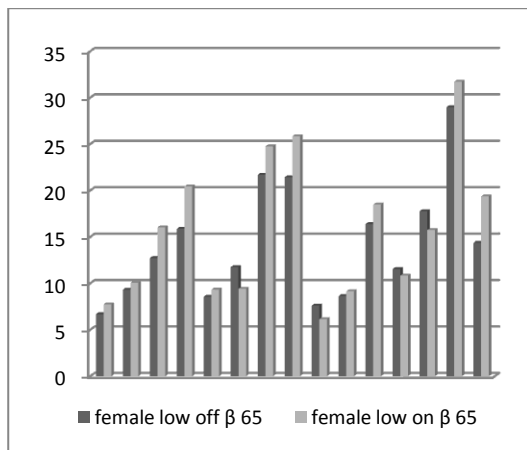
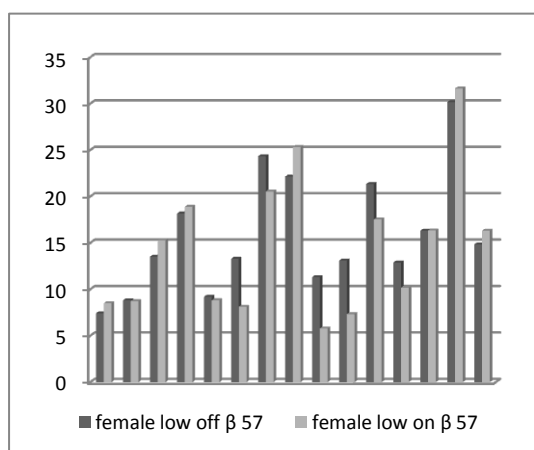
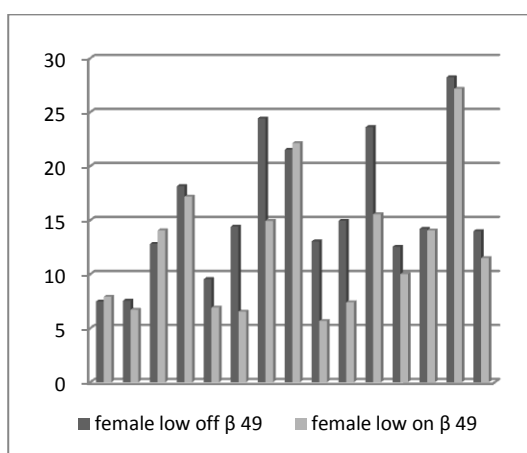
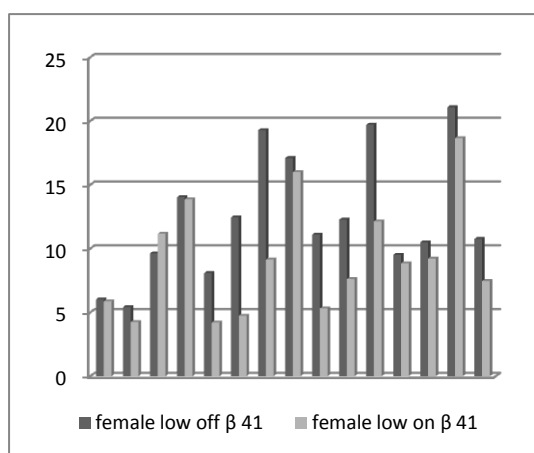
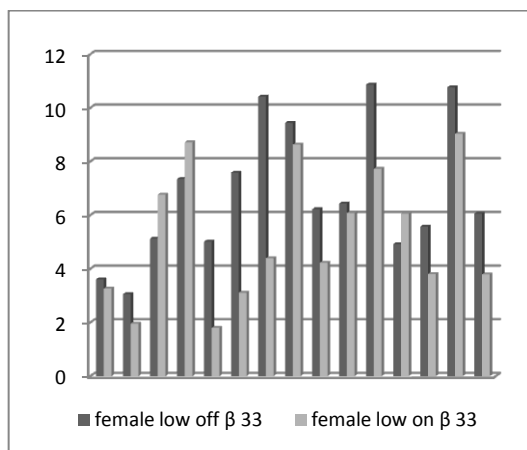
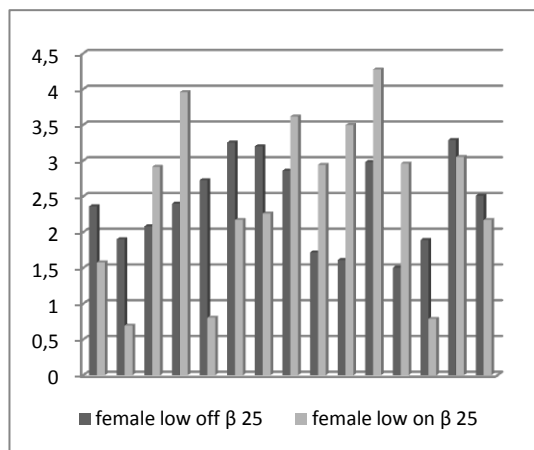


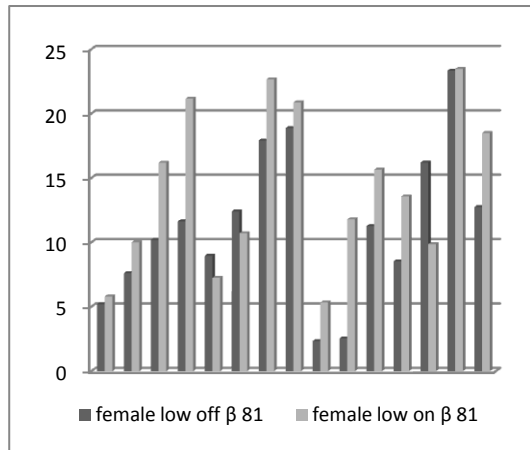
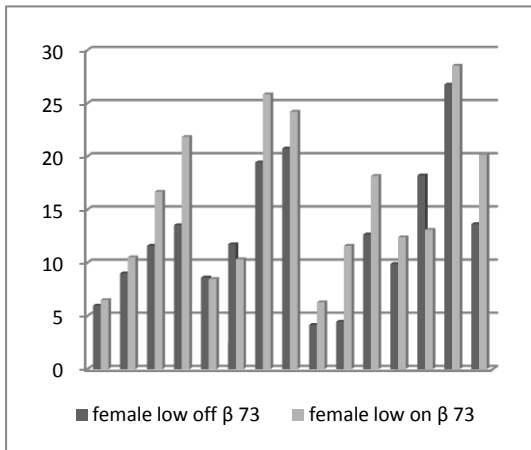
Σχήμα 54- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο

### 5.3.1.2.5 Ρυθμός β- Γυναικείο Φύλο

Σε ό,τι αφορά την εξέλιξη της ενέργειας απουσία ακτινοβολίας για τα ηλεκτρόδια 1, 3, 4, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 14 και 15 παρατηρείται μια αύξηση μέχρι τα 49 ή 57 ms και στη συνέχεια σημειώνεται μείωση. Για τα ηλεκτρόδια 2 και 13 ισχύει παρόμοια τάση, με τη μεταβολή όμως να σημειώνεται στα 65 και 73 ms αντίστοιχα. Στην ενέργεια των ηλεκτροδίων 5 και 6 παρατηρείται αύξηση μέχρι τα 49 ms, μετά σημειώνεται ένα διάστημα μείωσης και τέλος η ενέργεια αυξάνεται πάλι. Σε ό,τι αφορά την ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας για τα ηλεκτρόδια 1 και 13 παρατηρείται αύξηση μέχρι τα 57 ms και μείωση της ενέργειας στη συνέχεια. Κάτι παρόμοιο ισχύει για τα ηλεκτρόδια 5, 8, 11 και 14 όπου η μεταβολή σημειώνεται από τα 65 ms και μετά

και για τα ηλεκτρόδια 2, 3, 4, 7, 9 και 15 όπου η πτώση παρατηρείται μετά τα 73 ms. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 6 και 12 αυξάνεται συνεχώς. Τέλος, η ενέργεια του ηλεκτροδίου 10 σημειώνει ένα βύθισμα στο διάστημα 49 έως 65 ms. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 7, 14 και 15 απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη μέχρι περίπου τα 49 ms. Για τα ηλεκτρόδια 9, 10, 11 και 12 η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη στο διάστημα παρατήρησης 33 έως 57 ms. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 5, 6 και 13 είναι σχεδόν πάντα μεγαλύτερη απουσία ακτινοβολίας ενώ για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια ισχύει το ακριβώς αντίθετο.

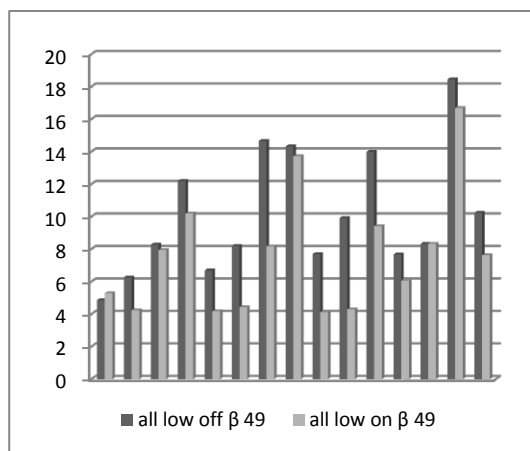
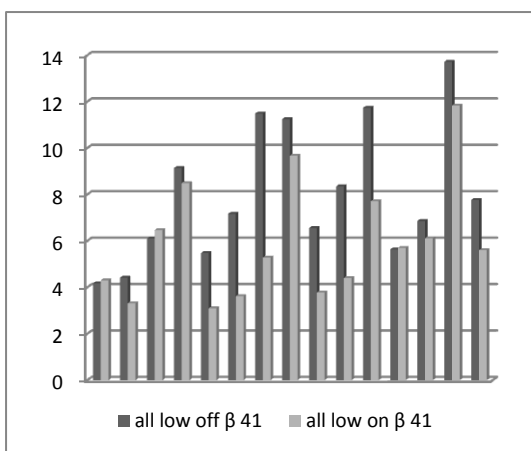
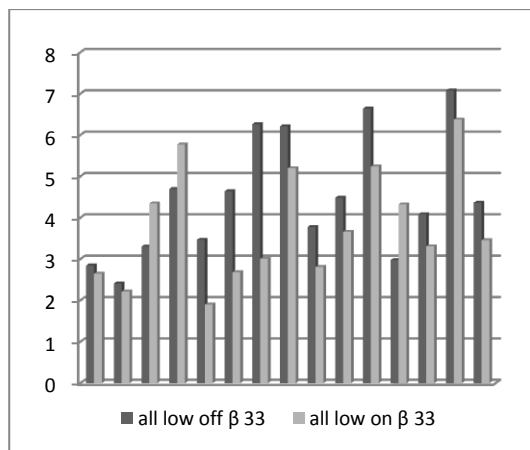
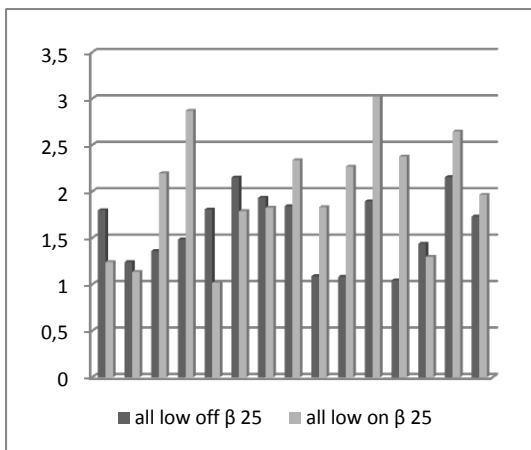




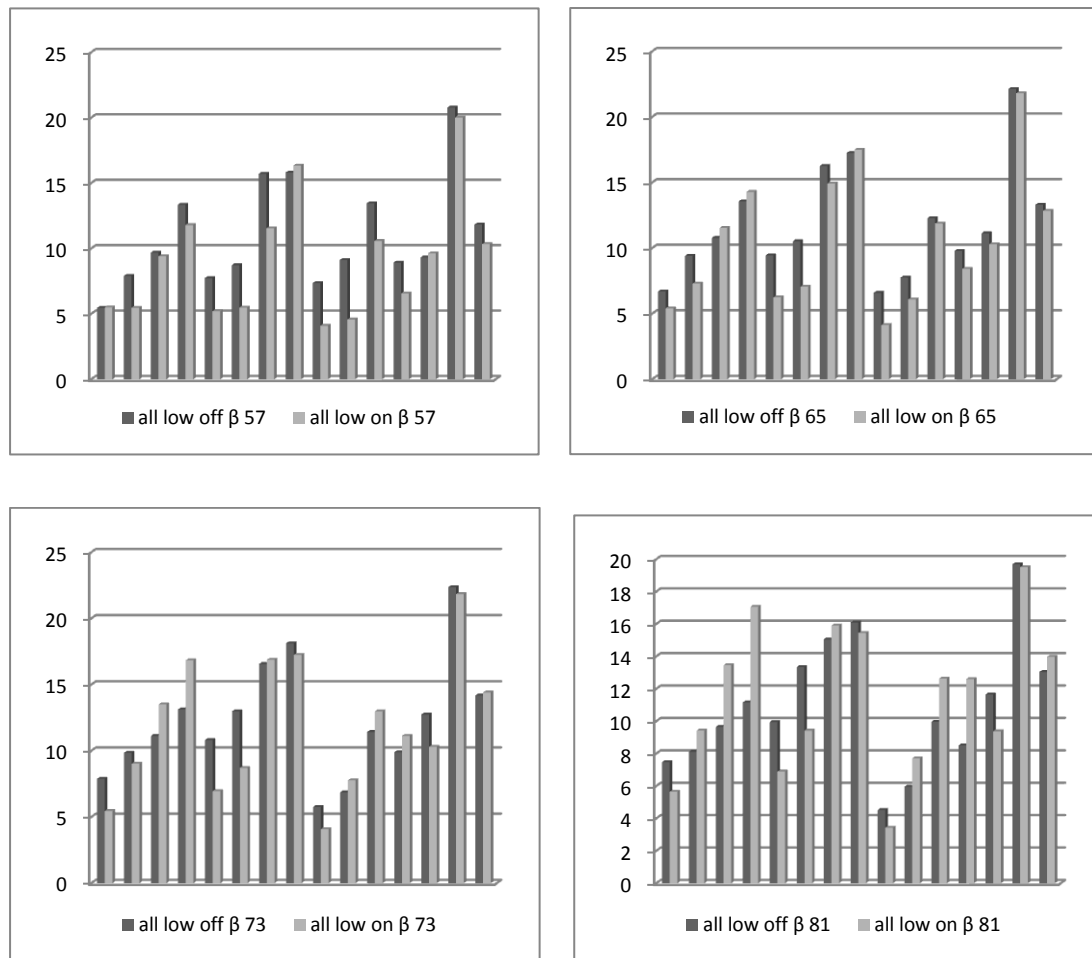
Σχήμα 55- Κορύφωση P50- Χαμηλός τόνος- Ρυθμός β- Γυναικείο Φύλο

### 5.3.1.2.6 Ρυθμός β- Συνολικά

Στην επόμενη οικογένεια διαγραμμάτων βλέπουμε τη διαχρονική εξέλιξη του ρυθμού στο σύνολο του δείγματος.



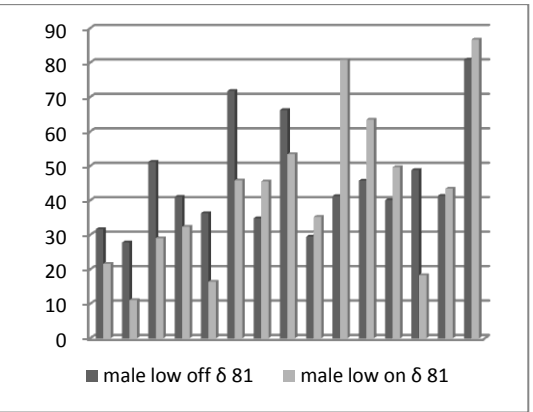
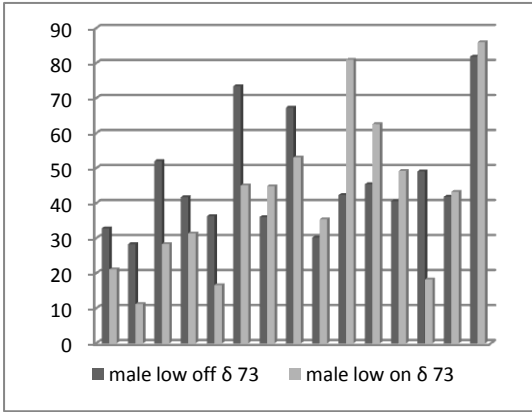
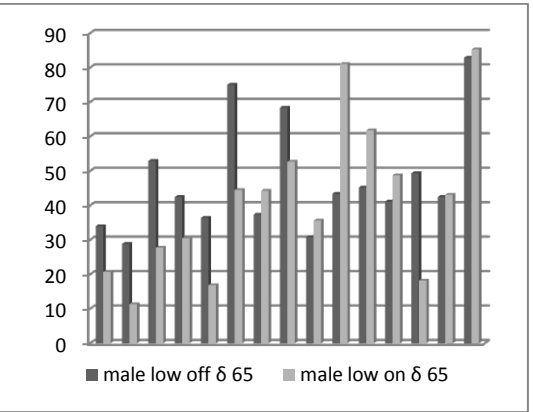
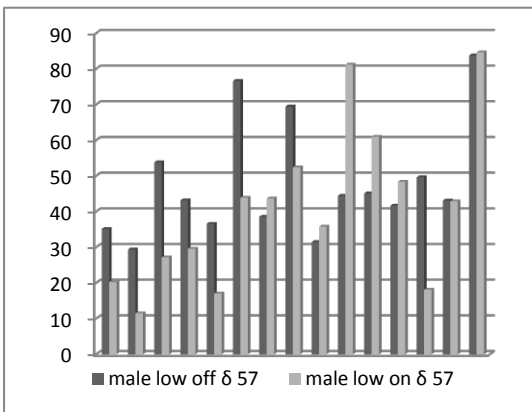
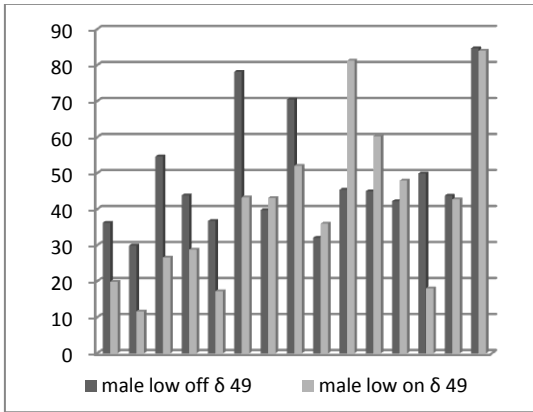
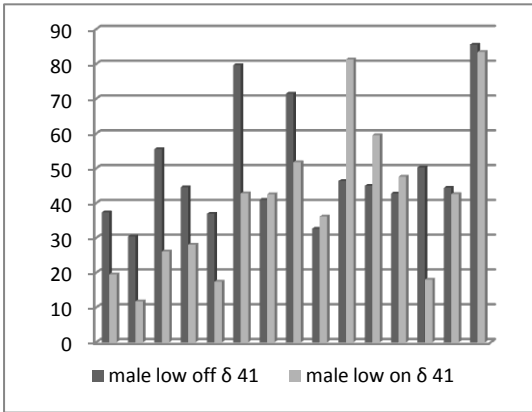
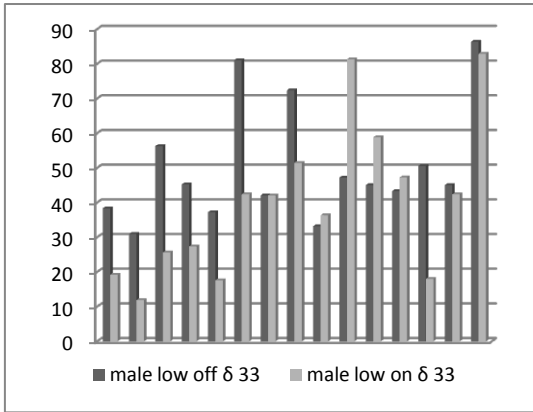
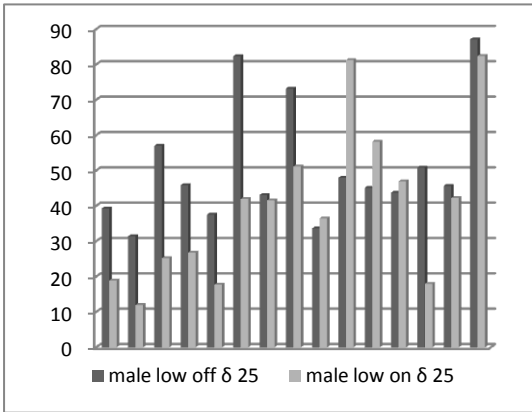




Σχήμα 56- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός β- Συνολικά

### 5.3.1.2.7 Ρυθμός δ- Ανδρικό Φύλο

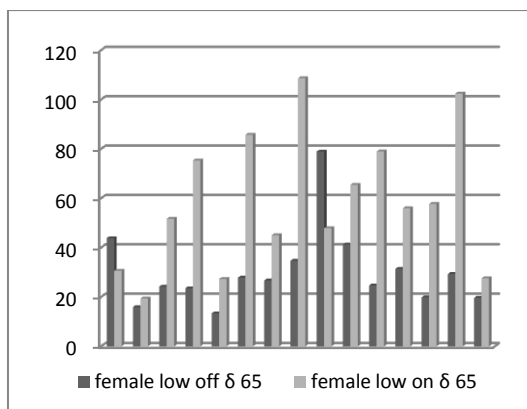
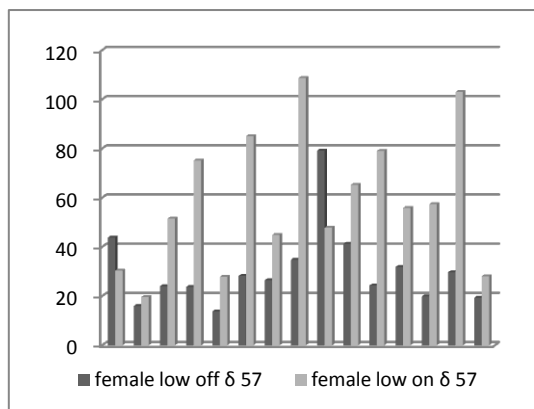
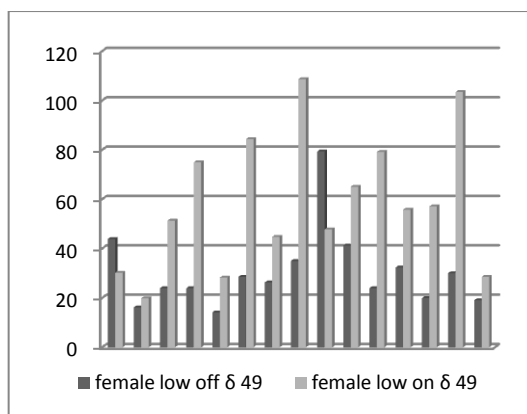
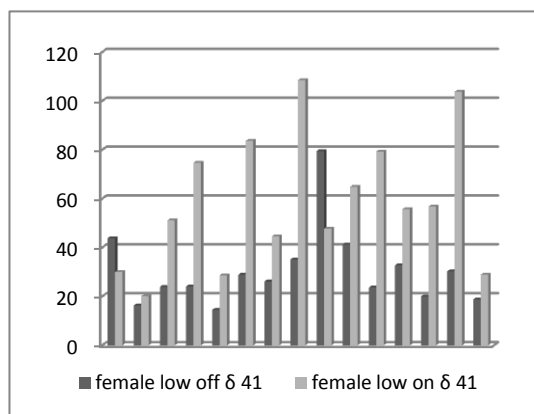
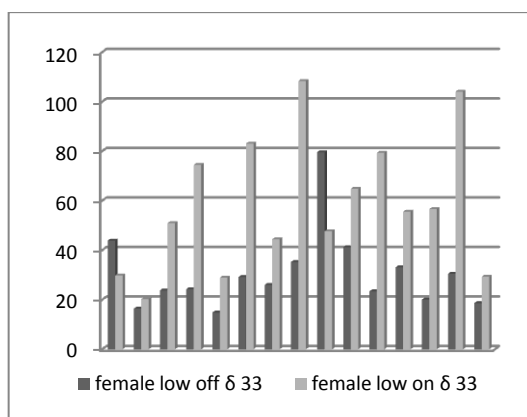
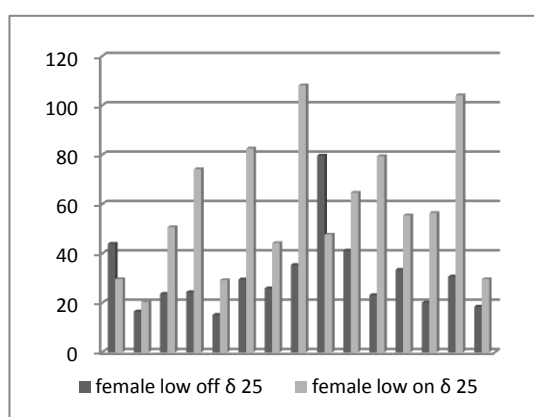
Πριν γίνει η ανάλυση της συμπεριφοράς αυτού του ρυθμού, να αναφερθεί ότι όπως συνέβη και στον υψηλό τόνο έτσι και τώρα η ενέργεια του ρυθμού αυτού δεν παρουσιάζει μεγάλες διακυμάνσεις. Για τα ηλεκτρόδια 1, 3, 4, 6, 7, 8, 12, 14 και 15 η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας μειώνεται κατά τη διάρκεια παρατήρησης ενώ η ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται. Για τα ηλεκτρόδια 2, 10 και 13 ισχύει το ίδιο σε ό,τι αφορά την ενέργεια απουσία ακτινοβολίας αλλά η ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας παραμένει ουσιαστικά ανεπηρέαστη. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 11 απουσία ακτινοβολίας παραμένει αμετάβλητη ενώ παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται. Τέλος, για τα ηλεκτρόδια 5 και 9 τόσο η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας όσο και παρουσία ακτινοβολίας μειώνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8 και 13 απουσία ακτινοβολίας είναι πάντα μεγαλύτερη από αυτήν παρουσία ακτινοβολίας. Το αντίθετο συμβαίνει στα ηλεκτρόδια 7, 9, 10, 11 και 12. Τέλος, η ενέργεια των ηλεκτροδίων 14 και 15 απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη στο πρώτο μισό του διαστήματος παρατήρησης ενώ μετά γίνεται μικρότερη από την ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας.

