



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

**Μελέτη του Προτύπου των Μετεκφορτίσεων σε Ενδοκράνιες
Καταγραφές Επιληπτικών Ασθενών και της Συσχέτισής τους
με Επιληπτογενείς Εστίες**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Θωμάς Β. Καραθάνος

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Νοέμβριος 2011



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

Μελέτη του Προτύπου των Μετεκφορτίσεων σε Ενδοκράνιες Καταγραφές Επιληπτικών Ασθενών και της Συσχέτισής τους με Επιληπτογενείς Εστίες

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Θωμάς Β. Καραθάνος

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 24^η Νοεμβρίου 2011.

..... Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα Καθηγήτρια Ε.Μ.Π. Διονύσιος - Δημήτριος Κουτσούρης Καθηγητής Ε.Μ.Π. Γεώργιος Μασσόπουλος Επίκουρος Καθηγητής Ε.Μ.Π.
---	--	--

Αθήνα, Νοέμβριος 2011

.....

Θωμάς Β. Καραθάνος

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

Copyright © Θωμάς Καραθάνος, 2011

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Η διέγερση με ηλεκτρικό ρεύμα περιοχών του φλοιού του εγκεφάλου επιληπτικών ασθενών μπορεί να προκαλέσει μετεκφορτίσεις. Σε πολλούς ασθενείς με επιληψία, η αντιμετώπιση της νόσου γίνεται χειρουργικά. Ο προεγχειρητικός έλεγχος των ασθενών αυτών περιλαμβάνει ενδοκράνιες εγκεφαλικές καταγραφές, οι οποίες γίνονται με πλέγματα ηλεκτροδίων, που τοποθετούνται σε επαφή με τον εγκεφαλικό φλοιό. Από τα ίδια ηλεκτρόδια γίνεται διέγερση του εγκεφαλικού φλοιού με σκοπό τη λειτουργική χαρτογράφηση του. Στόχος της εργασίας είναι η ανάπτυξη μεθοδολογιών για τη μελέτη των μετεκφορτίσεων από τις καταγραφές αυτές και η τοπογραφική συσχέτιση των μετεκφορτίσεων με τη ζώνη έναρξης των επιληπτικών κρίσεων πάνω στο φλοιό. Χρησιμοποιήθηκε ενδοκράνια ηλεκτροεγκεφαλική καταγραφή 3 ασθενών. Οι μεθοδολογίες που χρησιμοποιήθηκαν περιλαμβάνουν χρήση του αλγορίθμου του K-Κοντινότερου Γείτονα για τον υπολογισμό της μορφοκλασματικής διάστασης του σήματος, χρήση Διακριτού Μετασχηματισμού Κυματιδίου για τον υπολογισμό των ενεργειών του σήματος ανά ζώνη συχνοτήτων και χρήση μη υπολογιστικών μεγεθών που προέκυψαν από την οπτική επισκόπηση του σήματος. Επιχειρήθηκε συσχέτιση των θέσεων εμφάνισης των μετεκφορτίσεων και των θέσεων των διεγέρσεων που προκαλούν τις μετεκφορτίσεις με τη ζώνη έναρξης των επιληπτικών κρίσεων. Με τη μέθοδο του Διακριτού Μετασχηματισμού Κυματιδίου διαπιστώθηκε η υψηλή ενέργεια των μετεκφορτίσεων στις ζώνες συχνοτήτων 6.25-12.5Hz και 12.5-25Hz, ενώ με τη μέθοδο του K-Κοντινότερου Γείτονα διαπιστώθηκε η μικρή μορφοκλασματική διάσταση των μετεκφορτίσεων. Σε 2 από τους ασθενείς, εντοπίστηκε μία περιοχή ενός μοναδικού ηλεκτροδίου που κατά τη διέγερση του προκαλεί μετεκφορτίσεις με μικρή μορφοκλασματική διάσταση και μεγάλη ενέργεια στις συχνότητες 6.25-25Hz. Κάποια ηλεκτρόδια της ζώνης έναρξης των επιληπτικών κρίσεων σε κάθε ασθενή παρουσίασαν υψηλές τιμές μέσης σχετικής ενέργειας στις ζώνες συχνοτήτων 6.25-12.5Hz και 12.5-25Hz, αλλά δεν κατέστη δυνατό να αποδειχθεί η ύπαρξη θετικής συσχέτισης.

Λέξεις-Κλειδιά

ενδοκράνιο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, εγκεφαλικός φλοιός, μετασχηματισμός κυματιδίου, μορφοκλασματική διάσταση

Summary

Study of the Properties of Afterdischarges Occurring during Cortical Stimulation in Epilepsy Patients and Correlation to Seizure-Onset Zones

Electrical stimulation of cortical areas of epilepsy patients can elicit afterdischarges. For many epilepsy patients, surgery is necessary. Presurgical evaluation process includes intracranial electroencephalography using electrode grids placed on the cortex. Through the same electrodes, cortical stimulation can be applied for the purpose of functional cortical mapping. The aim of the current thesis was the development of a methodology for the study of afterdischarges and the correlation of afterdischarge locations to seizure-onset zones. The intracranial electroencephalogram of three patients was studied. The methods used included the k-Nearest-Neighbor algorithm for the evaluation of the fractal dimension of the signal as a measure of its self-similarity, the Discrete Wavelet Transform for the computation of energy component per frequency band and the use of simple values determined through visual inspection. The correlation of both the locations where the afterdischarges occur and the sites of afterdischarge-eliciting stimulation to the seizure onset zones was attempted. With the use of the Discrete Wavelet Transform, it was confirmed that the 6.25-12.5Hz and 12.5-25Hz frequency bands of afterdischarges have high relative energy values, while the use of the k-Nearest-Neighbor algorithm confirmed the low fractal dimension of the afterdischarge signal. In two of the patients, a single electrode area was discovered to elicit afterdischarges of both high energy in the 6.25-25Hz range and low fractal dimension when stimulated. Some electrodes in the seizure-onset zone of each patient were found to have a high mean partial energy component in the 6.25-12.5Hz and 12.5-25Hz frequency bands, but a strong positive correlation could not be established.

Keywords

electroencephalogram, iEEG, afterdischarges, epileptiform discharges, fractal dimension, discrete wavelet transform, seizure-onset zones

Ευχαριστίες

Θα ήθελα κατ' αρχάς να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα καθηγήτρια κα Κωνσταντίνα Νικήτα για την ανάθεση της παρούσας διπλωματικής εργασίας και για την βοήθειά και την καθοδήγησή της καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησής της.

Οφείλω ιδιαίτερες ευχαριστίες στη Δρ. Γεωργία-Σταυρούλα Πολυχρονάκη για την καθοριστική βοήθεια που μου παρείχε. Η συμβολή της ήταν ανεκτίμητη τόσο για την κατανόηση των θεμάτων του κεφαλαίου 4 που άπτονται άμεσα των ερευνητικών της ενδιαφερόντων, όσο και για τη συγγραφή της εργασίας και την παρουσίαση των αποτελεσμάτων.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον υποψήφιο διδάκτορα Νικόλαο Τσιαπάρα για τη συνδρομή του και τις παρατηρήσεις του σχετικά με τα περιεχόμενα του κεφαλαίου 5.

Θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές ευχαριστίες μου στον επίκουρο καθηγητή Ιατρικής του ΕΚΠΑ κο Στέργιο-Στυλιανό Γκατζώνη για την ουσιαστική βοήθεια που μου προσέφερε στην κατανόηση της και της ιατρικής μεθοδολογίας, η οποία ήταν απαραίτητη για την εκπόνηση αυτής της διεπιστημονικού περιεχομένου εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κο Γκατζώνη και τα υπόλοιπα μέλη της Μονάδας Χειρουργικής της Επιληψίας του Νοσοκομείου Ευαγγελισμός (με επικεφαλής τον καθηγητή Δαμιανό Σακά) για την παραχώρηση των ενδοκράνιων ηλεκτροεγκεφαλογραφικών καταγραφών που μελετήθηκαν στην παρούσα εργασία.

Περιεχόμενα

Περίληψη	5
Λέξεις-Κλειδιά	5
Summary	6
Keywords	6
Ευχαριστίες	7
Ευρετήριο Εικόνων	10
Πρόλογος	16
1. Εγκέφαλος και Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα	17
1.1. Ο Νευρώνας	17
1.2. Ο Ανθρώπινος Εγκέφαλος	18
1.3. Επιληψία	19
1.4. Το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα	20
2. Μετεκφορτίσεις	25
3. Απόκτηση και Επεξεργασία του Σήματος	28
3.1. Λήψη του Σήματος	28
3.2. Καταγραφή του Σήματος	32
3.3. Προεπεξεργασία	33
3.4. Φύση του Σήματος	35
4. Fractals και Μορφοκλασματική Διάσταση	38
4.1. Fractals	38
4.2. Μορφοκλασματική Διάσταση	40
4.3. Ο Αλγόριθμος k-Κοντινότερου Γείτονα	42
4.4. Ανάπτυξη Μεθοδολογίας Βάσει του Αλγορίθμου k-Κοντινότερου Γείτονα για Μελέτη των Μετεκφορτίσεων	43
5. Μετασχηματισμός Κυματιδίου	45
5.1. Μετασχηματισμός Fourier και STFT	45
5.2. Αρχή Απροσδιοριστίας	46
5.3. Συνεχής Μετασχηματισμός Κυματιδίου	47
5.4. Διακριτός Μετασχηματισμός Κυματιδίου	47
5.5. Ανάπτυξη μεθοδολογίας για τη μελέτη των μετεκφορτίσεων βάσει του διακριτού μετασχηματισμού κυματιδίου	50
6. Αποτελέσματα	52
6.1. Αποτελέσματα με Διακριτό Μετασχηματισμό Κυματιδίου	52
6.2. Αποτελέσματα Υπολογισμού Μορφοκλασματικής Διάστασης	56

6.3. Μέθοδος Απεικόνισης Αποτελεσμάτων	57
6.4. Απεικόνιση Μεγεθών Μετεκφορτίσεων Κάθε Ηλεκτροδίου	61
6.5. Απεικόνιση Μεγεθών που Προκύπτουν από Ερεθισμό Κάθε Ηλεκτροδίου	82
7. Συζήτηση.....	97
Μελλοντική Έρευνα	98
Βιβλιογραφία	100
Ξενόγλωσση Βιβλιογραφία	100
Ελληνική Βιβλιογραφία.....	103
Ηλεκτρονική Βιβλιογραφία	103

Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1.1 Η μορφολογία του νευρώνα _____	17
Εικόνα 1.2. Η μεταβολή του δυναμικού δράσης της κυτταρικής μεμβράνης του νευρώνα _____	18
Εικόνα 1.3 Απεικόνιση των εγκεφαλικών λοβών και κάποιων ανατομικών χαρακτηριστικών του εγκεφάλου σε πλάγια όψη από αριστερά και σε τομή _____	19
Εικόνα 3.2. Εν τω βάθει ηλεκτρόδια με ποικίλο αριθμό επαφών _____	29
Εικόνα 3. 3 Συνοπτική παρουσίαση της διάταξης καταγραφής _____	30
Εικόνα 3.4 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων και σημεία επιληπτικής δραστηριότητας στον Ασθενή 2. Με έντονο κόκκινο σημειώνονται οι περιοχές έναρξης της κρίσης, _____	31
Εικόνα 3.5 Λειτουργικός χάρτης φλοιού για τον Ασθενή 1 _____	32
Εικόνα 3.6. Οπτικοποίηση ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος με το πρόγραμμα TwinLOOK _____	33
Εικόνα 3.7. Μετεκφόρτιση με μορφή ρυθμικών κυμάτων, τμήμα διάρκειας 3 sec _____	36
Εικόνα 3.8. Μετεκφόρτιση με μορφή συμπλεγμάτων αιχμής-κύματος, τμήμα διάρκειας 3 sec _____	36
Εικόνα 3.9. Μετεκφόρτιση με μορφή συμπλεγμάτων πολυαιχμής-κύματος, τμήμα διάρκειας 3 sec _____	36
Εικόνα 3.10. Μετεκφόρτιση με μορφή ακολουθιακών αιχμών, τμήμα διάρκειας 3 sec _____	36
Εικόνα 3.11. Πριν από τον ερεθισμό 10mA μεταξύ E1 και E2, παρατηρείται θόρυβος στο σήμα των αντίστοιχων καναλιών. Στην πραγματικότητα, τα ηλεκτρόδια έχουν αποσυνδεθεί από τα αντίστοιχα κανάλια και δεν παρέχουν πλέον κάποια ουσιαστική πληροφορία. _____	37
Εικόνα 4.1. Συνάρτηση Weierstrass _____	38
Εικόνα 4.2. Χιονονιφάδα του Koch για N=1 _____	39
Εικόνα 4.3. Χιονονιφάδα του Koch για N=2 _____	39
Εικόνα 4.4. Χιονονιφάδα του Koch για N=3. _____	39
Εικόνα 4.5. Χιονονιφάδα του Koch για N=4. _____	40
Εικόνα 4.6. Το χαλί του Sierpinski _____	41
Εικόνα 5.1. Διαδικασία φιλτραρίσματος και υποδειγμάτισης για υπολογισμό των συντελεστών του διακριτού μετασχηματισμού wavelet. _____	48
Εικόνα 5.2. Διαδοχικά φιλτραρίσματα του σήματος κατά τον διακριτό μετασχηματισμό wavelet για σήμα με συχνότητα δειγματοληψίας $f=2\pi$ _____	49
Εικόνα 5.3. Σύγκριση DWT και STFT _____	49
Εικόνα 5.4. Οι συναρτήσεις φ , ψ και τα φίλτρα που αντιστοιχούν στο κυματίδιο bior3.7 (εικόνα από το wavelet toolbox του matlab) _____	50
Εικόνα 6.1. Το σήμα στο ηλεκτρόδιο A12 στον Ασθενή 2 κατά τη διάρκεια του ερεθισμού των ηλεκτροδίων C2-C3 με 10mA και κατά τη μετεκφόρτιση που βρίσκεται στο χρονικό διάστημα που ακολουθεί _____	52
Εικόνα 6.2. Διακριτός Μετασχηματισμός Wavelet του σήματος του ηλεκτροδίου A12 στον Ασθενή 2 κατά τον ερεθισμό των ηλεκτροδίων C2-C3 με 10mA και το χρονικό παράθυρο που ακολουθεί. _____	52
Εικόνα 6.3. Αναλυτική απεικόνιση των 6 συντελεστών προσέγγισης και των 6 συντελεστών λεπτομέρειας των οποίων οι ενέργειες εμφανίζονται στην εικόνα 2.2. _____	53
Εικόνα 6.4. Απεικόνιση των μέσων ενεργειών ανά ζώνη συχνοτήτων ως προς το χρόνο (με μη επικαλυπτόμενα παράθυρα 1s) στο ηλεκτρόδιο A12 στον Ασθενή 2, κατά τη μετά τον ερεθισμό των ηλεκτροδίων C2-C3 με ρεύμα 10mA _____	54
Εικόνα 6.5. Απεικόνιση των σχετικών μέσων ενεργειών ανά ζώνη συχνοτήτων ως προς το χρόνο (με μη επικαλυπτόμενα παράθυρα 1s) στο ηλεκτρόδιο A12 στον Ασθενή 2, κατά τη μετά τον ερεθισμό των ηλεκτροδίων C2-C3 με ρεύμα 10mA _____	54

Εικόνα 6.6. Το σήμα στο ηλεκτρόδιο C16 στον Ασθενή 2 μετά από ερεθισμό. Δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. _____	55
Εικόνα 6.7. Απεικόνιση των σχετικών μέσων ενεργειών ανά ζώνη συχνοτήτων ως προς το χρόνο (με μη επικαλυπτόμενα παράθυρα 1s) στο ηλεκτρόδιο C16 στον Ασθενή 2, κατά τη μετά τον ερεθισμό των ηλεκτροδίων C2-C3 με ρεύμα 10mA. Στο ηλεκτρόδιο αυτό δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. _____	55
Εικόνα 6.8. Απεικόνιση της μορφοκλασματικής διάστασης όλων των καναλιών του ΗΕΓ του Ασθενή 2 μετά από ερεθισμό 10mA μεταξύ των ηλεκτροδίων C3-C4 ως προς το χρόνο, με χρήση μη επικαλυπτόμενων παραθύρων 2s. Με κόκκινο οι περιοχές στις οποίες παρατηρείται μετεκφόρτιση. _____	56
Εικόνα 6.9. Απεικόνιση της μορφοκλασματικής διάστασης των σημάτων στα ηλεκτρόδια A12-A15 στο ΗΕΓ του Ασθενή 2 μετά από ερεθισμό 10mA μεταξύ των ηλεκτροδίων C3-C4 ως προς το χρόνο, με χρήση μη επικαλυπτόμενων παραθύρων 2s. Με κόκκινο οι περιοχές στις οποίες παρατηρείται μετεκφόρτιση. (λεπτομέρεια της εικόνας 6.8) _____	56
Εικόνα 6.10. Απεικόνιση της μορφοκλασματικής διάστασης των σημάτων στα ηλεκτρόδια A12-A15 στο ΗΕΓ του Ασθενή 2 μετά από ερεθισμό 10mA μεταξύ των ηλεκτροδίων C3-C4 ως προς το χρόνο, με χρήση επικαλυπτόμενων παραθύρων διάρκειας 2s με επικάλυψη 50%. Με κόκκινο οι περιοχές στις οποίες παρατηρείται μετεκφόρτιση. (λεπτομέρεια της εικόνας 6.8) _____	57
Εικόνα 6.11. Χάρτης ηλεκτροδίων και σημεία επιληπτικής δραστηριότητας στον Ασθενή 1. Με έντονο κόκκινο σημειώνονται οι περιοχές έναρξης της κρίσης. Απεικονίζονται μόνο τα ηλεκτρόδια στα οποία έγινε καταγραφή. _____	58
Εικόνα 6.12. Απεικόνιση των πλεγμάτων ηλεκτροδίων για τον Ασθενή 1. Με κόκκινο οι περιοχές έναρξης των κρίσεων, όπως καθορίστηκαν από ιατρό. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο _____	58
Εικόνα 6.13 Χάρτης ηλεκτροδίων και σημεία επιληπτικής δραστηριότητας στον Ασθενή 2. Με έντονο κόκκινο σημειώνονται οι περιοχές έναρξης της κρίσης. _____	59
Εικόνα 6.14. Απεικόνιση των πλεγμάτων ηλεκτροδίων για τον Ασθενή 2. Με κόκκινο οι περιοχές έναρξης των κρίσεων, όπως καθορίστηκαν από ιατρό. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	59
Εικόνα 6.15 Χάρτης ηλεκτροδίων και σημεία επιληπτικής δραστηριότητας στον Ασθενή 3. Με έντονο κόκκινο σημειώνονται οι περιοχές έναρξης των κρίσεων. _____	60
Εικόνα 6.16. Απεικόνιση των πλεγμάτων ηλεκτροδίων για τον Ασθενή 3. Με κόκκινο οι περιοχές έναρξης των κρίσεων, όπως καθορίστηκαν από ιατρό. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	60
Εικόνα 6.17. Συνολική διάρκεια των μετεκφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	61
Εικόνα 6.18. Συνολικός αριθμός μετεκφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	62
Εικόνα 6.19. Συνολική διάρκεια των μετεκφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	63
Εικόνα 6.20. Συνολικός αριθμός μετεκφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	63
Εικόνα 6.21. Συνολική διάρκεια των μετεκφορτίσεων σε grayscale. Με λευκό οι περιοχές χωρίς μετεκφορτίσεις, πιο σκούρο χρώμα για μεγαλύτερη διάρκεια των μετεκφορτίσεων _____	64
Εικόνα 6.22. Συνολική διάρκεια των μετεκφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	65

Εικόνα 6.23. Συνολικός αριθμός μετεκφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	65
Εικόνα 6.24. Οι μέσες μορφοκλασματικές διαστάσεις (υπολογισμένες με αλγόριθμο ΚΚΓ) των μετεκφορτίσεων που εμφανίζονται ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm. _____	66
Εικόνα 6.25. Οι μέσες τιμές για όλες τις μετεκφορτίσεις της ελάχιστης μορφοκλασματικής διάστασης (υπολογισμένης με αλγόριθμο ΚΚΓ) παραθύρου ανά μετεκφόρτιση, ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm. _____	67
Εικόνα 6.26. Οι μέσες μορφοκλασματικές διαστάσεις (υπολογισμένες με αλγόριθμο ΚΚΓ) των μετεκφορτίσεων που εμφανίζονται ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm. _____	68
Εικόνα 6.27. Οι μέσες τιμές για όλες τις μετεκφορτίσεις της ελάχιστης μορφοκλασματικής διάστασης (υπολογισμένης με αλγόριθμο ΚΚΓ) παραθύρου ανά μετεκφόρτιση, ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm. _____	68
Εικόνα 6.28. Οι μέσες μορφοκλασματικές διαστάσεις των μετεκφορτίσεων που εμφανίζονται ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	69
Εικόνα 6.29. Οι μέσες τιμές για όλες τις μετεκφορτίσεις της ελάχιστης μορφοκλασματικής διάστασης (υπολογισμένης με αλγόριθμο ΚΚΓ) παραθύρου ανά μετεκφόρτιση, ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	70
Εικόνα 6.30. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετεκφορτίσεις στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	71
Εικόνα 6.31. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	71
Εικόνα 6.32. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	72
Εικόνα 6.33. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετεκφορτίσεις στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	73
Εικόνα 6.34. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	73
Εικόνα 6.35. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	74
Εικόνα 6.36. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετεκφορτίσεις στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	75
Εικόνα 6.37. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	75
Εικόνα 6.38. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	76

Εικόνα 6.39. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας του συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετεκφορτίσεις στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	76
Εικόνα 6.40. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	77
Εικόνα 6.41. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	77
Εικόνα 6.42. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας του συντελεστή λεπτομέρειας 3 (12.5-25Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετεκφορτίσεις στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	79
Εικόνα 6.43. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 3 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	79
Εικόνα 6.44. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 3 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	80
Εικόνα 6.45. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (6.25-12.5Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετεκφορτίσεις στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	80
Εικόνα 6.46. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	81
Εικόνα 6.47. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	81
Εικόνα 6.48. Συνολική διάρκεια μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	83
Εικόνα 6.49. Συνολικός αριθμός μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	83
Εικόνα 6.50. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1.	84
Εικόνα 6.51. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1.	84
Εικόνα 6.52. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1.	85
Εικόνα 6.53. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1.	86
Εικόνα 6.54. Μέση μορφοκλασματική διάσταση (υπολογισμένη με αλγόριθμο KKG) των μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. Με μαύρο οι περιοχές που δεν ερεθίζονται ή ο ερεθισμός τους δεν προκαλεί μετεκφορτίσεις.	86
Εικόνα 6.55. Συνολική διάρκεια μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.	87

Εικόνα 6.56. Συνολικός αριθμός μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	88
Εικόνα 6.57. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. _____	88
Εικόνα 6.58. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. _____	89
Εικόνα 6.59. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	89
Εικόνα 6.60. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. _____	90
Εικόνα 6.61. Μέση μορφοκλασματική διάσταση των μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. Με μαύρο οι περιοχές που δεν ερεθίζονται ή ο ερεθισμός τους δεν προκαλεί μετεκφορτίσεις. _____	90
Εικόνα 6.62. Συνολική διάρκεια μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	91
Εικόνα 6.63. Συνολικός αριθμός μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	92
Εικόνα 6.64. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 3 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	92
Εικόνα 6.65. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 3 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	93
Εικόνα 6.66. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	93
Εικόνα 6.67. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. _____	94
Εικόνα 6.68. Μέση μορφοκλασματική διάσταση των μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. Με μαύρο οι περιοχές που δεν ερεθίζονται ή ο ερεθισμός τους δεν προκαλεί μετεκφορτίσεις. _____	94
Εικόνα 6.69. Μέσος όρος των ελάχιστων μορφοκλασματικών διαστάσεων των μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. Με μαύρο οι περιοχές που δεν ερεθίζονται ή ο ερεθισμός τους δεν προκαλεί μετεκφορτίσεις. _____	95

Εικόνα 6.70. Περιοχές όπου εμφανίζονται μετεκφορτίσεις (πράσινο χρώμα) μετά από διέγερση 10mA μεταξύ των ηλεκτροδίων C49-C50 στο ΗΕΓ του Ασθενή 2. _____ 96

Πρόλογος

Κατά τον προεγχειρητικό έλεγχο των επιληπτικών ασθενών που πρόκειται να χειρουργηθούν, εφαρμόζονται κάποιες διεγέρσεις πάνω στον εγκεφαλικό φλοιό. Αυτές οι διεγέρσεις συχνά προκαλούν κάποιες επιληπτόμορφες αποκρίσεις, τις μετεκφορτίσεις, οι οποίες καταγράφονται με ενδοκράνιο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Στην παρούσα εργασία μελετώνται οι μετεκφορτίσεις και επιχειρείται να συσχετιστούν τα τμήματα του εγκεφάλου που σχετίζονται με τη δημιουργία τους με τα τμήματα του εγκεφάλου που σχετίζονται με την έναρξη των επιληπτικών κρίσεων.

Στο Κεφάλαιο 1 γίνεται μία πολύ σύντομη εισαγωγή στη φυσιολογία του εγκεφάλου, τη λειτουργία των νευρώνων και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα.

Στο Κεφάλαιο 2 γίνεται επισκόπηση της ως τώρα βιβλιογραφίας που σχετίζεται με τις μετεκφορτίσεις.

Στο κεφάλαιο 3 παρουσιάζεται αναλυτικά η διαδικασία καταγραφής και η διαδικασία της αρχικής επεξεργασίας του σήματος.

Στο κεφάλαιο 4 γίνεται μία εισαγωγή στην έννοια της μορφοκλασματικής διάστασης και αναλύεται ο αλγόριθμος k-Κοντινότερου Γείτονα που χρησιμοποιήθηκε

Στο κεφάλαιο 5 γίνεται εισαγωγή στο αντικείμενο των κυματιδίων και ειδικά στο διακριτό μετασηματισμό κυματιδίου που χρησιμοποιήθηκε.

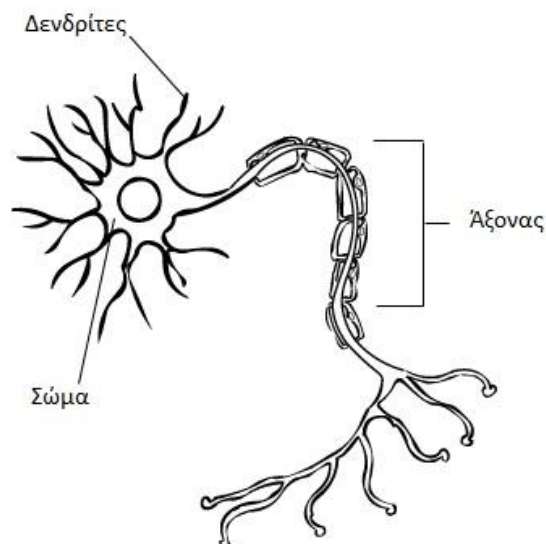
Στο κεφάλαιο 6 παρουσιάζονται αναλυτικά τα αποτελέσματα της επεξεργασίας.

Στο κεφάλαιο 7 συζητώνται συνοπτικά τα αποτελέσματα και γίνονται προτάσεις για περαιτέρω έρευνα.

1. Εγκέφαλος και Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

1.1. Ο Νευρώνας

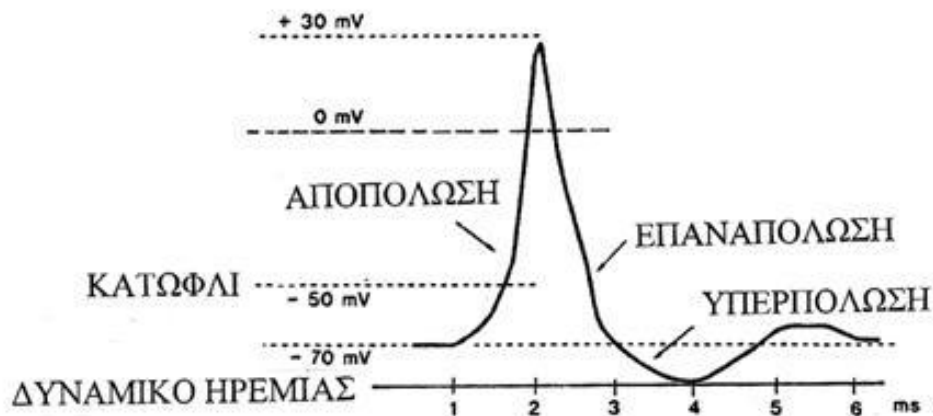
Ο νευρώνας είναι η βασική δομική και λειτουργική μονάδα του νευρικού συστήματος. Ο νευρώνας αποτελείται από 3 κύρια μέρη: Το σώμα, το οποίο είναι το κυρίως μέρος του κυττάρου και περιέχει τον πυρήνα, τον νευράξονα, ο οποίος είναι μία ηλεκτρικά αγωγίμη λεπτή ίνα η οποία μπορεί να έχει πολύ μεγάλο μήκος και μεταφέρει την ηλεκτρική πληροφορία, και τους δενδρίτες, οι οποίοι είναι λεπτές δενδροειδείς προεκβολές τους σώματος. Στο σώμα και τους δενδρίτες κάθε νευρώνα βρίσκονται χιλιάδες μικρές απολήξεις, οι συνάψεις, κάθε μία από τις οποίες συνδέεται με τον άξονα ενός άλλου νευρώνα. Ο νευρώνας είναι ένα σύστημα πολλών εισόδων και μίας εξόδου, με τις συνάψεις να αποτελούν τις εισόδους και το δυναμικό που μεταδίδεται στον άξονα την έξοδο.



Εικόνα 1.0-1 Η μορφολογία του νευρώνα

Υπό κανονικές συνθήκες, υπάρχει μία διαφορά δυναμικού μεταξύ του εσωτερικού του νευρώνα και του εξωκυττάριου χώρου, δηλαδή εκατέρωθεν της κυτταρικής μεμβράνης, της τάξης των -70mV . Τα ερεθίσματα από τις συνάψεις αθροίζονται, προκαλώντας μεταβολή του δυναμικού αυτού. Αν το δυναμικό του νευρώνα αυξηθεί ξεπερνώντας κάποιο κατώφλι, περίπου -50mV , παρατηρείται μία ταχεία αυξομείωση του δυναμικού της μεμβράνης. Το δυναμικό του εσωτερικού του νευρώνα αυξάνεται πολύ γρήγορα (αποπόλωση) μέχρι τα $+30\text{mV}$ περίπου και στη συνέχεια μειώνεται εξίσου γρήγορα (επαναπόλωση). Αφού αποκτήσει για λίγο ακόμα πιο αρνητικό δυναμικό, περίπου -90mV , στη φάση της υπερπόλωσης, η οποία διαρκεί λίγο περισσότερο από τις προηγούμενες, επιστρέφει στην αρχική κατάσταση. Η όλη

διαδικασία διαρκεί λίγα ms. Οι μεταβολές του δυναμικού γίνονται με τη βοήθεια των αντλιών ιόντων της κυτταρικής μεμβράνης.

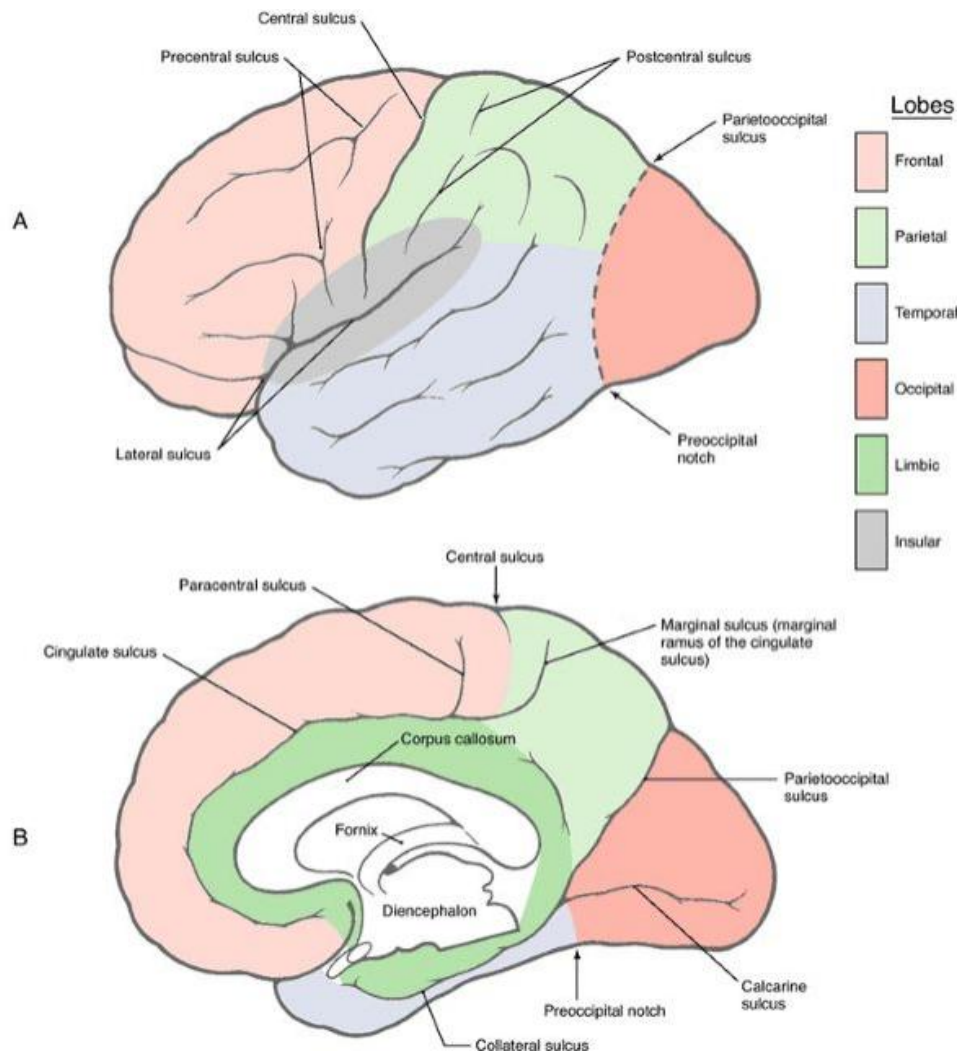


Εικόνα 1. 0-2. Η μεταβολή του δυναμικού δράσης της κυτταρικής μεμβράνης του νευρώνα

1.2. Ο Ανθρώπινος Εγκέφαλος

Ο εγκέφαλος του ανθρώπου αποτελείται από περίπου 100.000.000.000 νευρώνες και παρεμφερή αριθμό νευρογλοιακών κυττάρων, κύριος ρόλος των οποίων είναι η στήριξη και η προστασία των νευρώνων. Έχει σχήμα περίπου ωοειδές. Αποτελείται από τον κυρίως εγκέφαλο, την παρεγκεφαλίδα και το εγκεφαλικό στέλεχος. Ο κυρίως εγκέφαλος περιλαμβάνει δύο συμμετρικά ημισφαίρια, το αριστερό και το δεξί που χωρίζονται μεταξύ τους από την επιμήκη σχισμή. Χαμηλά μεταξύ των ημισφαιρίων βρίσκεται ο διεγκέφαλος, που αποτελείται από το θάλαμο, τον υποθάλαμο και την υπόφυση. Ανατομικά, κάθε ημισφαίριο αποτελείται εξωτερικά από τέσσερις λοβούς, τον μετωπιαίο (frontal lobe), τον κροταφικό (temporal lobe), τον ινιακό (parietal lobe) και τον βρεγματικό (occipital lobe). Ένας πέμπτος λοβός, ο μεταιχμιακός (limbic), βρίσκεται εσωτερικά του εγκεφάλου. Διαχωρίζονται μεταξύ τους με βαθιές αύλακες (sulci). Οι λοβοί απεικονίζονται στην εικόνα 1.3.

Το εξωτερικό μέρος του κυρίως εγκεφάλου, πάχους 2-5mm, ονομάζεται εγκεφαλικός φλοιός. Έχει πολλές εγκολπώσεις, τις έλικες, με αποτέλεσμα να έχει μεγάλη συνολική επιφάνεια. Αποτελείται κυρίως από σώματα νευρώνων.



Εικόνα 1.3 Απεικόνιση των εγκεφαλικών λοβών και κάποιων ανατομικών χαρακτηριστικών του εγκεφάλου σε πλάγια όψη από αριστερά και σε τομή

1.3. Επιληψία

Η επιληψία είναι η δεύτερη πιο συχνή πάθηση του ανθρώπινου νευρικού συστήματος, μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο. Ορίζεται από τους Gibbs και Lennox ως παροξυσμική εγκεφαλική δυσρυθμία [Πατρίκιος, 1962]. Συνίσταται στην εκδήλωση απρόκλητων ισχυρών ηλεκτρικών παλμών ("εκφορτίσεων") στον εγκεφαλικό φλοιό, οι οποίοι έχουν ρυθμικό χαρακτήρα. Κλινικά, εκφράζεται τυπικά με σπασμούς και διαταραχές της κίνησης, των αισθήσεων ή της συνειδητότητας κατά τη διάρκεια των επιληπτικών κρίσεων.

Τα υποκείμενα αίτια που προκαλούν την επιληψία ποικίλλουν. Μπορεί να οφείλεται σε κάποιον τραυματισμό μιας περιοχής του εγκεφάλου ή στην ύπαρξη όγκου στον εγκέφαλο. Στις περιπτώσεις που δεν μπορεί να αποδοθεί σε κάποιο εξωτερικό αίτιο, χαρακτηρίζεται ιδιοπαθής επιληψία.

Τα κύρια είδη επιληψίας είναι η γενικευμένη επιληψία και η μερική ή εστιακή επιληψία. Στη γενικευμένη επιληψία οι κρίσεις εκδηλώνουν άμεσα γενικά κλινικά

φαινόμενα. Παρατηρείται ανώμαλη δραστηριότητα στο μεγαλύτερο μέρος της επιφάνειας του φλοιού, ειδικά στις μετωπιαίες και στις κροταφικές περιοχές, και στα δύο ημισφαίρια. Αντίθετα, στην εστιακή επιληψία, παρατηρείται ανώμαλη ηλεκτρική δραστηριότητα μόνο στο ένα ημισφαίριο, που ξεκινάει από μία εστία ή ένα δίκτυο εστιών. Αναλυτικά οι τύποι επιληψίας με τους αντίστοιχους ορισμούς δημοσιεύονται από τη Διεθνή Εταιρεία ενάντια στην Επιληψία (ILAE) [Berg et al. 2010].

Συνήθως η επιληψία αντιμετωπίζεται φαρμακευτικά. Σε ένα σημαντικό ποσοστό των ασθενών, όμως, τα συμπτώματα δεν περιορίζονται με φαρμακευτικές αγωγές, οπότε η επιληψία χαρακτηρίζεται φαρμακοανθεκτική .

Μόνο οι ασθενείς με φαρμακοανθεκτική εστιακή επιληψία είναι υποψήφιοι για χειρουργική επέμβαση. Η χειρουργική επέμβαση συνήθως περιλαμβάνει εκτομή ενός τμήματος του εγκεφάλου το οποίο περιλαμβάνει την εστία της επιληψίας.

1.4. Το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

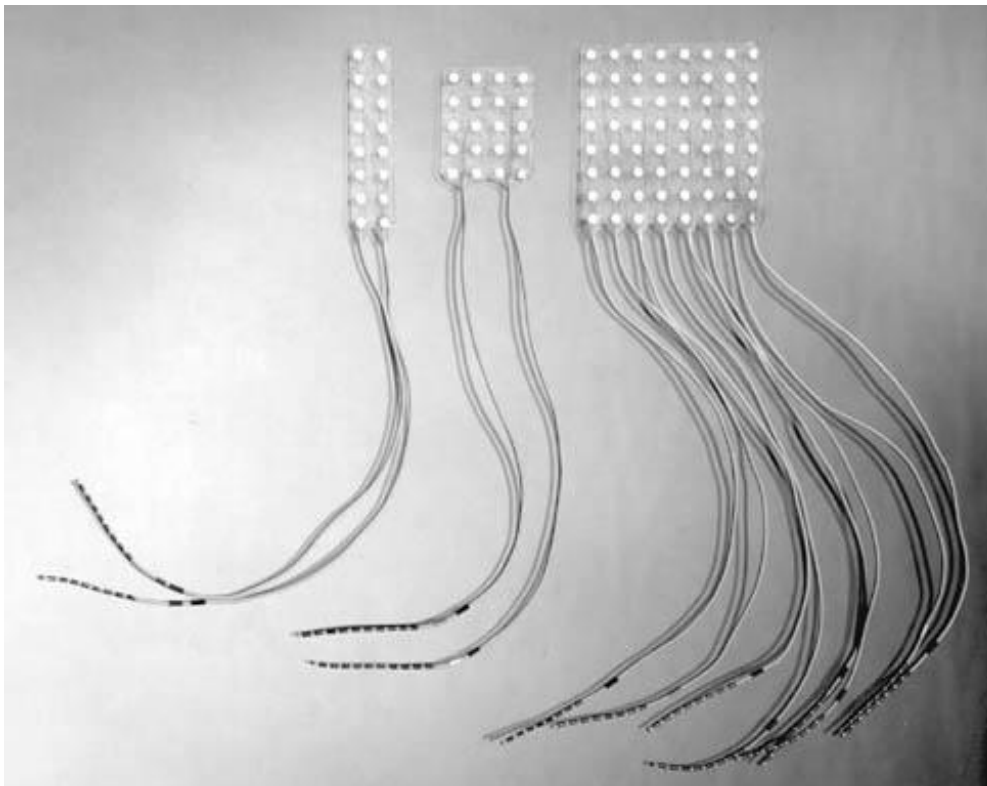
Με την ηλεκτροεγκεφαλογραφία καταγράφονται τα δυναμικά που εμφανίζονται στο φλοιό του εγκεφάλου, ως αποτέλεσμα της νευρωνικής δραστηριότητας.

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα επιφανείας είναι μη επεμβατικό, με τα ηλεκτρόδια να τοποθετούνται στο κεφάλι του ασθενούς εξωτερικά (σε αντίθεση με το ενδοκράνιο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα που περιγράφεται παρακάτω). Χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια σχήματος δίσκου κατασκευασμένα από αγώγιμο μέταλλο (πχ χρυσό) που τοποθετούνται στη δερματική επιφάνεια του κρανίου με τη βοήθεια αγώγιμης γέλης. Είναι σημαντικό η αντίσταση των ηλεκτροδίων να είναι μικρή, για να περιορίζεται η επίδραση του θορύβου. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων μπορεί να γίνει με διάφορους τρόπους, με πιο συνηθισμένο το Σύστημα Τοποθέτησης Ηλεκτροδίων 10-20. Με βάση το σύστημα αυτό, το οποίο εισήγαγε ο Jasper (1958), τοποθετούνται 21 ηλεκτρόδια, σε συγκεκριμένες θέσεις που καθορίζονται από τα ανατομικά χαρακτηριστικά του κρανίου. Τα καταγραφόμενα δυναμικά είναι της τάξης των μικροβόλτ (μV), οπότε είναι απαραίτητο να ενισχυθούν με τελεστικούς ενισχυτές πριν από τη μελέτη ή περαιτέρω επεξεργασία.

Το ενδοκράνιο εγκεφαλογράφημα (intracranial EEG, iEEG) είναι επεμβατική μέθοδος ηλεκτροεγκεφαλογραφίας, κατά την οποία τα ηλεκτρόδια για την καταγραφή του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος τοποθετούνται εντός του κρανίου. Διαχωρίζεται στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα φλοιού (cortical EEG) και στο στερεοτακτικό ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (stereotactic EEG) . Στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα φλοιού τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται πάνω στον εγκεφαλικό φλοιό. Τα ηλεκτρόδια αυτά έχουν σχήμα δίσκου και είναι τοποθετημένα σε πλέγματα ή λωρίδες. Αντίθετα, στο ενδοκράνιο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα χρησιμοποιούνται και τα εν τω βάθει ηλεκτρόδια, τα οποία έχουν σχήμα βελονοειδές με πολλαπλές επαφές και εμφυτεύονται πιο βαθιά στον εγκέφαλο. Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα φλοιού

απεικονίζει κυρίως τα δυναμικά του φλοιού, ενώ το στερεοτακτικό ηλεκτροεγκεφαλογράφημα παρέχει τριδιάστατη απεικόνιση των δυναμικών του εγκεφάλου σε μεγαλύτερο βάθος. Για την εμφύτευση των λεπτών σφηνοειδών εν τω βάθει ηλεκτροδίων απαιτείται η δημιουργία μιας οπής στο κρανίο, ενώ για την τοποθέτηση των μεγαλύτερων σε μέγεθος πλεγμάτων του ΗΕΓ φλοιού απαιτείται κρανιοτομή μεγαλύτερης κλίμακας. Τα δυναμικά που καταγράφονται είναι της τάξης των εκατοντάδων μV και στις δύο περιπτώσεις. Περισσότερες πληροφορίες σχετικά με τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται στο ενδοκράνιο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα δίνονται στο κεφάλαιο 3.

Λόγω του επεμβατικού του χαρακτήρα, το ενδοκράνιο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα χρησιμοποιείται μόνο όταν είναι απολύτως απαραίτητο, συνήθως κατά τον προεγχειρητικό έλεγχο ασθενών πριν από χειρουργική επέμβαση. Ως εκ τούτου, τα ενδοκράνια ηλεκτροεγκεφαλογράφημα στο σύνολο της βιβλιογραφίας προέρχονται από εγκεφάλους ασθενών. Αποτέλεσμα είναι να μην υπάρχει δείγμα ελέγχου με iEEG υγιών ατόμων, με τα οποία να συγκρίνονται τα iEEG των ασθενών για την ανίχνευση ανωμαλιών.

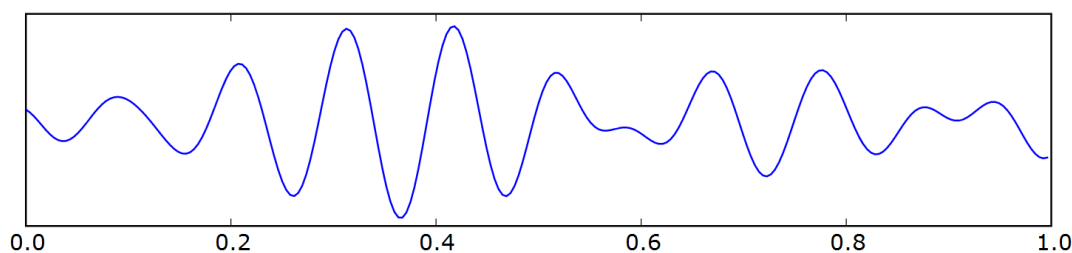


Εικόνα 1.4. Πλέγματα ηλεκτροδίων φλοιού σε διάφορα μεγέθη.

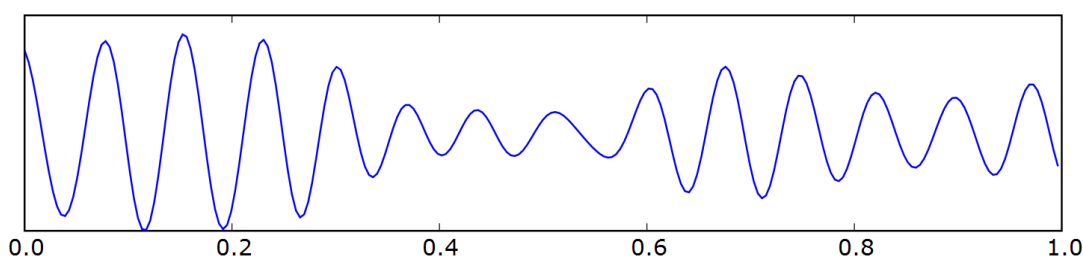
Το φυσιολογικό ηλεκτροεγκεφαλογράφημα περιέχει κάποιες χαρακτηριστικές κυματομορφές σε συγκεκριμένες ζώνες συχνότητας. Ο ακριβής ορισμός των ορίων των συχνοτήτων για τους παρακάτω ρυθμούς ποικίλλει. Οι εικόνες κάτω από κάθε

κατηγορία περιέχουν σήμα διάρκειας ενός δευτερολέπτου, φιλτραρισμένο στις αντίστοιχες συχνότητες.

- Ρυθμός άλφα: Είναι η βασική ρυθμική δραστηριότητα υποβάθρου του εγκεφάλου και η πρώτη που ανακαλύφθηκε από τον Berger το 1929. Βρίσκεται στην περιοχή από 8 μέχρι 13 Hz. Είναι πιο ισχυρός στις ινιακές περιοχές, ενώ εμφανίζεται και στις γειτονικές βρεγματικές και οπίσθιες κροταφικές περιοχές. Είναι περίπου συμμετρικός στα δύο ημισφαίρια, ενώ η σημαντική ασυμμετρία στο πλάτος του και την εμφάνισή του μεταξύ των δύο ημισφαιρίων είναι ένδειξη κάποιου προβλήματος. Ο άλφα ρυθμός είναι έντονος σε ασθενή με κλειστά μάτια, ενώ μειώνεται με το άνοιγμα των ματιών.

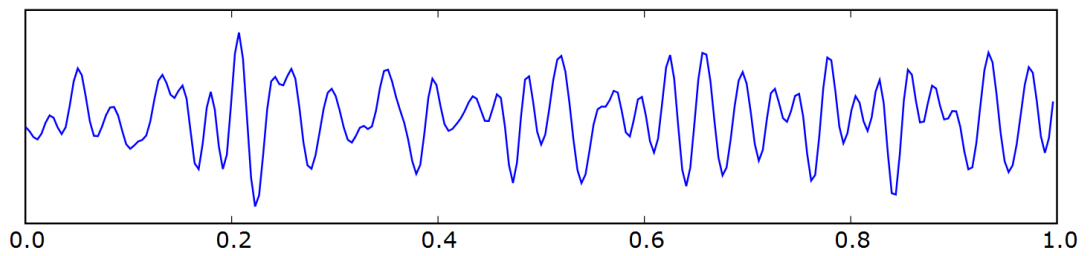


- Ρυθμός μ: Βρίσκεται στην άλφα περιοχή συχνοτήτων (συγκεκριμένα 7-11 Hz), και η κυματομορφή του μοιάζει με το μικρό ελληνικό γράμμα μ. Εμφανίζεται στις περιοχές που σχετίζονται με την κίνηση (motor strip). Μειώνεται με την κίνηση αλλά και με την αντίληψη της κίνησης. [Arroyo et al 1993]

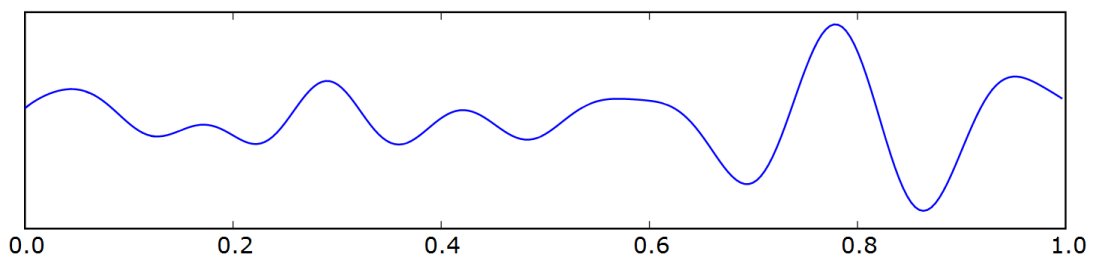


- Ρυθμός βήτα: Είναι η δραστηριότητα με συχνότητα πάνω από 14Hz. Έχει ρυθμικό χαρακτήρα και αποτελεί μέρος του υποβάθρου σε ένα φυσιολογικό ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Το πλάτος του ρυθμού βήτα ποικίλλει. Συνήθως είναι μέγιστο στην εμπρόσθια κεντρική περιοχή. Ο ρυθμός βήτα σε συχνότητες κάτω από τα 20Hz λέγεται και αργός βήτα, ενώ από 20Hz και

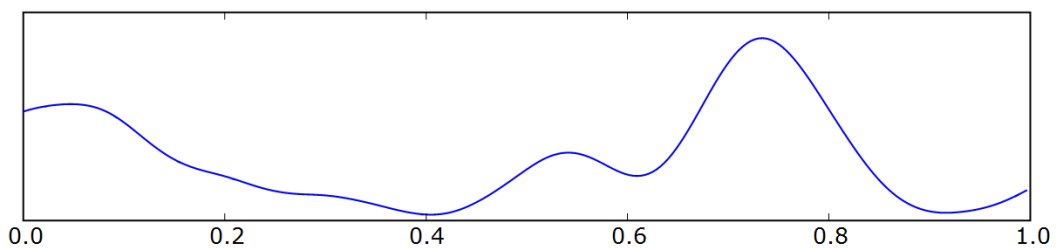
πάνω λέγεται ταχύς βήτα.