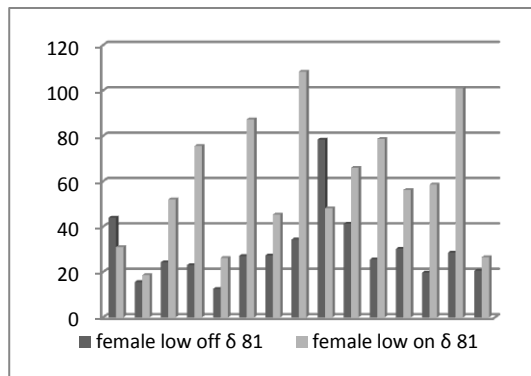
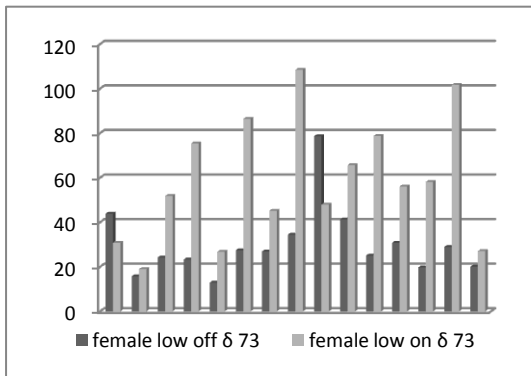


Σχήμα 57- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός  $\delta$ - Ανδρικό Φύλο

### 5.3.1.2.8 Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο

Η τάση που παρατηρείται στο γυναικείο φύλο δεν είναι τόσο ξεκάθαρη όσο στο ανδρικό. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 3, 10 και 13 απουσία ακτινοβολίας είναι σταθερή και παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται. Η αντίστροφη τάση παρατηρείται στην ενέργεια των ηλεκτροδίων 7 και 11. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 3 είναι σταθερή απουσία ακτινοβολίας ενώ μειώνεται παρουσία ακτινοβολίας. Η αντίστροφη τάση σημειώνεται στην ενέργεια των ηλεκτροδίων 8, 9 και 12. Για την ενέργεια των ηλεκτροδίων 4 και 6 ισχύει ότι μειώνεται απουσία ακτινοβολίας και αυξάνεται παρουσία της. Η αντίθετη τάση σημειώνεται στο ηλεκτρόδιο 15. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 5 και 14 γενικά μειώνεται. Η ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη για τα ηλεκτρόδια 1 και 9 ενώ για τα υπόλοιπα είναι πάντα μικρότερη.

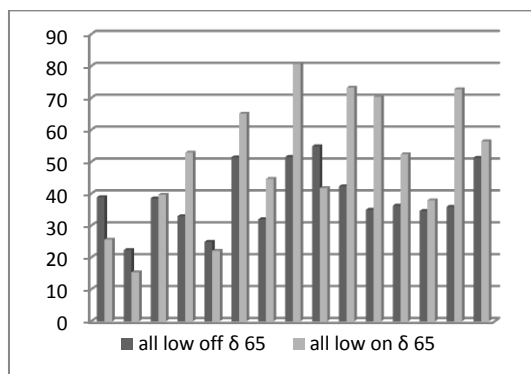
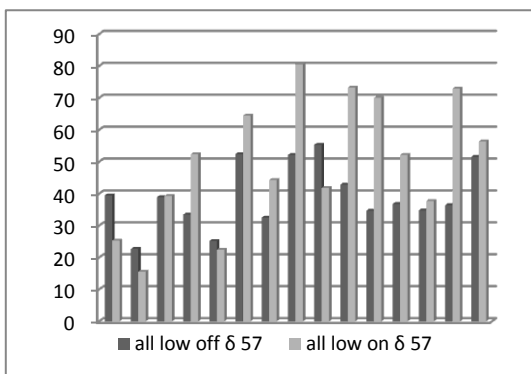
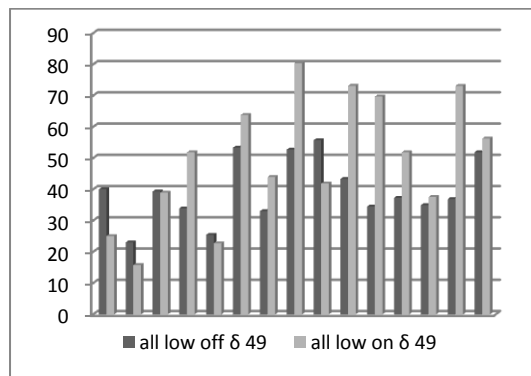
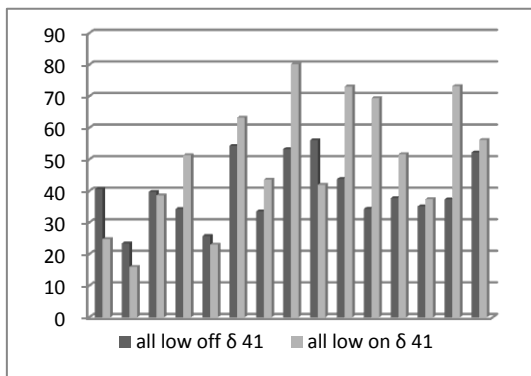
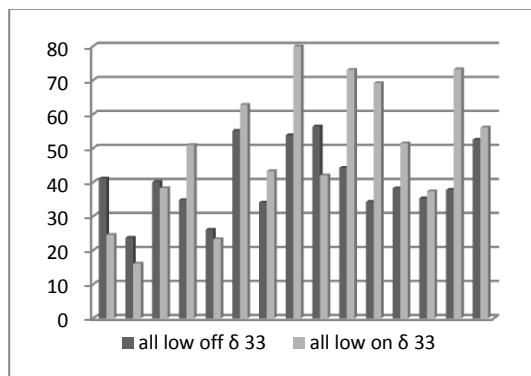
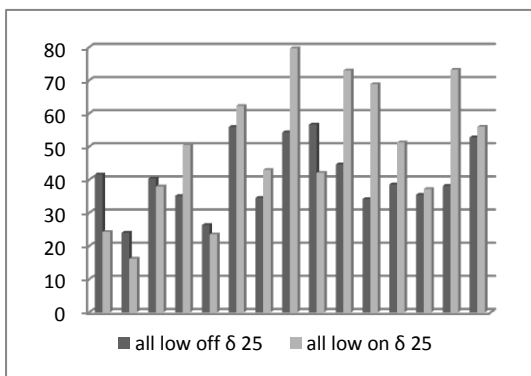


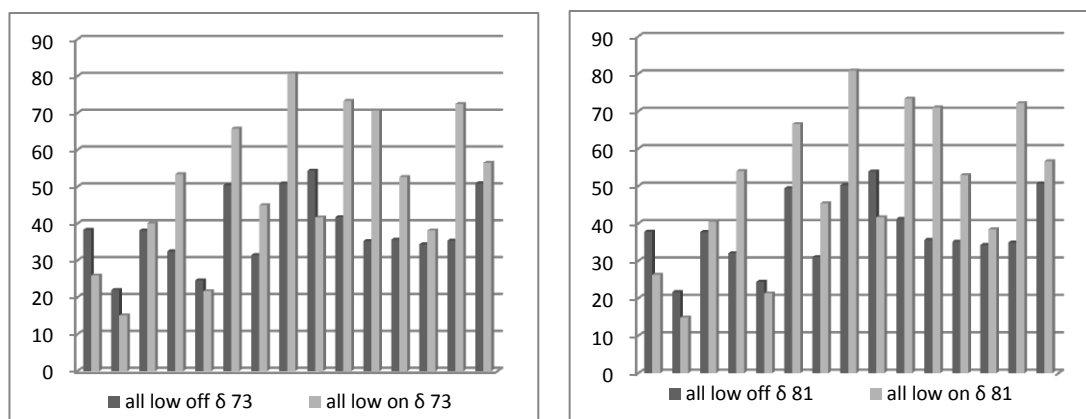


Σχήμα 58- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο

### 5.3.1.2.9 Ρυθμός δ- Συνολικά

Τα επόμενα διαγράμματα παρουσιάζουν το πώς εξελίσσεται ο ρυθμός στο σύνολο του δείγματος.

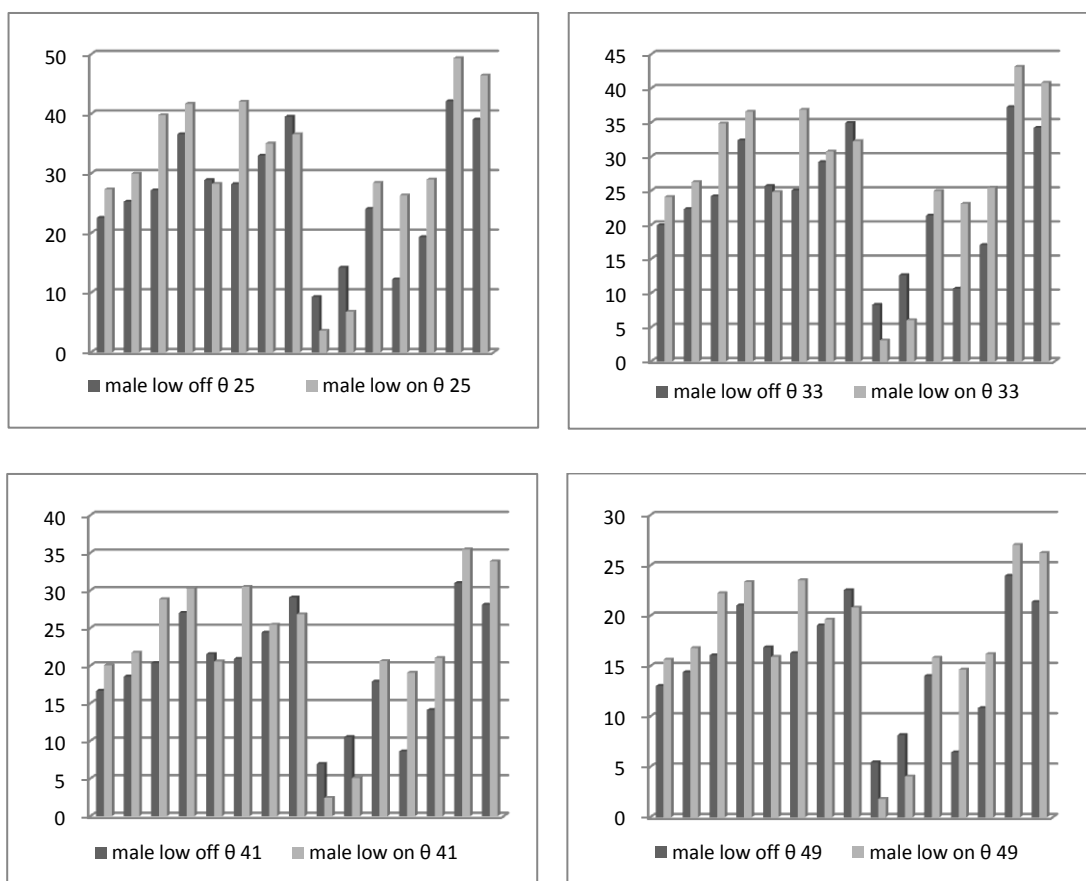


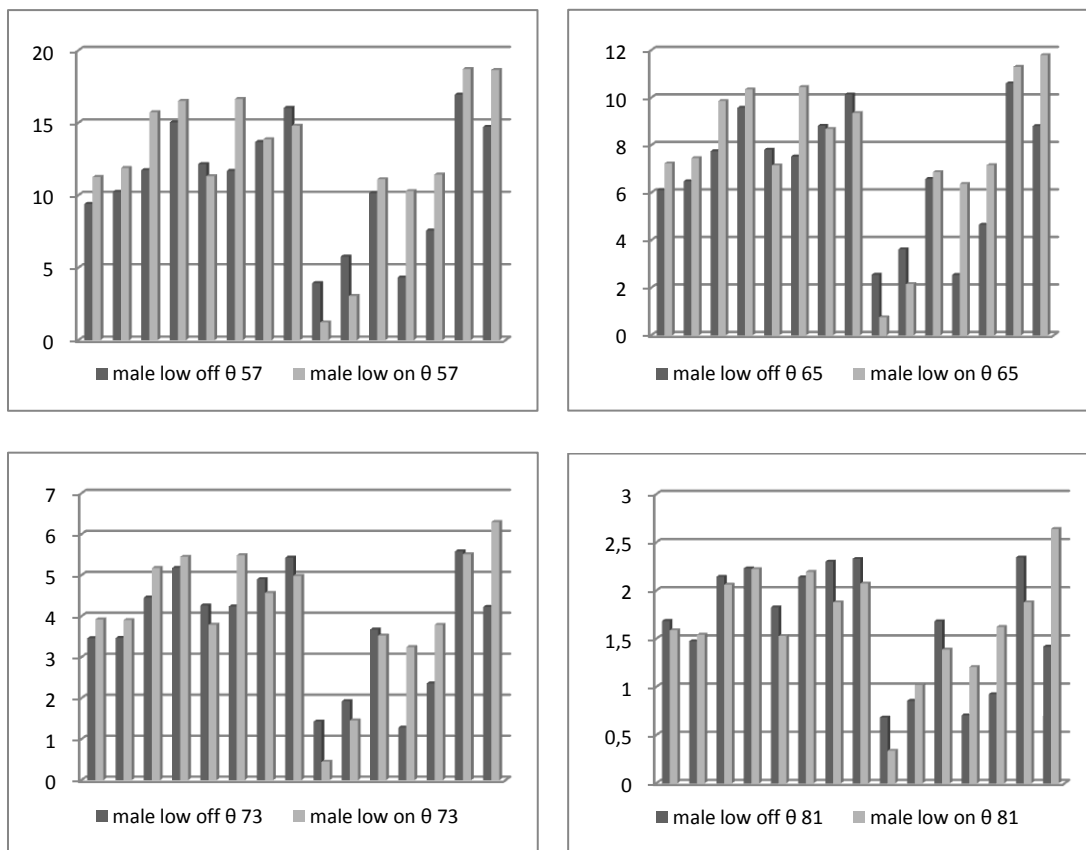


Σχήμα 59- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός δ- Συνολικά

### 5.3.1.2.10 Ρυθμός θ- Ανδρικό Φύλο

Η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων, ανεξαρτήτως της εφαρμογής ή όχι ακτινοβολίας, μειώνεται σε όλο το διάστημα παρατήρησης. Αυτό ίσχυε και στην περίπτωση του υψηλού τόνου. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 4, 6, 12, 13 και 15 απουσία ακτινοβολίας είναι πάντα μικρότερη. Κάτι παρόμοιο ισχύει για τα ηλεκτρόδια 1, 3, 7, 11 και 14 με τη διαφορά ότι η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας γίνεται μεγαλύτερη τις τελευταίες στιγμές παρατήρησης κάτι που ενδεχομένως οφείλεται στους διαφορετικούς ρυθμούς μείωσης. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια, η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη.

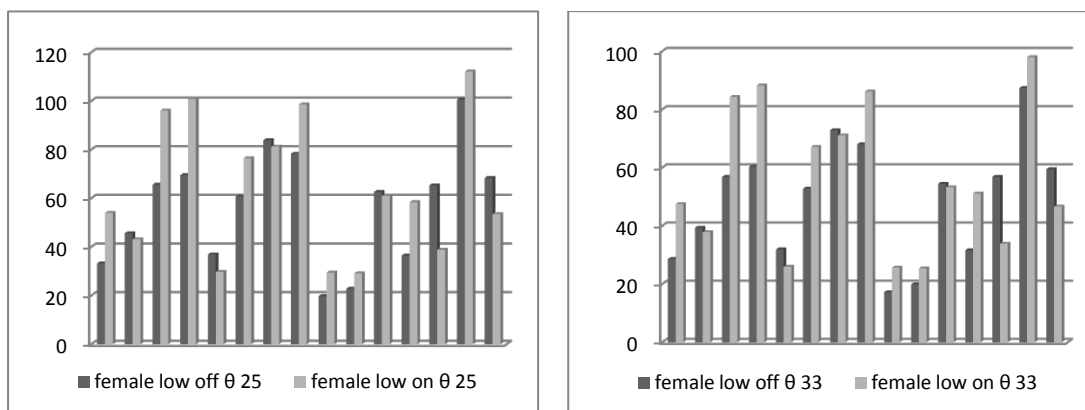


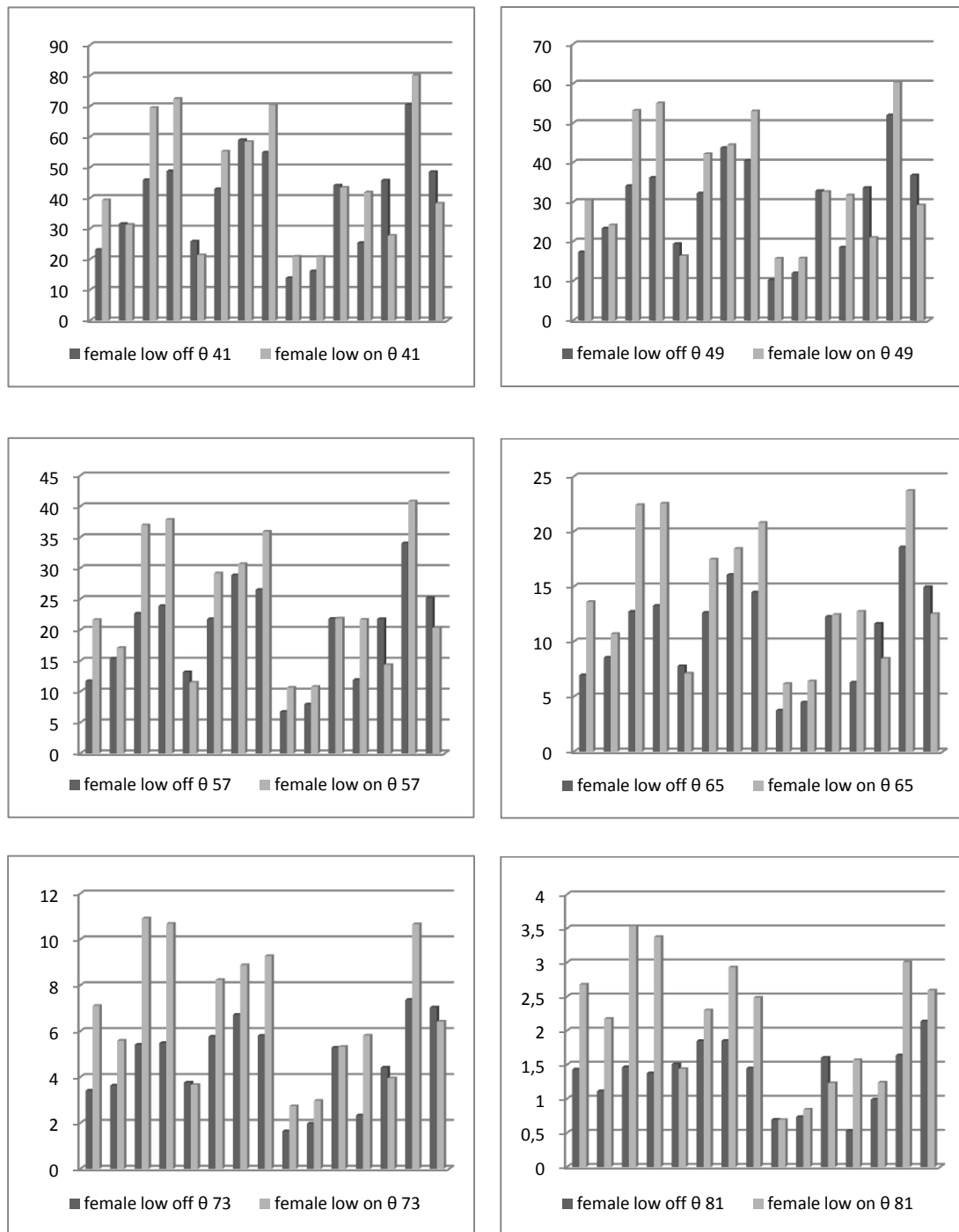


Σχήμα 60- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός θ- Ανδρικό Φύλο

### 5.3.1.2.11 Ρυθμός θ- Γυναικείο Φύλο

Όπως συμβαίνει και στο ανδρικό φύλο, έτσι κι εδώ, η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων, είτε υπάρχει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία είτε όχι, μειώνεται. Αυτό συνέβη και στην αντίστοιχη περίπτωση του υψηλού τόνου. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 3, 4, 6, 8, 9, 10, 12 και 14 παρουσία ακτινοβολίας είναι πάντα μεγαλύτερη. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 7 και 11 απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη περίπου μέχρι τα 41 ms ενώ μετά γίνεται μικρότερη κάτι που, πιθανώς, οφείλεται στους διαφορετικούς ρυθμούς μείωσης. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια, η ενέργειά τους απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη.

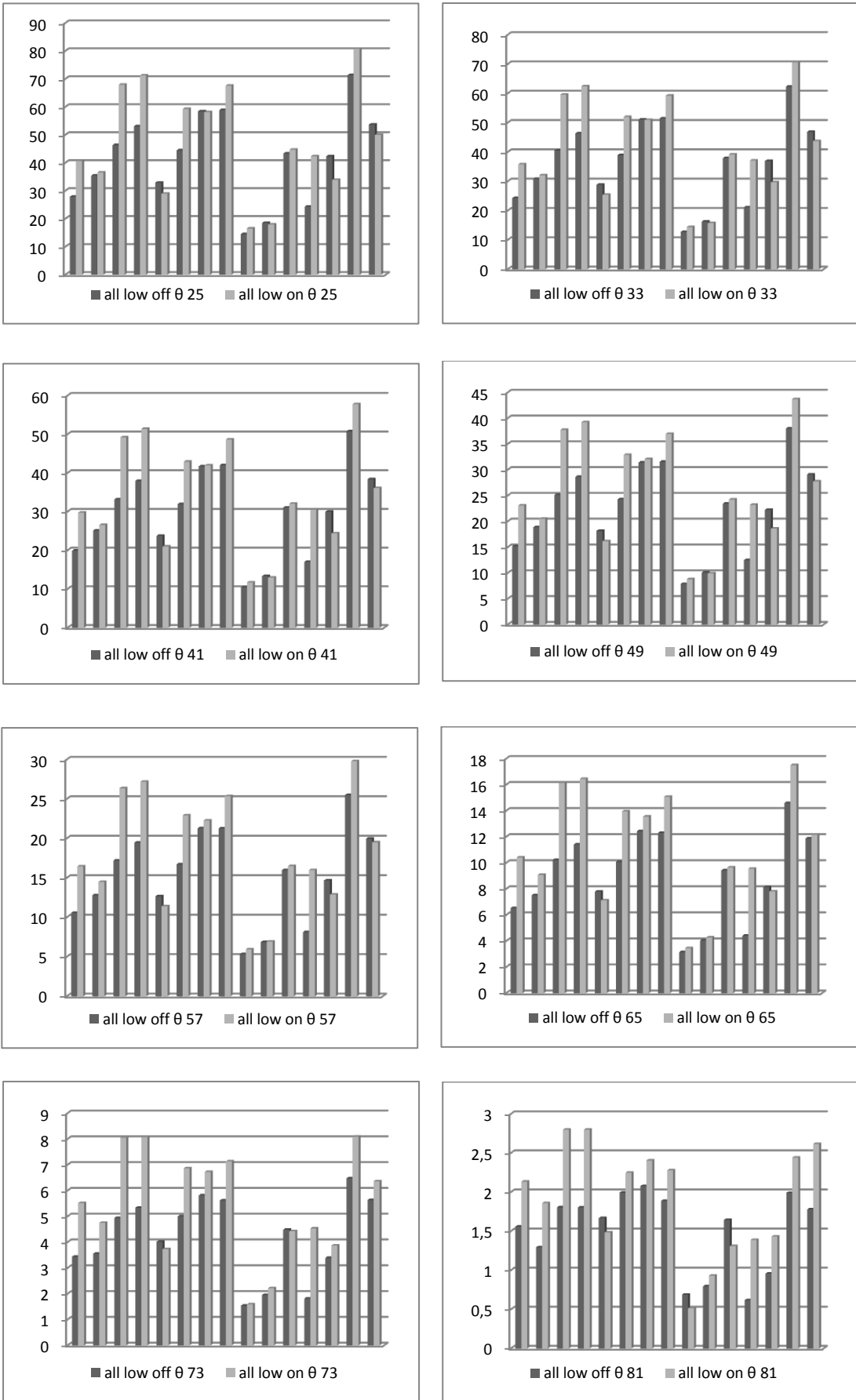




Σχήμα 61- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός  $\theta$ - Γυναικείο Φύλο

### 5.3.1.2.12 Ρυθμός $\theta$ - Συνολικά

Παρατηρούμε ότι για τη διαχρονική εξέλιξη της τιμής της ενέργειας των ηλεκτροδίων συνολικά στο δείγμα ισχύει ότι ίσχυε και για το κάθε φύλο ξεχωριστά.



Σχήμα 62- Κορύφωση P50- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός θ- Συνολικά

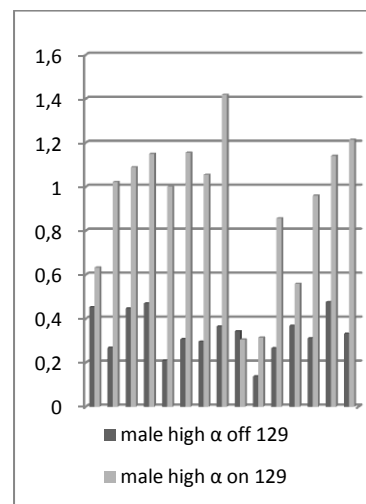
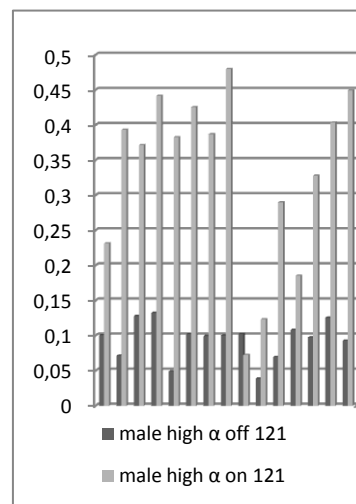
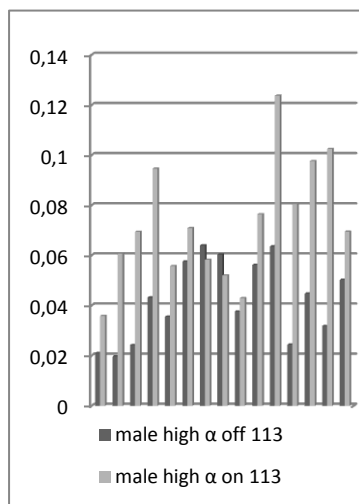
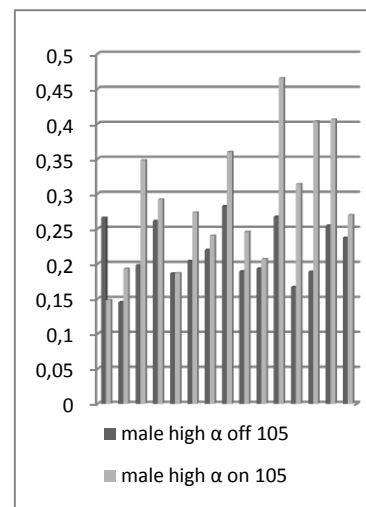
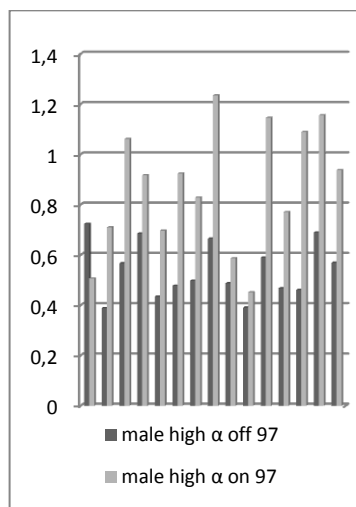
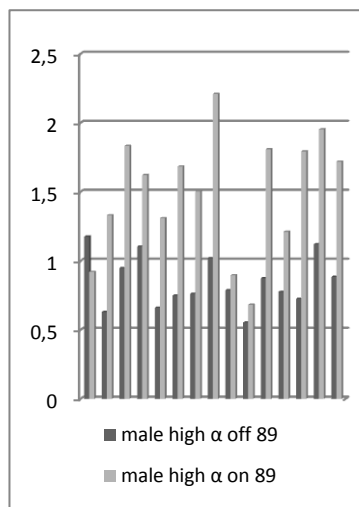


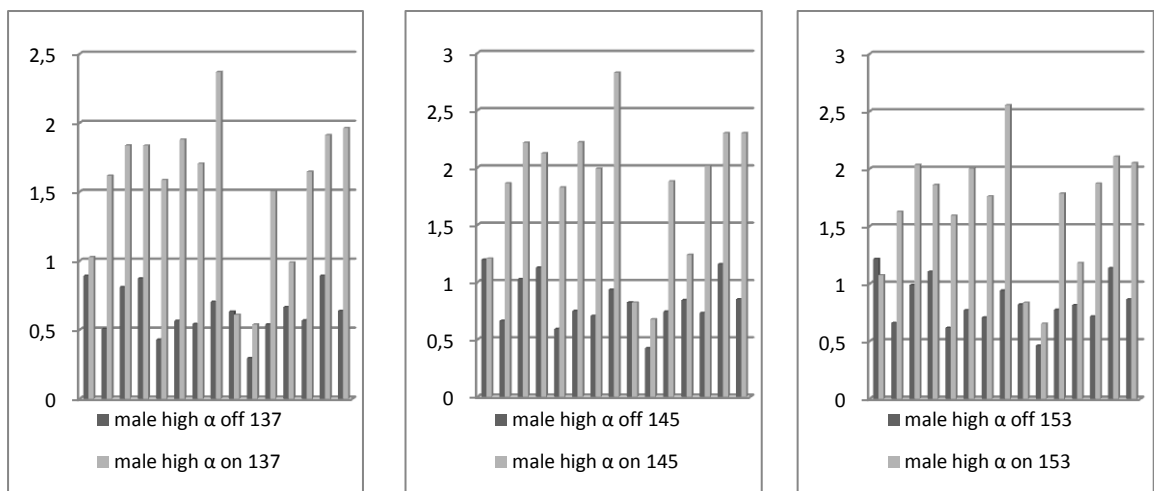
### 5.3.2 Κορύφωση N100

#### 5.3.2.1 Υψηλός Τόνος

##### 5.3.2.1.1 Ρυθμός α- Ανδρικό Φύλο

Στην επόμενη οικογένεια διαγραμμάτων, η οποία αποτελείται από 9 διαγράμματα, αποτυπώνεται η διαχρονική εξέλιξη του ρυθμού α για το ανδρικό φύλο, στον υψηλό τόνο και σε ό,τι αφορά την κορύφωση N100. Η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων, ανεξαρτήτως της ύπαρξης ακτινοβολίας, μειώνεται μέχρι τα 113 ms και στη συνέχεια αυξάνεται. Για την ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας ισχύει επιπλέον ότι στην τελευταία στιγμή παρατήρησης αρχίζει και πάλι να μειώνεται. Η ενέργεια σχεδόν όλων των ηλεκτροδίων παρουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη, με εξαίρεση τα ηλεκτρόδια 1, 7, 8 και 9 όπου η τάση αυτή ανατρέπεται για κάποια χρονικά διαστήματα.

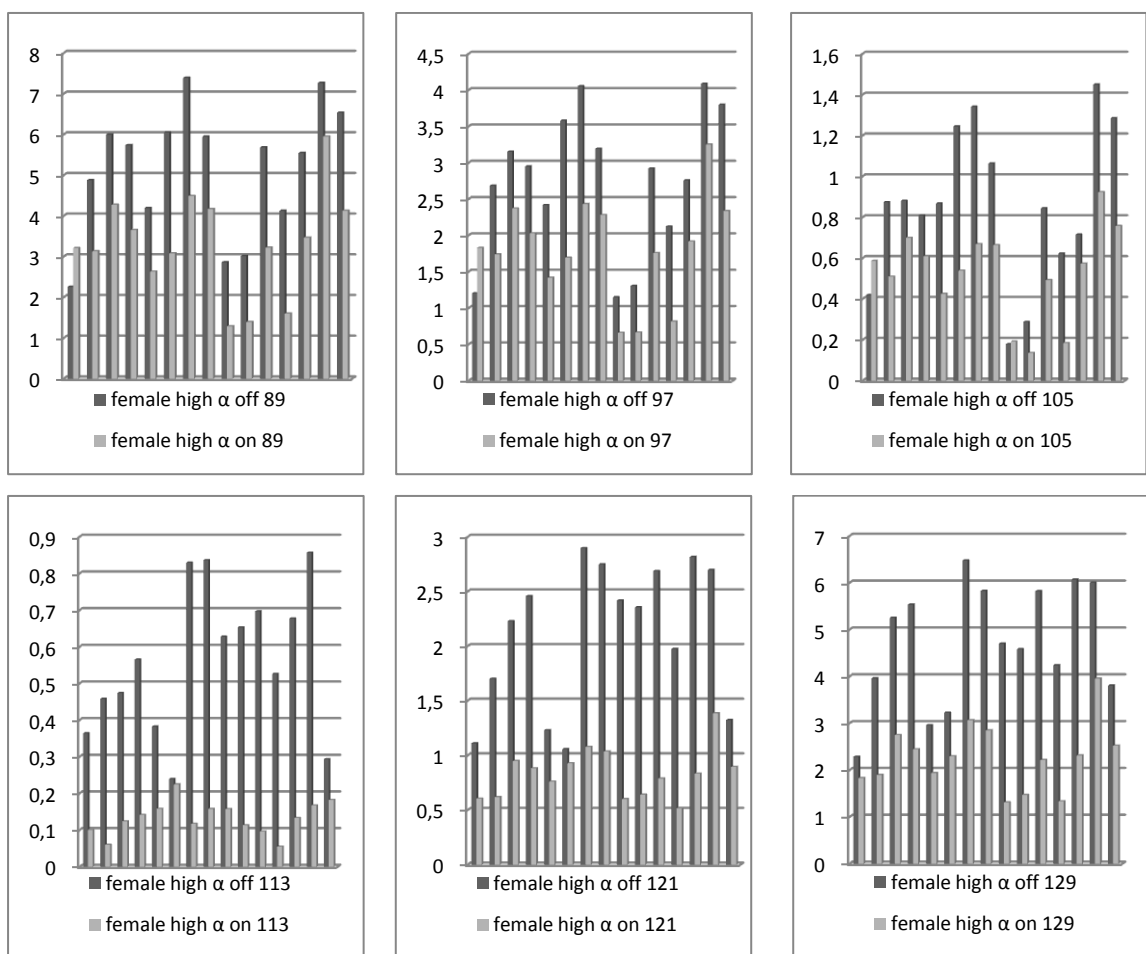


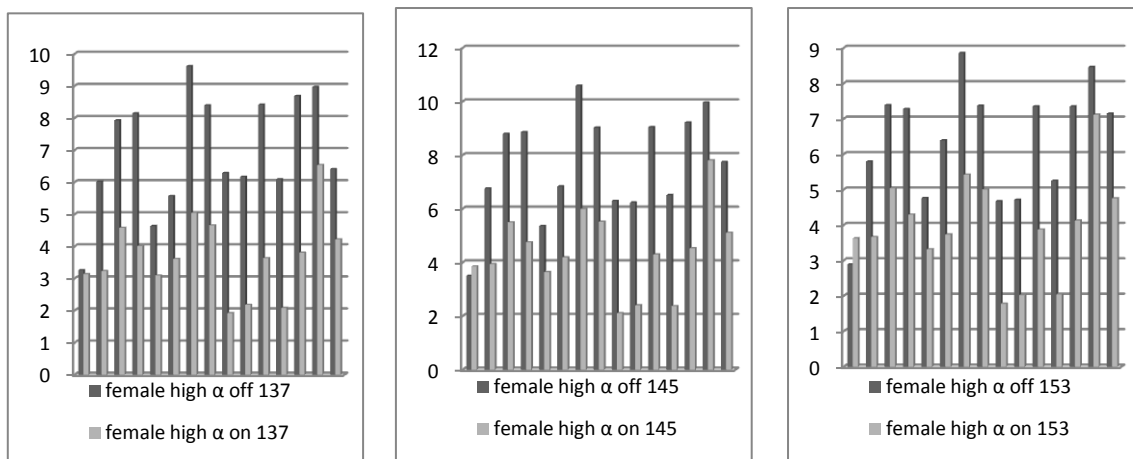


Σχήμα 63- Κορύφωση N100- Υψηλός τόνος- Ρυθμός  $\alpha$ - Ανδρικό Φύλο

### 5.3.2.1.2 Ρυθμός $\alpha$ - Γυναικείο Φύλο

Όπως και στο ανδρικό φύλο, έτσι και τώρα η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων μειώνεται μέχρι τα 113 ms, αρχίζει να αυξάνεται από τα 121 ms και στο τέλος αρχίζει και πάλι να μειώνεται. Η ενέργεια σχεδόν όλων των ηλεκτροδίων απουσία ακτινοβολίας είναι πάντα μεγαλύτερη, με εξαίρεση το ηλεκτρόδιο 1, όπου είναι μεγαλύτερη μόνο στο διάστημα 113 έως 137 ms.

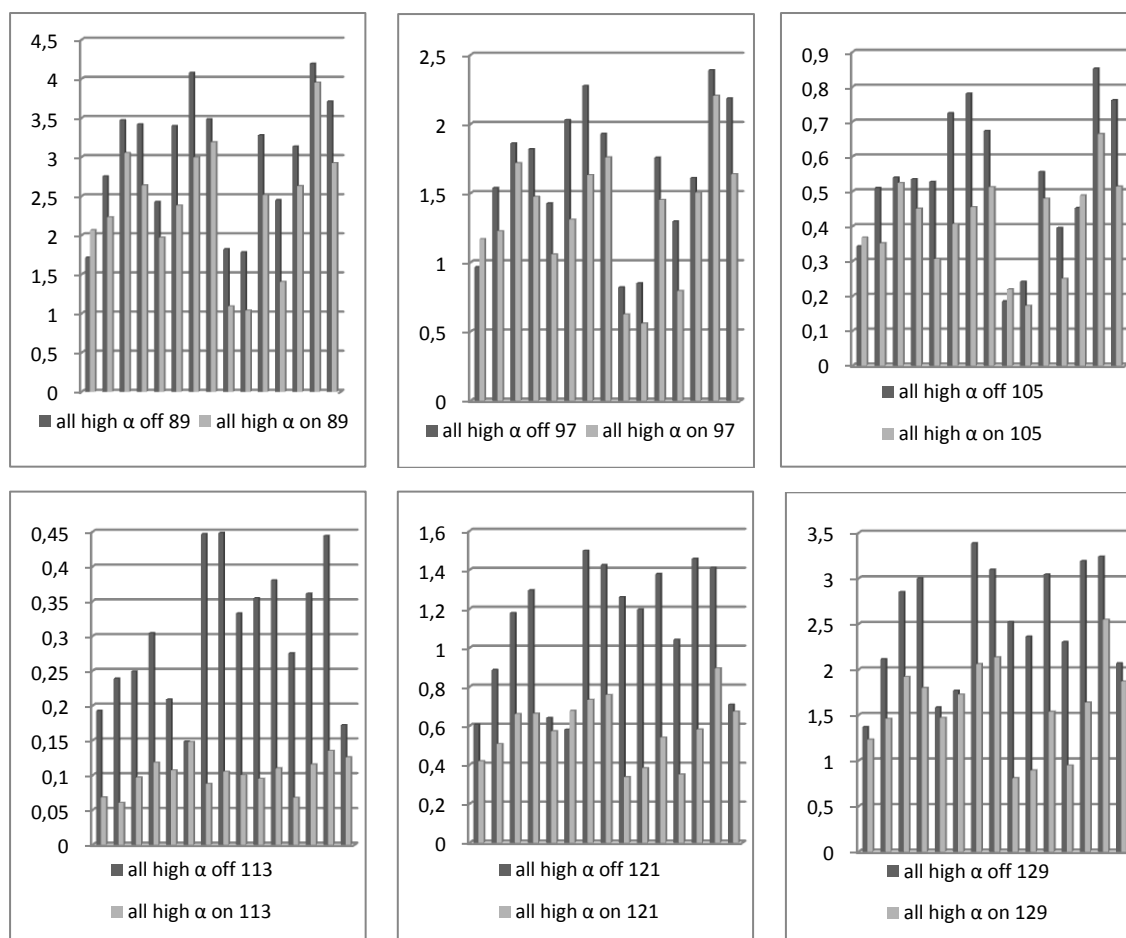


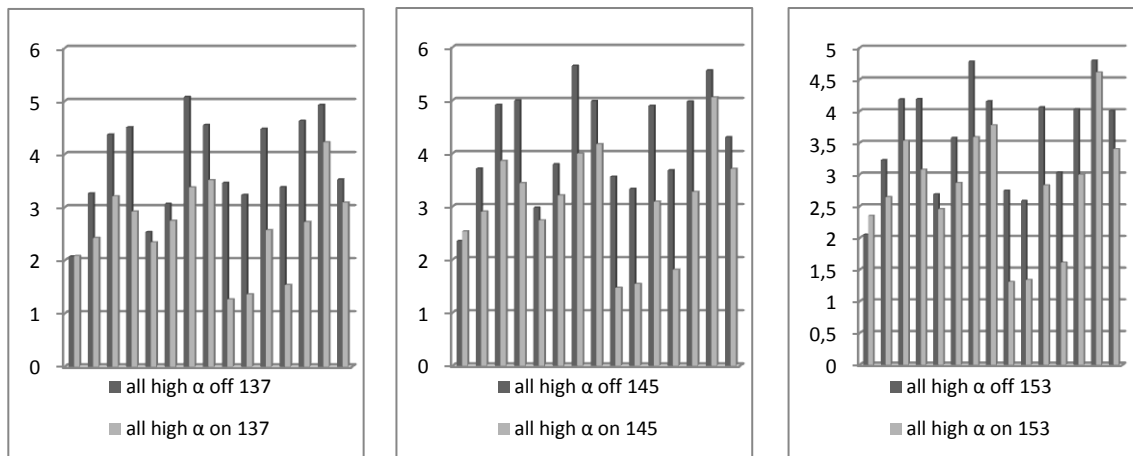


Σχήμα 64- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο

### 5.3.2.1.3 Ρυθμός α- Συνολικά

Στην επόμενη οικογένεια διαγραμμάτων παρουσιάζεται η διαχρονική εξέλιξη της ενέργειας στο σύνολο του δείγματος, η οποία ακολουθεί την τάση που ισχύει και σε κάθε φύλλο ξεχωριστά. Η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι σχεδόν πάντα μεγαλύτερη για όλα τα ηλεκτρόδια, με εξαίρεση το ηλεκτρόδιο 1, όπως ακριβώς ισχύει και στο γυναικείο φύλο.