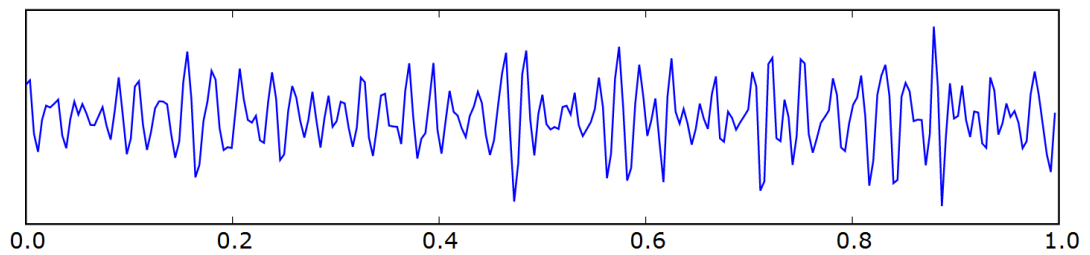
- Ρυθμός θήτα: Εντοπίζεται στην περιοχή συχνοτήτων από 4 έως 7 Hz. Είναι πιο έντονος στις μέσες και κροταφικές απαγωγές και η κατανομή του είναι περίπου συμμετρική. Είναι πιο έντονος σε κατάσταση υπνηλίας ή καταστολής, ενώ στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ξύπνιου ασθενή η ισχύς του ρυθμού θήτα συνήθως δεν πρέπει να ξεπερνάει το 5% της συνολικής ισχύος.



- Ρυθμός δέλτα: Έχει χαμηλή συχνότητα (0.5 έως 4 Hz) και μεγάλο πλάτος. Εμφανίζεται φυσιολογικά στη διάρκεια του ύπνου, ιδιαίτερα στα πιο βαθιά στάδια του. Επίσης, εμφανίζεται και στις οπίσθιες περιοχές του φλοιού στα παιδιά και τους εφήβους. Η ύπαρξή του σε ξύπνιους ενήλικες αποτελεί ένδειξη κάποιας διαταραχής.



- Ρυθμός γάμμα: Αποτελείται από ταλαντώσεις στη ζώνη συχνοτήτων 30-80Hz, κυρίως σε συχνότητα 40Hz. Το πλάτος είναι μικρότερο σε σύγκριση με τους άλλους ρυθμούς και μειώνεται κατά τη διάρκεια του ύπνου. Έχει προταθεί η σύνδεσή του με το συγχρονισμό των νευρώνων.



- Υψίσυχνες ταλαντώσεις (High Frequency Oscillations, HFOs): Έχουν συχνότητα από 80 μέχρι αρκετές εκατοντάδες Hz. Για την ανίχνευσή τους απαιτούνται μικρά, βελονοειδή ηλεκτρόδια, ενώ δεν ανιχνεύονται στο παραδοσιακό ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Έχει παρατηρηθεί και ερευνηθεί η χωρική και χρονική συσχέτισή τους με τις περιοχές επιληπτογένεσης σε ασθενείς που πάσχουν από επιληψία [Gotman 2010].

Συνοπτικά, η κατηγοριοποίηση των πιο βασικών ρυθμών του εγκεφάλου που εμφανίζονται στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, κατά περιοχή συχνότητων:

Ρυθμός	Συχνότητα (Hz)
δέλτα	0.5-4
θήτα	4-7
άλφα	7-13
βήτα	14-30
γάμμα	30-80
Υψίσυχνες ταλαντώσεις	>80

2. Μετεκφορτίσεις

Οι μετεκφορτίσεις (afterdischarges) είναι επιληπτόμορφες εκφορτίσεις (epileptiform discharges) νευρώνων του εγκεφάλου ή του περιφερικού νευρικού συστήματος [Bodkin et al. 2009] που παρατηρούνται μετά από ερεθισμό. Έχουν ρυθμικό, επαναλαμβανόμενο χαρακτήρα και πλάτος μεγαλύτερο από αυτό που παρατηρείται στο υπόλοιπο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Στον εγκέφαλο προκαλούνται από απευθείας ηλεκτρική διέγερση του εγκεφάλου, από εξωτερικά ερεθίσματα, ή από λήψη ουσιών. Μετεκφορτίσεις εμφανίζονται τόσο στον ιππόκαμπο όσο και στο φλοιό, μετά από διέγερση. Στην παρούσα εργασία μελετώνται μετεκφορτίσεις που εμφανίζονται στον εγκεφαλικό φλοιό του ανθρώπου μετά από ερεθισμό του φλοιού με ηλεκτρικό ρεύμα.

Λόγω των περιορισμών που τίθενται στη σχετική έρευνα στον άνθρωπο, έχουν γίνει αρκετές μελέτες που περιλαμβάνουν πρόκληση μετεκφορτίσεων σε πειραματόζωα. Συνήθως τέτοιες μελέτες γίνονται σε ποντίκια ή γάτες [Kreindler 1965]. Σε τέτοιες μελέτες εξετάζονται τόσο τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά των μετεκφορτίσεων, για παράδειγμα το κατώφλι του ρεύματος πάνω από το οποίο εμφανίζονται μετεκφορτίσεις, η διάρκειά τους και η έντασή τους, όσο και η αλληλεπίδραση με άλλους παράγοντες, πχ με διάφορα φάρμακα. Με τη μελέτη σε πειραματόζωα είναι εφικτό να γίνουν σχετικά μεγάλης έντασης διεγέρσεις, οι οποίες στον άνθρωπο θα ήταν πιθανώς επικίνδυνες και δίνεται η δυνατότητα εμφύτευσης ηλεκτροδίων για μεγάλη χρονική περίοδο. Ωστόσο, ο εγκέφαλος του ανθρώπου έχει σημαντικές μορφολογικές και λειτουργικές διαφορές σε σχέση με αυτόν των άλλων θηλαστικών, οπότε οι πληροφορίες που προέρχονται από τέτοιες μελέτες σε πειραματόζωα δεν είναι βέβαιο ότι μπορούν να γενικευτούν για τον άνθρωπο.

Ο Robert Bartholow το 1874 επιχείρησε να κάνει μία στοιχειώδη λειτουργική χαρτογράφηση του εγκεφάλου με χρήση ηλεκτρικών διεγέρσεων. Ωστόσο, η ασθενής του έπεσε σε κώμα και σύντομα πέθανε. Ο Victor Horsley το 1886 ήταν ο πρώτος που επιτυχώς προκάλεσε σε ασθενείς επιληπτικές κρίσεις με ηλεκτρικό ερεθισμό του εγκεφάλου, με σκοπό να εντοπίσει την περιοχή που προκαλούσε τις επιληπτικές κρίσεις.

Ο Jasper προσπάθησε να συσχετίσει τις μετεκφορτίσεις με τις περιοχές έναρξης των αυθόρμητων επιληπτικών κρίσεων. Κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η περιοχή της οποίας ο ερεθισμός προκαλεί τη μεγαλύτερη σε διάρκεια μετεκφόρτιση ή τη μοναδική μετεκφόρτιση ταυτίζεται με την περιοχή έναρξης των κρίσεων στο 75% των περιπτώσεων. Επίσης, εντόπισε συγκεκριμένες μορφολογίες των μετεκφορτίσεων: (α) Ρυθμικά κύματα, (β) συμπλέγματα αιχμής-κύματος, (γ) συμπλέγματα πολυαιχμής-κύματος και (δ) ακολουθιακές αιχμές, με τις δύο

τελευταίες κατηγορίες να εμφανίζονται συχνότερα στη μελέτη του. [Blume et al, 2004].

Σε άλλη έρευνα, οι Lesser et al. [1999] χρησιμοποίησαν μικρής διάρκειας ερεθισμό για να διακόψουν τις μετεκφορτίσεις που εμφανίζονταν κατά τον προεγχειρητικό έλεγχο ασθενών. Με παλμούς διάρκειας 0.3-2s και συχνότητας 50Hz, εξασκούμενους στο ίδιο ηλεκτρόδιο στο οποίο έγινε ο ερεθισμός από τον οποίο προέκυψε η μετεκφόρτιση, διαπίστωσαν σημαντική μείωση της διάρκειας των μετεκφορτίσεων.

Να σημειωθεί ότι οι μετεκφορτίσεις κατά την προεγχειρητική χαρτογράφηση του φλοιού θεωρούνται συχνά κλινικά ανεπιθύμητο σήμα, επειδή, όταν εμφανίζονται σε γειτονικά ηλεκτρόδια, μειώνουν τη χωρική ακρίβεια με την οποία μπορεί να γίνει η χαρτογράφηση του φλοιού, με αποτέλεσμα η διαδικασία να σταματάει μέχρι το πέρας των μετεκφορτίσεων.[Lesser et al. 1999], [Lee et al. 2009] , [Motamedi et al. 2007]

Οι Blume, Jones και Pathak σε εργασία τους [Blume et al. 2004] μελέτησαν τις μετεκφορτίσεις στα ενδοκράνια ηλεκτροεγκεφαλογράφημα 29 ασθενών, στους οποίους είχαν τοποθετηθεί πλέγματα ηλεκτροδίων ή εν τω βάθει ηλεκτρόδια. Εμφανίστηκαν μετεκφορτίσεις στο 12% των διεγέρσεων, σε 1, 2, 3 ή 4 γειτονικά ηλεκτρόδια. Επίσης, κατηγοριοποιήθηκε η μορφολογία των μετεκφορτίσεων κατά Jasper, με πιο συχνά εμφανιζόμενες τις μορφές πολυαιχμής-κύματος (41%) και ακολουθιακών αιχμών (36%). Εντόπισαν επίσης τα κατώφλια του ρεύματος για τα οποία εμφανίζονταν οι μετεκφορτίσεις, τα οποία όμως παρουσίαζαν μεγάλες διακυμάνσεις. Δεν πέτυχαν να συσχετίσουν τα κατώφλια ή την τοποθεσία εμφάνισης των μετεκφορτίσεων συνολικά ή των μεγάλων σε διάρκεια μετεκφορτίσεων με τις περιοχές έναρξης της επιληπτικής κρίσης.

Οι Lee et al. [2009] μελέτησαν τις μετεκφορτίσεις που εμφανίζονται στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα φλοιού κατά την προεγχειρητική λειτουργική χαρτογράφηση του εγκεφάλου 13 επιληπτικών ασθενών, με χρήση πλέγματος ηλεκτροδίων. Μεταξύ άλλων, παρατήρησαν ότι οι μετεκφορτίσεις ήταν πιο πιθανό να εμφανιστούν σε ηλεκτρόδιο στο οποίο εμφανίστηκαν μετεκφορτίσεις σε προηγούμενο ερεθισμό. Επίσης, με χρήση λογιστικής παλινδρόμησης διαπίστωσαν ότι οι νέες μετεκφορτίσεις σε ηλεκτρόδιο στο οποίο είχαν ήδη εμφανιστεί μετεκφορτίσεις έτειναν να είναι μεγαλύτερες σε διάρκεια από το μέσο όρο.

Στην εργασία των Jacobs et al. [2010] μελετάται η απόκριση σε ενδοκράνιο ηλεκτρικό ερεθισμό σε 20 ασθενείς. Συγκεκριμένα, μελετάται η απόκριση στην περιοχή των υψίσυχων ταλαντώσεων (συχνότητας 80Hz και πάνω, έως 500Hz). Για την καταγραφή σε τόσο υψηλές συχνότητες, είναι απαραίτητη η κατασκευή πολύ λεπτών ηλεκτροδίων. Εντοπίστηκε τοπική συσχέτιση της πιο συχνής εμφάνισης υψίσυχων ταλαντώσεων με μικρότερο κατώφλι της έντασης του ρεύματος που

απαιτείται για την πρόκληση μετεκφορτίσεων. Επίσης, εντοπίστηκε συσχέτιση μεταξύ των περιοχών έναρξης της επιληπτικής κρίσης και των περιοχών όπου εμφανίστηκαν μετεκφορτίσεις, ειδικά στην κροταφική περιοχή.

Μία άλλη εργασία εξετάζει, μεταξύ άλλων, τη συσχέτιση μεταξύ περιοχών που έχουν κοινή λειτουργικότητα, όπως φαίνεται στη χαρτογράφηση του φλοιού και εμφάνισης μετεκφορτίσεων στις περιοχές αυτές [Lesser et al. 2008]. Οι μετεκφορτίσεις σε ένα δεδομένο ηλεκτρόδιο βρέθηκε ότι ήταν πιο πιθανό να συμβούν όταν οι περιοχές που διεγείρονται έχουν παρεμφερή λειτουργικότητα με αυτή του ηλεκτροδίου. Επίσης, στην ίδια εργασία βρέθηκε ότι μετεκφορτίσεις είναι πιο πιθανό να εμφανιστούν όταν η ενέργεια του σήματος (τόσο η συνολική όσο και η ενέργεια σε συχνότητες 2-16 Hz) πριν από την κρίση είναι μεγάλη. Τα αποτελέσματα αυτά προήλθαν από μελέτη του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος φλοιού από τη χαρτογράφηση του φλοιού 13 ασθενών.

Οι παλμοί που χρησιμοποιούνται για τον ηλεκτρικό ερεθισμό στις παραπάνω έρευνες έχουν συχνότητα 50Hz, διάρκεια περίπου 5s και ρεύμα έντασης λίγων mA, το οποίο όμως μεταβάλλεται από ερεθισμό σε ερεθισμό. Οι Motamedi et al. [2007] διαπίστωσαν ότι ερεθισμός μεγαλύτερης συχνότητας (100Hz) προκαλούσε μετεκφορτίσεις πιο συχνά από ερεθισμό συχνότητας 50Hz. Ο εντοπισμός των μετεκφορτίσεων και της διάρκειάς τους στις παραπάνω μελέτες γίνεται εποπτικά.

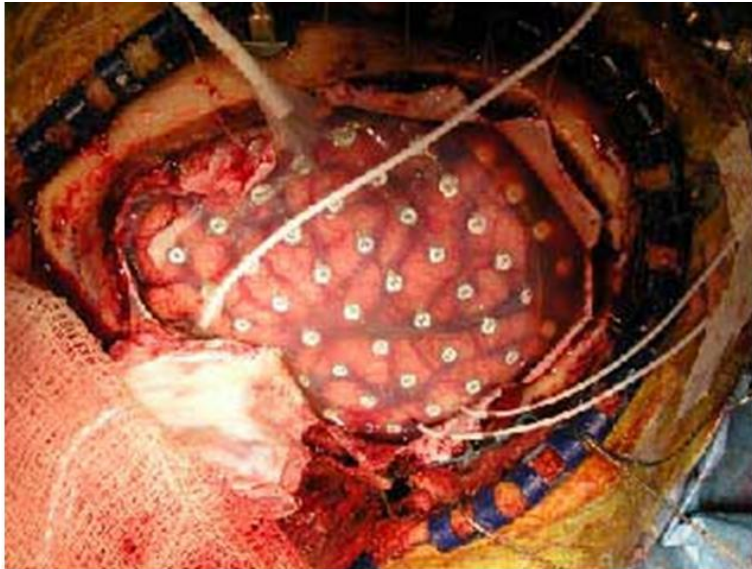
3. Απόκτηση και Επεξεργασία του Σήματος

3.1. Λήψη του Σήματος

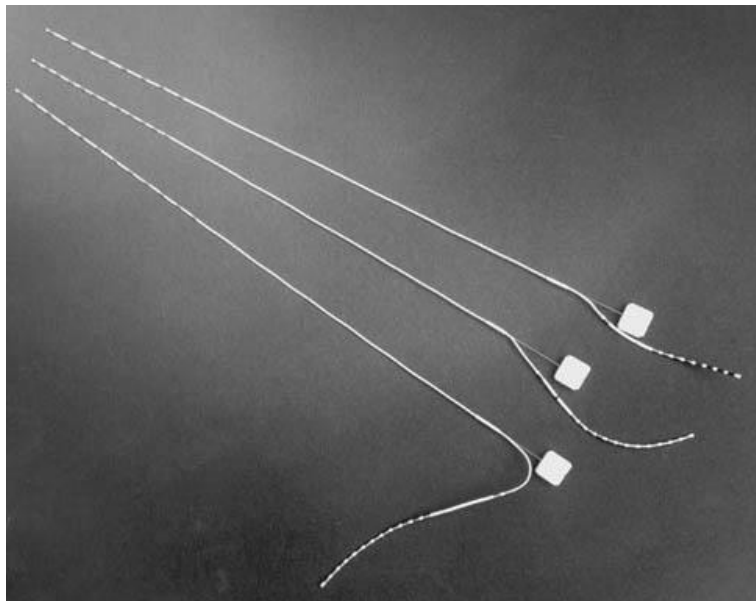
Η διαδικασία της καταγραφής που ακολουθείται αποτελεί μέρος του προεγχειρητικού ελέγχου των ασθενών που πρόκειται να χειρουργηθούν για επιληψία.

Ασθενείς υποψήφιοι για χειρουργική επέμβαση είναι όσοι έχουν φαρμακοανθεκτική επιληψία. Αρχικά, γίνονται έλεγχοι με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα επιφανείας. Η διαδικασία προχωράει μόνο αν ο ασθενής πληροί συγκεκριμένες προϋποθέσεις, μεταξύ των οποίων να παρουσιάζει εστιακή επιληψία με περιορισμένες εστίες, και αν κριθεί από τους χειρουργούς κατάλληλος για επέμβαση (πχ έλλειψη ασθενειών που μπορούν να προκαλέσουν επιπλοκές).

Για την καταγραφή χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια σε πλέγμα (grid), σε ταινία (strip) και εν τω βάθει βελονοειδή ηλεκτρόδια (depth electrodes). Η επιλογή του συνδυασμού των ηλεκτροδίων γίνεται από τους χειρουργούς με καθαρά κλινικά κριτήρια, ώστε να μελετηθεί όσο το δυνατόν πληρέστερα η περιοχή κοντά στην επιληπτογενή εστία. Τα πλέγματα ηλεκτροδίων έχουν προκαθορισμένα μεγέθη 8x8 ηλεκτροδίων ή 8x2 ηλεκτροδίων, αλλά ανάλογα με την περιοχή προς μελέτη, μπορεί κάποια τμήματά τους να κοπούν από τους χειρουργούς ώστε να επιτευχθεί καλύτερη κάλυψη της φλοιικής επιφάνειας. Έτσι, στην πράξη κάποια πλέγματα έχουν μέγεθος 8x7 ή 5x2 ηλεκτροδίων. Η απόσταση μεταξύ διαδοχικών ηλεκτροδίων στο πλέγμα ή στην ταινία είναι 1cm. Τα παραπάνω ηλεκτρόδια τοποθετούνται πάνω στην επιφάνεια του φλοιού. Τα βελονοειδή ηλεκτρόδια, αντίθετα, τοποθετούνται κάθετα στο φλοιό, προς το εσωτερικό του εγκεφάλου. Είναι μυτερά και έχουν κατά μήκος τους 4 ή 8 αγώγιμες επαφές σε απόσταση 5-10mm η μία από την άλλη, από τις οποίες λαμβάνονται οι μετρήσεις από τα αντίστοιχα βάθη (εικόνα 1). Επίσης, ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς τοποθετείται στην κορυφή της κεφαλής του ασθενούς. Αυτό είναι αρκετά μακριά από τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια, όπως και από τις επιληπτικές εστίες. Παράδειγμα τοποθέτησης πλέγματος ηλεκτροδίων φαίνεται στην εικόνα 2.



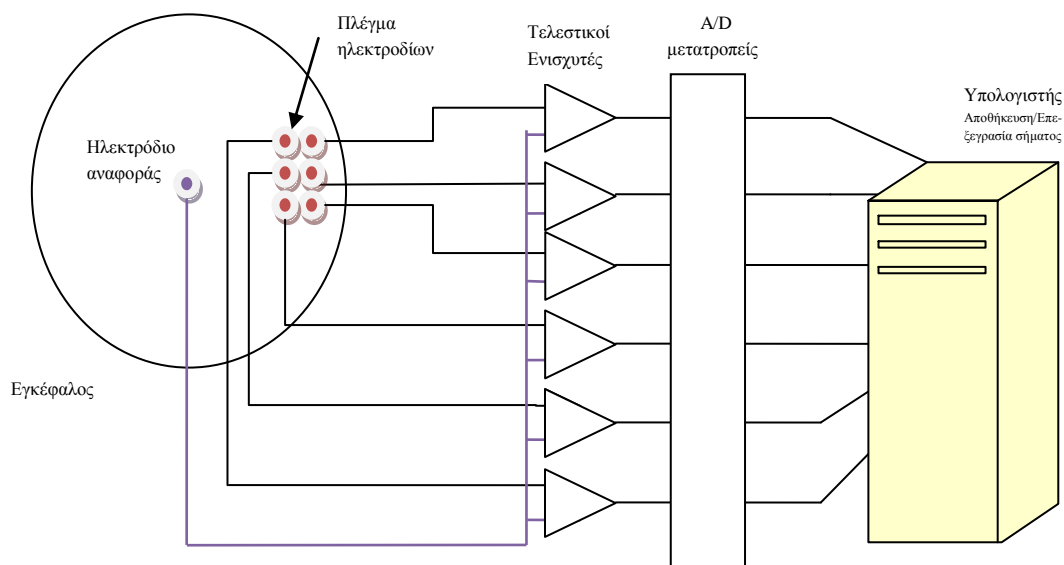
Εικόνα 3.1. Παράδειγμα τοποθέτησης πλέγματος 64 ηλεκτροδίων.



Εικόνα 3.2. Εν τω βάθει ηλεκτρόδια με ποικίλο αριθμό επαφών

Οι μετρήσεις που λαμβάνονται από τα ηλεκτρόδια έχουν εύρος κάποιων εκατοντάδων μV . Για την ενίσχυσή τους, χρησιμοποιούνται τελεστικοί ενισχυτές, στη μία είσοδο των οποίων συνδέεται καλώδιο που προέρχεται από το εκάστοτε ηλεκτρόδιο, ενώ η άλλη συνδέεται με το ηλεκτρόδιο αναφοράς. Επειδή, όπως αναφέρθηκε, το ηλεκτρόδιο αναφοράς είναι απομονωμένο από τα υπόλοιπα, δεν επηρεάζεται από τα επιμέρους τοπικά δυναμικά που δημιουργούνται στο φλοιό. Έτσι, αν και τυπικά η καταγραφή είναι διπολική, καθώς μετράται η διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο ηλεκτροδίων, ουσιαστικά είναι μονοπολική, αφού το δυναμικό μόνο του ενός από τα δύο ηλεκτρόδια παρουσιάζει έντονη μεταβλητότητα στο σήμα που μελετάται. Οι τελεστικοί ενισχυτές περιλαμβάνουν βαθυπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 70Hz και υψιπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 0.1Hz. Μετά την ενίσχυση, το σήμα κάθε καναλιού ψηφιοποιείται σε αναλογικό-σε-ψηφιακό μετατροπέα (analog to

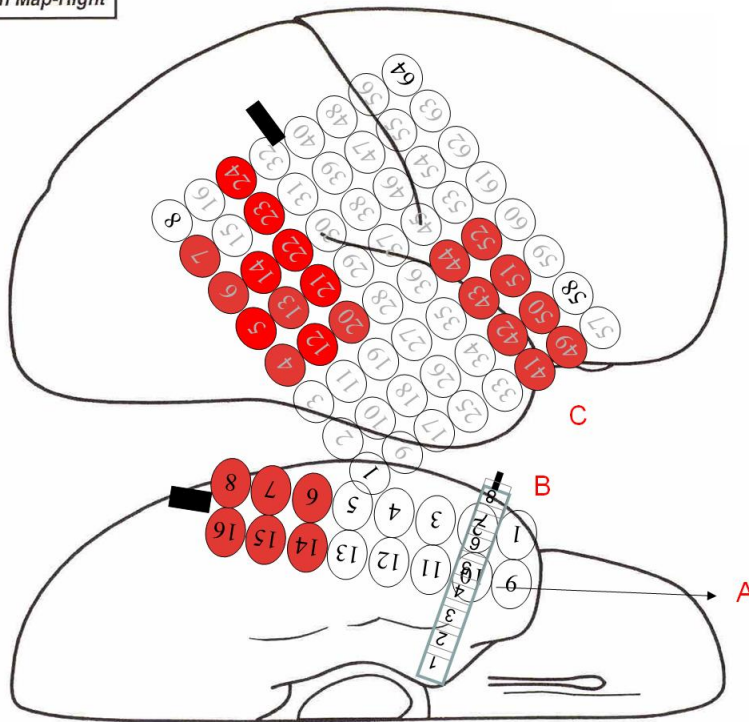
digital converter) με ακρίβεια 12 bit. Στη συνέχεια, το ψηφιοποιημένο σήμα μεταφέρεται σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, όπου με κατάλληλο λογισμικό γίνεται η παρουσίαση, επεξεργασία και αποθήκευσή του.



Εικόνα 3.0-1 Συνοπτική παρουσίαση της διάταξης καταγραφής

Εάν κριθεί κατάλληλο, τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στον εγκεφαλικό φλοιό, με χειρουργική επέμβαση. Αρχικά γίνεται καταγραφή μακράς διάρκειας, κατά τη διάρκεια της οποίας εμφανίζονται επιληπτικές κρίσεις στον ασθενή. Καταγράφεται το ενδοκράνιο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα από τα πλέγματα ηλεκτροδίων που τοποθετήθηκαν, καθώς και βίντεο. Με βάση την καταγραφή, καθίσταται δυνατό να καθοριστούν οι περιοχές έναρξης επιληπτικής κρίσης (Seizure Onset Zones, SOZ). Αυτές αντιστοιχούν στις περιοχές των ηλεκτροδίων στα οποία ξεκινάει η εμφάνιση έντονης επιληπτόμορφης δραστηριότητας κατά τη διάρκεια των επιληπτικών κρίσεων. Ο εντοπισμός των περιοχών έναρξης επιληπτικής κρίσης είναι σημαντικός, επειδή με την αφαίρεσή τους είναι πολύ πιθανό η κατάσταση του ασθενούς να βελτιωθεί ή να επιτευχθεί πλήρης θεραπεία. Επομένως, αυτές είναι οι υποψήφιες περιοχές προς εκτομή κατά τη χειρουργική διαδικασία. Οι περιοχές αυτές σημειώνονται πάνω στην απεικόνιση του φλοιού. Στην εικόνα 3.4 φαίνεται η τοποθέτηση των πλεγμάτων ηλεκτροδίων και η επισήμανση των περιοχών έναρξης της επιληπτικής κρίσης σε έναν από τους ασθενείς.

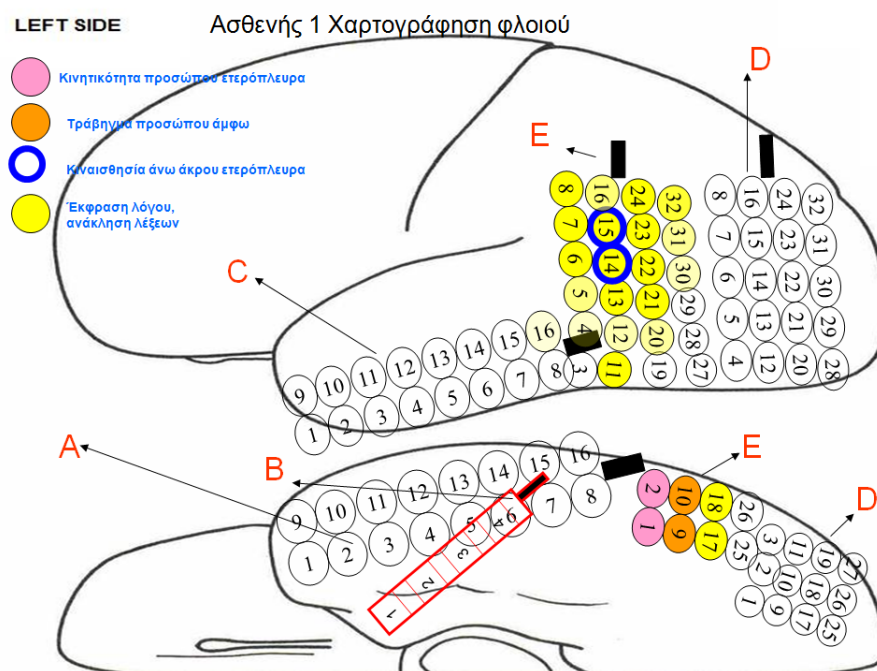
Brain Map-Right



Εικόνα 3.4 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων και σημεία επιληπτικής δραστηριότητας στον Ασθενή 2. Με έντονο κόκκινο σημειώνονται οι περιοχές έναρξης της κρίσης.

Ακολουθεί η διαδικασία της διέγερσης, με σκοπό τον εντοπισμό σημαντικών λειτουργικών περιοχών του φλοιού. Οι διεγέρσεις γίνονται μεταξύ γειτονικών διαδοχικών ηλεκτροδίων στο φλοιό. Τα καλώδια των ηλεκτροδίων αυτών αποσυνδέονται από τις συσκευές καταγραφής και συνδέονται σε μία πηγή ρεύματος. Χρησιμοποιείται ακολουθία παλμών διφασικού ρεύματος συχνότητας 60Hz και έντασης από 1 έως 10mA. Όταν γίνεται η διέγερση μίας νέας περιοχής, χρησιμοποιείται αρχικά ρεύμα μικρής έντασης, ώστε να ελεγχθεί η ευαισθησία της περιοχής και σταδιακά γίνονται δοκιμές με μεγαλύτερη ένταση. Με τη διέγερση μιας περιοχής του φλοιού, παρατηρείται προσωρινή αναστολή της λειτουργίας για την οποία είναι υπεύθυνη η περιοχή αυτή. Για παράδειγμα, εάν διεγερθεί μία περιοχή του φλοιού η οποία συμμετέχει στη διαδικασία της ομιλίας, ο ασθενής θα χάσει για λίγο τη δυνατότητα ομιλίας. Αυτή η περιοχή σημειώνεται στον εγκεφαλικό χάρτη για να αποφευχθεί η εκτομή της, η οποία πιθανότατα θα προκαλούσε σημαντικό πρόβλημα στην ικανότητα ομιλίας του ασθενή. Έτσι, δημιουργείται ένας λειτουργικός χάρτης των περιοχών του φλοιού που μελετούνται. Η χρήση ηλεκτρικού ερεθισμού, αν και τεχνητή μέθοδος ενεργοποίησης και απενεργοποίησης της λειτουργίας των νευρώνων, δίνει αποτελέσματα συνεπή με αυτά των άλλων μεθόδων, όπως καταγραφές από ένα κύτταρο, απεικόνιση με fMRI ή χρήση κατάλληλων φαρμακευτικών ουσιών [Lesser et al. 2008]. Ένα παράδειγμα της λειτουργικής χαρτογράφησης για έναν από τους ασθενείς παρουσιάζεται στην εικόνα 5. Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας του ερεθισμού εμφανίζονται και οι μετεκφορτίσεις, οι οποίες μελετώνται παρακάτω.

Ακολουθεί η εγχείρηση, κατά τη διάρκεια της οποίας οι χειρουργοί αφαιρούν τμήμα του εγκεφάλου με βάση τις πληροφορίες που συνέλεξαν προεγχειρητικά. Μετά την εγχείρηση, τα ηλεκτρόδια παραμένουν στον ασθενή για κάποιες ημέρες, ώσπου να ολοκληρωθεί ο μετεγχειρητικός έλεγχος, με νέα καταγραφή μακράς διάρκειας.



Εικόνα 3.5 Λειτουργικός χάρτης φλοιού για τον Ασθενή 1

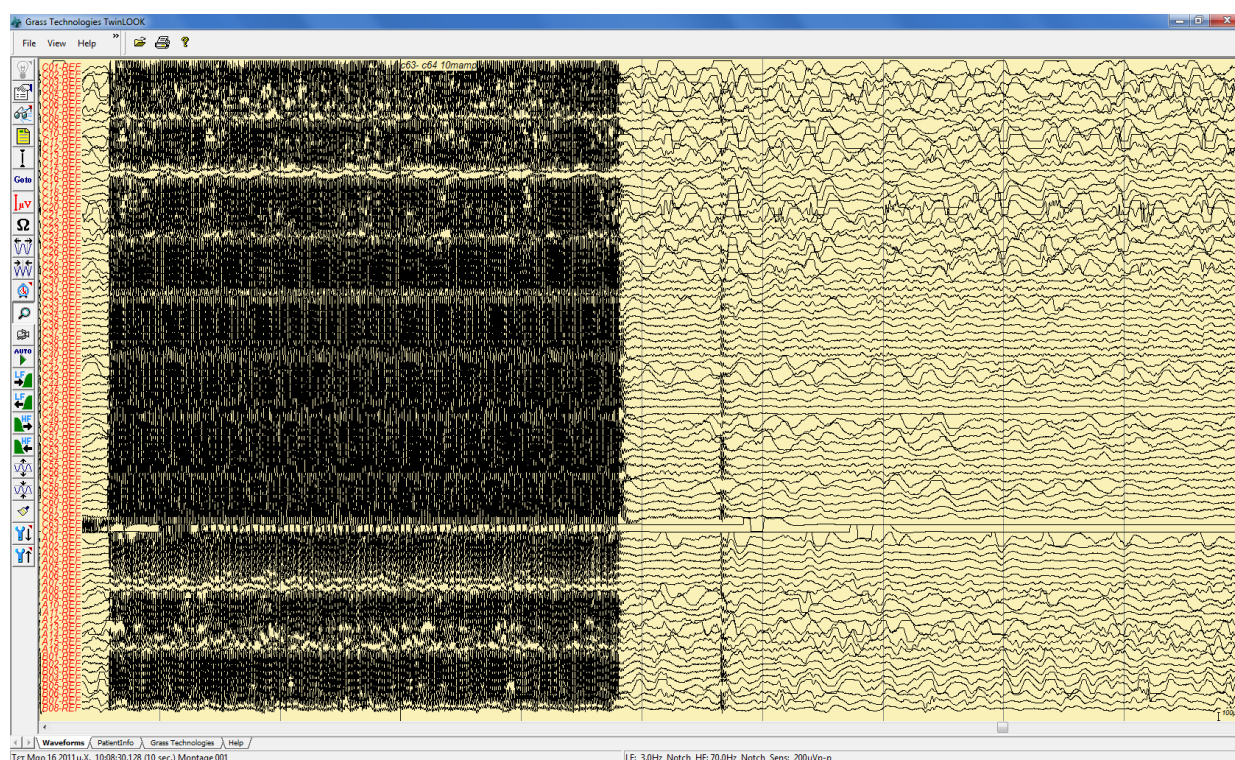
3.2. Καταγραφή του Σήματος

Η ψηφιακή καταγραφή του σήματος έγινε με χρήση του λογισμικού Grass Technologies TWin. Η συχνότητα δειγματοληψίας είναι 400Hz για τον Ασθενή 1 και τον Ασθενή 2 και 200Hz για τον Ασθενή 3. Καταγράφεται σε κάθε χρονική στιγμή το δυναμικό σε κάθε ηλεκτρόδιο ως προς το ηλεκτρόδιο αναφοράς. Κάθε ηλεκτρόδιο αντιστοιχεί σε ένα κανάλι της καταγραφής. Επίσης, το πρόγραμμα TWin υποστηρίζει τη δημιουργία σημειώσεων (notations) σε συγκεκριμένο χρόνο, καθώς και την αποθήκευση video. Αυτή η δυνατότητα χρησιμοποιείται για την εκ των υστέρων παρακολούθηση κλινικών συμπτωμάτων στον ασθενή κατά τη διάρκεια του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος μακράς διάρκειας στον προεγχειρητικό έλεγχο.

Το λογισμικό Grass Technologies TWin που χρησιμοποιείται στη νευροχειρουργική κλινική του νοσοκομείου "Ευαγγελισμός" είναι διαθέσιμο μόνο εμπορικά και δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε άλλους υπολογιστές. Αντί αυτού, για την απεικόνιση του σήματος χρησιμοποιήθηκε το δωρεάν πρόγραμμα Grass Technologies TWinLOOK, το οποίο αποτελεί μία έκδοση του TWin με περιορισμένες δυνατότητες,

και επιτρέπει μόνο την απεικόνιση του σήματος και των σημειώσεων και όχι την τροποποίηση των πληροφοριών του. Το πρόγραμμα έχει δυνατότητα εφαρμογής βαθυπερατού και υψιπερατού φίλτρου, καθώς και ζωνοφρακτικού φίλτρου (notch) στη συχνότητα των 60Hz. Επίσης, υποστηρίζει αλλαγή της χρονικής ανάλυσης, αλλαγή της ευαισθησίας και απεικόνιση όλων των καναλιών ή μέρους τους.

Παρακάτω στην εικόνα 3.6 φαίνονται 10 δευτερόλεπτα καταγραφής από τον Ασθενή 2, κατά τη διάρκεια μιας διέγερσης και λίγα δευτερόλεπτα μετά, όπως εμφανίζεται στο πρόγραμμα TWinLOOK. Η διέγερση εμφανίζεται ως πολύ έντονη δραστηριότητα σε όλα τα κανάλια. Στο πάνω μέρος φαίνεται η σημείωση "c63-c64 10mamp", που υποδηλώνει ότι έγινε διέγερση με ρεύμα 10mA μεταξύ των ηλεκτροδίων C63 και C64. Για την απεικόνιση έχουν εφαρμοστεί υψιπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 3Hz, βαθυπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 70Hz και ζωνοφρακτικό φίλτρο 60Hz.



Εικόνα 3.6. Οπτικοποίηση ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος με το πρόγραμμα TWinLOOK

3.3. Προεπεξεργασία

Για την επεξεργασία του σήματος, χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα MATLAB της εταιρείας Mathworks. Για την εισαγωγή σε αυτό του σήματος της καταγραφής, αρχικά έγινε εξαγωγή του σε αρχείο κειμένου μορφής ASCII (.txt) από το πρόγραμμα TWin. Κάθε χαρακτήρας ASCII αντιστοιχεί σε ένα διψήφιο δεκαεξαδικό αριθμό,

δηλαδή σε πληροφορία 8 bits. Στη συνέχεια, χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση `dlimread()` του MATLAB, η οποία εξήγαγε τα δεδομένα κάθε αρχείου κειμένου σε πίνακα, με αριθμό στηλών ίσο με τον αριθμό των καναλιών της καταγραφής και αριθμό γραμμών ίσο με τα διακριτά χρονικά σημεία στα οποία έγινε καταγραφή. Κάθε στήλη του πίνακα περιέχει την πλήρη καταγραφή για ένα ηλεκτρόδιο. Οι πίνακες αυτοί έχουν μέγεθος 3504001x64 για τον Ασθενή 1, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα του οποίου περιέχει 64 κανάλια, 1852801x88 για τον Ασθενή 2, με 88 κανάλια και 1504401x64 για τον Ασθενή 3, με 64 κανάλια αντίστοιχα. Κάθε κελί του πίνακα περιέχει έναν πραγματικό αριθμό διπλής ακρίβειας (double). Ο συνολικός όγκος των δεδομένων είναι πολύ μεγάλος (το μέγεθος των πινάκων αυτών ξεπερνάει το 1GB), οπότε απαιτήθηκε για λόγους εξοικονόμησης της μνήμης RAM κάθε πίνακας να διαχωριστεί σε επιμέρους τμήματα.

Στη συνέχεια εισήχθησαν στο MATLAB με μη αυτόματο τρόπο οι χρόνοι στους οποίους υπάρχει διέγερση, καθώς και τα ηλεκτρόδια μεταξύ των οποίων γίνεται η διέγερση και η ένταση της διέγερσης. Ως χρονικό σημείο έναρξης της διέγερσης λήφθηκε η στιγμή που αρχίζει να εμφανίζεται η έντονη δραστηριότητα όλων των καναλιών και ως σημείο λήξης της διέγερσης η χρονική στιγμή στην οποία η δραστηριότητα αυτή σταματάει σε περισσότερα από τα μισά ηλεκτρόδια. Η καταγραφή των χρόνων έγινε με ακρίβεια 1 ms, με περιθώριο σφάλματος $\pm 2\text{ms}$. Υλοποιήθηκε συνάρτηση η οποία μετατρέπει τους πραγματικούς χρόνους της καταγραφής σε διακριτά χρονικά σημεία, όπως εμφανίζονται στους πίνακες που περιέχουν το σήμα. Επίσης, σημειώθηκαν για κάθε διέγερση σε άλλον πίνακα τα ηλεκτρόδια τα οποία διεγείρονται.

Οι μετεκφορτίσεις αναγνωρίστηκαν με οπτική επισκόπηση μέσω του προγράμματος TWinLOOK. Για τον ορισμό των μετεκφορτίσεων μορφολογικά χρησιμοποιήθηκαν οι ορισμοί του Jasper [Jasper 1954]. Για να θεωρηθεί το σήμα ως μετεκφόρτιση λήφθηκε ως προϋπόθεση το πλάτος του να υπερβαίνει σημαντικά το μέσο πλάτος του σήματος στο κανάλι πριν από τον ερεθισμό. Καταγράφηκε η διάρκεια των μετεκφορτίσεων μετά από κάθε ερεθισμό σε κάθε ηλεκτρόδιο, με τιμή 0 όπου δεν υπήρχαν μετεκφορτίσεις. Το σφάλμα στην καταγραφή των μετεκφορτίσεων ήταν $\pm 0.5\text{s}$. Για την επιβεβαίωση των αποτελεσμάτων, η διαδικασία της οπτικής επισκόπησης επαναλήφθηκε εις διπλούν, σύμφωνα με την τυπική πρακτική που αναφέρεται στη βιβλιογραφία [Lesser et al. 2008]. Όπου υπήρξε διαφωνία μεταξύ των αποτελεσμάτων της πρώτης και της δεύτερης επισκόπησης έγινε και τρίτος έλεγχος. Λήφθηκαν υπόψιν για τους περεταίρω υπολογισμούς οι πιο έντονες μετεκφορτίσεις ανά ζεύγος ηλεκτροδίων.

Πρέπει να σημειωθεί ότι στην πλειοψηφία των περιπτώσεων οι μετεκφορτίσεις σταματάνε ταυτόχρονα σε όλα τα ηλεκτρόδια. Συνολικά εντοπίστηκαν 161 μετεκφορτίσεις στο ΗΕΓ του Ασθενή 1, 114 στο ΗΕΓ του Ασθενή 2 και 271 στο ΗΕΓ του Ασθενή 3.

3.4. Φύση του Σήματος

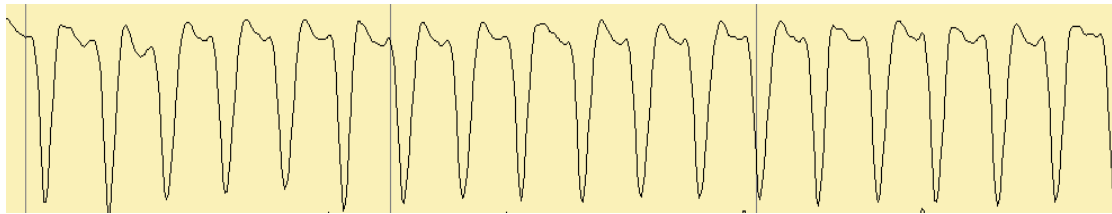
Όπως προαναφέρθηκε, εξετάζεται η καταγραφή του ενδοκράνιου ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος τριών ασθενών. Η διάρκεια της καταγραφής είναι 2 ώρες και 26 λεπτά για τον Ασθενή 1, 1 ώρα, 17 λεπτά και 12 δευτερόλεπτα για τον Ασθενή 2 και 2 ώρες, 5 λεπτά, 17 δευτερόλεπτα για τον Ασθενή 3. Στον Ασθενή 1 πραγματοποιήθηκαν συνολικά 100 ερεθισμοί. Στον Ασθενή 2 πραγματοποιήθηκαν συνολικά 95 ερεθισμοί. Στον Ασθενή 3 πραγματοποιήθηκαν 118 ερεθισμοί συνολικά. Χρησιμοποιήθηκαν ερεθισμοί έντασης 1,2,3,4,5,6,8,10 mA. Δε δοκιμάστηκαν όλοι οι ερεθισμοί σε όλα τα ζεύγη ηλεκτροδίων, αλλά έγιναν μόνο αυτοί που ήταν απαραίτητοι για την κλινική εξέταση και τη χαρτογράφηση του φλοιού.

Η μελέτη περιορίστηκε σε τμήματα του σήματος μεταξύ δύο ερεθισμών. Λήφθηκε ως προϋπόθεση για τη μελέτη ενός τέτοιου τμήματος η διάρκειά του να είναι μεγαλύτερη από 4 sec. Υπάρχουν 98 τέτοια τμήματα για τον Ασθενή 1, 93 για τον Ασθενή 2 και 116 για τον Ασθενή 3. Οι χρόνοι έναρξης και λήξης των τμημάτων αυτών προσδιορίστηκαν, όπως αναφέρθηκε, με οπτική επισκόπηση με ακρίβεια χιλιοστού του δευτερολέπτου (ms) και περιθώριο σφάλματος $\pm 2\text{ms}$ και αποθηκεύτηκαν σε αντίστοιχους πίνακες του MATLAB.

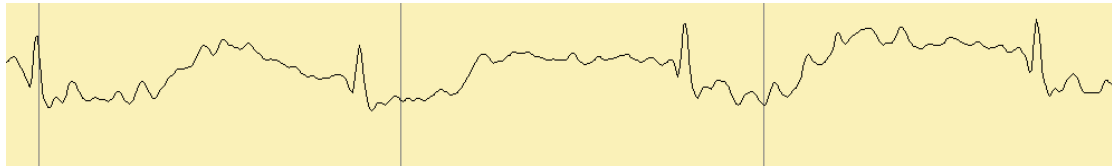
Πριν από κάθε ερεθισμό, παρατηρείται θόρυβος στα ηλεκτρόδια στα οποία θα γίνει η διέγερση. Αυτό συμβαίνει καθώς τα ηλεκτρόδια αυτά συνδέονται με την πηγή ρεύματος (εικόνα 3.11). Επίσης, για αρκετή ώρα μετά τον ερεθισμό, οι μετρήσεις στα ηλεκτρόδια αυτά δεν είναι αξιόπιστες, επειδή δεν είναι σίγουρο ότι είναι συνδεδεμένα.

Κατά τη διάρκεια των ερεθισμών, παρατηρείται πολύ έντονη δραστηριότητα σε όλα σχεδόν τα ηλεκτρόδια. Στη διάρκεια των ερεθισμών, ο σηματοθορυβικός λόγος είναι χαμηλός. Έγινε προσπάθεια υπολογισμού κάποιων μεγεθών κατά τη διάρκεια των ερεθισμών, όμως τα αποτελέσματα απορρίφθηκαν εξ αρχής λόγω του πολύ υψηλού θορύβου που ανιχνεύεται στα ηλεκτρόδια κατά τα διαστήματα αυτά.

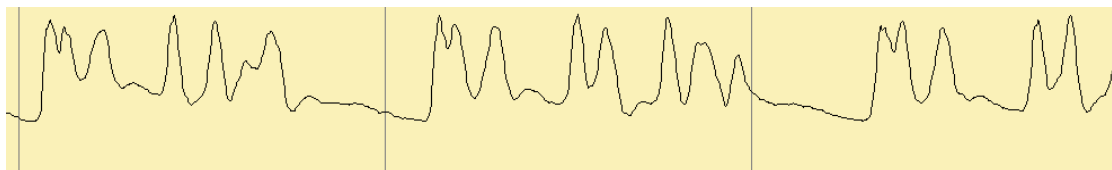
Οι μετεκφορτίσεις που ακολουθούν μετά από κάποιους ερεθισμούς έχουν διάφορες μορφολογίες. Παρατηρήθηκαν όλες οι μορφολογίες που αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 2, καθώς και συνδυασμοί τους. Στις εικόνες φαίνονται οι καταγραφές κάποιων βασικών τύπων: Ρυθμικά κύματα (εικόνα 3.7), συμπλέγματα αιχμής-κύματος (εικόνα 3.8), συμπλέγματα πολυαιχμής-κύματος (εικόνα 3.9), ακολουθίες αιχμών (εικόνα 3.10).