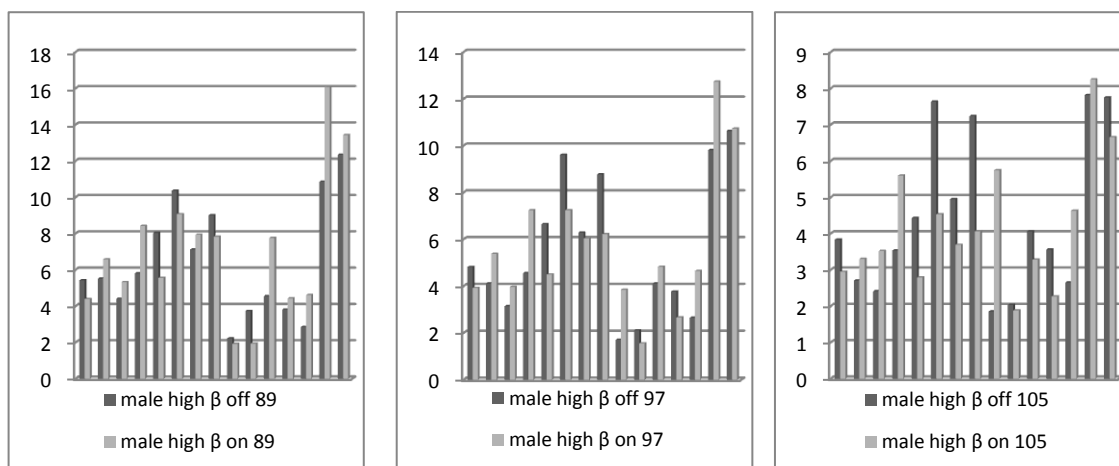


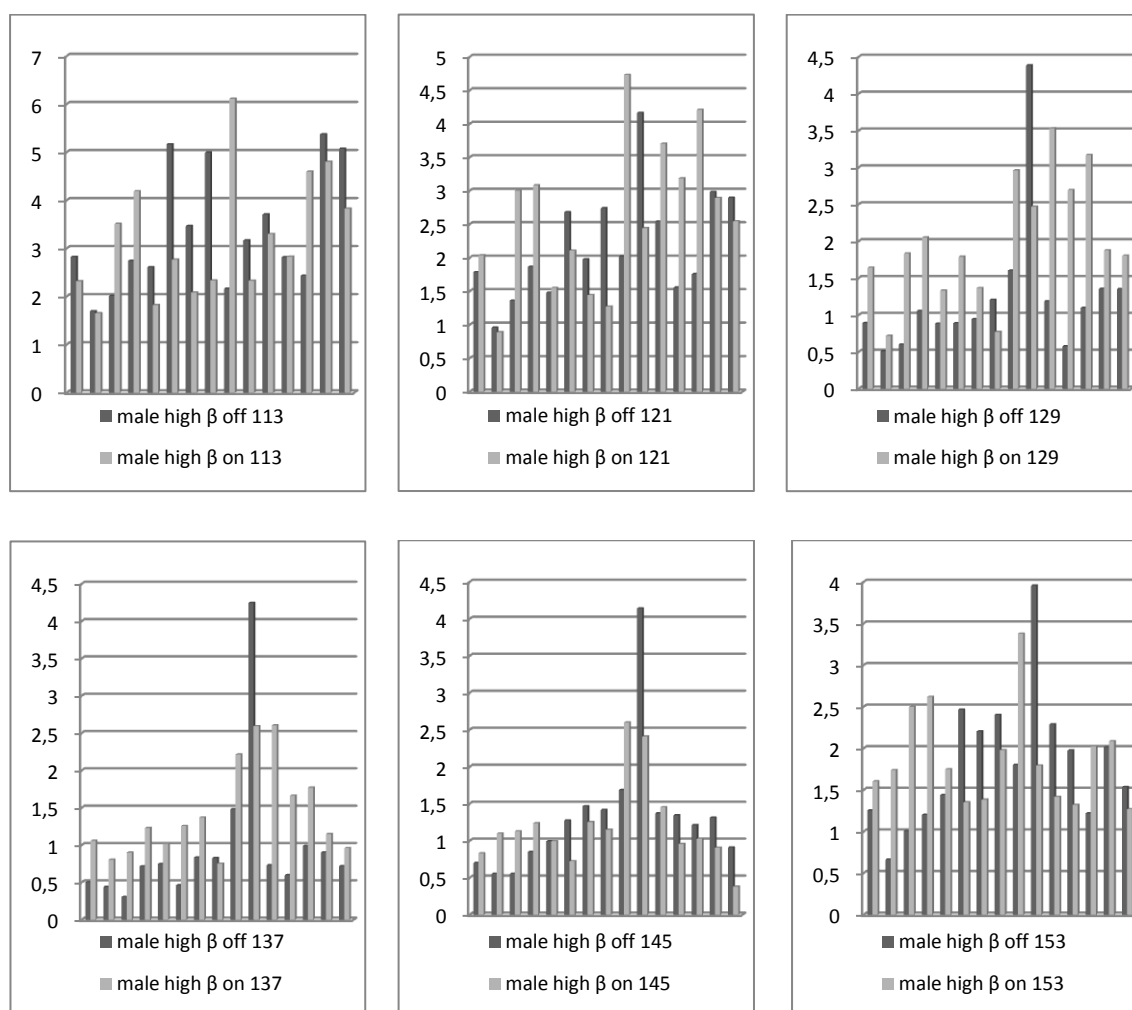


Σχήμα 65- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός α- Συνολικά

#### 5.3.2.1.4 Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο

Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 13, 14 και 15 μεταβάλλεται με παρόμοιο τρόπο, είτε παρουσία είτε απουσία ακτινοβολίας. Η ενέργεια μειώνεται μέχρι τα 137 ms και στη συνέχεια αυξάνεται. Η ίδια τάση ισχύει και για την ενέργεια των ηλεκτροδίων 11 και 12 απουσία ακτινοβολίας ενώ παρουσία ακτινοβολίας η ενέργεια του ηλεκτροδίου 11 μειώνεται μέχρι τα 105 ms, στη συνέχεια αυξάνεται μέχρι τα 121 ms, οπότε και αρχίζει να μειώνεται πάλι. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 12 έχει την ίδια συμπεριφορά, με τη διαφορά ότι στα 153 ms αυξάνεται και πάλι. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 9 απουσία ακτινοβολίας μειώνεται μέχρι τα 97 ms, αυξάνεται μέχρι τα 113 ms, μειώνεται και πάλι μέχρι τα 137 ms και τέλος αυξάνεται ξανά ενώ, παρουσία ακτινοβολίας, αυξάνεται μέχρι τα 113 ms, μειώνεται μέχρι τα 137 ms και τέλος αυξάνεται. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 10 απουσία ακτινοβολίας αυξάνεται στο διάστημα 113 έως 129 ms ενώ παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται στο διάστημα 105 έως 137 ms. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 3, 4 και 9 παρουσία ακτινοβολίας είναι σχεδόν πάντα μεγαλύτερη. Το αντίθετο ισχύει για τα ηλεκτρόδια 6, 7, 8 και 10. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια δεν υπάρχει σαφής εικόνα καθώς η ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας άλλοτε είναι μεγαλύτερη και άλλοτε μικρότερη.

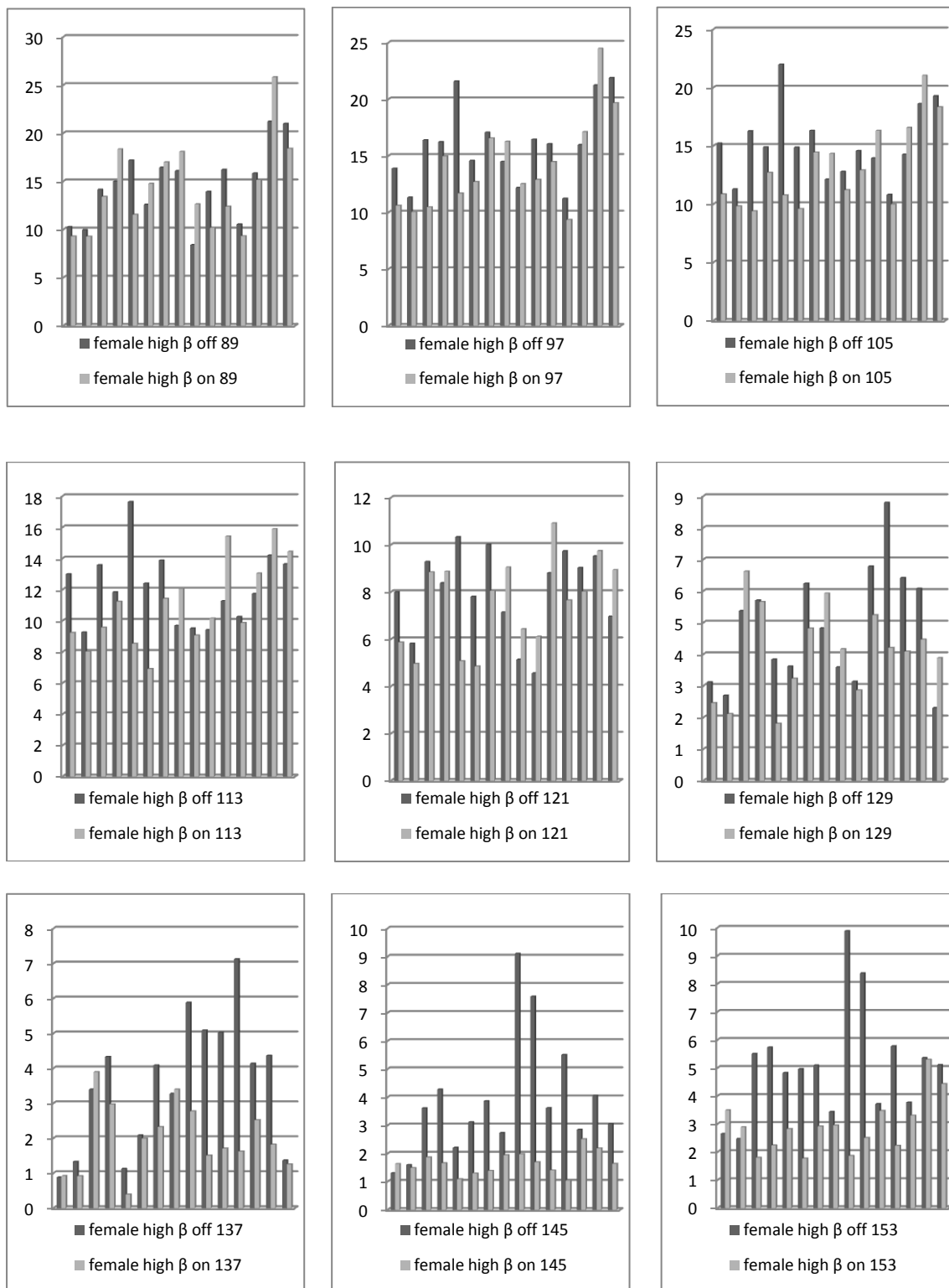




Σχήμα 66- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο

### 5.3.2.1.5 Ρυθμός β- Γυναικείο Φύλο

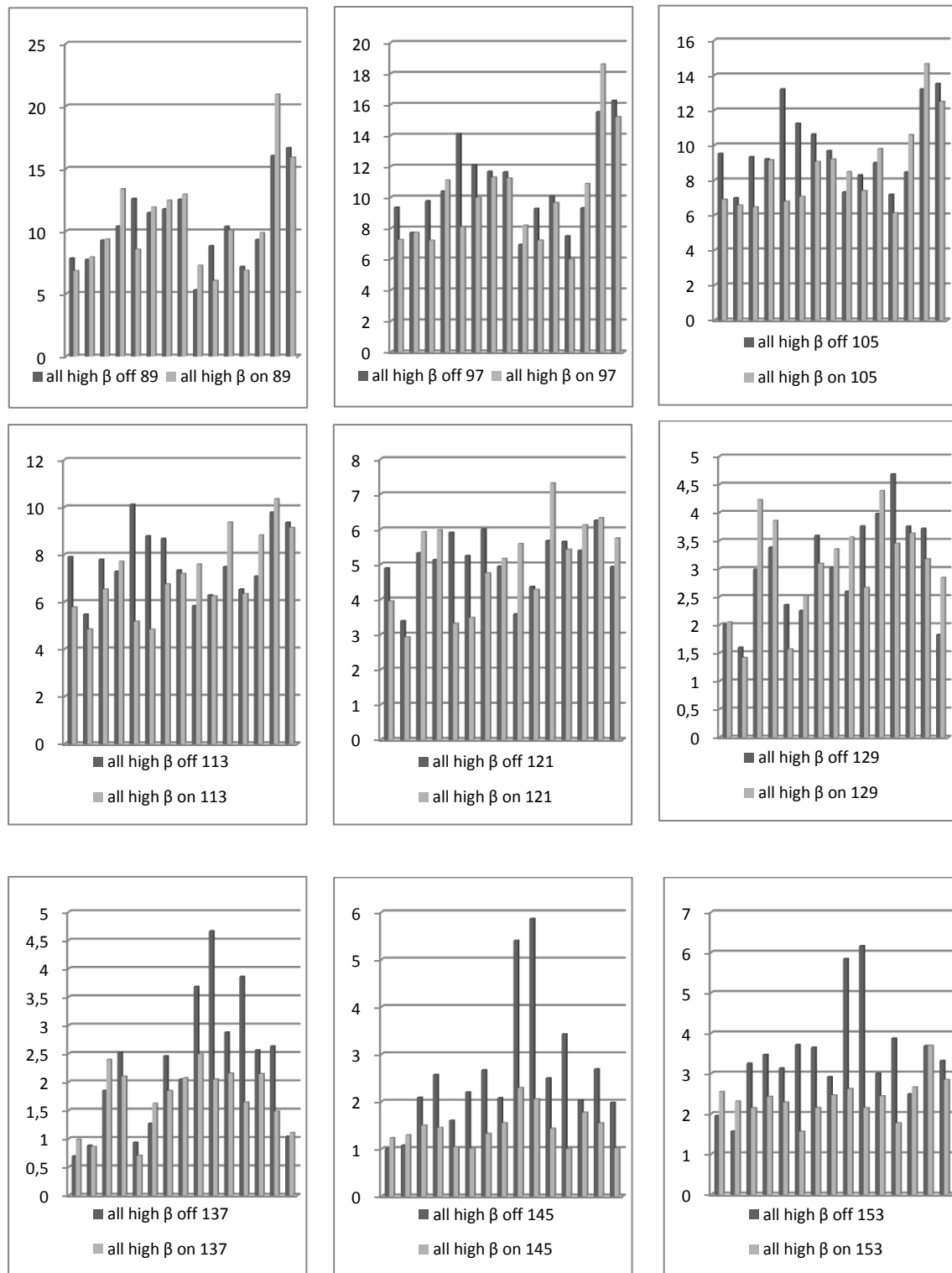
Δεν υπάρχει σαφής τάση που να χαρακτηρίζει την εξέλιξη της ενέργειας του ρυθμού β για το γυναικείο φύλο. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 5, 10, 12, 13 και 15, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας, αρχικά αυξάνεται, μετά σημειώνει πτώση και στη συνέχεια αυξάνεται και πάλι. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 3, 4, 6, 7, 9 και 14 απουσία ακτινοβολίας παρουσιάζει ίδια συμπεριφορά. διαφοροποιείται όμως παρουσία ακτινοβολίας, όπου συνεχώς μειώνεται, με εξαίρεση τα ηλεκτρόδια 4, 6, 7 και 14 όπου την τελευταία χρονική στιγμή παρατήρησης η ενέργεια αυξάνεται. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 11 απουσία ακτινοβολίας συνεχώς μειώνεται, με εξαίρεση την τελευταία στιγμή παρατήρησης ενώ παρουσία ακτινοβολίας μειώνεται μόνο στο διάστημα 113 έως 145 ms. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 8, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας, μειώνεται και την τελευταία στιγμή παρατήρησης αυξάνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 3, 4, 5, 6, 7, 10 και 12 απουσία ακτινοβολίας είναι σχεδόν πάντα μεγαλύτερη. Το αντίθετο ισχύει στο ηλεκτρόδιο 8. Στα υπόλοιπα ηλεκτρόδια υπάρχουν διαστήματα όπου η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη και διαστήματα όπου είναι μικρότερη.



Σχήμα 67- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός  $\beta$ - Γυναικείο Φύλο

### 5.3.2.1.6 Ρυθμός $\beta$ - Συνολικά

Στην παρακάτω οικογένεια διαγραμμάτων δίνεται η διαχρονική εξέλιξη της ενέργειας του ρυθμού  $\beta$  σε ό,τι αφορά τον υψηλό τόνο.

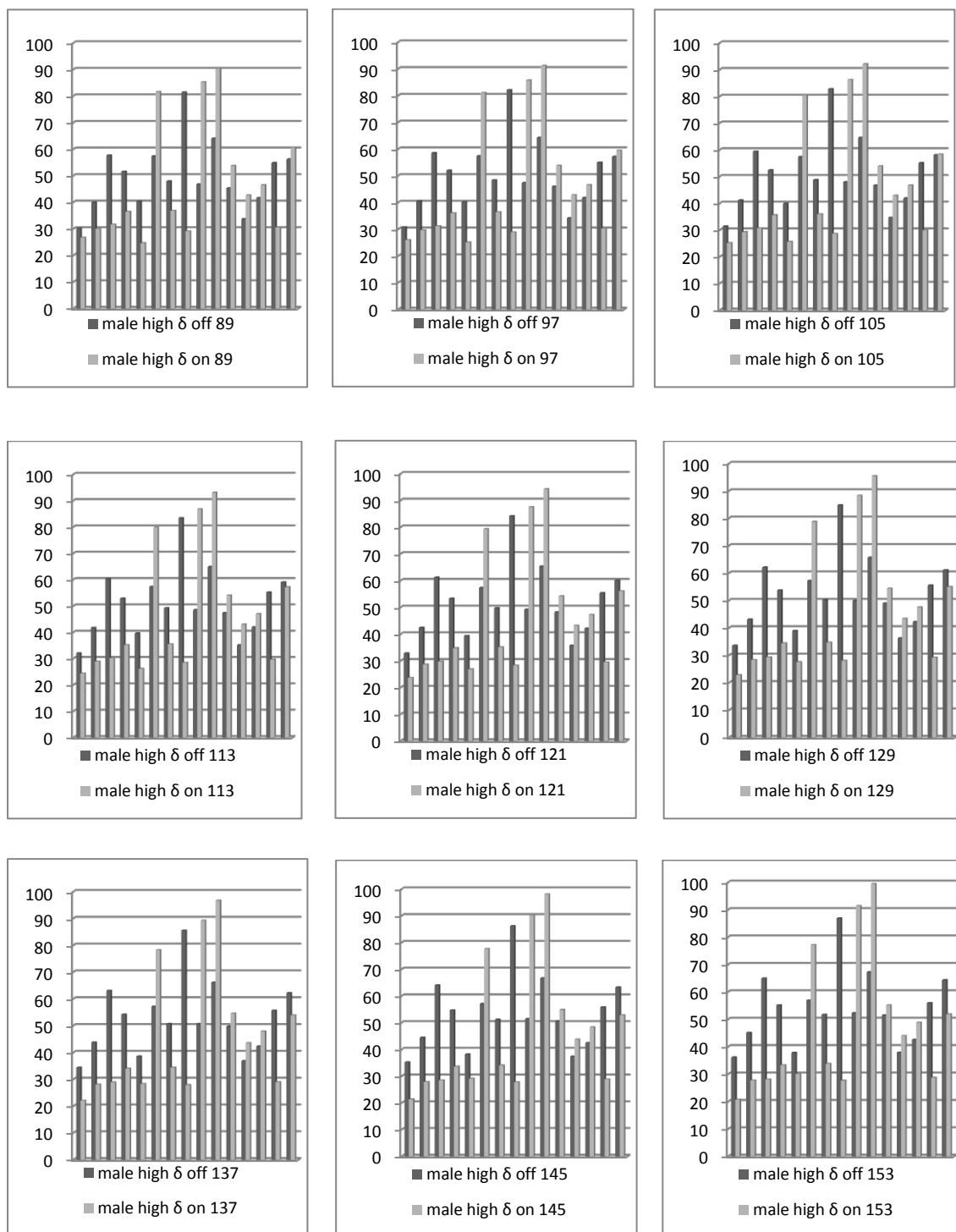


Σχήμα 68- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός α- Συνολικά

### 5.3.2.1.7 Ρυθμός δ- Ανδρικό Φύλο

Παρατηρούμε ότι η τιμή της ενέργειας δεν μεταβάλλεται σε μεγάλο βαθμό διαχρονικά. Για την ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 3, 4, 7, 8, 14 και 15 ισχύει ότι απουσία ακτινοβολίας αυξάνεται ενώ παρουσία ακτινοβολίας μειώνεται. Η αντίθετη τάση σημειώνεται στο ηλεκτρόδιο 5. Στα ηλεκτρόδια 9, 10, 11 και 12 η ενέργεια αυξάνεται ανεξαρτήτως της ύπαρξης ακτινοβολίας. Η

ενέργεια του ηλεκτροδίου 6 απουσία ακτινοβολίας παραμένει σταθερή ενώ παρουσία ακτινοβολίας μειώνεται. Για το ηλεκτρόδιο 13 η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας επίσης παραμένει σταθερή ενώ παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 3, 4, 5, 7, 8 και 14 απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη ενώ για τα ηλεκτρόδια 6, 9, 10, 11, 12 και 13 ισχύει το αντίθετο. Τέλος, η ενέργεια του ηλεκτροδίου 15 απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη μέχρι τα 105 ms ενώ μετά γίνεται μεγαλύτερη.

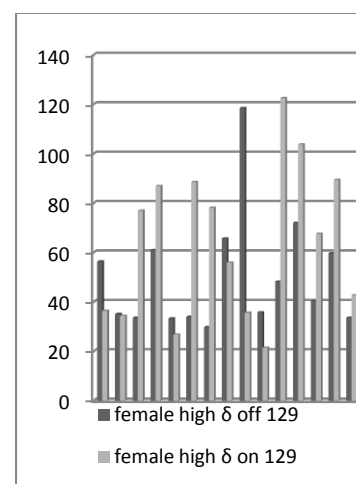
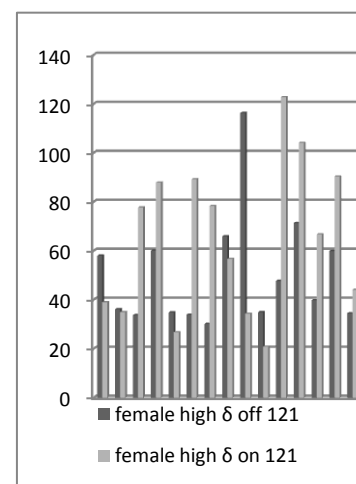
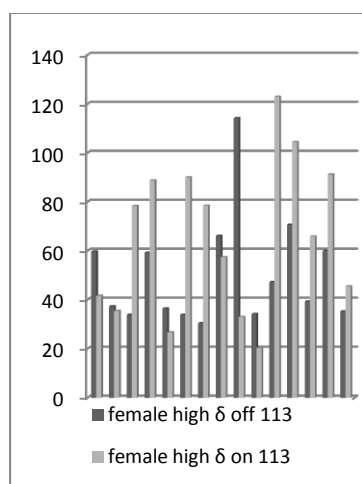
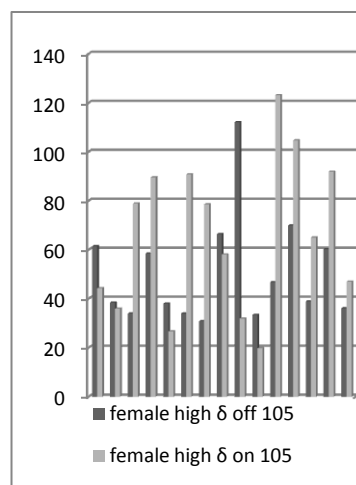
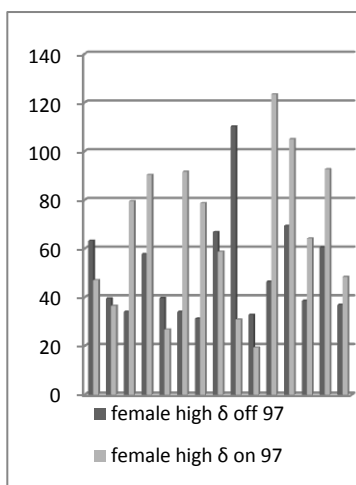
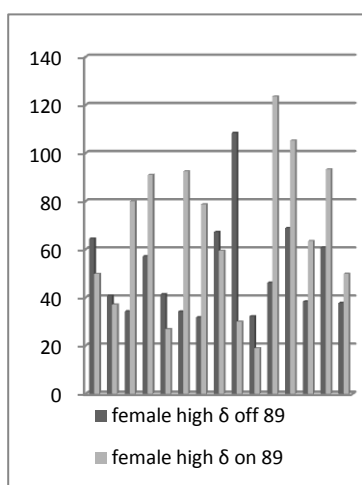


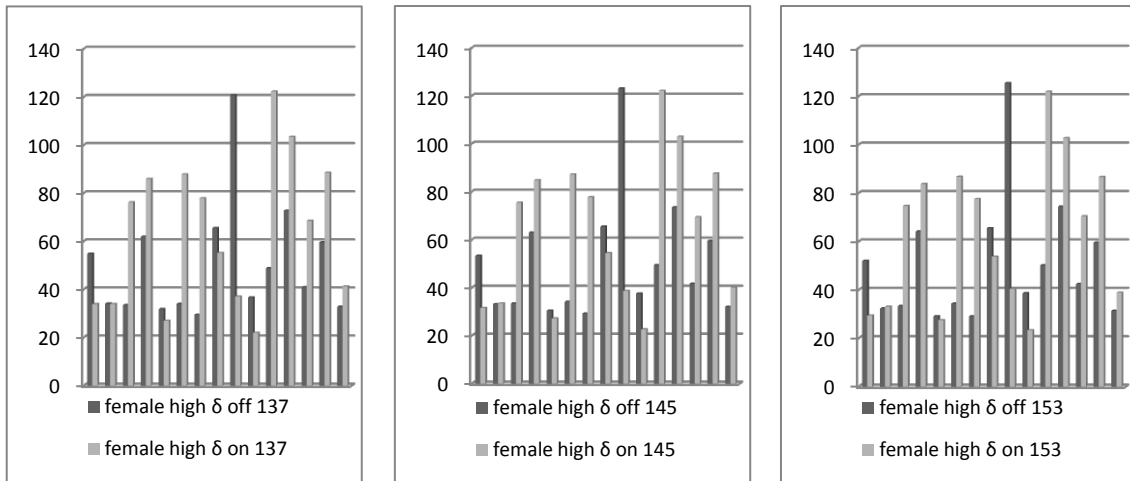
Σχήμα 69- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός δ- Ανδρικό Φύλο



### 5.3.2.1.8 Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο

Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 7, 8, 14 και 15 γενικά μειώνεται. Το αντίθετο ισχύει στα ηλεκτρόδια 9, 10 και 13. Για τα ηλεκτρόδια 4, 11 και 12 η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας αυξάνεται ενώ παρουσία αυτής μειώνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 3 και 6 παρουσία ακτινοβολίας επίσης μειώνεται ενώ απουσία αυτής παραμένει σταθερή. Η αντίθετη τάση ισχύει στην ενέργεια του ηλεκτροδίου 5. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 5, 8, 9 και 10 απουσία ακτινοβολίας είναι πάντα μεγαλύτερη. Το αντίθετο ισχύει για τα ηλεκτρόδια 3, 4, 6, 7, 11, 12, 13, 14 και 15. Τέλος για το ηλεκτρόδιο 2 η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη μέχρι τα 137 ms ενώ μετά γίνεται μικρότερη.

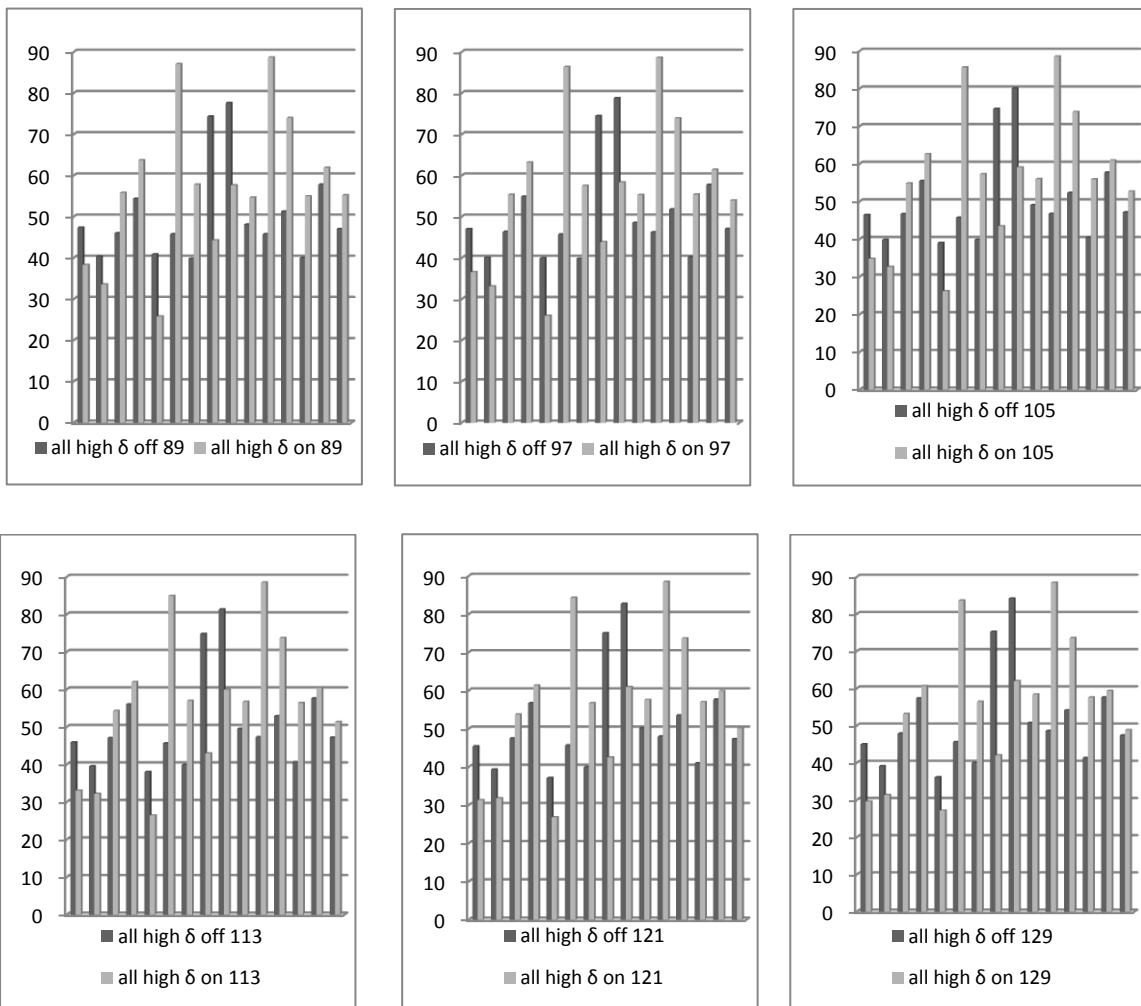


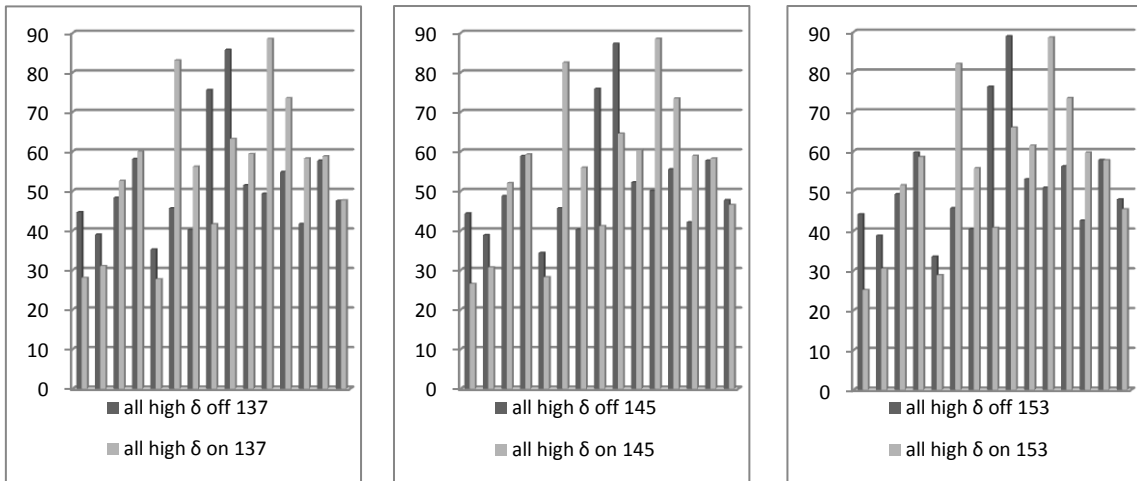


Σχήμα 70- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο

### 5.3.2.1.9 Ρυθμός δ- Συνολικά

Στα επόμενα διαγράμματα δίνεται η εξέλιξη της ενέργειας συνολικά στο δείγμα.

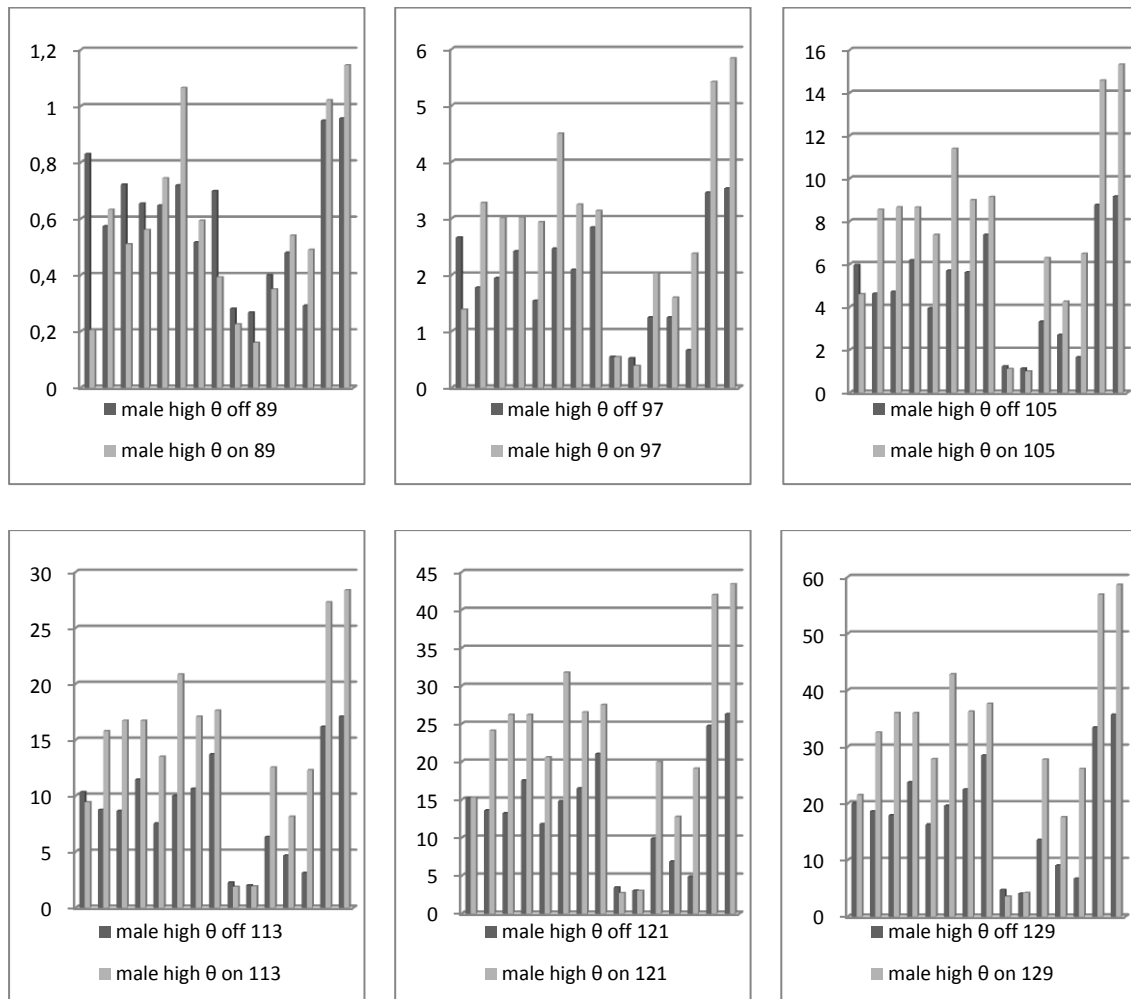


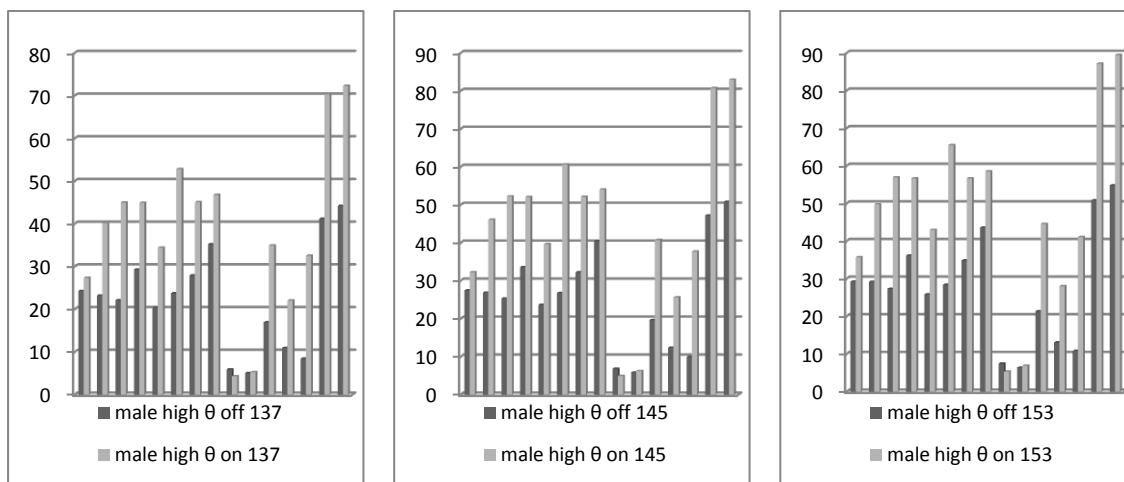


Σχήμα 71- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός δ- Συνολικά

### 5.3.2.1.10 Ρυθμός θ- Ανδρικό Φύλο

Η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων, ανεξαρτήτως ακτινοβολίας, αυξάνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 11, 12, 13, 14 και 15 παρουσία ακτινοβολίας είναι σχεδόν πάντα μεγαλύτερη. Το αντίθετο συμβαίνει στο ηλεκτρόδιο 9 ενώ η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1 και 10 απουσία ακτινοβολίας αρχικά είναι μεγαλύτερη και μετά γίνεται μικρότερη.

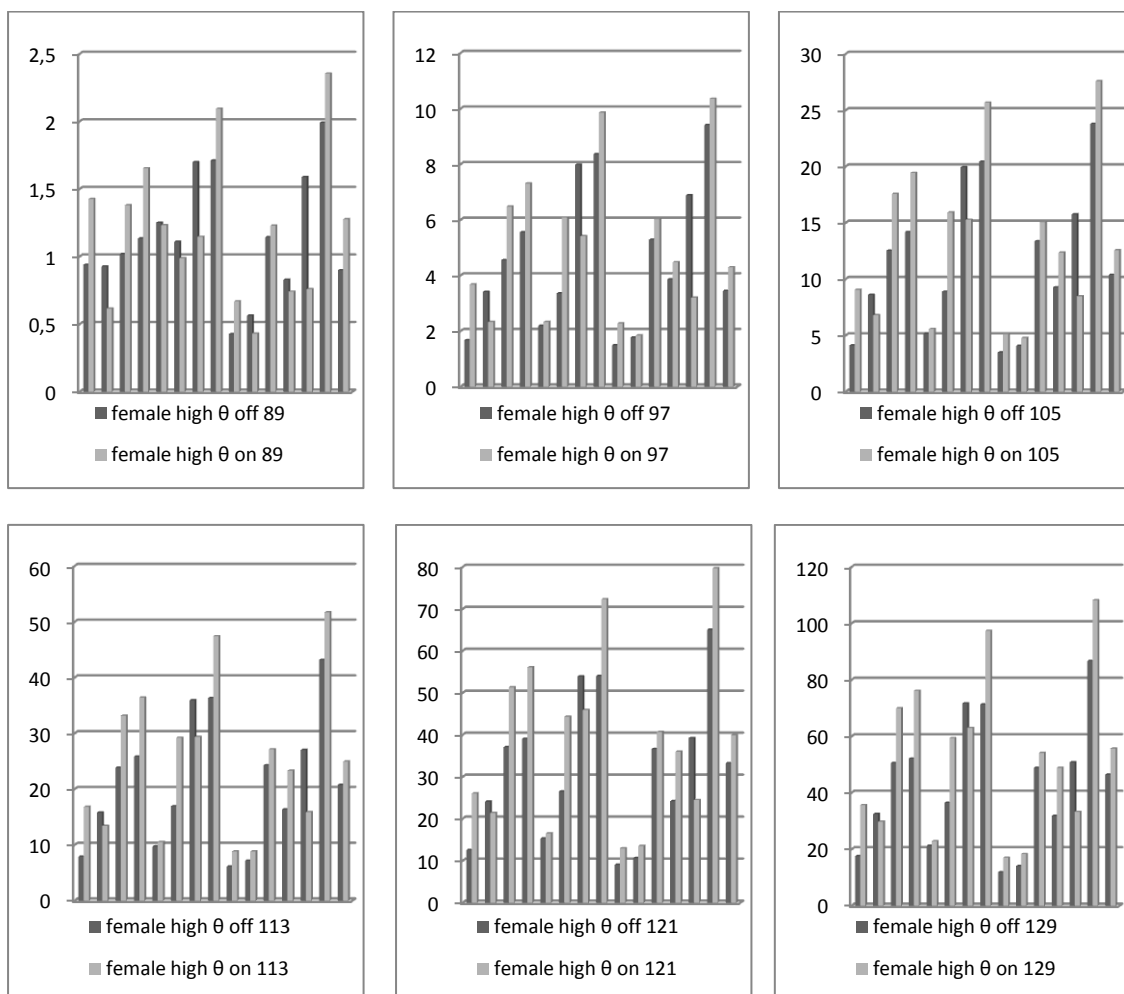


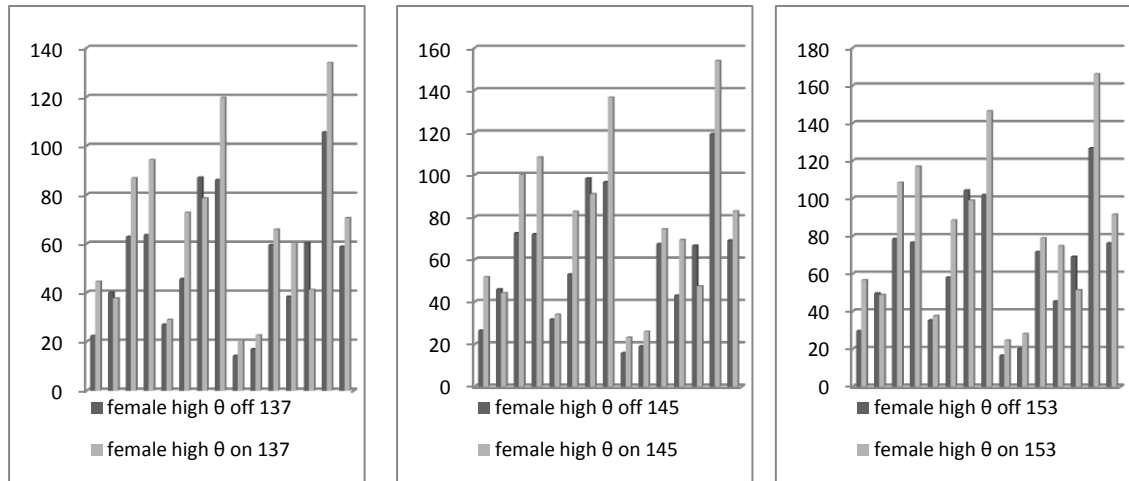


Σχήμα 72- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός θ- Ανδρικό Φύλο

### 5.3.2.1.11 Ρυθμός θ- Γυναικείο Φύλο

Όπως στο ανδρικό φύλο, έτσι και στο γυναικείο η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων γενικά αυξάνεται, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 7 και 13 απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη ενώ το αντίθετο συμβαίνει με τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια.

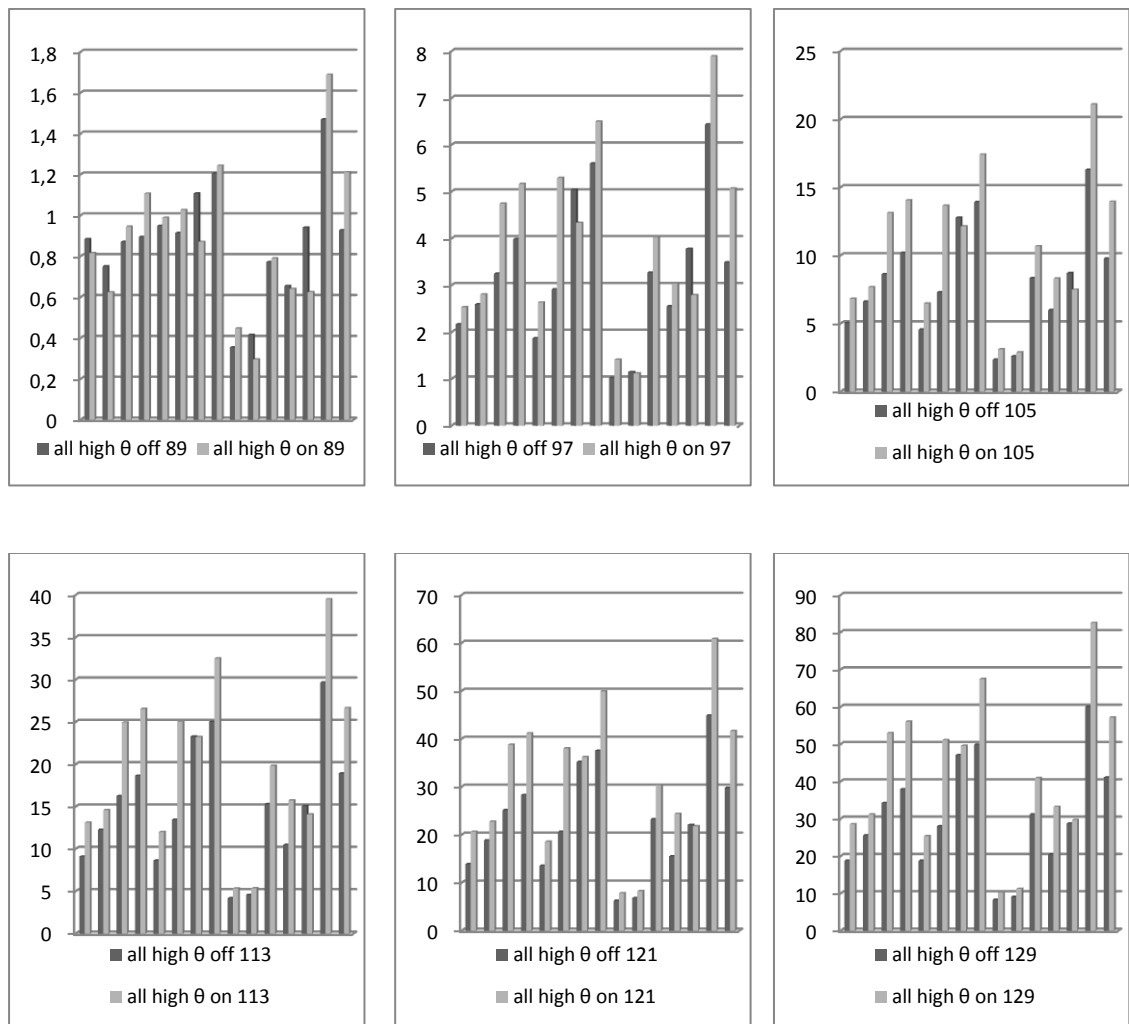


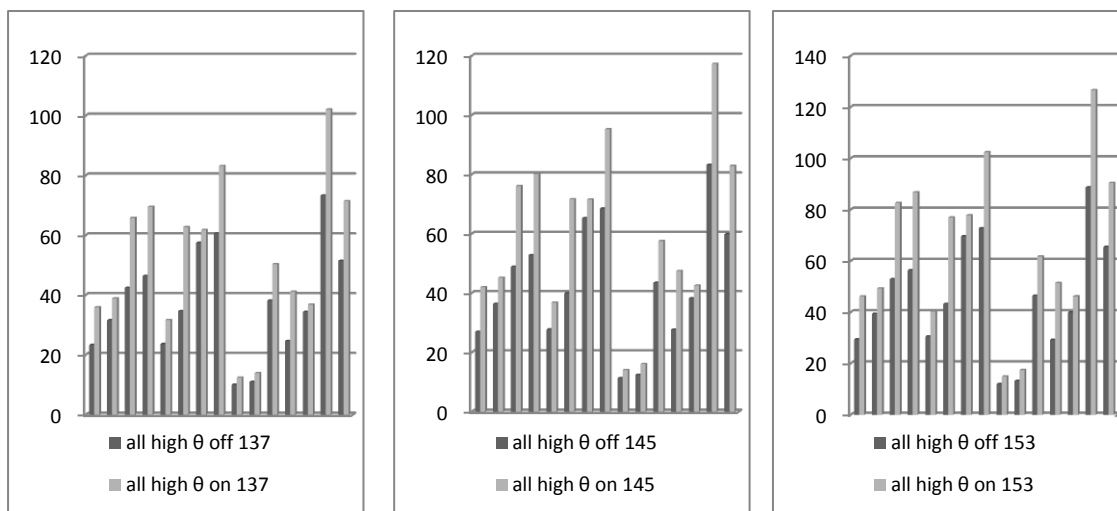


Σχήμα 73- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός  $\theta$ - Γυναικείο Φύλο

### 5.3.2.1.12 Ρυθμός $\theta$ - Συνολικά

Στην επόμενη σειρά διαγραμμάτων παρουσιάζεται η εξέλιξη του ρυθμού συνολικά στο δείγμα.