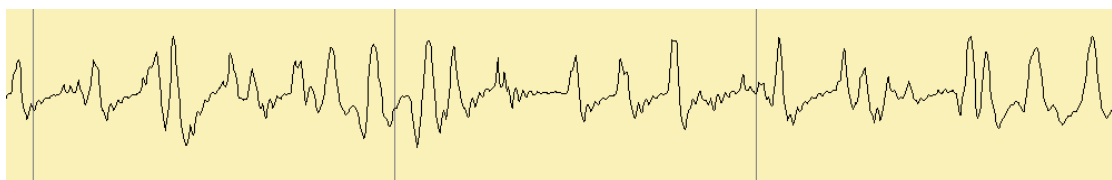
Εικόνα 3.7. Μετεκφόρτιση με μορφή ρυθμικών κυμάτων, τμήμα διάρκειας 3 sec



Εικόνα 3.8. Μετεκφόρτιση με μορφή συμπλεγμάτων αιχμής-κύματος, τμήμα διάρκειας 3 sec

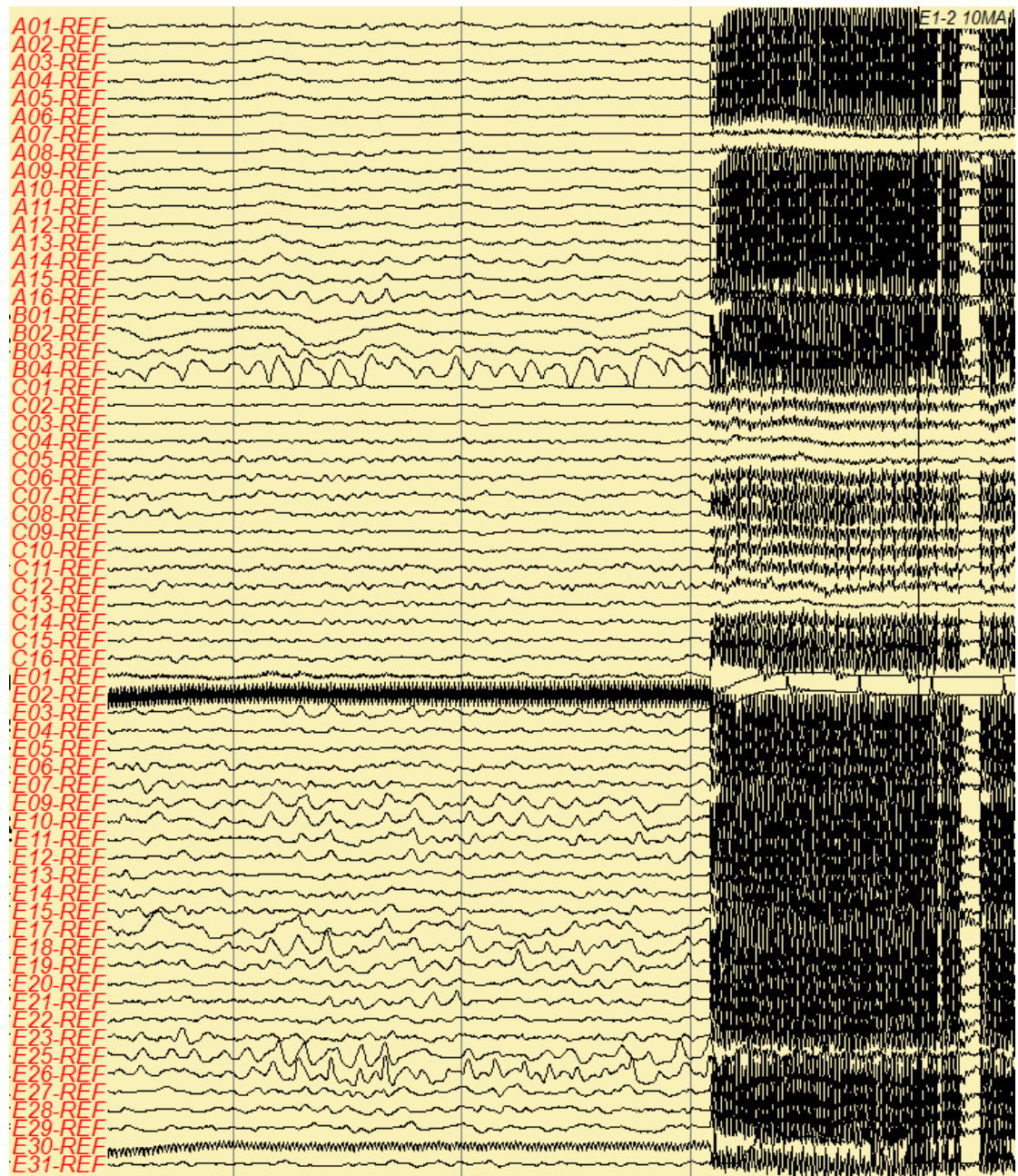


Εικόνα 3.9. Μετεκφόρτιση με μορφή συμπλεγμάτων πολυαιχμής-κύματος, τμήμα διάρκειας 3 sec



Εικόνα 3.10. Μετεκφόρτιση με μορφή ακολουθιακών αιχμών, τμήμα διάρκειας 3 sec

Στον Ασθενή 3 σε τρεις περιπτώσεις οι μετεκφορτίσεις οδήγησαν σε γενικευμένη κρίση μεγάλης διάρκειας. Αυτές οι κρίσεις δε λήφθηκαν υπ' όψιν, καθώς δε θεωρούνται μετεκφορτίσεις και λόγω της μεγάλης διάρκειάς τους θα αλλοίωσαν σημαντικά το αποτέλεσμα.



Εικόνα 3.11. Πριν από τον ερεθισμό 10mA μεταξύ E1 και E2, παρατηρείται θόρυβος στο σήμα των αντίστοιχων καναλιών. Στην πραγματικότητα, τα ηλεκτρόδια έχουν αποσυνδεθεί από τα αντίστοιχα κανάλια και δεν παρέχουν πλέον κάποια ουσιαστική πληροφορία.

4. Fractals και Μορφοκλασματική Διάσταση

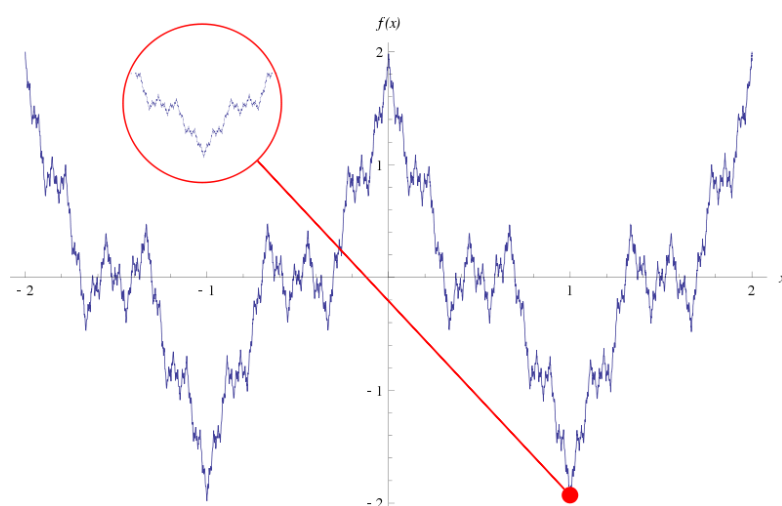
4.1. Fractals

Τα fractals (μορφοκλάσματα ή μορφοκλασματικά σύνολα στα ελληνικά) είναι αντικείμενα που παρουσιάζουν μία μορφή αυτοομοιότητας, δηλαδή κάθε επιμέρους τμήμα του αντικειμένου είναι όμοιο με το αντικείμενο στο σύνολό του. Ένα fractal μπορεί να μεγεθυνθεί απεριόριστα και νέα πληροφορία γίνεται ορατή κάθε φορά που μεγεθύνεται. Είναι αδύνατο να περιγραφούν πλήρως σε μία και μοναδική κλίμακα.

Τα fractals παρατηρούνται σε πολλές δομές στη φύση. Για παράδειγμα, οι νιφάδες του χιονιού, οι ακτογραμμές, οι κρύσταλλοι είναι fractals. Ο όρος fractal εισήχθη από τον Mandelbrot το 1982. Ωστόσο, ήδη από το τέλος του 19ου αιώνα μαθηματικοί είχαν εισαγάγει συναρτήσεις με αυτοομοιότητα, όπως πχ η συνάρτηση του Weierstrass, η οποία δεν είναι πουθενά παραγωγίσιμη για $ab > 1 + 3\pi/2$:

$$w(x) = \sum_{k=1}^{\infty} a^k \cos(b^k x), \quad a > 0, b > 1$$

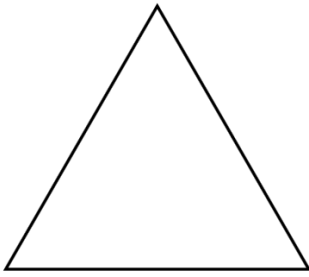
Κάθε μεγέθυνση επιμέρους τμήματος της συνάρτησης, παρουσιάζει ομοιότητα με την αρχική συνάρτηση, όπως φαίνεται στην εικόνα 4.1.



Εικόνα 4.1. Συνάρτηση Weierstrass

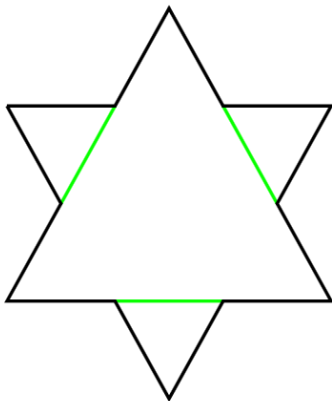
Για την επεξήγηση της μορφοκλασματικής διάστασης, θα χρησιμοποιηθεί ένα από τα πιο γνωστά fractals, η χιονονιφάδα του Koch.

Αρχικά, είναι ένα ισόπλευρο τρίγωνο (εικόνα 4.2). Η λεπτομέρεια που φαίνεται είναι ελάχιστη.



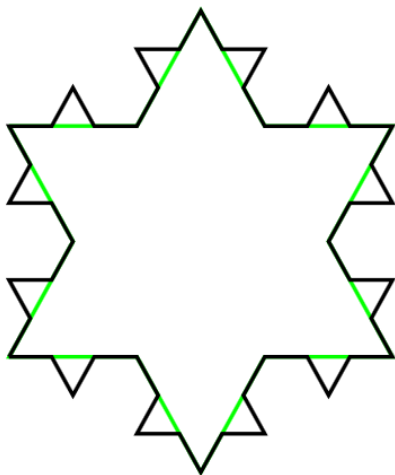
Εικόνα 4.2. Χιονοφιγάδα του Koch για $N=1$

Στη συνέχεια, σε κάθε πλευρά αφαιρείται το μεσαίο τρίτο και προστίθεται μία γωνία 60° , με πλευρές ίσες με το $1/3$ της αρχικής. (εικόνα 4.3)



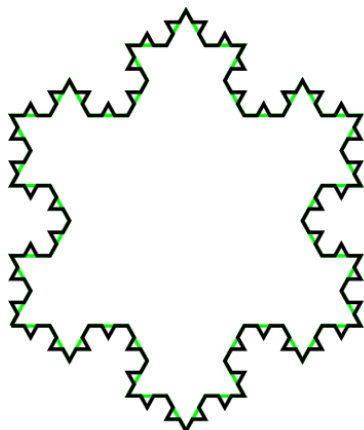
Εικόνα 4.3. Χιονοφιγάδα του Koch για $N=2$

Ακολούθως, επαναλαμβάνεται η ίδια διαδικασία. Από κάθε πλευρά του νέου σχήματος αφαιρείται το μεσαίο τρίτο της πλευράς και προστίθεται μία γωνία, όπως φαίνεται στην εικόνα 4.4.



Εικόνα 4.4. Χιονοφιγάδα του Koch για $N=3$.

Με αυτή τη διαδικασία, η λεπτομέρεια μπορεί να αυξηθεί ακόμα περισσότερο. Παρατηρείται ότι κάθε μεγέθυνση παρουσιάζει ομοιότητα με το αρχικό τρίγωνο.



Εικόνα 4.5. Χιονονιφάδα του Koch για $N=4$.

Η διαδικασία μπορεί να συνεχιστεί επ' άπειρον, με αύξηση της λεπτομέρειας κάθε φορά. Παρατηρείται ότι η περίμετρος της χιονονιφάδας του Koch αυξάνεται συνεχώς. Κάθε σχήμα έχει περίμετρο ίση με τα $4/3$ του προηγούμενου του. Καθώς το N αυξάνεται, η περίμετρος τείνει στο άπειρο.

4.2. Μορφοκλασματική Διάσταση

Τι διάσταση έχει η περίμετρος της χιονονιφάδας του Koch; Δεν είναι μία μονοδιάστατη καμπύλη, αφού μεταξύ 2 οποιωνδήποτε σημείων της περιλαμβάνεται άπειρο μήκος. Δεν είναι επίσης διδιάστατο σχήμα, αφού δε γεμίζει το διδιάστατο επίπεδο στο οποίο βρίσκεται. Ο Mandelbrot το 1982 έδειξε ότι η έννοια της διάστασης χρειάζεται να γενικευτεί, περιλαμβάνοντας και μη ακέραιες τιμές για την περίπτωση των fractals [Mandelbrot 1982]. Έτσι, η χιονονιφάδα του Koch έχει μη ακέραια διάσταση με τιμή μεταξύ 1 και 2.

Το μετρικό μέγεθος M ενός fractal (πχ το μήκος της περιμέτρου στο παράδειγμα της χιονονιφάδας του Koch) ορίζεται ως

$$M = N\lambda^d$$

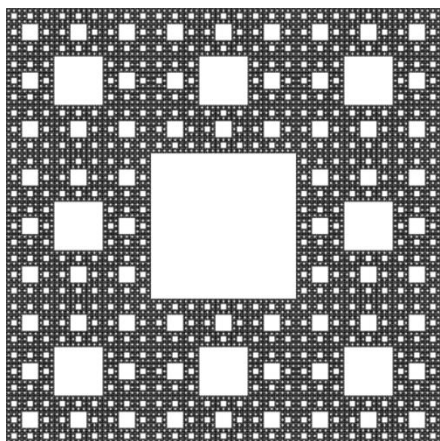
καθώς το αντικείμενο αναλύεται σε N θεμελιώδη αντικείμενα διάστασης d . Αυτή η διάσταση d ενός fractal ονομάζεται μορφοκλασματική διάσταση (fractal dimension) και είναι ενδεικτική της πολυπλοκότητας του fractal: Όσο μεγαλύτερη είναι η μορφοκλασματική διάσταση, τόσο πιο σύνθετο είναι ένα fractal. Η διάσταση d είναι σταθερή ανεξάρτητα από το επίπεδο της λεπτομέρειας.

Στα αντικείμενα που δεν είναι fractals, όσο αυξάνεται η λεπτομέρεια, δηλαδή το λ μειώνεται, το M συγκλίνει σε κάποια τιμή. Αντίθετα στα fractals, όπως είδαμε στο παράδειγμα της χιονονιφάδας του Koch, όσο αυξάνεται η λεπτομέρεια αυξάνεται και το μέγεθος M .

Στο παράδειγμα της χιονονιφάδας του Koch, κάθε στοιχειώδες ευθύγραμμο τμήμα μετατρέπεται σε κάθε iteration σε 4 ευθύγραμμο τμήματα, καθένα με μέγεθος ίσο με το ένα τρίτο του αρχικού (κλίμακα 1:3). Έτσι, η μορφοκλασματική διάσταση είναι ίση με το λόγο των λογαρίθμων των δύο αυτών αριθμών.

$$d = \frac{\ln(4)}{\ln(3)} \cong 1.26185$$

Η μορφοκλασματική διάσταση d είναι μέτρο του κατά πόσο το fractal "γεμίζει" το χώρο στον οποίο βρίσκεται. Έτσι, η χιονονιφάδα του Koch, η οποία έχει διάσταση κοντά στο 1, δε "γεμίζει" πολύ το χώρο και μοιάζει αρκετά με μονοδιάστατη γραμμή. Αντίθετα, ένα fractal του οποίου η μορφοκλασματική διάσταση έχει τιμή κοντά στο 2, όπως το χαλί του Sierpinski (εικόνα 4.6) με μορφοκλασματική διάσταση 1.893, μοιάζει περισσότερο με ένα συμπαγές σχήμα 2 διαστάσεων.



Εικόνα 4.6. Το χαλί του Sierpinski

Γενικά, για τον υπολογισμό της μορφοκλασματικής διάστασης d , χρησιμοποιείται η σχέση με λογαρίθμους, δηλαδή

$$\log(M) = \log(N) + d \log(\lambda)$$

Σε μια γραφική παράσταση $\log(M)$ ως προς $\log(\lambda)$, επομένως, η d μπορεί να υπολογιστεί με γραμμική προσαρμογή.

Η μορφοκλασματική διάσταση δεν υπολογίζεται μόνο για fractals με την αυστηρά μαθηματική έννοια, αλλά και γενικότερα για αντικείμενα που παρουσιάζουν κάποια αυτοομοιότητα [Klonoowski 2010]. Για πραγματικά αντικείμενα, μπορεί να υπάρχει κάποια στατιστική ομοιότητα μεταξύ του μέρους και του συνόλου, αν και οι λεπτομέρειες διαφέρουν, όπως στο παράδειγμα μιας ακτογραμμής.

Για τον υπολογισμό της κλασματικής διάστασης υπάρχουν πολλές μέθοδοι. Ενδεικτικά: μέθοδος καταμέτρησης κύβων, αλγόριθμος Petrosian, αλγόριθμος Katz, αλγόριθμος Higuchi, αλγόριθμος k-κοντινότερου γείτονα.

4.3. Ο Αλγόριθμος k-Κοντινότερου Γείτονα

Ο αλγόριθμος k-κοντινότερου γείτονα ΚΚΓ (k-nearest neighbor, kNN) συσχετίζει τη μέση απόσταση $\langle r^k \rangle$ ενός σημείου από τον k-κοντινότερο γείτονά του με την κλασματική διάσταση. Αν $R(\mathbf{x}_i, k)$ συμβολίζει την απόσταση του σημείου \mathbf{x}_i από τον k-κοντινότερο γείτονά του σε ένα σύνολο N στοιχείων, ισχύει για τη μέση απόσταση $\langle r^k \rangle$:

$$\langle r_k \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R(\mathbf{x}_i, k)$$

Η μέση απόσταση $\langle r^k \rangle$ είναι ανάλογη του k υψωμένου στην κλασματική διάσταση d [Y. Termonia and Z. Alexandrowicz 1983]

$$\langle r_k \rangle \sim k^d$$

Θεωρούμε το σήμα του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος ως διδιάστατο, με το μετρούμενο δυναμικό να αποτελεί τη μία διάσταση και το χρόνο να αποτελεί την άλλη.

Κάποιες διαστάσεις $D(\gamma)$ μπορούν να υπολογιστούν με τη βοήθεια των ροπών γ τάξης της μέσης απόστασης κάθε σημείου από τον k-κοντινότερο γείτονά του και του αριθμού των σημείων N:

$$\langle r_k \rangle = G(k, \gamma) \left(\frac{k}{N}\right)^{\gamma/D(\gamma)}$$

όπου $G(k, \gamma)$ μια συνάρτηση με τιμή κοντά στο 1 για μεγάλα k. [Asvestas et al. 1999], [Badii & Politii 1985]

Οι διαστάσεις $D(\gamma)$ συνδέονται με τις γενικευμένες διαστάσεις (multifractal dimension) D_q , τάξεως q ως εξής:

$$\begin{aligned} \gamma &= (1 - q)D_q \\ D(\gamma) &= D_q \end{aligned}$$

Για $q=0$, η κλασματική διάσταση είναι $FD=D_0$. Από τις παραπάνω εξισώσεις, όμως, για $q=0$, $\gamma=D_0$ και αντικατάσταση $D(\gamma)=D(D_0)=D_0$, οπότε προκύπτει ότι $FD=D(FD)$, δηλαδή η μορφοκλασματική διάσταση FD είναι σταθερό σημείο της συνάρτησης $D(\gamma)$. Επομένως, λόγω ευστάθειας, η FD μπορεί να υπολογιστεί με αναδρομικό αλγόριθμο.

Ο αλγόριθμος : [Ασβεστάς 2001]

Αρχικά, θεωρούμε ένα αρχικό γ_0 . Η μορφοκλασματική διάσταση των κυματομορφών μπορεί να πάρει τιμές μεταξύ 1 και 2, άρα αρχικοποιούμε στο $\gamma_0=1.5$ για λίγο γρηγορότερη σύγκλιση.

Έπειτα, υπολογίζουμε για όλα τα N σημεία τις αποστάσεις από τους k κοντινότερους γείτονές τους, για εύρος του k ($k=[k_{\min}, \dots, k_{\max}]$) που ορίζουμε. Παλαιότερη εργασία [Πολυχρονάκη 2011] έδειξε ότι για σήμα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος υπάρχει βέλτιστη απόδοση για $k_{\min}=1$ και $k_{\max}=173$, οπότε στην παρούσα εργασία χρησιμοποιούνται τα ίδια.

Στη συνέχεια, εκτελείται επαναληπτικά το παρακάτω βήμα για $j=1,2,\dots$:

Υπολογίζεται με μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων η κλίση s_{j-1} της ευθείας που προσαρμόζεται στα σημεία $(\ln(k/N), \ln \langle r_k^{\gamma_{j-1}} \rangle)$, όπου $\langle r_k^{\gamma_{j-1}} \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N r_{k_i}^{\gamma_{j-1}}$

Έπειτα, υπολογίζονται τα μεγέθη

$$D(\gamma_j) = \frac{\gamma_{j-1}}{s_{j-1}}$$

$$\gamma_j = D(\gamma_j)$$

Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να επιτευχθεί σύγκλιση ή μέχρι ένα μέγιστο αριθμό επαναλήψεων.

4.4. Ανάπτυξη Μεθοδολογίας Βάσει του Αλγορίθμου k -Κοντινότερου Γείτονα για Μελέτη των Μετεκφορτίσεων

Ο αλγόριθμος του k -κοντινότερου γείτονα που περιγράφηκε χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό της μορφοκλασματικής διάστασης του σήματος που προέρχεται από το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Υλοποιήθηκε σε συνάρτηση που παίρνει ως είσοδο ένα μονοδιάστατο σήμα και τη συχνότητα δειγματοληψίας του και επιστρέφει την τιμή της μορφοκλασματικής διάστασης. Η είσοδος πρέπει να είναι αρκούντως μεγάλη για να γίνει ο υπολογισμός, οπότε λήφθηκαν ως είσοδοι τμήματα του σήματος με 800 τουλάχιστον δείγματα.

Μελετήθηκαν οι χρονικές περίοδοι στις οποίες εμφανίστηκαν μετεκφορτίσεις, σύμφωνα με την οπτική αναγνώριση που προηγήθηκε. Σκοπός ήταν η εύρεση της μορφοκλασματικής διάστασης του σήματος του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος σε κάθε περιοχή, ώστε να εντοπιστεί πιθανή τοπική συσχέτισή της με την περιοχή έναρξης της επιληπτικής κρίσης. Πρόκειται για μονοδιάστατο σήμα, επομένως η μορφοκλασματική διάσταση που υπολογίζεται πρέπει να έχει τιμές μεταξύ 1 και 2. Όσο πιο έντονα ρυθμικό είναι το σήμα, τόσο μικρότερη αναμένεται να είναι η κλασματική του διάσταση, δηλαδή τόσο πιο κοντά στο 1. Παρατηρήθηκαν και

κάποιες τιμές της μορφοκλασματικής διάστασης μεγαλύτερες της τιμής 2, οι οποίες στη βιβλιογραφία [Polychronaki et al 2010] έχουν αποδοθεί σε artifacts του ΗΕΓ.

Χρησιμοποιήθηκε τεχνική παραθύρωσης, στην οποία τα σήματα που θέλουμε να μελετήσουμε χωρίζονται σε παράθυρα διάρκειας 800 σημείων, δηλαδή 2 δευτερολέπτων για τα ηλεκτροεγκεφαλογράφημα των Ασθενών 1 και 2 και 4 δευτερολέπτων για το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα του Ασθενή 3.

Γίνονται δοκιμές με μη επικαλυπτόμενα και με επικαλυπτόμενα παράθυρα. Στην πρώτη περίπτωση, τα παράθυρα δεν έχουν κοινά σημεία, ενώ στη δεύτερη περίπτωση έχουν 50% επικάλυψη, δηλαδή κάθε παράθυρο να περιέχει το 50% της πληροφορίας του προηγούμενου του και το 50% της πληροφορίας του επόμενου του. Τα αποτελέσματα που λαμβάνονται αποθηκεύονται σε έναν αραιό τριδιάστατο πίνακα με μέγεθος (αριθμός καναλιών)x(αριθμός διεγέρσεων)x(αριθμός παραθύρων ανά μετεκφόρτιση ανά κανάλι).

Μελετήθηκε η μέση τιμή της μορφοκλασματικής διάστασης μεταξύ των παραθύρων στη διάρκεια μιας μετεκφόρτισης, η οποία πιθανόν δίνει πληροφορία για τη ρυθμικότητα του σήματος. Επίσης, μελετήθηκε η ελάχιστη μορφοκλασματική διάσταση παραθύρου που εμφανίζεται σε κάθε κανάλι. Αυτό έγινε επειδή μπορεί σε συγκεκριμένα σημεία του σήματος της μετεκφόρτισης που μελετάται να υπάρχει θόρυβος ή κάποιο άλλο παροδικό σήμα, με αποτέλεσμα να μεταβάλλεται σημαντικά η ιδιότητα της αυτομοιότητας του σήματος στην περιοχή αυτή. Έτσι, επιλέγοντας το ελάχιστο, λαμβάνεται τιμή από την περιοχή που έχει επηρεαστεί λιγότερο από τέτοια φαινόμενα. Στις εικόνες 6.25, 6.27, 6.29 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της απεικόνισης για αυτά τα ελάχιστα. Συγκεκριμένα, αφού υπολογίζεται η μορφοκλασματική διάσταση σε παράθυρα 800 σημείων σε περιοχές που εμφανίζεται μετεκφόρτιση, κρατάμε για κάθε κανάλι το παράθυρο με την ελάχιστη ΜΚΔ. Έτσι, υπολογίζεται μία τιμή μορφοκλασματικής διάστασης ανά μετεκφόρτιση. Έπειτα, υπολογίζεται ο μέσος όρος της παραπάνω τιμής για όλες τις μετεκφορτίσεις στο κανάλι αυτό. Στις εικόνες φαίνονται αυτοί οι μέσοι όροι όλων των καναλιών.

Επίσης, έγινε ο υπολογισμός της μορφοκλασματικής διάστασης με χρήση του αλγορίθμου k-κοντινότερου γείτονα για κάθε μετεκφόρτιση, χωρίς χρήση παραθύρωσης. Δηλαδή, σαν input στον αλγόριθμο χρησιμοποιήθηκε το σήμα του καναλιού σε όλη τη διάρκεια της μετεκφόρτισης. Καθώς η πολυπλοκότητα του αλγορίθμου είναι τετραγωνική, η αύξηση του μεγέθους του input κάνει τον αλγόριθμο πολύ πιο αργό. Για παράδειγμα, σε 2 εκτελέσεις για τον Ασθενή 2, χρειάστηκαν 2035s και 2005s αντίστοιχα για την εκτέλεση για όλες τις μετεκφορτίσεις, ενώ για τον Ασθενή 1 χρειάστηκαν 2638s. Ο αντίστοιχος χρόνος με την τεχνική της παραθύρωσης ήταν μόνο 110 s.

5. Μετασχηματισμός Κυματιδίου

5.1. Μετασχηματισμός Fourier και STFT

Πολύτιμη πληροφορία για το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα μπορεί να εξαχθεί με την ανάλυση του σήματος του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος στο πεδίο των συχνοτήτων. Ακόμα και πριν από την ευρεία χρησιμοποίηση αυστηρών υπολογιστικών μεθόδων, η ανάλυση στο πεδίο του χρόνου γινόταν μετρώντας τις κορυφές του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα (πχ 1 δευτερόλεπτο) και με το συνακόλουθο ορισμό των εγκεφαλικών ρυθμών.

Η πιο απλή μέθοδος για την ανάλυση στο πεδίο των συχνοτήτων είναι ο μετασχηματισμός Fourier. Ο μετασχηματισμός Fourier $X(f)$ ενός σήματος $x(t)$ δίνεται από τον τύπο:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot e^{-i2\pi ft} dt$$

Με αντίστοιχο τρόπο ορίζεται ο μετασχηματισμός Fourier διακριτού χρόνου (Discrete Time Fourier Transform, DTFT):

$$X(f) = \sum_{-\infty}^{+\infty} x[n] \cdot e^{-i2\pi ft}$$

Ωστόσο, ο μετασχηματισμός Fourier προϋποθέτει σταθερό συχνοτικό περιεχόμενο του σήματος στη διάρκεια του χρόνου. Αυτό προφανώς δεν ισχύει στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και δη στα σήματα των μετεκφορτίσεων που εξετάζονται στην παρούσα εργασία, τα οποία προκύπτουν σε πολύ συγκεκριμένες χρονικές στιγμές και έχουν περιορισμένη διάρκεια.

Μία λύση του παραπάνω προβλήματος είναι η χρησιμοποίηση του μετασχηματισμού Fourier για ένα ορισμένο χρονικό διάστημα κάθε φορά, μηδενίζοντας την τιμή του σήματος στα υπόλοιπα διαστήματα με μια διαδικασία παραθύρωσης. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται short-time Fourier transform (STFT). Βασίζεται στην υπόθεση ότι το σήμα είναι μη μεταβαλλόμενο για το χρονικό διάστημα του παραθύρου, οπότε ο μετασχηματισμός Fourier μέσα στο παράθυρο αυτό δίνει ακριβές αποτέλεσμα για κάθε χρονική στιγμή του παραθύρου.

Έτσι, ο STFT δίνεται από τον τύπο

$$X(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot w(t - \tau) \cdot e^{-i2\pi ft} dt,$$

όπου $w(t)$ μια συνάρτηση παραθύρωσης που δίνει τιμή 1 για t που ανήκει στο παράθυρο και 0 εκτός του παραθύρου και τ το χρονικό σημείο που αποτελεί το

εκάστοτε κέντρο του παραθύρου. Συνήθως χρησιμοποιούνται συνεχείς συναρτήσεις παραθύρωσης, όπως η Gaussian.

5.2. Αρχή Απροσδιοριστίας

Στην ανάλυση σημάτων δεν μπορεί να προσδιοριστεί με πλήρη ακρίβεια η συχνότητα του σήματος σε κάθε χρονική στιγμή. Αυτό είναι απόρροια της αρχής της απροσδιοριστίας του Heisenberg. Στη μορφή που διατυπώθηκε από τον Heisenberg, αυτή αφορά το σφάλμα στις μετρήσεις ορμής και θέσης ενός σώματος:

$$\Delta p \cdot \Delta x \geq c$$

όπου Δp το σφάλμα στον υπολογισμό της ορμής, Δx το σφάλμα στον υπολογισμό της θέσης και c μία σταθερά (ίση με τη σταθερά του Planck h). Αντίστοιχη είναι η σχέση που συνδέει το σφάλμα στον υπολογισμό του χρόνου Δt και το σφάλμα στον υπολογισμό της συχνότητας Δf .

$$\Delta t \cdot \Delta f \geq \frac{\pi}{4}, \quad \text{όπου } f \text{ η συχνότητα σε Hz}$$

Στην πράξη αυτό σημαίνει ότι όσο μεγαλώνει η ακρίβεια στον προσδιορισμό της συχνότητας, τόσο μειώνεται η ακρίβεια στον προσδιορισμό του χρονικού διαστήματος και όταν αυξάνεται η ακρίβεια στο χρόνο, μειώνεται αντίστοιχα η ακρίβεια υπολογισμού των συχνοτήτων. Στο παράδειγμα του STFT, για να υπολογιστεί με πλήρη ακρίβεια η συχνότητα, χρειάζεται το εύρος του παραθύρου w να είναι άπειρο. Επομένως, χάνεται εντελώς η χρονική ανάλυση. Αν, αντίθετα, το w έχει μηδενικό χρονικό εύρος, ώστε να γίνει ο υπολογισμός σε μία συγκεκριμένη χρονική στιγμή, είναι αδύνατο να προσδιοριστεί η συχνότητα του σήματος. Όταν το παράθυρο μεγαλώνει, αυξάνεται η ακρίβεια υπολογισμού των συχνοτήτων του σήματος και μειώνεται η ακρίβεια προσδιορισμού του χρόνου. Αντίστοιχα, μείωση του παραθύρου οδηγεί προφανώς σε βελτίωση της χρονικής ανάλυσης, αλλά με συνακόλουθη μείωση της ικανότητας προσδιορισμού της συχνότητας. Το πρόβλημα αυτό είναι εγγενές και δε λύνεται με αλλαγή των μεθόδων που χρησιμοποιούνται.

Τα παραπάνω έχουν ως αποτέλεσμα να μην είναι εφικτό να υπολογιστεί με ακρίβεια η συχνότητα ενός μη στατικού σήματος σε κάποιο χρονικό διάστημα. Έτσι, δεν υπολογίζονται συχνότητες, αλλά ζώνες (ή μπάντες) συχνοτήτων (frequency bands). Δηλαδή, υπολογίζεται το συχνοτικό περιεχόμενο μιας συνάρτησης το οποίο βρίσκεται σε ένα δεδομένο εύρος συχνοτήτων. Για παράδειγμα, μπορεί να υπολογιστεί το συχνοτικό περιεχόμενο στη ζώνη 10-20Hz, το οποίο μπορεί να περιλαμβάνει όλες τις ενδιάμεσες συχνότητες, αλλά όχι η τιμή για μία συχνότητα 15Hz ακριβώς.

Ο μετασχηματισμός STFT έχει το μειονέκτημα ότι το μέγεθος του παραθύρου είναι κοινό για όλες τις ζώνες συχνοτήτων, με αποτέλεσμα σε κάποιες από αυτές είτε να υπάρχει αυξημένο εύρος σφάλματος ή η πραγματική χρονική ανάλυση να είναι μικρότερη από αυτή που απαιτεί το μέγεθος του παραθύρου.

5.3. Συνεχής Μετασχηματισμός Κυματιδίου

Το κυματίδιο (wavelet) είναι μία συνάρτηση $\psi(t)$ η οποία έχει μία κυματοειδή μορφή κοντά στο 0 και τιμή ίση με 0 αλλού.

Ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίου (Continuous Wavelet Transform, CWT) ορίζεται για συνεχή συνάρτηση του χρόνου $x(t)$, ως εξής:

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int x(t) \cdot \psi^*\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt$$

Όπως και στην περίπτωση του STFT, το τ αποτελεί τη χρονική στιγμή, δηλαδή την εκάστοτε μετατόπιση (translation) στον άξονα του χρόνου. Το s είναι η κλίμακα (scale) και ψ η μητρική συνάρτηση κυματιδίου (mother wavelet).

Η κλίμακα υποδηλώνει τη μεγέθυνση ή σμίκρυνση. Όσο μεγαλύτερη η κλίμακα, σε τόσο μικρότερη συχνότητα αντιστοιχεί. Σε μικρή κλίμακα φαίνονται τα αδρά χαρακτηριστικά του σήματος, ενώ σε μεγάλη κλίμακα οι λεπτομέρειες. Η παραπάνω συνάρτηση είναι συνεχής, αν και στην πράξη τα s και t παίρνουν διακριτές τιμές, καθώς ο υπολογισμός γίνεται αριθμητικά και όχι αναλυτικά.

Η διαδικασία του μετασχηματισμού, όπως φαίνεται από τον τύπο, είναι αντίστοιχη με αυτή του STFT. Στο μετασχηματισμό Fourier η συνάρτηση αναλύεται ως άθροισμα ημιτονοειδών συναρτήσεων διαφόρων συχνοτήτων. Αντίστοιχα, στο μετασχηματισμό κυματιδίου, η συνάρτηση αναλύεται ως άθροισμα συναρτήσεων wavelets, μετατοπισμένων με βάση το τ και σμικρυσμένων ή μεγεθυμένων με βάση το s .

5.4. Διακριτός Μετασχηματισμός Κυματιδίου

Ο υπολογισμός του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίου για κάθε s και τ είναι πρακτικά αδύνατος, λόγω του υπολογιστικού χρόνου που θα απαιτούσε. Επίσης, δε χρειάζεται, καθώς, όπως αναφέρεται στην ενότητα 5.2, η αρχή της απροσδιοριστίας θέτει περιορισμούς για τη χρονική ανάλυση (δηλαδή την ακρίβεια στο τ) και τη συχνοτική ανάλυση (δηλαδή την ακρίβεια στο s). Έτσι, χρησιμοποιείται αντί αυτού ο διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίου (discrete wavelet transform, DWT), ο οποίος επιτρέπει την ανάλυση σε διαφορετικές ζώνες συχνοτήτων (multiresolution analysis) και επιτυγχάνει την ελαχιστοποίηση του γινομένου των σφαλμάτων στο s και το τ .

Εκτός από την κυματιδιακή συνάρτηση $\psi(t)$ απαιτείται και μια συνάρτηση κλίμακας $\varphi(t)$, τέτοια ώστε οι $\psi_{j,k}(t)$ και $\varphi_{j,k}(t)$ να σχηματίζουν ένα ορθοκανονικό σύνολο και ο συνδυασμός τους να μπορεί να αναπαραγάγει πλήρως το σήμα. Για την υλοποίηση του διακριτού μετασχηματισμού wavelet απαιτείται η χρήση 2 φίλτρων, ενός βαθυπερατού $h(k)$ και ενός υψιπερατού $g(k)=(-1)^k h(1-k)$. Αυτά τα φίλτρα πρέπει να ικανοποιούν τις παρακάτω προϋποθέσεις:

$$\varphi_{j+1,0}(t) = \sum_k h[k] \varphi_{j,k}$$

$$\psi_{j+1,0}(t) = \sum_k g[k] \psi_{j,k}$$

Έτσι, ο μετασχηματισμός ορίζεται ως

$$A_{j+1,n} = \sum_k A_{j,k} h_j [k - 2n]$$

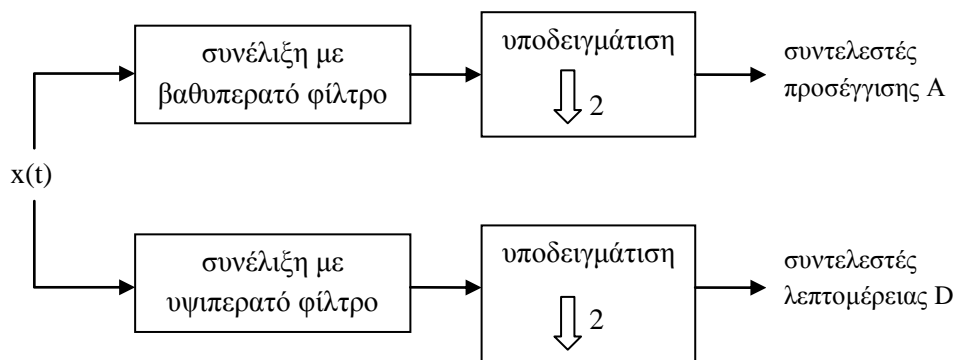
$$D_{j+1,n} = \sum_k A_{j,k} g_j [k - 2n]$$

Έτσι, σε κάθε βήμα, το σήμα περνάει από ένα βαθυπερατό φίλτρο και ένα υψιπερατό φίλτρο. Στη συνέχεια, γίνεται υποδειγμάτιση (downsampling) κατά 2, δηλαδή γίνεται νέα δειγματοληψία με τη μισή συχνότητα, για την οποία λαμβάνεται ο μισός αριθμός δειγμάτων. Η εφαρμογή των φίλτρων γίνεται με τη συνέλιξη τους με το σήμα.

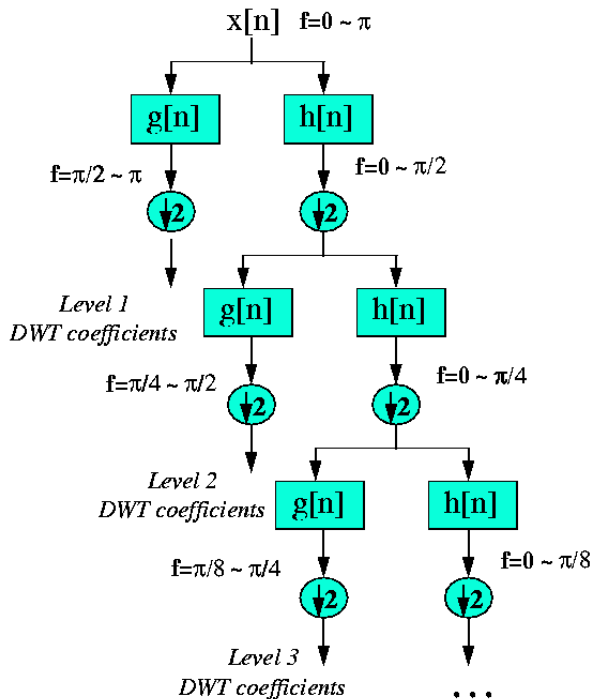
Ιδανικά, τα φίλτρα αυτά είναι halfband, δηλαδή χωρίζουν μία ζώνη συχνοτήτων εύρους W σε 2 ίσες ζώνες συχνοτήτων εύρους $W/2$ η κάθε μία.

Η διαδικασία σε κάθε επανάληψη φαίνεται σχηματικά στην εικόνα 5.1. Στη συνέχεια, για την περαιτέρω ανάλυση, ακολουθείται η ίδια διαδικασία, με τη χρονική ανάλυση κάθε φορά να μειώνεται και την ανάλυση των ζωνών συχνοτήτων να διπλασιάζεται.

Η διαδικασία για πολλά στάδια φαίνεται στην εικόνα 5.2.

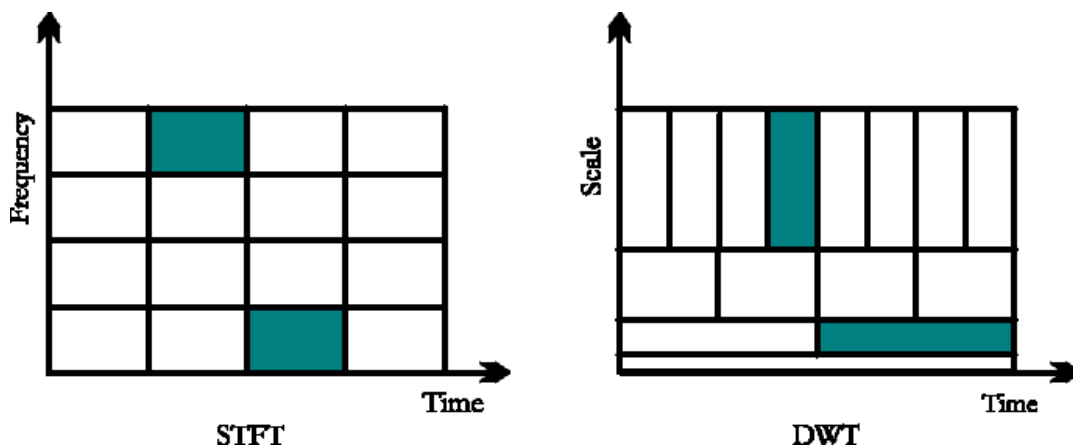


Εικόνα 5.1. Διαδικασία φιλτραρίσματος και υποδειγμάτισης για υπολογισμό των συντελεστών του διακριτού μετασχηματισμού wavelet.



Εικόνα 5.2. Διαδοχικά φιλτραρίσματα του σήματος κατά τον διακριτό μετασχηματισμό wavelet για σήμα με συχνότητα δειγματοληψίας $f=2\pi$

Με τη διαδικασία της υποδειγμάτισης, επιτυγχάνεται μικρό παράθυρο (υψηλή ανάλυση) για μεγάλες συχνότητες και μεγάλο παράθυρο (χαμηλή ανάλυση) για μικρές συχνότητες. Με τον τρόπο αυτό το σφάλμα που προκύπτει από την αρχή της απροσδιοριστίας ελαχιστοποιείται. Στο σχήμα 5.3 φαίνεται αυτή η διαφορά μεταξύ σταθερού παραθύρου του STFT και μεταβαλλόμενου παραθύρου του DWT.



Εικόνα 5.3. Σύγκριση DWT και STFT

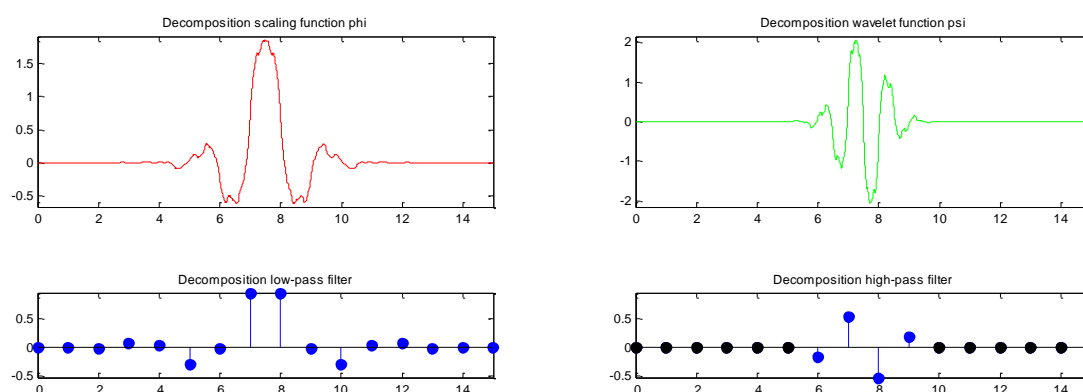
Ο διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίου είναι αντιστρέψιμος. Για την ανακατασκευή του αρχικού σήματος, μπορεί να χρησιμοποιηθεί η σχέση

$$x[n] = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} (y_{high}[k]g[2k - n]) + (y_{low}[k]h[2k - n])$$

Η ανακατασκευή είναι πλήρης μόνο στην περίπτωση που τα φίλτρα είναι τέλεια halfband. Με τα κυματίδια Daubechies π.χ. μπορεί να επιτευχθεί τέλεια ανακατασκευή. Επίσης, είναι δυνατή η παράλειψη συγκεκριμένων συντελεστών κατά την ανακατασκευή, η οποία ισοδυναμεί με ζωνοφρακτικό φιλτράρισμα του σήματος για τις συχνότητες στις οποίες αντιστοιχεί ο συντελεστής αυτός.

5.5. Ανάπτυξη μεθοδολογίας για τη μελέτη των μετεκφορτίσεων βάσει του διακριτού μετασχηματισμού κυματιδίου

Ο διακριτός σχηματισμός Wavelet υλοποιήθηκε με τη συνάρτηση `dwt()` του Wavelet Toolbox του MATLAB. Η συνάρτηση που χρησιμοποιήθηκε κατά κύριο λόγο στην υλοποίηση (χωρίς να έχει κάποιο σημαντικό πλεονέκτημα για το συγκεκριμένο πρόβλημα) είναι η Biorthogonal 3.7. Οι συναρτήσεις ϕ , ψ και τα φίλτρα που αντιστοιχούν σε αυτό φαίνονται στην εικόνα 5.4. Δοκιμές με άλλα κυματίδια έδωσαν σχεδόν πανομοιότυπα αποτελέσματα.



Εικόνα 5.4. Οι συναρτήσεις ϕ , ψ και τα φίλτρα που αντιστοιχούν στο κυματίδιο `bior3.7` (εικόνα από το `wavelet toolbox` του `matlab`)

Δημιουργήθηκε συνάρτηση η οποία απεικονίζει το σήμα και παράλληλα τις στιγμιαίες ενέργειες των wavelets στην ίδια χρονική περίοδο (οι ενέργειες υπολογίζονται με ύψωση των συντελεστών στο τετράγωνο). Επειδή το μετασχηματισμένο σήμα είναι συνάρτηση 2 προς 1 (συνάρτηση μεγέθους συντελεστών ως προς χρόνο και ζώνη συχνοτήτων), χρειάζεται 3 διαστάσεις για να απεικονιστεί. Ένας τρόπος για να επιτευχθεί αυτό είναι η χρήση πίνακα δύο διαστάσεων για τις ανεξάρτητες μεταβλητές με χρωματική κλίμακα για τις τιμές της εξαρτημένης μεταβλητής σε κάθε σημείο του πίνακα. Εναλλακτικά, μπορεί η μία ανεξάρτητη μεταβλητή να παραμείνει σταθερή (πχ η ζώνη συχνοτήτων) και να σχεδιαστεί η ανεξάρτητη μεταβλητή ως συνάρτηση της άλλης (πχ ενέργεια ως προς χρόνο για σταθερή ζώνη συχνοτήτων).

Μία ακόμα ενδιαφέρουσα απεικόνιση του συχνοτικού περιεχομένου του σήματος με βάση το μετασχηματισμό wavelet μπορεί να προκύψει από το μέσο όρο της ενέργειας κάθε ζώνης συχνοτήτων σε ένα ορισμένο χρονικό διάστημα, πχ 1 δευτερόλεπτο. Το παράθυρο χρειάζεται να είναι αρκετά μεγάλο ώστε να μπορούν να ανακατασκευαστεί με ακρίβεια το σήμα από τις συχνότητες που μελετώνται. Απλοποιείται με αυτό τον τρόπο η απεικόνιση, αλλά δε μειώνεται σημαντικά ο χρόνος, καθώς ο διακριτός μετασχηματισμός wavelet έχει μικρή υπολογιστική πολυπλοκότητα .

Με αντίστοιχο τρόπο, μπορεί να απεικονιστεί και η σχετική μέση ενέργεια, με υπολογισμό και πάλι της ενέργειας και στη συνέχεια κανονικοποίησή της με διαίρεση με το άθροισμα των ενεργειών όλων των συχνοτήτων στο παράθυρο. Η απεικόνιση των κανονικοποιημένων ενεργειών λύνει προβλήματα που δημιουργούνται στην απεικόνιση από μεμονωμένες μεγάλες τιμές, καθώς μετά την κανονικοποίηση δεν ξεπερνούν την τιμή 1, αλλά και επιτρέπει να γίνει απευθείας σύγκριση του συχνοτικού περιεχομένου δύο ηλεκτροδίων στα οποία η συνολική ενέργεια διαφέρει κατά πολύ.

Ο διακριτός μετασχηματισμός wavelet έγινε για 6 επίπεδα στους Ασθενείς 1 και 2 και για 5 επίπεδα στον Ασθενή 3, ώστε σε κάθε περίπτωση να μελετάται το ίδιο εύρος συχνοτήτων. Οι συχνότητες φαίνονται στους Πίνακες 6.1 και 6.2. Ο συντελεστής λεπτομέρειας 1 στους Ασθενείς 1 και 2 δε λήφθηκε υπ' όψιν, επειδή βρίσκεται πάνω από τη συχνότητα αποκοπής του βαθυπερατού φίλτρου.

Πίνακας 6.1. Συχνότητες που αντιστοιχούν σε κάθε συντελεστή του DWT με $f_s=400\text{Hz}$

Συχνότητα δειγματοληψίας $f_s=400\text{Hz}$		
Επίπεδο	Συντελεστής προσέγγισης A	Συντελεστής λεπτομέρειας D
1	0-100Hz	100-200Hz
2	0-50Hz	50-100Hz
3	0-25Hz	25-50Hz
4	0-12.5Hz	12.5-25Hz
5	0-6.25Hz	6. 25-12.5 Hz
6	0-3.25Hz	3.125-6.25 Hz

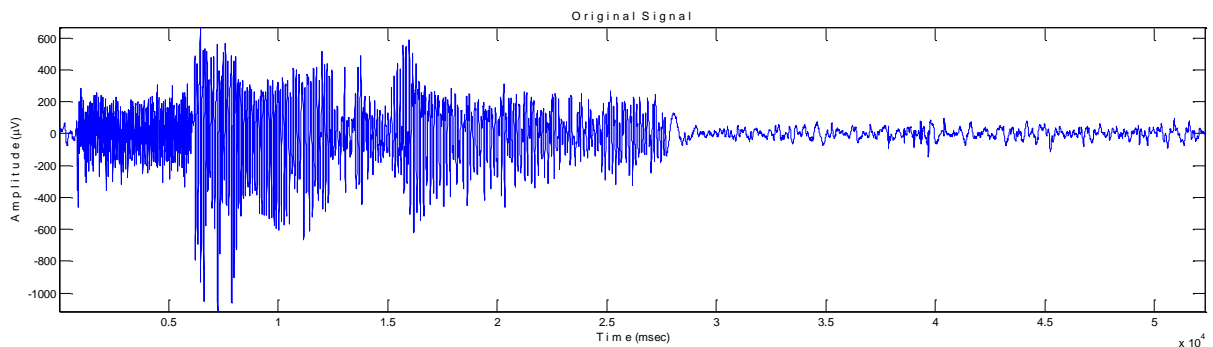
Πίνακας 6.2. Συχνότητες που αντιστοιχούν σε κάθε συντελεστή του DWT με $f_s=200\text{Hz}$:

Συχνότητα δειγματοληψίας $f_s=200\text{Hz}$		
Επίπεδο	Συντελεστής προσέγγισης	Συντελεστής λεπτομέρειας
1	0-50Hz	50-100Hz
2	0-25Hz	25-50Hz
3	0-12.5Hz	12.5-25Hz
4	0-6.25Hz	6. 25-12.5 Hz
5	0-3.25Hz	3.125-6.25 Hz

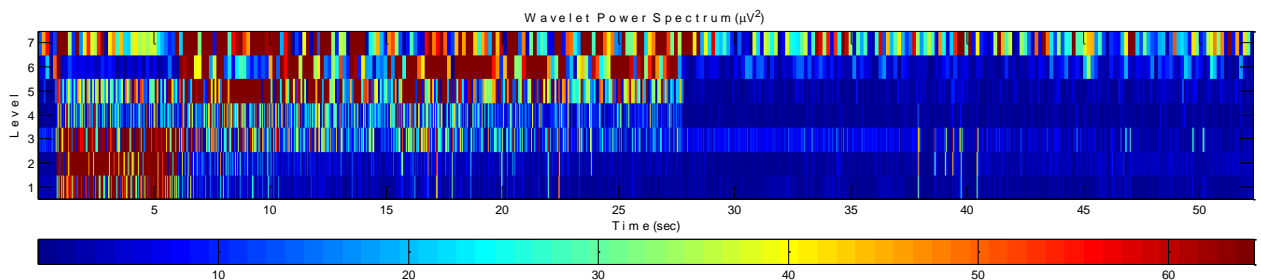
6. Αποτελέσματα

6.1. Αποτελέσματα με Διακριτό Μετασχηματισμό Κυματιδίου

Στην εικόνα 6.1 παρουσιάζεται το σήμα ενός ερεθισμού και του επόμενου παραθύρου σε έναν από τους ασθενείς, σε ηλεκτρόδιο όπου εμφανίζεται μετεκφόρτιση. Στην εικόνα 6.2. φαίνεται ο διακριτός μετασχηματισμός wavelet του σήματος της 6.1.