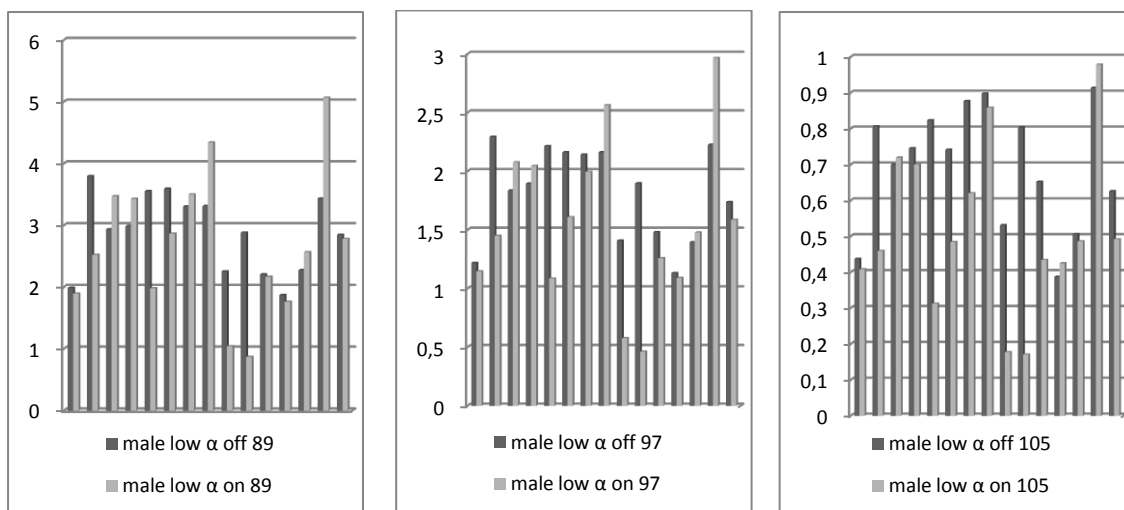


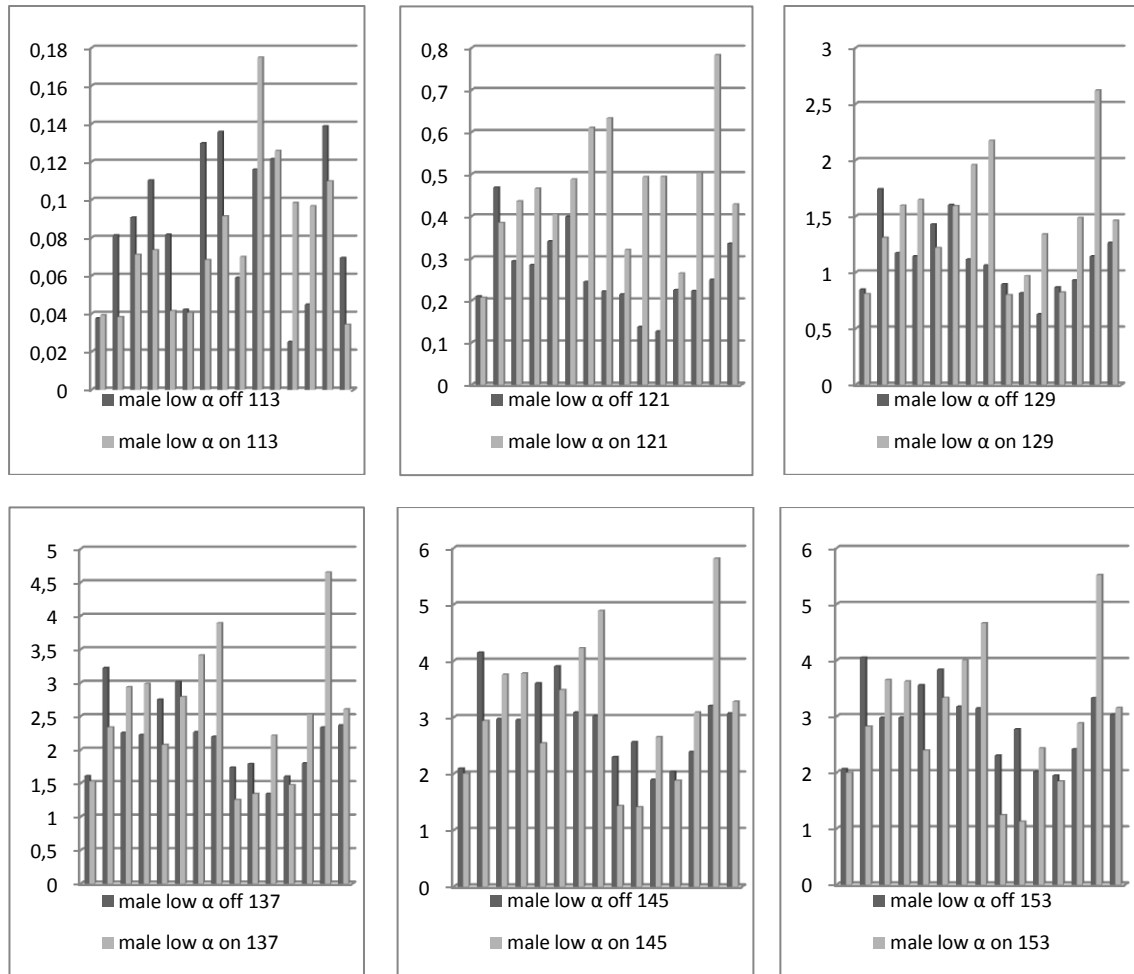
Σχήμα 74- Κορύφωση N100- Υψηλός Τόνος- Ρυθμός θ- Συνολικά

### 5.3.2.2 Χαμηλός Τόνος

#### 5.3.2.2.1 Ρυθμός α- Ανδρικό Φύλο

Η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων, απουσία και παρουσία ακτινοβολίας, μειώνεται μέχρι τα 113 ms ενώ μετά αυξάνεται. Για τα ηλεκτρόδια 1, 2, 4, 5, 6, 9, 10 και 12 η ενέργεια είναι σχεδόν πάντα μεγαλύτερη απουσία ακτινοβολίας. Το αντίθετο συμβαίνει με τα ηλεκτρόδια 3, 8, 13 και 14. Τέλος, για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι άλλοτε μεγαλύτερη και άλλοτε μικρότερη.

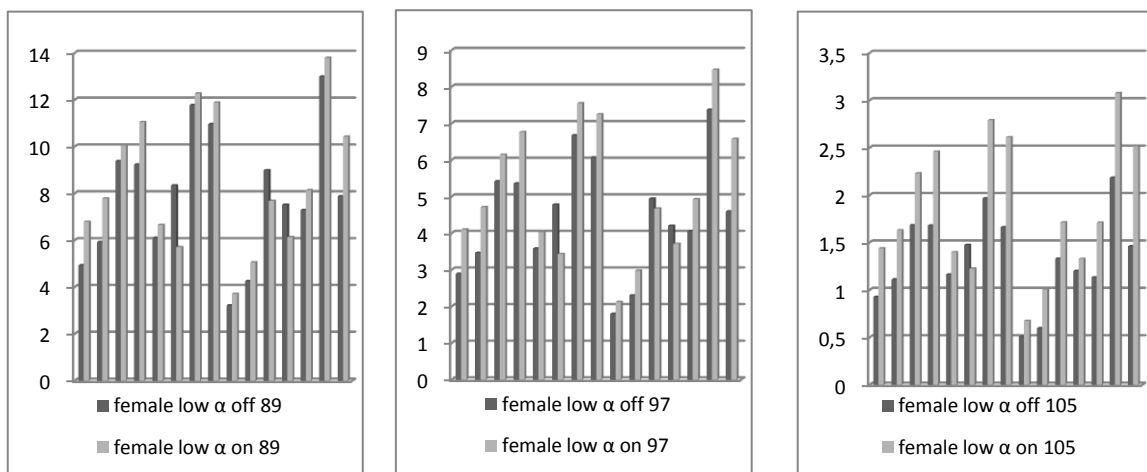


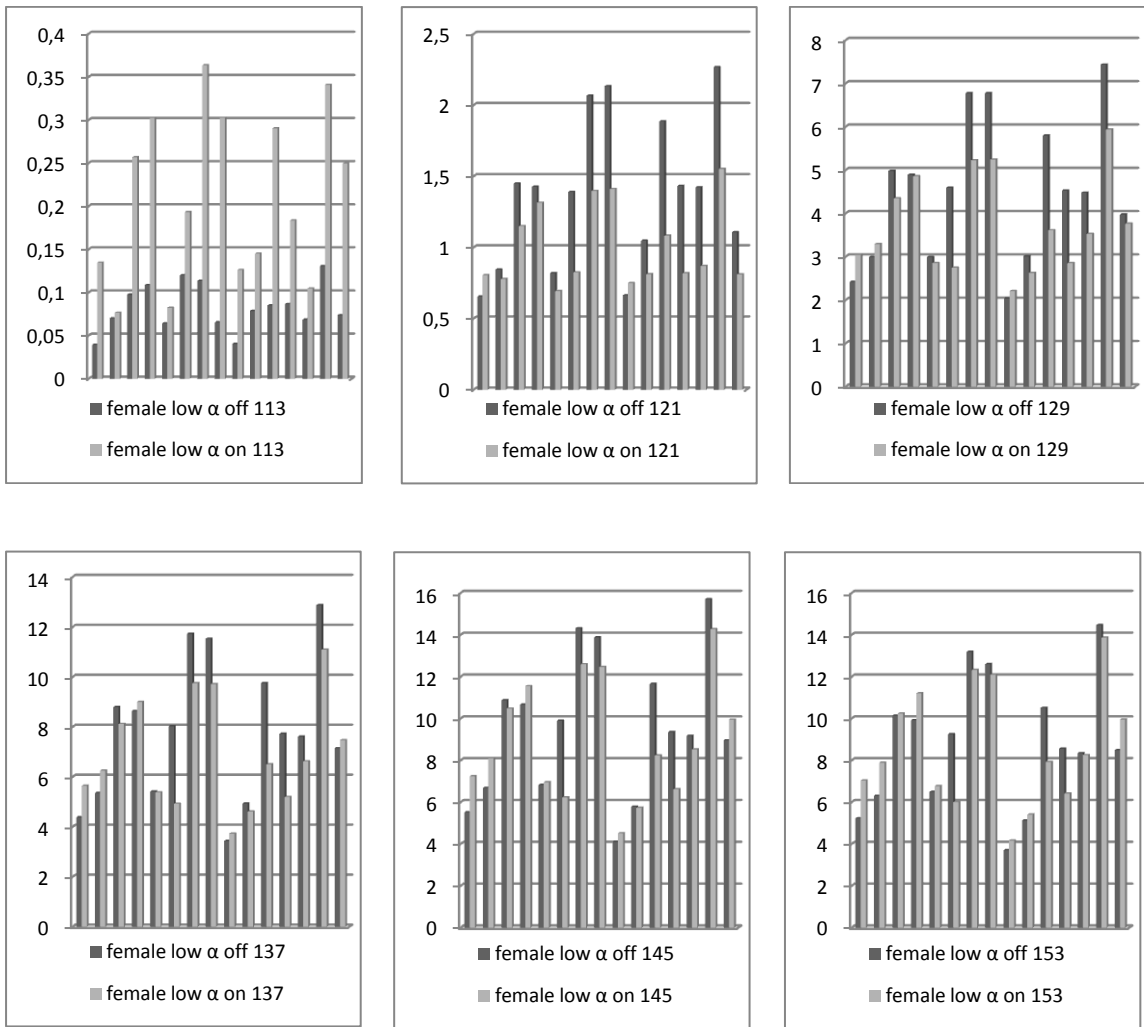


Σχήμα 75- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός α- Ανδρικό Φύλο

### 5.3.2.2.2 Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο

Σχετικά με τη διαχρονική εξέλιξη της ενέργειας ισχύει ό,τι ισχύει και για το ανδρικό φύλο. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 4, 9 και 15 παρουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη. Το αντίθετο συμβαίνει στα ηλεκτρόδια 6, 11 και 12. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια υπάρχουν διαστήματα όπου η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη και διαστήματα όπου είναι μικρότερη.

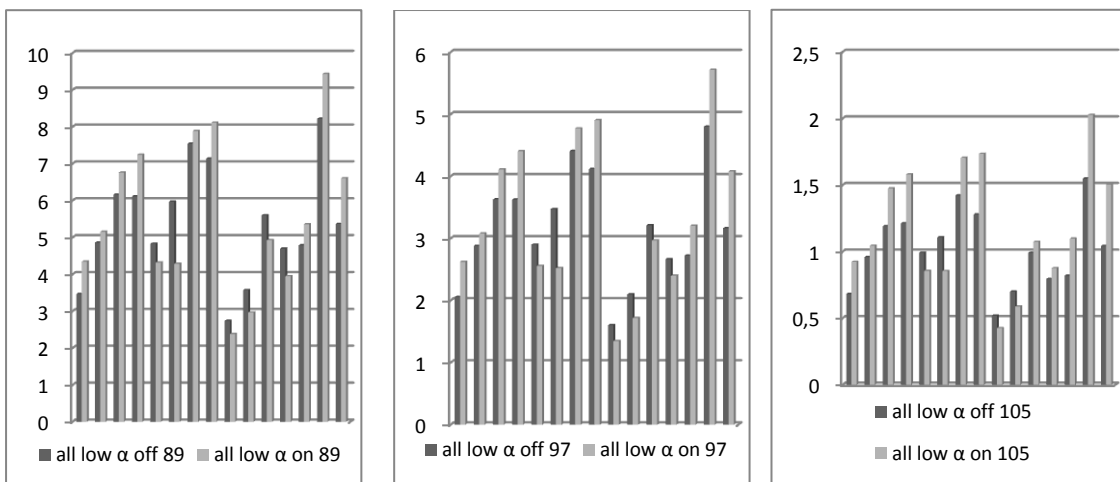




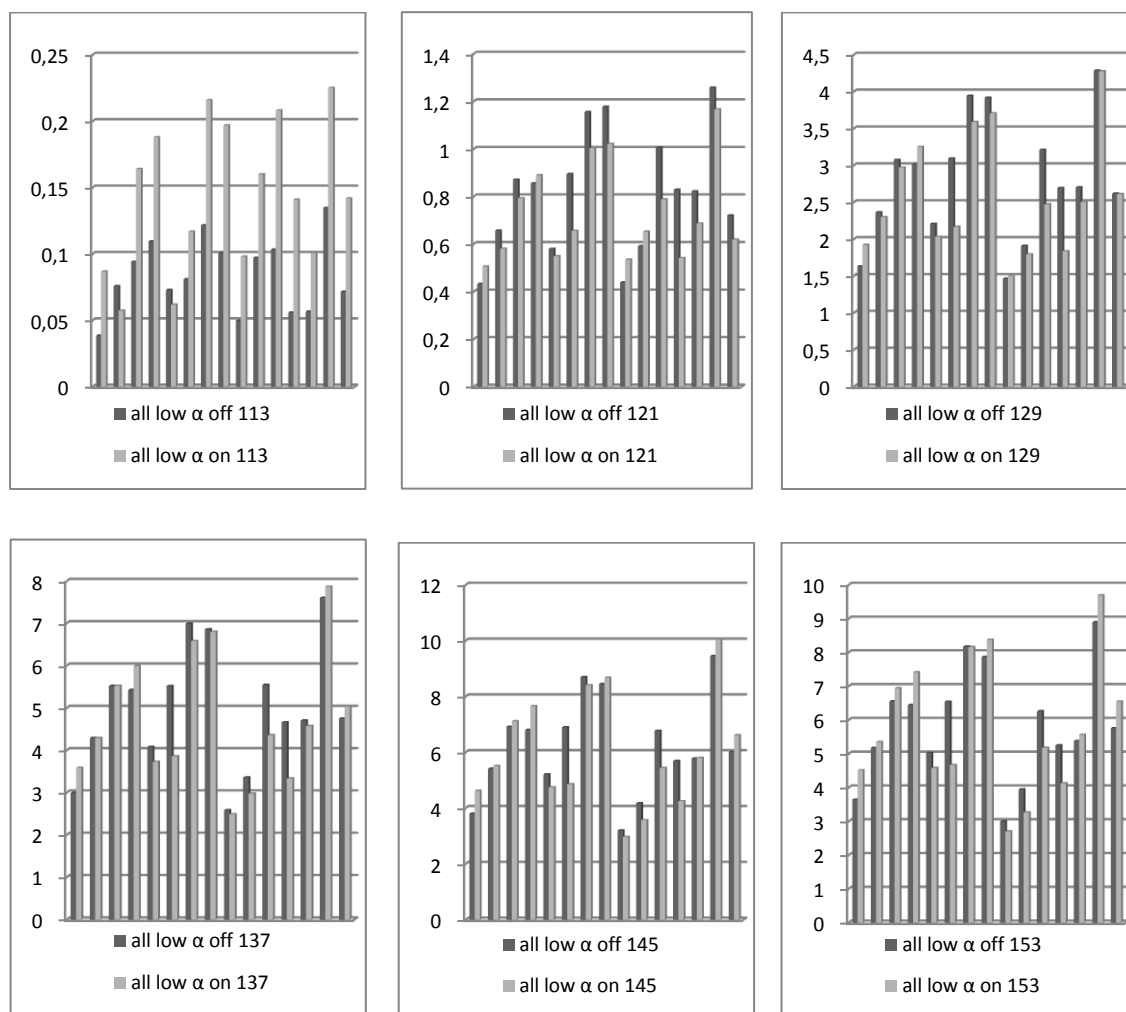
Σχήμα 76- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός α- Γυναικείο Φύλο

### 5.3.2.2.3 Ρυθμός α- Συνολικά

Στα παρακάτω διαγράμματα δίνεται η συνολική εξέλιξη της ενέργειας των ηλεκτροδίων.



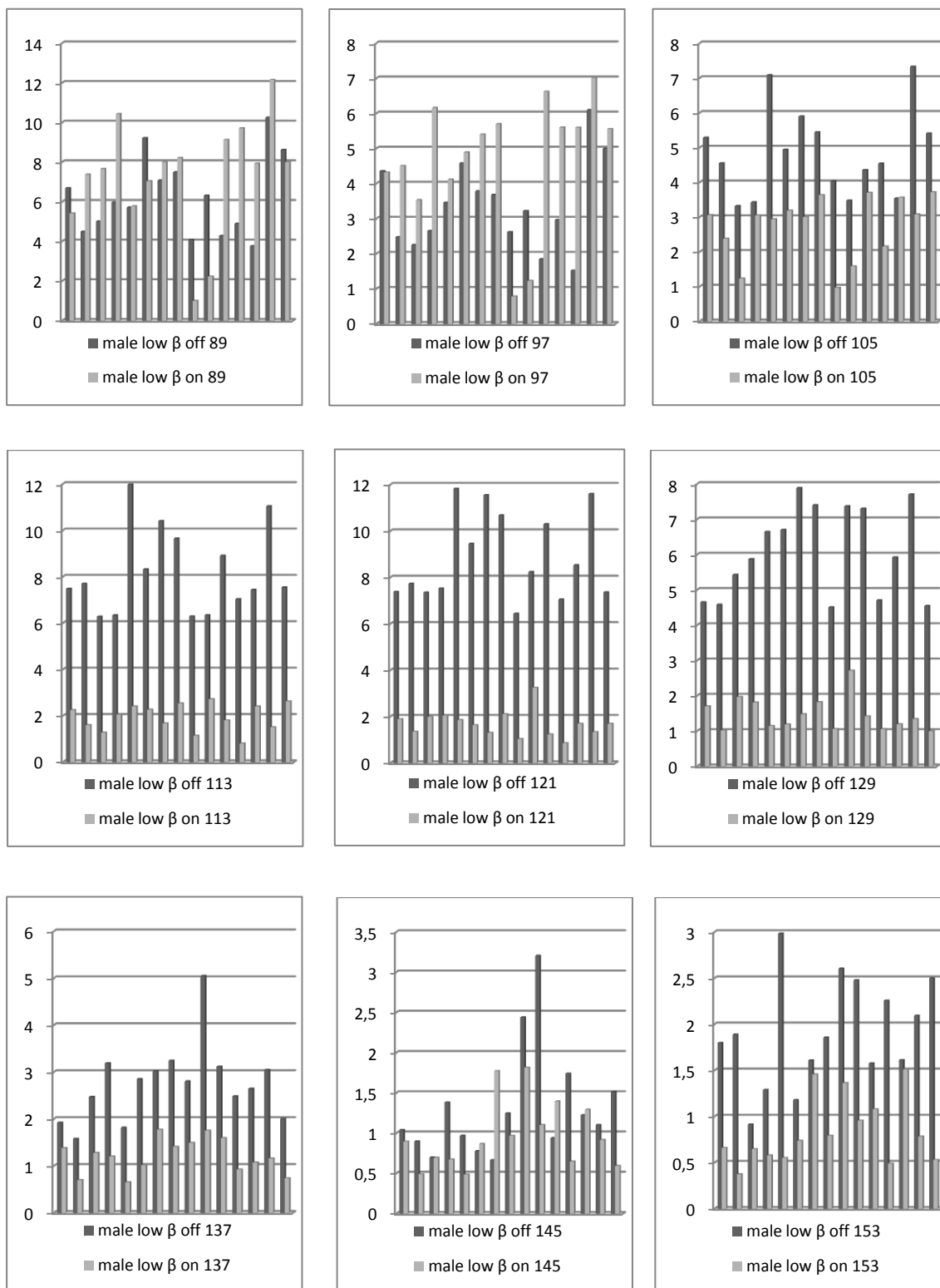




Σχήμα 77- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός α- Συνολικά

#### 5.3.2.2.4 Ρυθμός β- Ανδρικό Φύλο

Απουσία ακτινοβολίας η ενέργεια όλων σχεδόν των ηλεκτροδίων εξελίσσεται με τον ίδιο τρόπο. Μέχρι τα 97 ms μειώνεται. Μετά και μέχρι τα 113 ή 121 ms αυξάνεται. Στη συνέχεια μειώνεται και για κάποια ηλεκτρόδια αυξάνεται και πάλι την τελευταία στιγμή παρατήρησης. Παρουσία ακτινοβολίας η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 2, 4, 5, 6, 8, 14 και 15 συνεχώς μειώνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 3, 7, 10, 11, 12 και 13 παρουσιάζει την εξής τάση: μειώνεται για κάποιο διάστημα, έπειτα αυξάνεται και στη συνέχεια ξαναμειώνεται. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 9 παρουσιάζει μια επιπλέον αυξομείωση. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 9 και 10 απουσία ακτινοβολίας είναι πάντα μεγαλύτερη. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια υπάρχουν κάποια χρονικά διαστήματα, τα οποία εντοπίζονται κυρίως στην αρχή της παρατήρησης, όπου η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μικρότερη αλλά στη συνέχεια γίνεται μεγαλύτερη.

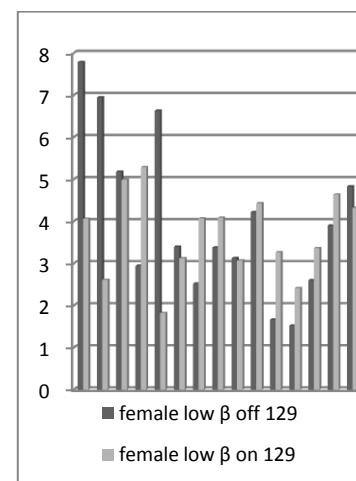
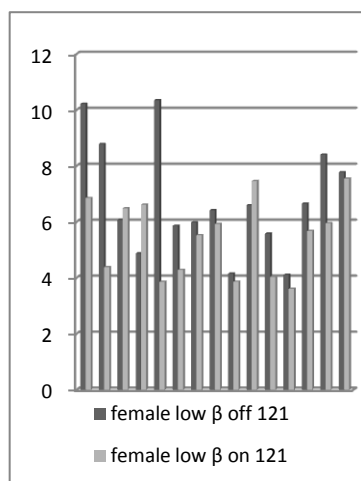
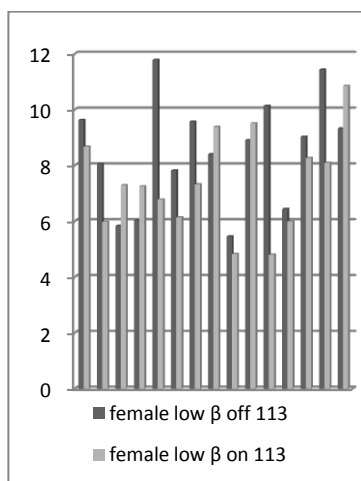
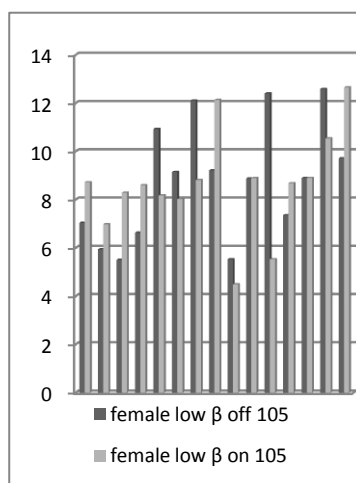
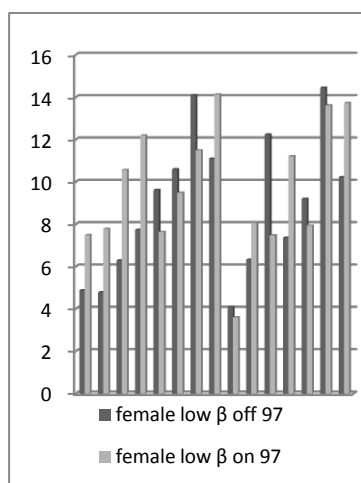
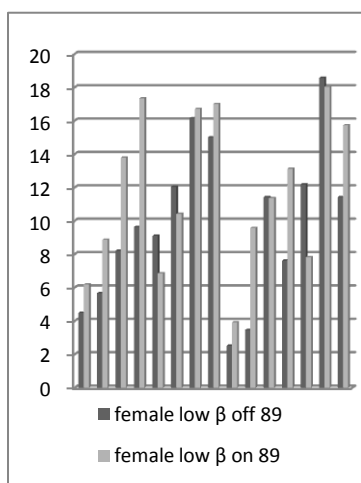


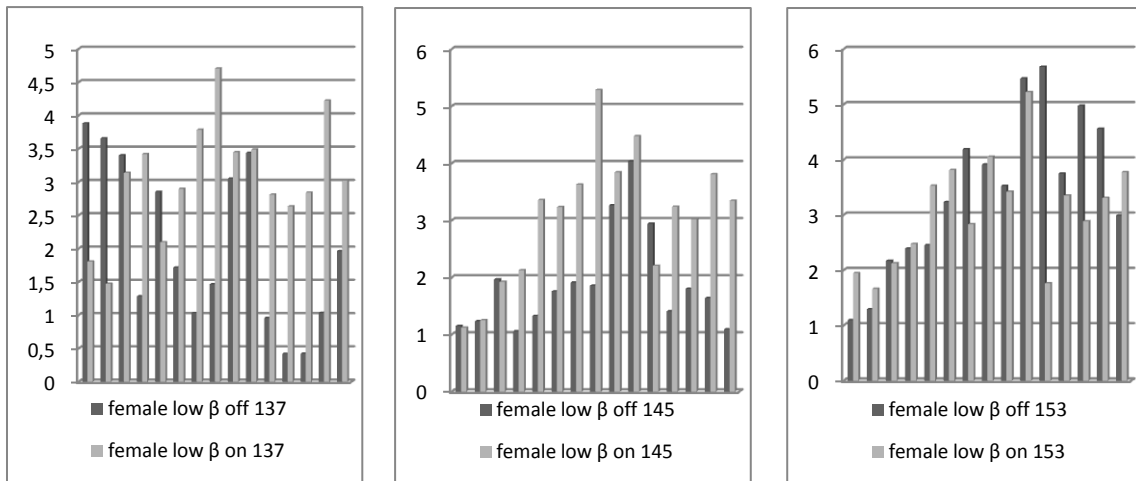
Σχήμα 78- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός  $\beta$ - Ανδρικό Φύλο

### 5.3.2.2.5 Ρυθμός $\beta$ - Γυναικείο Φύλο

Η ενέργεια, απουσία ακτινοβολίας, των ηλεκτροδίων 4, 6, 7, 8, 12, 13, 14 και 15 μειώνεται ενώ στις τελευταίες στιγμές παρατήρησης αυξάνεται, των ηλεκτροδίων 1, 5, 9, 10 και 11 αρχικά

αυξάνεται, ακολουθεί ένα διάστημα μείωσης και μετά αυξάνεται πάλι, των ηλεκτροδίων 2 και 3 αρχικά μειώνεται, μετά αυξάνεται, στη συνέχεια μειώνεται και τέλος αυξάνεται και πάλι. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 7, 11 και 14 παρουσία ακτινοβολίας συνεχώς μειώνεται, των ηλεκτροδίων 2, 3, 4, 6, 12 και 15 μειώνεται ενώ τις τελευταίες χρονικές στιγμές αυξάνεται, των ηλεκτροδίων 1 και 5 αρχικά αυξάνεται, μετά μειώνεται και τέλος αυξάνεται. Για το ηλεκτρόδιο 8 η ενέργεια αρχικά μειώνεται, μετά αυξάνεται και τέλος μειώνεται πάλι. Η ενέργειά του ηλεκτροδίου 10 αυξάνεται ξανά στο τέλος ενώ του ηλεκτροδίου 9 μετά την αύξηση σημειώνεται μια επιπλέον μείωση στο τέλος. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 13 αρχικά αυξάνεται, μετά μειώνεται, αυξάνεται ξανά και στο τέλος μειώνεται πάλι. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 4, 8, 10 και 15 παρουσία ακτινοβολίας είναι σχεδόν πάντα μεγαλύτερη. Το αντίθετο συμβαίνει στο ηλεκτρόδιο 5. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια υπάρχουν διαστήματα όπου η ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη και διαστήματα όπου είναι μικρότερη.

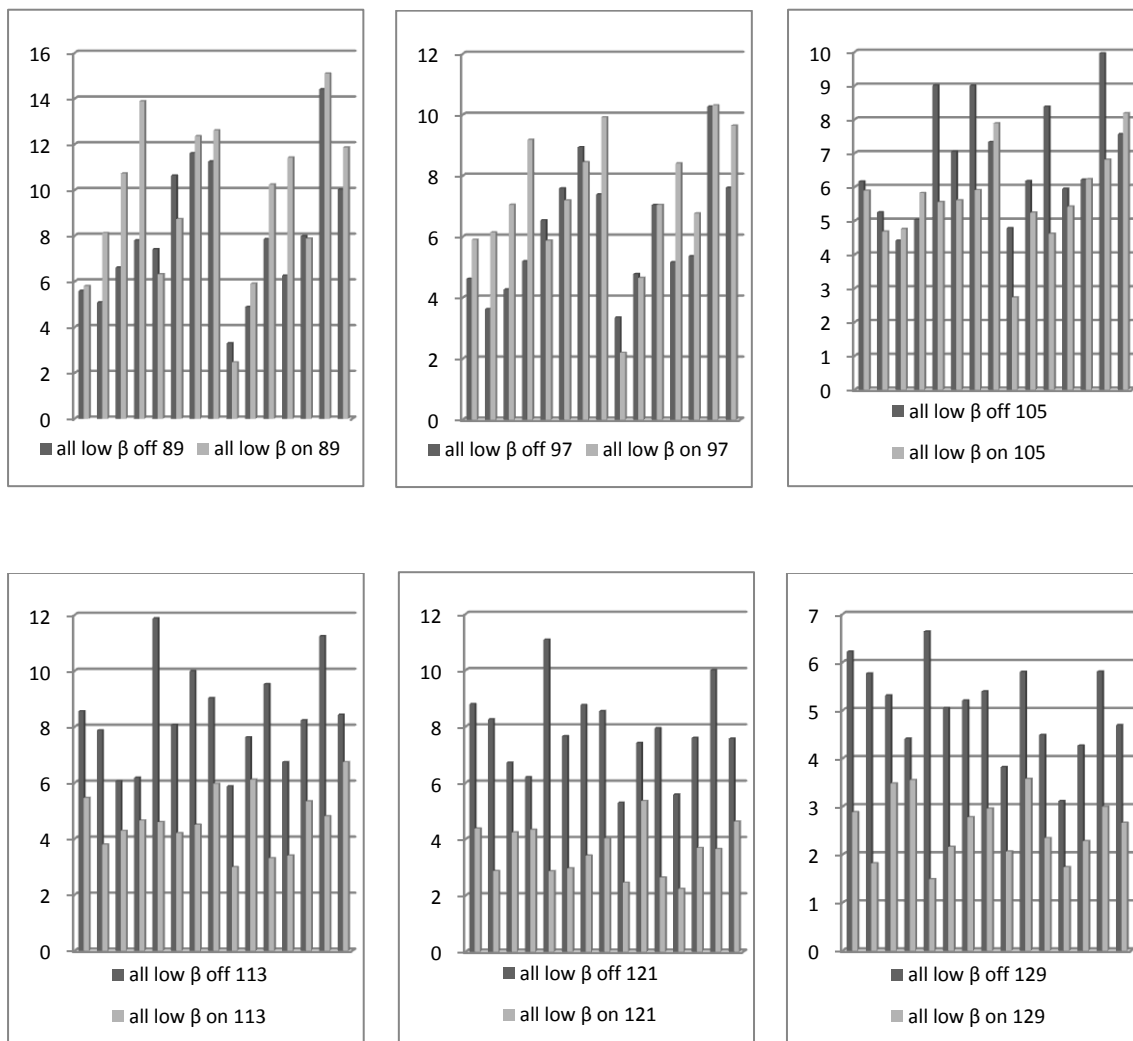


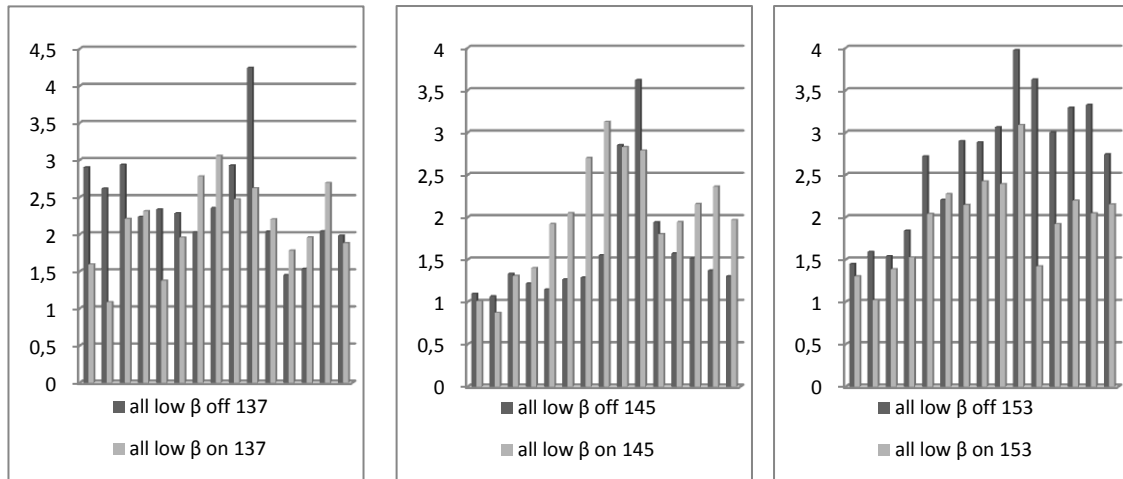


Σχήμα 79- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός β- Γυναικείο Φύλο

### 5.3.2.2.6 Ρυθμός β- Συνολικά

Στην επόμενη οικογένεια διαγραμμάτων δίνεται η εξέλιξη του ρυθμού β σε ό,τι αφορά το σύνολο του δείγματος.

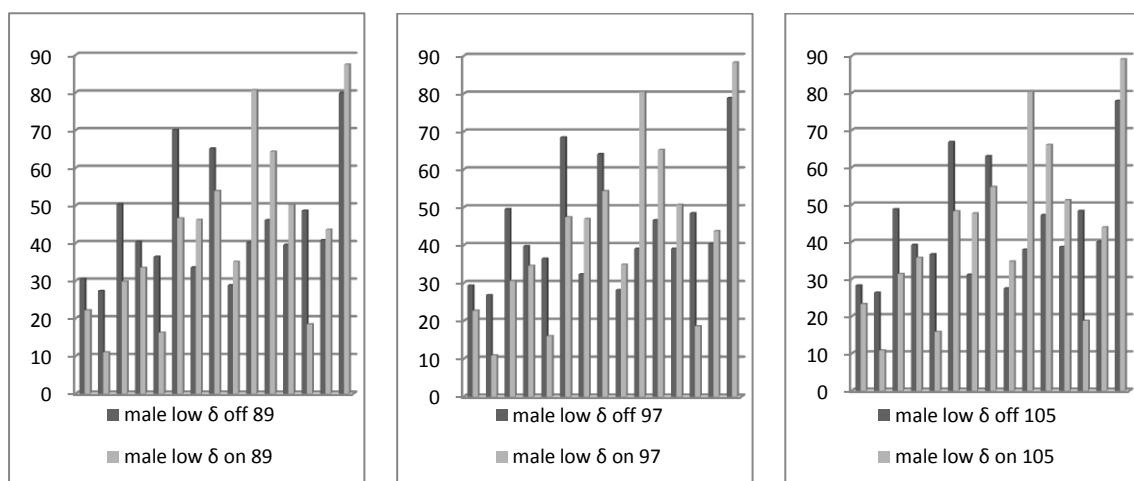


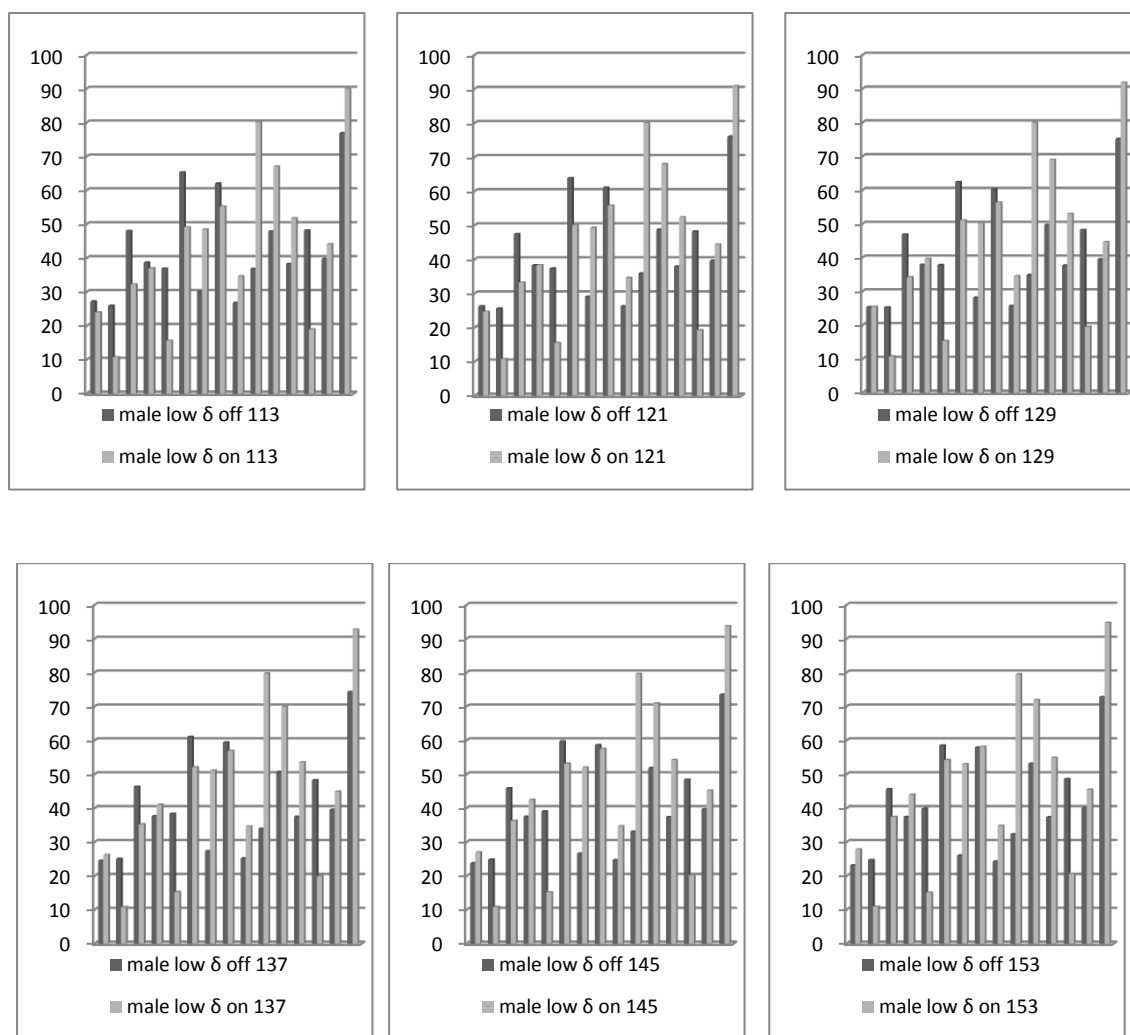


Σχήμα 80- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός  $\beta$ - Συνολικά

#### 5.3.2.2.7 Ρυθμός $\delta$ - Ανδρικό Φύλο

Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 3, 4, 6, 7, 8, 12 και 15 απουσία ακτινοβολίας μειώνεται ενώ παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται. Η αντίθετη τάση παρατηρείται στο ηλεκτρόδιο 5. Η ενέργεια του ηλεκτροδίου 11 συνεχώς αυξάνεται. Για τα ηλεκτρόδια 2, 9 και 10 ισχύει ότι η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας μειώνεται ενώ παρουσία ακτινοβολίας παραμένει σχεδόν σταθερή. Σταθερή παραμένει, επίσης, η ενέργεια των ηλεκτροδίων 13 και 14 απουσία ακτινοβολίας ενώ παρουσία ακτινοβολίας αυξάνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 3, 5, 6 και 13 απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη ενώ το αντίθετο ισχύει για τα ηλεκτρόδια 7, 9, 10, 11, 12, 14 και 15. Στα υπόλοιπα ηλεκτρόδια αρχικά είναι μεγαλύτερη η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας. Καταλήγει, όμως, να γίνεται μικρότερη εξαιτίας των αντίθετων μεταβολών που έχουν αναφερθεί.

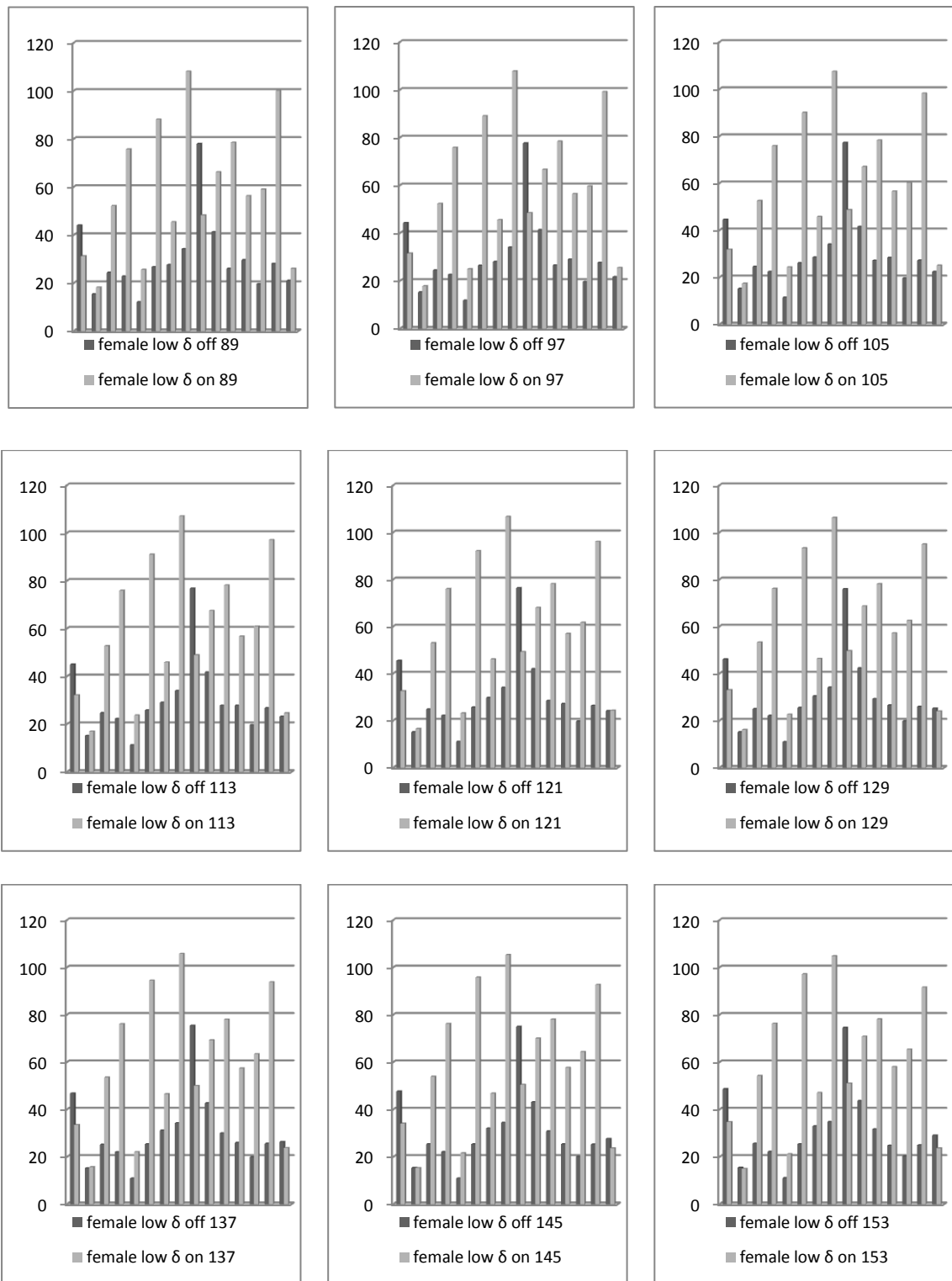




Σχήμα 81- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός δ- Ανδρικό Φύλο

#### 5.3.2.2.8 Ρυθμός δ- Γυναικείο Φύλο

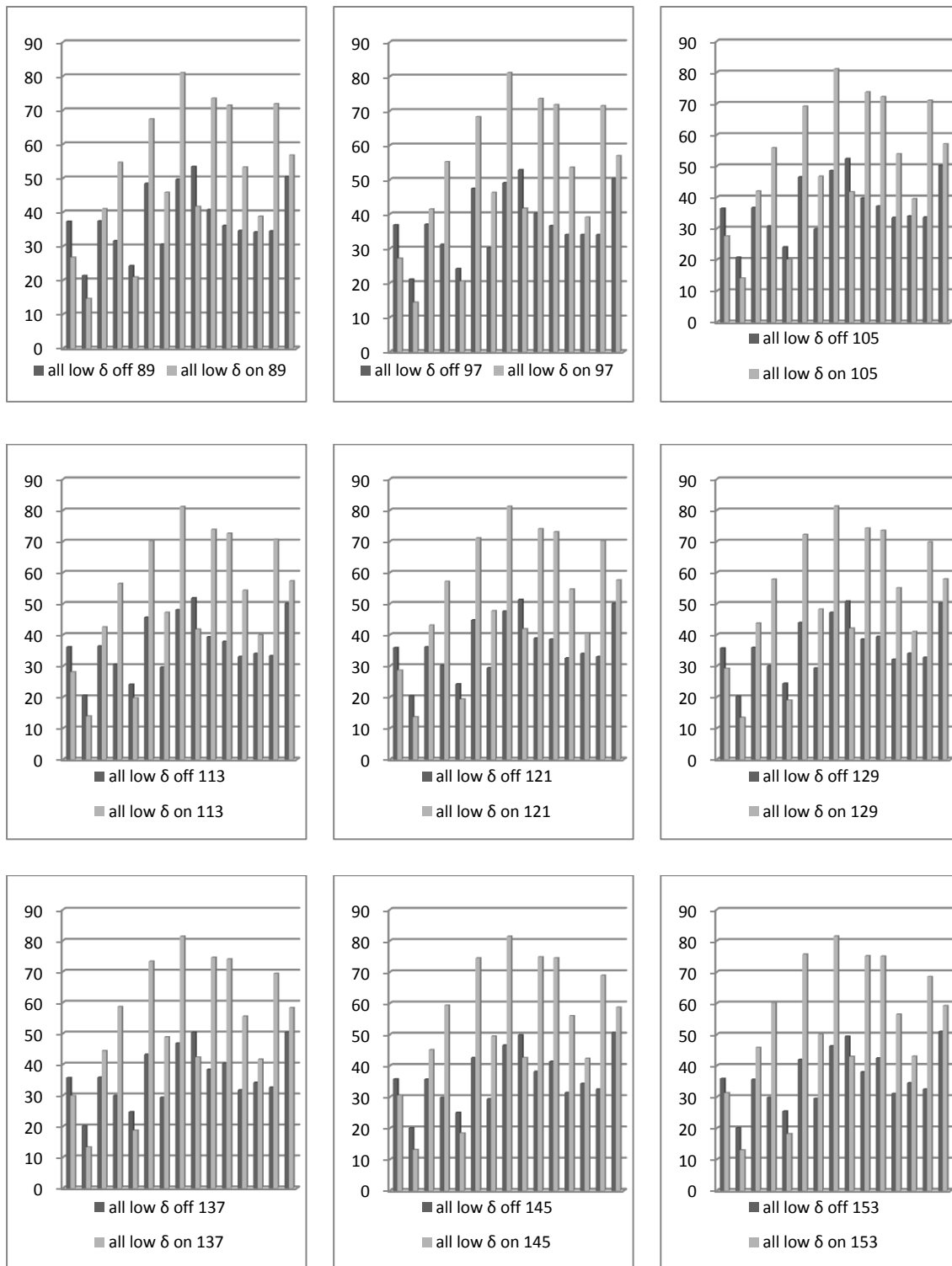
Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1, 3, 7 και 10 αυξάνεται πάντα, ανεξαρτήτως ακτινοβολίας. Το αντίθετο συμβαίνει στο ηλεκτρόδιο 14 ενώ η ενέργεια του ηλεκτροδίου 4 παραμένει σχεδόν σταθερή. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 5 και 8 απουσία ακτινοβολίας παραμένει σχεδόν αμετάβλητη ενώ παρουσία ακτινοβολίας μειώνεται. Για τα ηλεκτρόδια 6, 9 και 12 ισχύει ότι η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας μειώνεται ενώ παρουσία αυτής αυξάνεται. Το αντίθετο παρατηρείται στο ηλεκτρόδιο 15. Τέλος, η ενέργεια του ηλεκτροδίου 11 αυξάνεται απουσία ακτινοβολίας και παραμένει σταθερή παρουσία αυτής. Η αντίθετη τάση σημειώνεται στο ηλεκτρόδιο 13. Στα ηλεκτρόδια 2 και 15 αρχικά είναι μεγαλύτερη η ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας. Η τάση αυτή ανατρέπεται τις τελευταίες στιγμές παρατήρησης εξαιτίας των αντίθετων μεταβολών που σημειώνονται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 1 και 9 είναι μεγαλύτερη απουσία ακτινοβολίας ενώ το αντίθετο συμβαίνει στα υπόλοιπα ηλεκτρόδια.