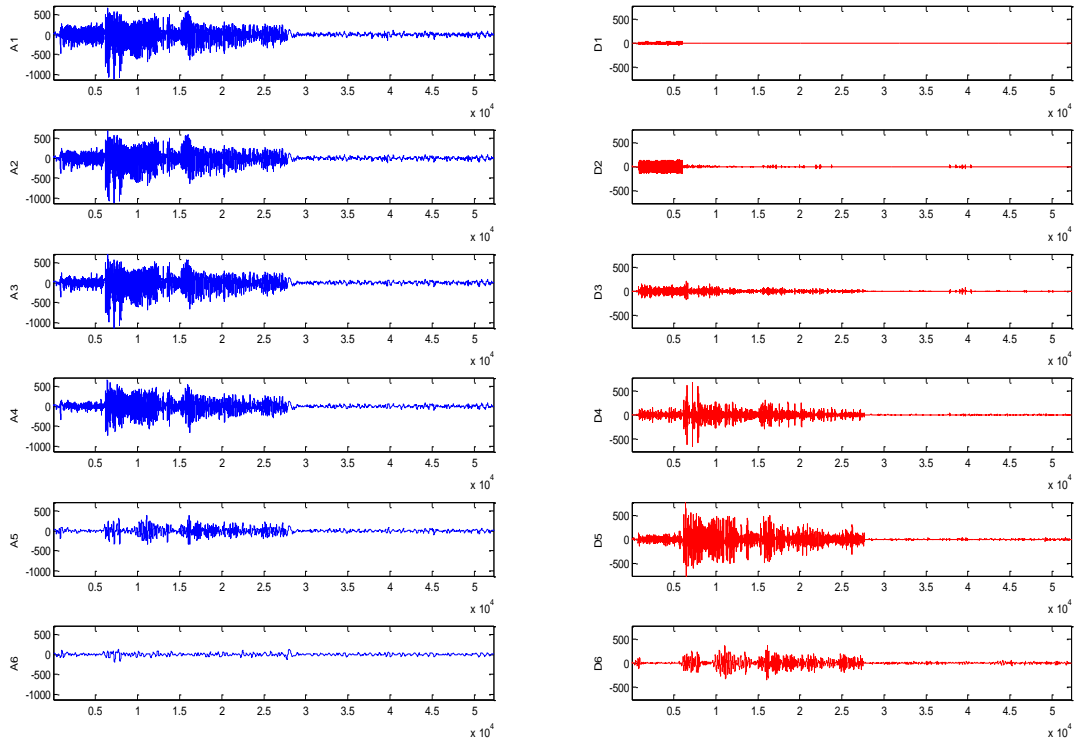
Εικόνα 6.1. Το σήμα στο ηλεκτρόδιο A12 στον Ασθενή 2 κατά τη διάρκεια του ερεθισμού των ηλεκτροδίων C2-C3 με 10mA και κατά τη μετεκφόρτιση που βρίσκεται στο χρονικό διάστημα που ακολουθεί



Εικόνα 6.2. Διακριτός Μετασχηματισμός Wavelet του σήματος του ηλεκτροδίου A12 στον Ασθενή 2 κατά τον ερεθισμό των ηλεκτροδίων C2-C3 με 10mA και το χρονικό παράθυρο που ακολουθεί.

Ο ερεθισμός ξεκινάει λίγο μετά τη χρονική στιγμή 0 και διαρκεί μέχρι τη χρονική στιγμή 5.5 sec περίπου. Έπειτα, στο ηλεκτρόδιο παρατηρείται μετεκφόρτιση, η οποία διαρκεί 25 sec, μέχρι τη χρονική στιγμή 30. Στη συνέχεια, δεν υπάρχει κάποιο σημαντικό σήμα μέχρι το πέρας του παραθύρου. Αυτές οι διαφορές είναι εμφανείς από την ενέργεια κάθε ζώνης συχνοτήτων, όπως απεικονίζεται στην εικόνα 6.2, αλλά και από το πλάτος των συντελεστών, όπως μπορεί να φανεί στην εικόνα 6.4. Κατά τη διάρκεια της διέγερσης, τα επίπεδα 1,2,3, τα οποία αντιστοιχούν στις υψηλές συχνότητες πάνω από 25Hz, έχουν μεγάλο ποσοστό ενέργειας. Στη συνέχεια, μετά το τέλος της διέγερσης και την αρχή της μετεκφόρτισης, περίπου στα 6 sec, οι

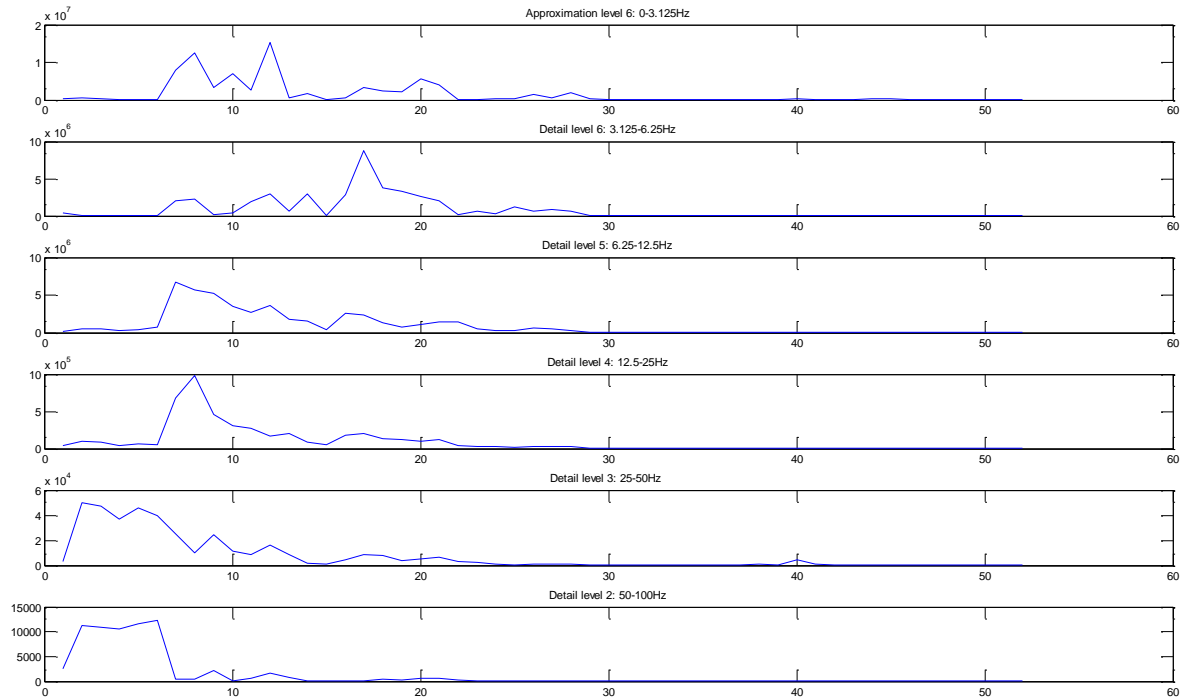
ενδιάμεσες και χαμηλές ζώνες συχνοτήτων κυριαρχούν. Παρατηρείται απότομη παύση της δραστηριότητας στις μεσαίες συχνότητες στο 28ο δευτερόλεπτο περίπου. Τότε σταματάει και η μετεκφόρτιση. Στη συνέχεια, επικρατούν αποκλειστικά χαμηλές συχνότητες. Κάποια μεγαλύτερη ποσότητα ενέργειας που φαίνεται στις συχνότητες 25Hz και πάνω για χρόνο περίπου 40 sec οφείλεται σε θόρυβο.



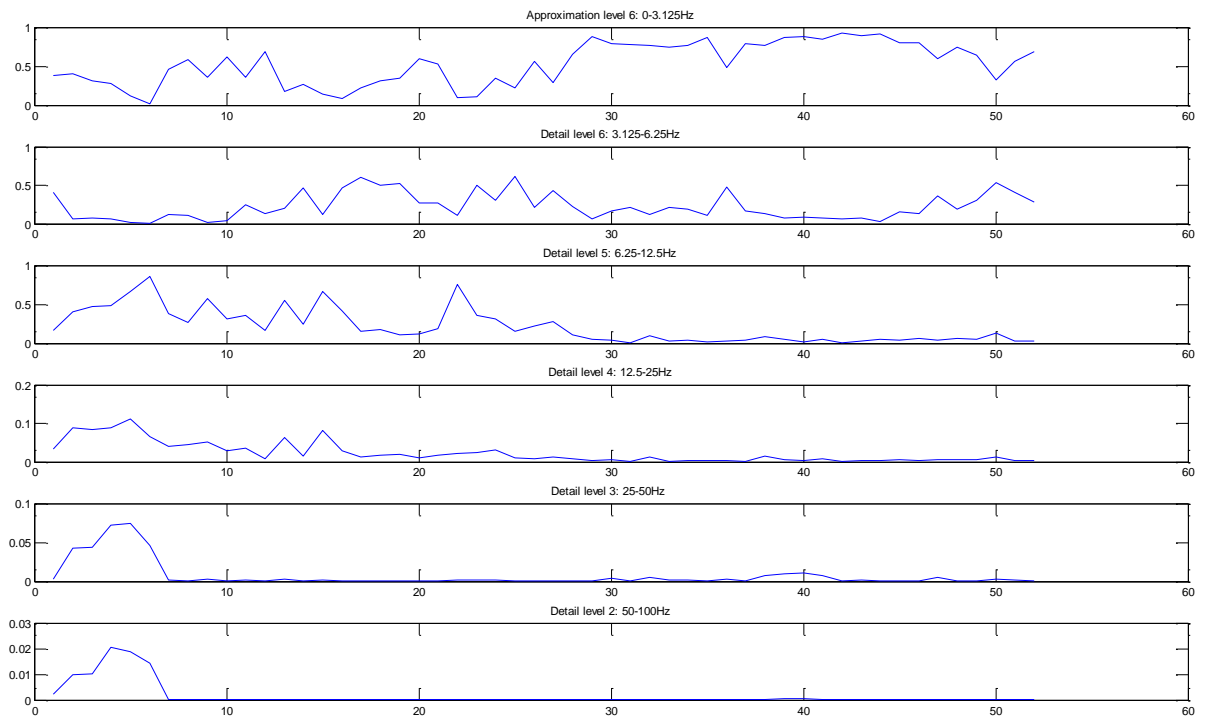
Εικόνα 6.3. Αναλυτική απεικόνιση των 6 συντελεστών προσέγγισης και των 6 συντελεστών λεπτομέρειας των οποίων οι ενέργειες εμφανίζονται στην εικόνα 2.2.

Στο τέλος της μετεκφόρτισης παρατηρείται αύξηση στην κατώτερη μπάντα συχνοτήτων, κάτι αναμενόμενο, αφού παρατηρείται ένα βραδύ κύμα καθώς γίνεται από τον εγκέφαλο προσπάθεια εξισορρόπησης του δυναμικού με το τέλος της επιληπτόμορφης δραστηριότητας.

Στην εικόνα 6.4 απεικονίζεται η ενέργεια του σήματος ανά ζώνη συχνοτήτων, με χρήση παραθύρωσης.



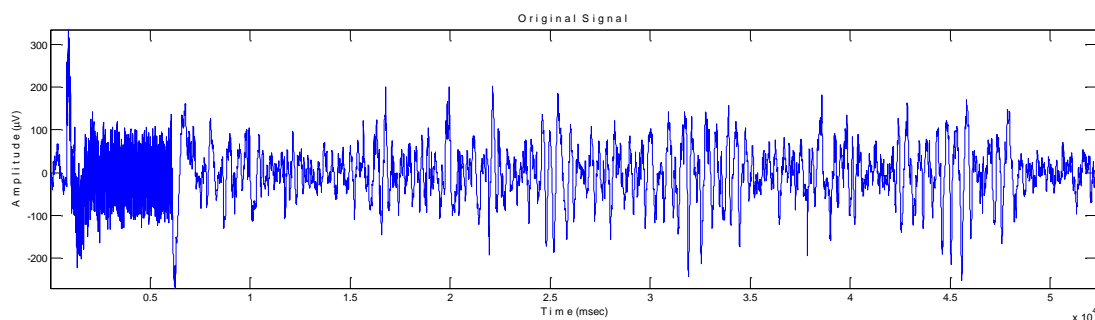
Εικόνα 6.4. Απεικόνιση των μέσων ενεργειών ανά ζώνη συχνοτήτων ως προς το χρόνο (με μη επικαλυπτόμενα παράθυρα 1s) στο ηλεκτρόδιο A12 στον Ασθενή 2, κατά τη μετά τον ερεθισμό των ηλεκτροδίων C2-C3 με ρεύμα 10mA



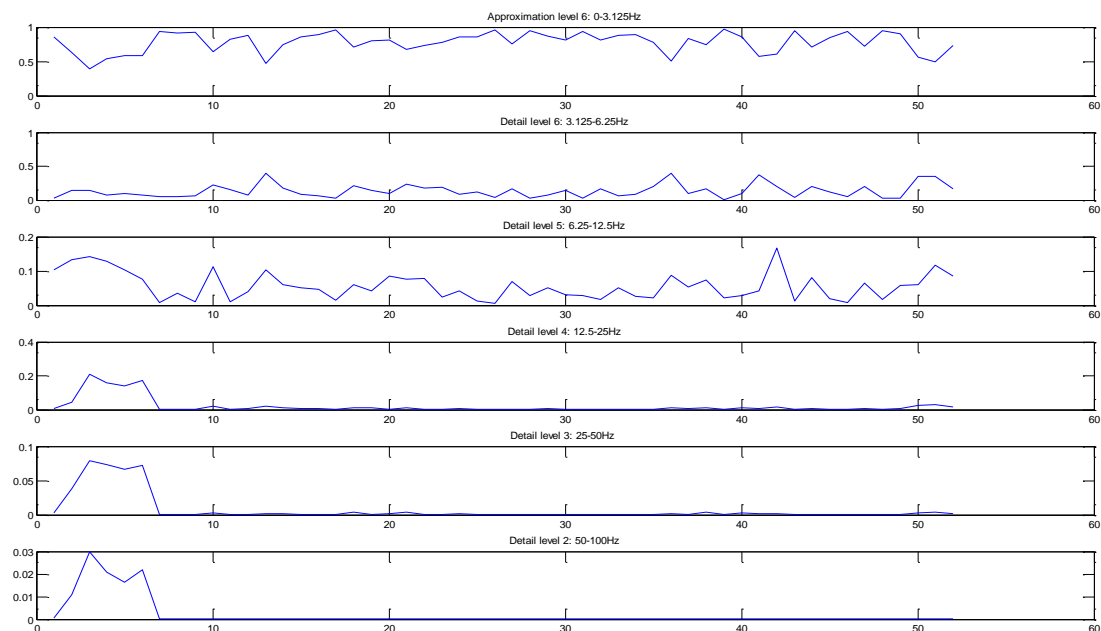
Εικόνα 6.5. Απεικόνιση των σχετικών μέσων ενεργειών ανά ζώνη συχνοτήτων ως προς το χρόνο (με μη επικαλυπτόμενα παράθυρα 1s) στο ηλεκτρόδιο A12 στον Ασθενή 2, κατά τη μετά τον ερεθισμό των ηλεκτροδίων C2-C3 με ρεύμα 10mA

Για σύγκριση, παρατίθενται τα αντίστοιχα μεγέθη από ηλεκτρόδιο στο οποίο δεν εμφανίζεται κάποια μετεκφόρτιση. Σε αυτό, το σήμα είναι πολύ μικρότερο σε πλάτος

και ενέργεια (εικόνα 6.6) από το προηγούμενο (εικόνα 6.1) που περιείχε μετεκφορτίσεις. Παρατηρείται ότι μετά το πέρας του ερεθισμού, το φασματικό περιεχόμενο του σήματος δε μεταβάλλεται σημαντικά ως προς το χρόνο. Επίσης, από το διάγραμμα σχετικών ενεργειών (εικόνα 6.7) φαίνεται ότι το σήμα στις ζώνες 6 και ειδικά στις 5 και 4 είναι πολύ μικρότερο και συνεισφέρει πολύ λιγότερο στη συνολική ενέργεια στην περίπτωση που δεν υπάρχει μετεκφόρτιση. Επομένως, είναι ρεαλιστική η υπόθεση ότι οι μετεκφορτίσεις και τα χαρακτηριστικά που έχουν συνδέονται κυρίως με τις ζώνες συχνοτήτων 4 και 5 (δηλαδή από 6.25Hz έως 25Hz).



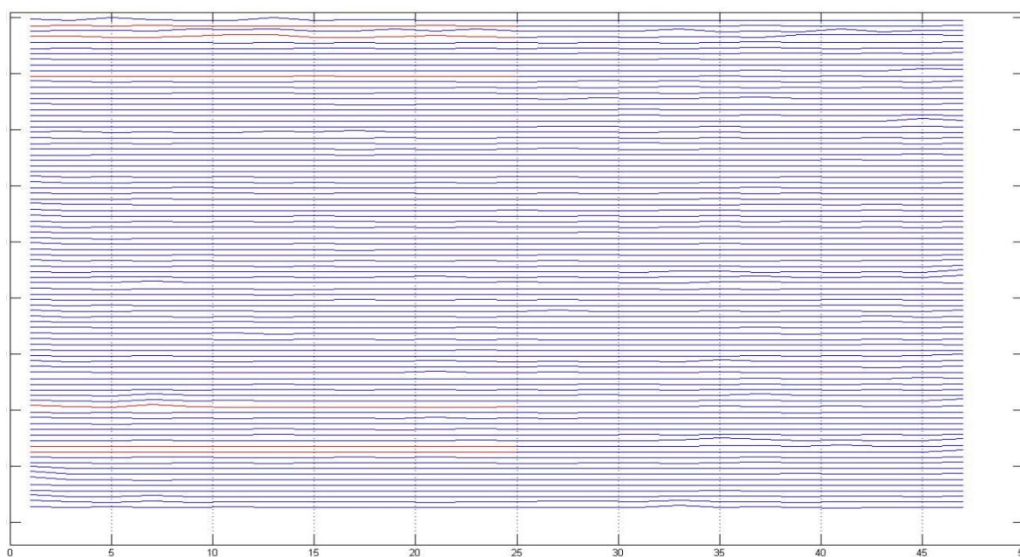
Εικόνα 6.6. Το σήμα στο ηλεκτρόδιο C16 στον Ασθενή 2 μετά από ερεθισμό. Δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις.



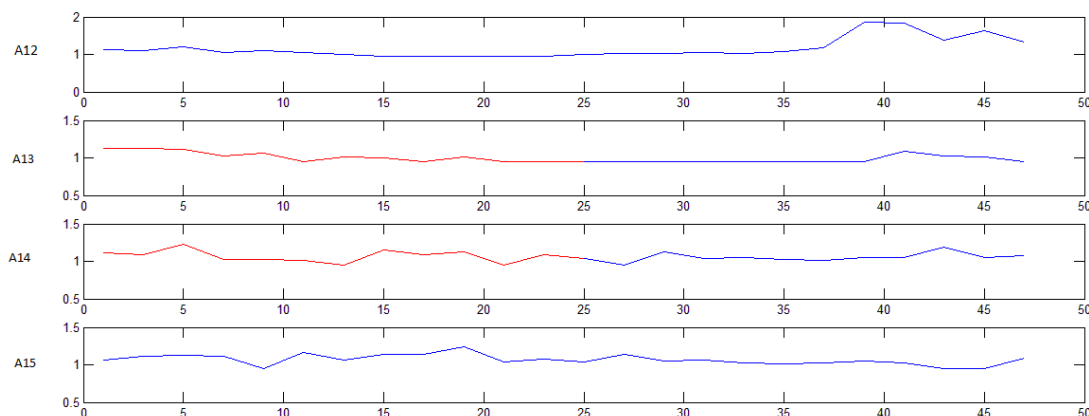
Εικόνα 6.7. Απεικόνιση των σχετικών μέσων ενεργειών ανά ζώνη συχνοτήτων ως προς το χρόνο (με μη επικαλυπτόμενα παράθυρα 1s) στο ηλεκτρόδιο C16 στον Ασθενή 2, κατά τη μετά τον ερεθισμό των ηλεκτροδίων C2-C3 με ρεύμα 10mA. Στο ηλεκτρόδιο αυτό δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις.

6.2. Αποτελέσματα Υπολογισμού Μορφοκλασματικής Διάστασης

Στις εικόνες 6.8 και 6.9 παρατίθεται η εκτίμηση με τον αλγόριθμο ΚΚΓ της μορφοκλασματικής διάστασης του σήματος ανά ηλεκτρόδιο μετά από μία διέγερση. Με κόκκινο χρώμα είναι σημειωμένα τα ηλεκτρόδια στα οποία εμφανίζεται μετεκφόρτιση. Χρησιμοποιήθηκε παραθύρωση με μη επικαλυπτόμενα παράθυρα διάρκειας 2 δευτερολέπτων.

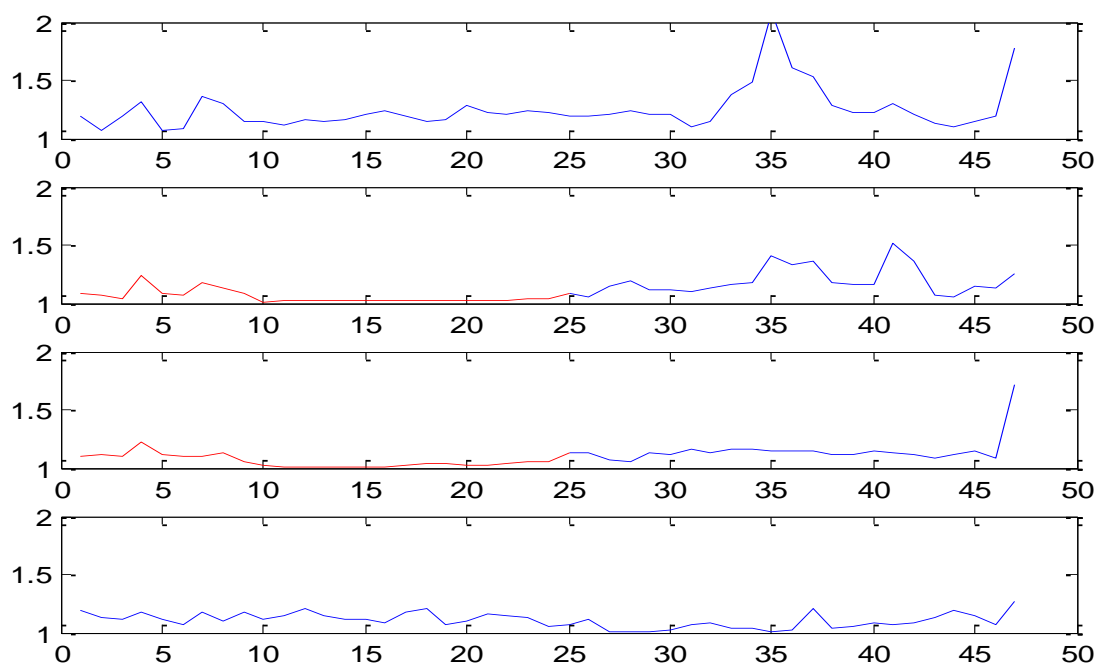


Εικόνα 6.8. Απεικόνιση της μορφοκλασματικής διάστασης όλων των καναλιών του ΗΕΓ του Ασθενή 2 μετά από ερεθισμό 10mA μεταξύ των ηλεκτροδίων C3-C4 ως προς το χρόνο, με χρήση μη επικαλυπτόμενων παραθύρων 2s. Με κόκκινο οι περιοχές στις οποίες παρατηρείται μετεκφόρτιση.



Εικόνα 6.9. Απεικόνιση της μορφοκλασματικής διάστασης των σημάτων στα ηλεκτρόδια A12-A15 στο ΗΕΓ του Ασθενή 2 μετά από ερεθισμό 10mA μεταξύ των ηλεκτροδίων C3-C4 ως προς το χρόνο, με χρήση μη επικαλυπτόμενων παραθύρων 2s. Με κόκκινο οι περιοχές στις οποίες παρατηρείται μετεκφόρτιση. (λεπτομέρεια της εικόνας 6.8)

Στην εικόνα 6.10 απεικονίζεται το ίδιο μέγεθος με χρήση επικαλυπτόμενων παραθύρων.