Σχήμα 82- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός  $\delta$ - Γυναικείο Φύλο

### 5.3.2.2.9 Ρυθμός $\delta$ - Συνολικά

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα διαγράμματα που δίνουν τη διαχρονική εξέλιξη του ρυθμού  $\delta$  στο σύνολο του δείγματος.

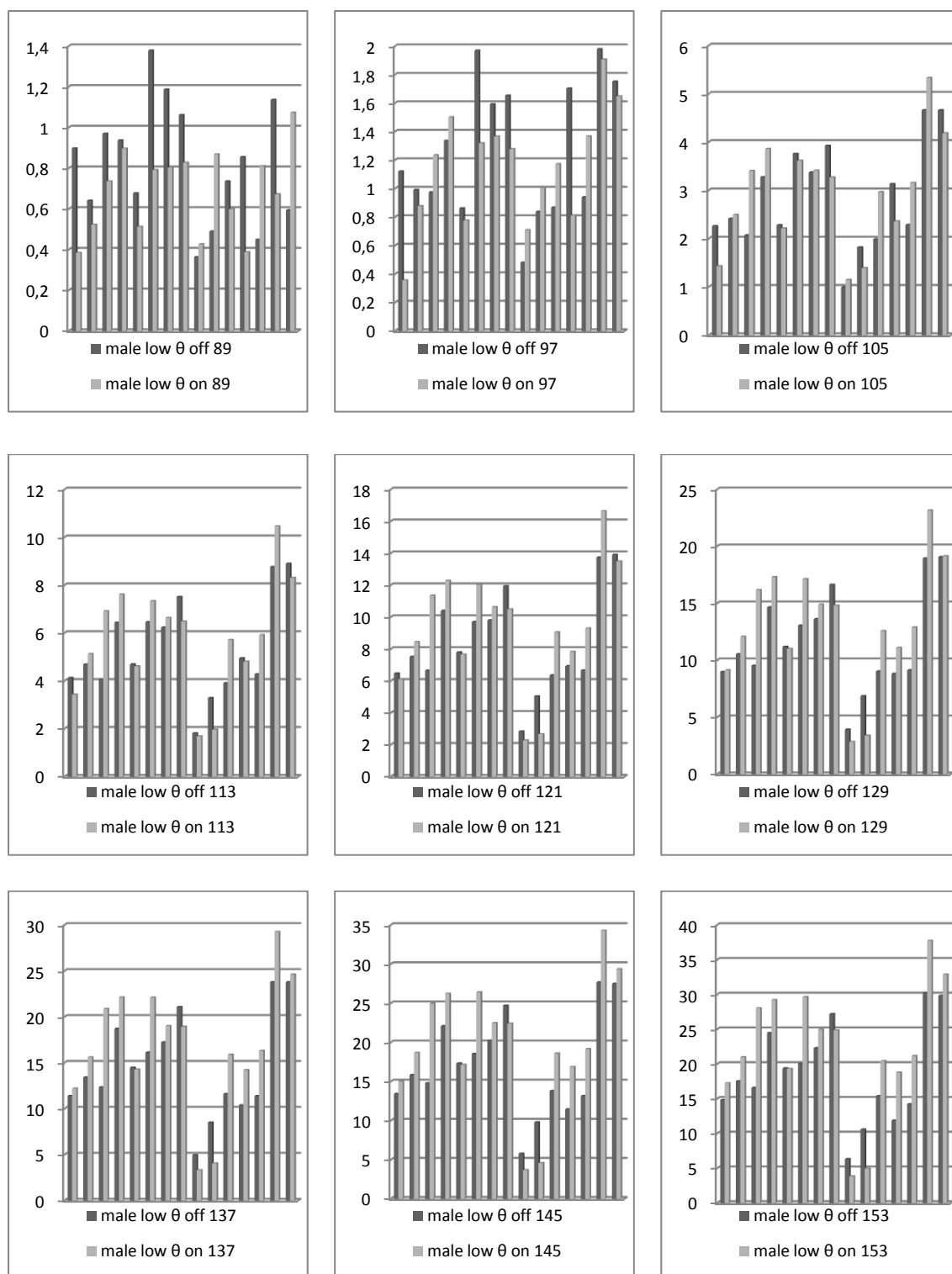


Σχήμα 83- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός  $\delta$ - Συνολικά

### 5.3.2.2.10 Ρυθμός $\theta$ - Ανδρικό Φύλο

Η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων, ανεξαρτήτως ακτινοβολίας, αυξάνεται. Για τα ηλεκτρόδια 2, 3, 4, 7, 11, 13 και 14 η ενέργεια παρουσία ακτινοβολίας είναι σχεδόν πάντα μεγαλύτερη. Το αντίθετο ισχύει για τα ηλεκτρόδια 5, 8 και 10. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια υπάρχουν διαστήματα που η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη και διαστήματα που είναι μικρότερη.

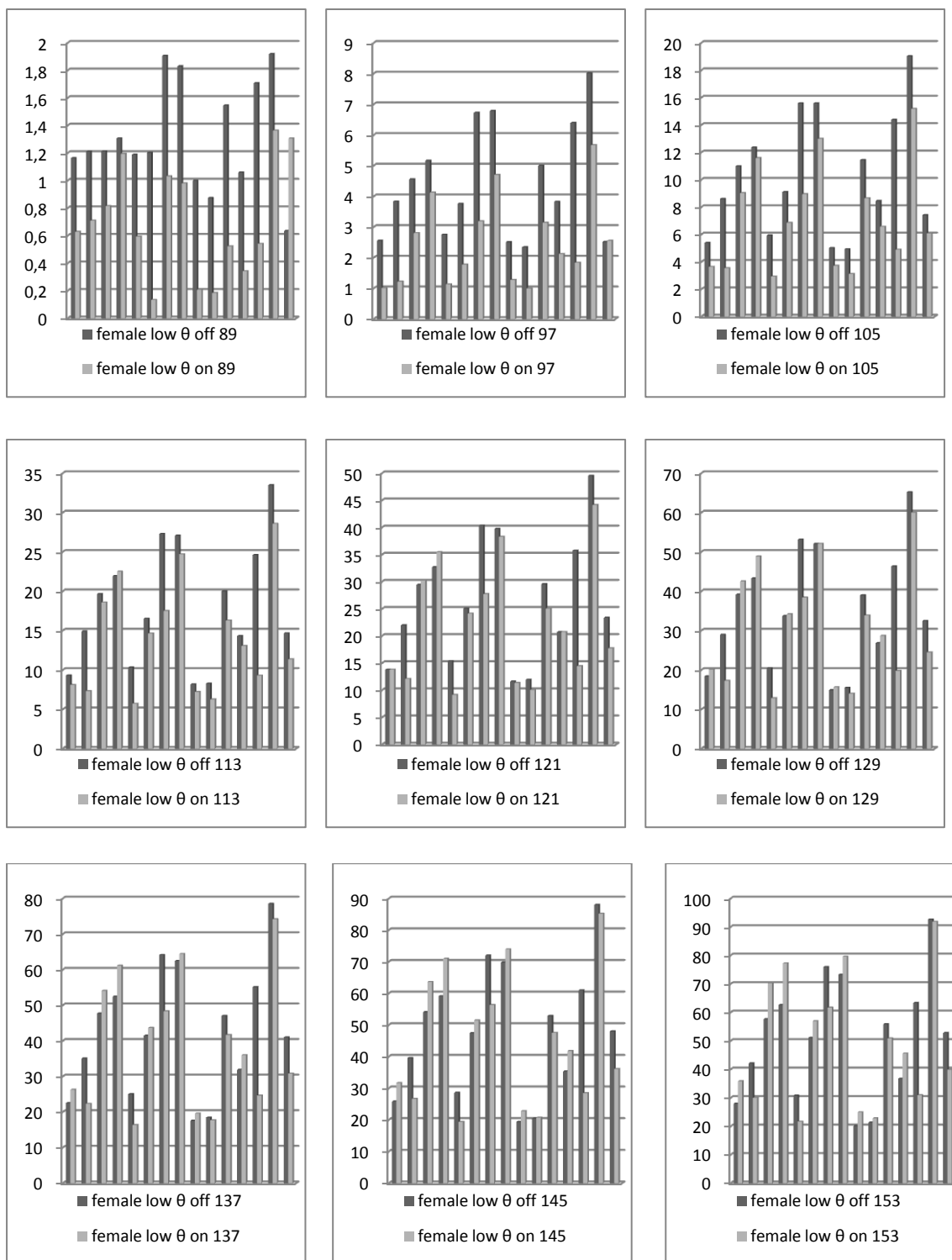




Σχήμα 84- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός θ- Ανδρικό Φύλο

### 5.3.2.2.11 Ρυθμός θ- Γυναικείο Φύλο

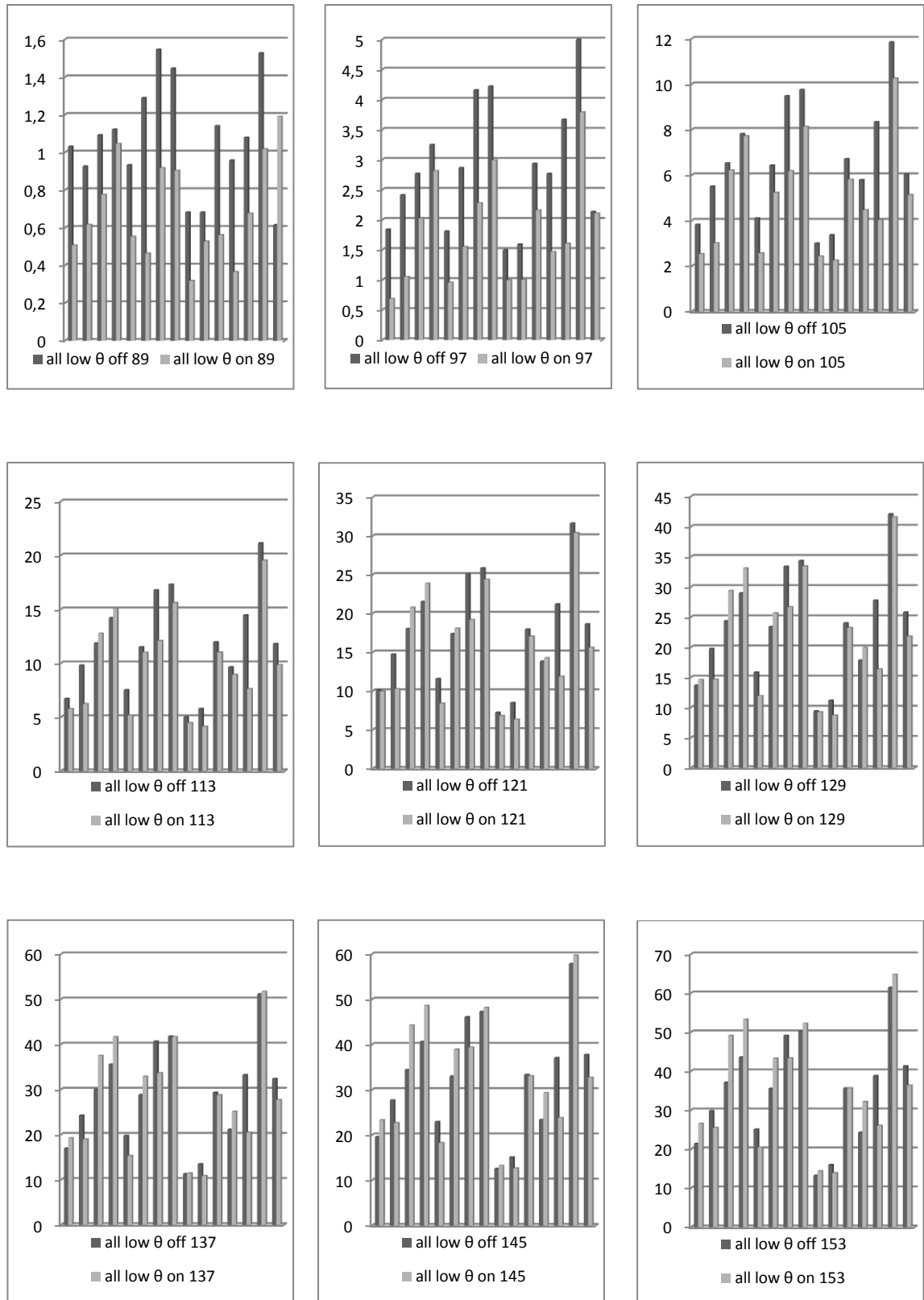
Όπως στο ανδρικό φύλο έτσι και στο γυναικείο, η ενέργεια όλων των ηλεκτροδίων αυξάνεται. Η ενέργεια των ηλεκτροδίων 2, 5, 7, 10, 11, 13, 14 και 15 είναι σχεδόν πάντα μεγαλύτερη απουσία ακτινοβολίας. Για τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια υπάρχουν χρονικά διαστήματα όπου η ενέργεια απουσία ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη και διαστήματα όπου είναι μικρότερη.



Σχήμα 85- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός  $\theta$ - Γυναικείο Φύλο

### 5.3.2.2.12 Ρυθμός $\theta$ - Συνολικά

Στα διαγράμματα που ακολουθούν παρουσιάζεται το πώς εξελίσσεται διαχρονικά ο ρυθμός  $\theta$  για το σύνολο του δείγματος.



Σχήμα 86- Κορύφωση N100- Χαμηλός Τόνος- Ρυθμός  $\theta$ - Συνολικά

# 6

## *Συμπεράσματα*

Λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την επεξεργασία των δεδομένων του πειράματος, μπορούμε να εξάγουμε τα ακόλουθα συμπεράσματα. Πρώτον, η ύπαρξη ακτινοβολίας, σε γενικές γραμμές, επηρεάζει την εξέλιξη των ρυθμών. Οι ρυθμοί που επηρεάζονται εντονότερα είναι οι α και β. Η επιρροή αυτή μπορεί να αφορά είτε στην τιμή της ενέργειας, δηλαδή κάτω από ποια συνθήκη η ενέργεια είναι μεγαλύτερη, είτε και στο ποια τάση μεταβολής της ενέργειας παρουσιάζει διαχρονικά ο ρυθμός. Επιπλέον, το φύλο του κάθε εξεταζόμενου παίζει ρόλο στο πώς επιδρά η Η/Μ ακτινοβολία στον εγκέφαλο. Σε κάποιες περιπτώσεις η ακτινοβολία επηρεάζει με ακριβώς αντίθετο τρόπο το EEG ενός άνδρα και μιας γυναίκας. Επίσης, ανεξαρτήτως της ύπαρξης ακτινοβολίας, ο κάθε ρυθμός μπορεί να εξελίσσεται στο χρόνο διαφορετικά στο κάθε φύλο. Σχετικά με το είδος του ακουστικού ερεθίσματος, επιδρά και αυτό στην εξέλιξη των ρυθμών. Ακόμη, οι ίδιοι οι ρυθμοί δεν επηρεάζονται με τον ίδιο τρόπο από τους παραπάνω παράγοντες (ακτινοβολία, φύλο, ακουστικός τόνος). Τέλος, να αναφερθεί ότι καταγράφονται 15 κυματομορφές που λαμβάνονται από διαφορετικά σημεία του κεφαλιού. Αυτές οι κυματομορφές δεν εξελίσσονται πάντα και κάτω από τις ίδιες συνθήκες με τον ίδιο τρόπο.

Επομένως, δεν μπορεί να διατυπωθεί ένα συμπέρασμα με καθολική ισχύ καθώς πρέπει κάθε συνθήκη να εξετάζεται ξεχωριστά και πάντα υπάρχει περιθώριο περαιτέρω έρευνας και διαφορετικής στατιστικής επεξεργασίας που θα ενισχύει ή όχι τα συμπεράσματα της κάθε προηγούμενης ώστε κάποια στιγμή να εξαχθεί ένα συμπέρασμα.

## **BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

1. Γιόβα Δ., Θεοδοσίου Θ., Αλεξανδράτου Ε., Ατλαμαζόγλου Β., Πολτόπουλος Κ. (2000) **Εισαγωγή στην κυτταρική μηχανική και εφαρμοσμένη βιοφυσική** Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου
2. Bear M, Connors BW, Paradiso MA (2001) **Neuroscience: Exploring the Brain** Lippincott Williams & Wilkins Baltimore USA
3. Brown AG (2001) **Nerve Cells and Nervous Systems: An Introduction to Neuroscience** Springer; 2<sup>nd</sup> edition
4. Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM (2000) **Principles in Neural Science**, McGraw-Hill, New York; 4<sup>th</sup> edition
5. Shepherd GM (1994) **Neurobiology**, Oxford University Press, USA; 3<sup>rd</sup> edition
6. Martin RA, Wallace BG, Fuchs PA, Nicholls JG (2001) **From Neuron to Brain: A Cellular and Molecular Approach to the Function of the Nervous System** Sinauer Associates; 4<sup>th</sup> edition
7. Matthews GG (2001) **Neurobiology: Molecules, Cells and Systems**, Blackwell Publishing, Incorporated; 2<sup>nd</sup> edition
8. Siegel GJ, Albers RW, Brady S, Price DL, American Society of Neurochemistry (2005) **Basic Neurochemistry: Molecular, Cellular and Medical Aspects** (Periodicals), Academic Press; 7<sup>th</sup> edition
9. Wright SH (2004) **Generation of resting membrane potential** Advances in Physiology Education 28(1-4): 139- 142
10. Thompson RF (1985) **The Brain: An Introduction to Neuroscience**, Freeman
11. Taylor DJ, Green NPO Stout GW (2003) **Biological Sciences**, Cambridge University Press, United Kingdom; 3<sup>rd</sup> edition
12. Cobb WA (1983) **Recommendations for the practice of clinical neurophysiology** Amsterdam: Elsevier
13. Ebersole JS (2002) **Current Practice of Clinical Electroencephalography** Lippincott Williams & Wilkins
14. Zani A, Proverbio A (2002) **The Cognitive Electrophysiology of Mind and Brain** Academic Press
15. Κουτσούρης Δ (2000) **Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων** Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου
16. Bronzino JD (2006) **Biomedical Engineering Fundamentals** in “The Electrical Engineering Handbook” CRC Press 3<sup>rd</sup> edition
17. Jasper H (1958) **The ten-twenty electrode system of the international federation** Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 10: 371-375
18. Moore J and Zouridakis G (2003) **Biomedical Technology and Devices Handbook** CRC Press
19. Domach M.M (2003) **Introduction to Biomedical Engineering** Pearson Prentice Hall
20. Epstein CM (1983) **Introduction to EEG and evoked potentials** JB Lippincott Co.Lindsay D, Wicke J (1974) **The electroencephalogram: Autonomous electrical activity in man and**

- animals** in “Bioelectric Recording Techniques” R. Thomson and M. Patterson, Eds. Academic Press, New York
21. Neuper C, Pfurtscheller G (2001) **Evidence for distinct beta resonance frequencies in human EEG related to specific sensorimotor cortical areas** *Clinical Neurophysiology* 112: 2084-2097
  22. Wrobel A (2000) **Beta activity: A carrier for visual attention** *Acta Neurobiol. Exp.* 60: 247-260
  23. Klimesch W (1999) **EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis** *Brain Res Brain Res Rev* 29: 169-195
  24. Markand ON (2003) **Lennox-Gastaut syndrome (childhood epileptic encephalopathy)** *J Clin. Neurophysiol.* 20: 426-441
  25. Huges JR, Fino J, Hart LA (2004) **The EEG profile of patients with uncontrolled vs. controlled seizures** *Clin. EEG Neurosci.* 35(2): 69-77
  26. Basar E et al. Gamma, alpha, delta and theta oscillations govern cognitive processes. *Int J Psychophysiol.* 2001. 39: p.241-248
  27. Coull JT (1998) **Neural correlates of attention and arousal: Insights from electrophysiology, functional neuroimaging and psychopharmacology** in *Progress in Neurobiology* 55: 343-361
  28. Fabiani M, Gratton G, Coles M (2001) **Event-related Potentials: Methods, theory and applications** in “Handbook of psychophysiology” Cacioppo JT, Tassinari Lg, Bernston G (Eds.), New York: Cambridge University Press, 2<sup>nd</sup> edition 53-84
  29. Νάνου Δ. Ελένη (2007) **Ανάπτυξη μεθοδολογίας μελέτης και αξιολόγησης της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στα ηλεκτρικά σήματα του εγκεφάλου** Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου
  30. Bracewell RN (1999) **The Fourier Transform & Its Applications** McGraw-Hill Science/Engineering/Math; 3<sup>rd</sup> edition
  31. Hardy GH, Rogosinski WW (1999) **Fourier Series** Dover Publications, New Ed edition
  32. Λάμπρου Β. Μαρία (2008) **Επεξεργασία σημάτων ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος με χρήση wavelets υπό την επίδραση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας** Εκδόσεις Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου
  33. [http://www.mathworks.com/access/helpdesk\\_r13/help/toolbox/wavelet/ref\\_open.html](http://www.mathworks.com/access/helpdesk_r13/help/toolbox/wavelet/ref_open.html)
  34. [http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/wavelet/ch06\\_ad9.html](http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/wavelet/ch06_ad9.html)
  35. Paul S. Addison (2002) **The Illustrated Wavelet Transform Handbook**, Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance, Institute of Physics
  36. Wen Yu, Haibo He, Nian Zhang (2009) **Advances in Neural Networks- ISSN 2009 Part I** Εκδόσεις Springer
  37. Ivan Soltesz, Kevin Staley (2008) **Computational Neuroscience in Epilepsy** Εκδόσεις Elsevier