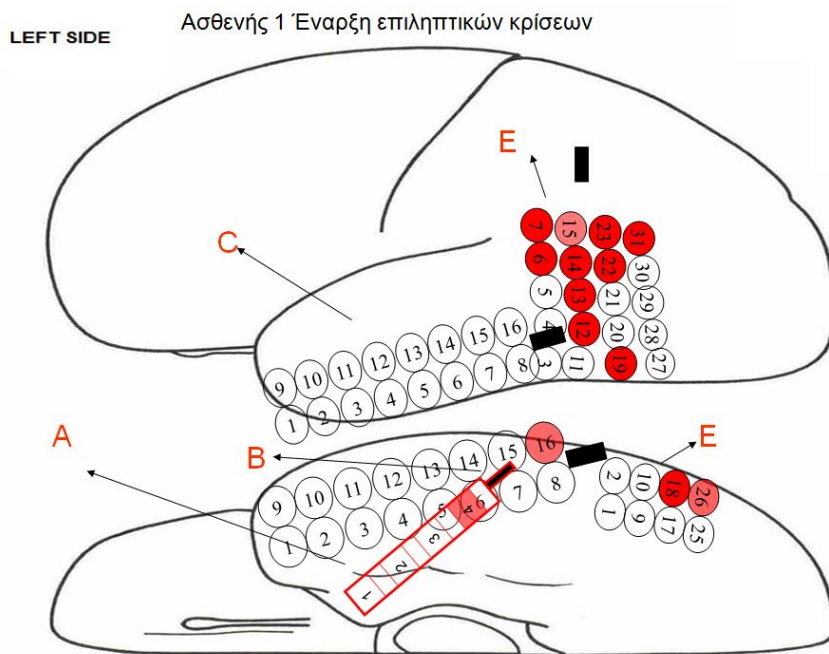
Εικόνα 6.10. Απεικόνιση της μορφοκλασματικής διάστασης των σημάτων στα ηλεκτρόδια A12-A15 στο ΗΕΓ του Ασθενή 2 μετά από ερεθισμό 10mA μεταξύ των ηλεκτροδίων C3-C4 ως προς το χρόνο, με χρήση επικαλυπτόμενων παραθύρων διάρκειας 2s με επικάλυψη 50%. Με κόκκινο οι περιοχές στις οποίες παρατηρείται μετεκφόρτιση.(λεπτομέρεια της εικόνας 6.8)

Στις εικόνες 6.9-6.10 είναι ξεκάθαρη η μειωμένη τιμή της μορφοκλασματικής διάστασης στη διάρκεια των μετεκφορτίσεων. Επομένως, δικαιολογείται η επιλογή της εξέτασης των μετεκφορτίσεων ως προς το μέγεθος αυτό.

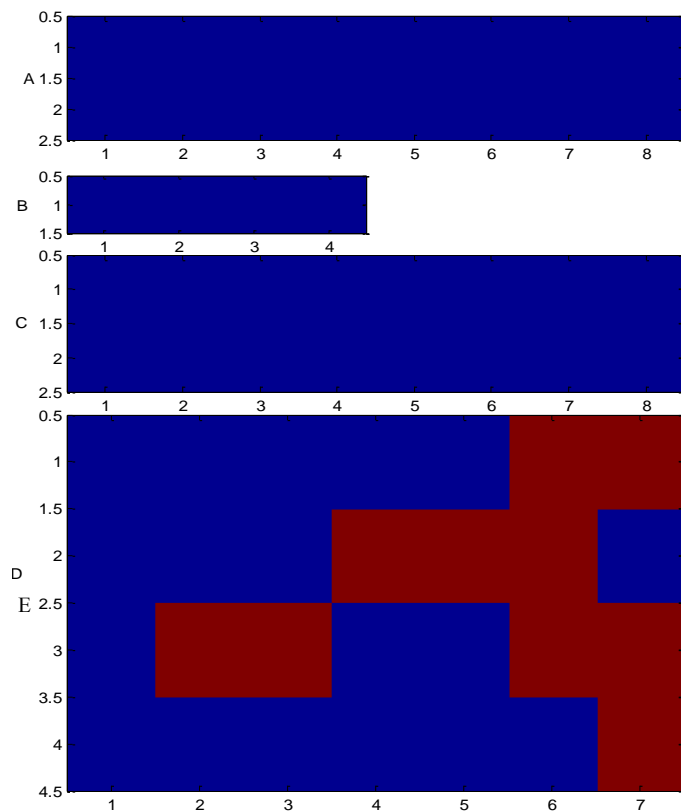
6.3. Μέθοδος Απεικόνισης Αποτελεσμάτων

Η απεικόνιση των αποτελεσμάτων είναι σημαντική, ώστε να μπορεί να γίνει οπτικά η συσχέτιση των μεγεθών που υπολογίζονται με τις αντίστοιχες περιοχές του εγκεφάλου.

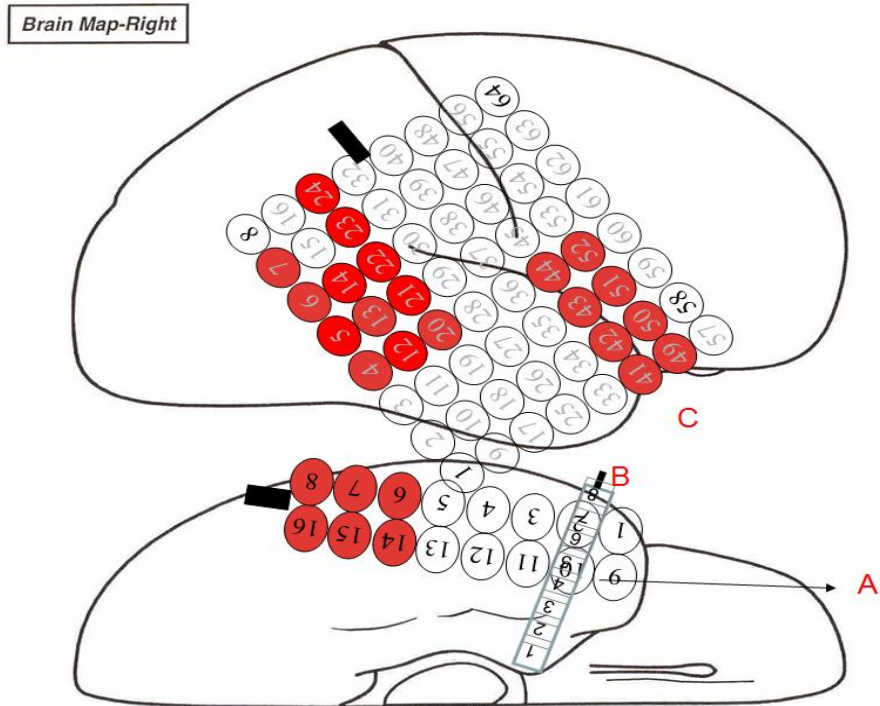
Η απεικόνιση έγινε με τον ορισμό ενός πίνακα για κάθε πλέγμα ή ταινία ηλεκτροδίων και αντιστοίχιση κάθε καναλιού του σήματος στην αντίστοιχη θέση του ηλεκτροδίου στον πίνακα. Στη συνέχεια, χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση `imagesc()`, για τη μετατροπή των πινάκων σε εικόνες. Κάποιες τελικές μετατροπές των εικόνων έγιναν με το πρόγραμμα GIMP. Δοκιμάστηκαν και εναλλακτικές μέθοδοι απεικόνισης, όπως η μη αυτόματη εισαγωγή των αποτελεσμάτων στα ηλεκτρόδια πάνω στο χάρτη του εγκεφάλου (παράδειγμα στην εικόνα 6.21)



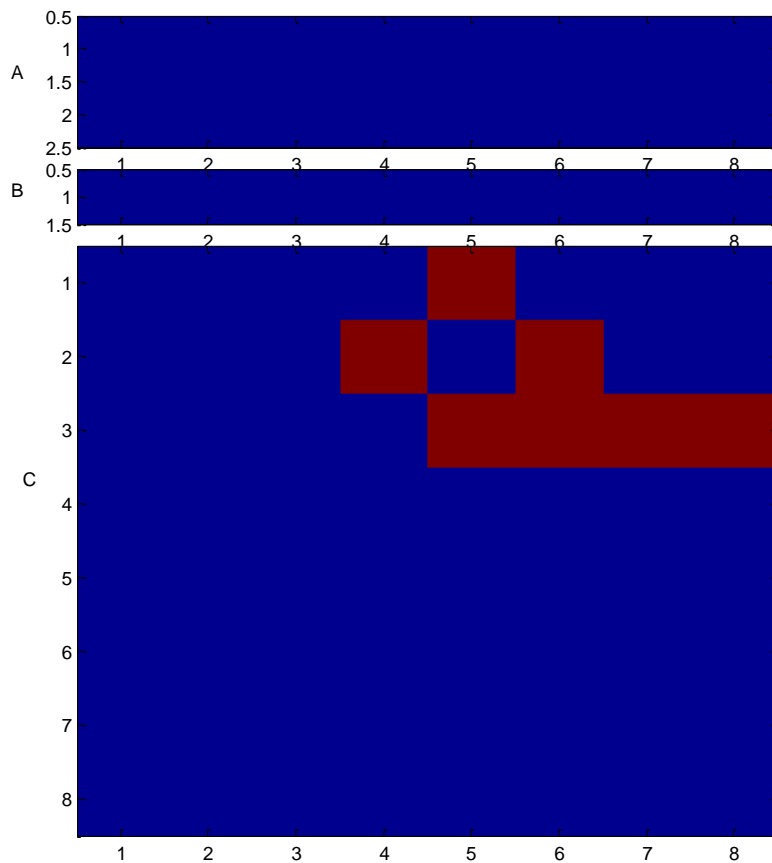
Εικόνα 6.11. Χάρτης ηλεκτροδίων και σημεία επιληπτικής δραστηριότητας στον Ασθενή 1. Με έντονο κόκκινο σημειώνονται οι περιοχές έναρξης της κρίσης. Απεικονίζονται μόνο τα ηλεκτρόδια στα οποία έγινε καταγραφή.



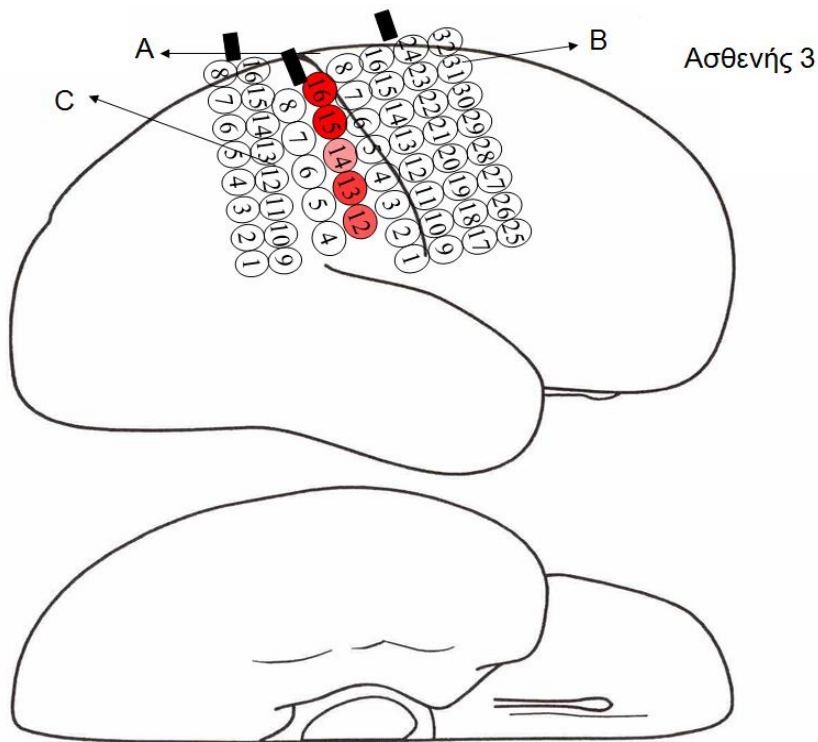
Εικόνα 6.12. Απεικόνιση των πλεγμάτων ηλεκτροδίων για τον Ασθενή 1. Με κόκκινο οι περιοχές έναρξης των κρίσεων, όπως καθορίστηκαν από ιατρό. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



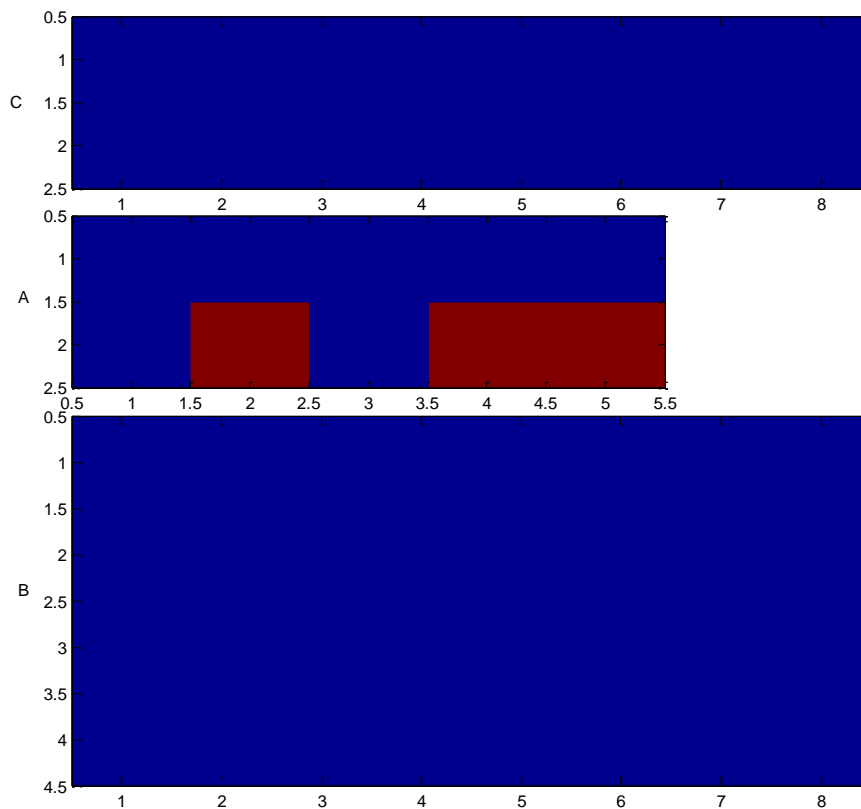
Εικόνα 6.13 Χάρτης ηλεκτροδίων και σημεία επιληπτικής δραστηριότητας στον Ασθενή 2. Με έντονο κόκκινο σημειώνονται οι περιοχές έναρξης της κρίσης.



Εικόνα 6.14. Απεικόνιση των πλεγμάτων ηλεκτροδίων για τον Ασθενή 2. Με κόκκινο οι περιοχές έναρξης των κρίσεων, όπως καθορίστηκαν από ιατρό. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



Εικόνα 6.15 Χάρτης ηλεκτροδίων και σημεία επιληπτικής δραστηριότητας στον Ασθενή 3. Με έντονο κόκκινο σημειώνονται οι περιοχές έναρξης των κρίσεων.

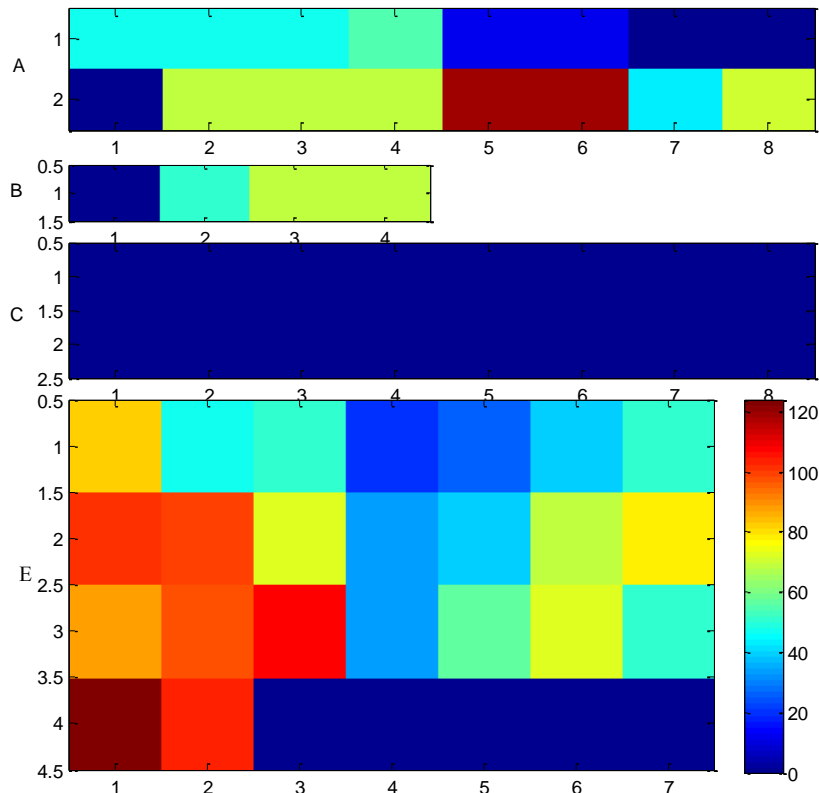


Εικόνα 6.16. Απεικόνιση των πλεγμάτων ηλεκτροδίων για τον Ασθενή 3. Με κόκκινο οι περιοχές έναρξης των κρίσεων, όπως καθορίστηκαν από ιατρό. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

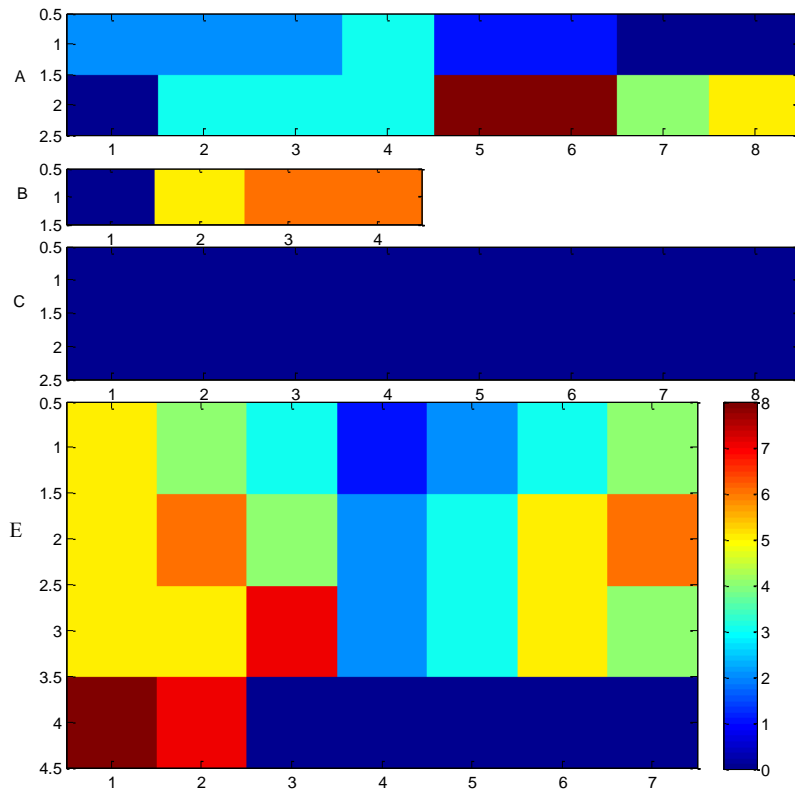
Τα ηλεκτρόδια στα πλέγματα απεικονίζονται σε αύξουσα σειρά από αριστερά προς τα δεξιά και από πάνω προς τα κάτω. Στο εξής, όταν αναφέρεται μία θέση σε ένα πλέγμα ηλεκτροδίων (πχ "πάνω" ή "δεξιά"), γίνεται αναφορά στην απεικόνιση του με πίνακες και όχι στην πραγματική θέση στον εγκέφαλο του ασθενή.

6.4. Απεικόνιση Μεγεθών Μετεκφορτίσεων Κάθε Ηλεκτροδίου

Στις επόμενες εικόνες, απεικονίζονται τα αποτελέσματα που μετρώνται σε κάθε ηλεκτρόδιο κατά τη διάρκεια των μετεκφορτίσεων για τους 3 ασθενείς. Αρχικά εμφανίζονται κάποια απλά ποσοτικά στοιχεία (αριθμός μετεκφορτίσεων που εμφανίστηκαν σε κάθε ηλεκτρόδιο, συνολική διάρκεια των μετεκφορτίσεων αυτών. Στη συνέχεια γίνεται απεικόνιση μεγεθών μορφοκλασματικής διάστασης που υπολογίστηκαν με τον αλγόριθμο k-κοντινότερου γείτονα. Τέλος, παρουσιάζονται αποτελέσματα με χρήση του διακριτού μετασχηματισμού wavelet.

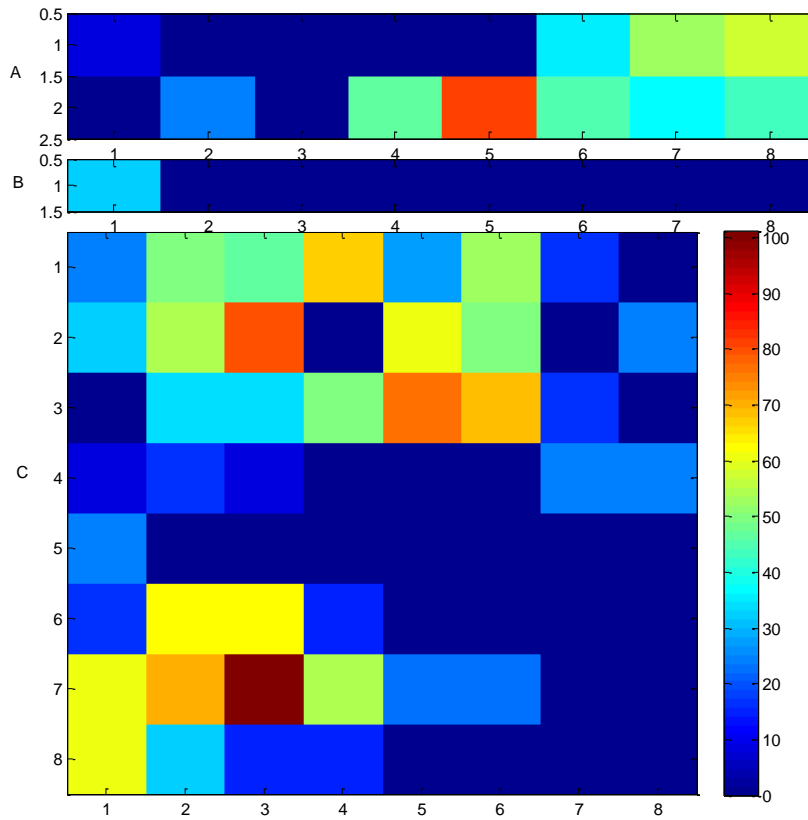


Εικόνα 6.17. Συνολική διάρκεια των μετεκφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

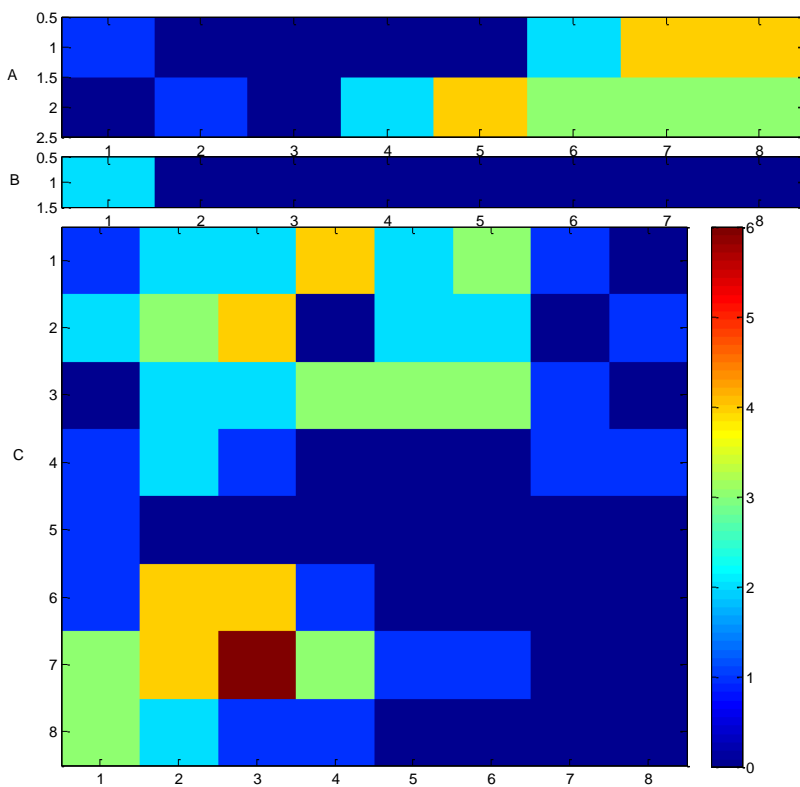


Εικόνα 6.18. Συνολικός αριθμός μετεκφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

Παρατηρείται στις εικόνες 6.17 και 6.18 ότι οι πιο έντονες μετεκφορτίσεις με τη μεγαλύτερη συνολική διάρκεια βρίσκονται στο κάτω δεξιά μέρος του πλέγματος ηλεκτροδίων A και στο αριστερό τμήμα του πλέγματος E. Στο πλέγμα C δεν παρατηρείται καμία μετεκφόρτιση. Οι περιοχές των επιληπτογενών εστιών (εικόνα 6.12) δεν εμφανίζουν πολλές μετεκφορτίσεις σε σχέση με τα υπόλοιπα σημεία, με εξαίρεση τα 2 ηλεκτρόδια που βρίσκονται στο αριστερό τμήμα του πλέγματος E.



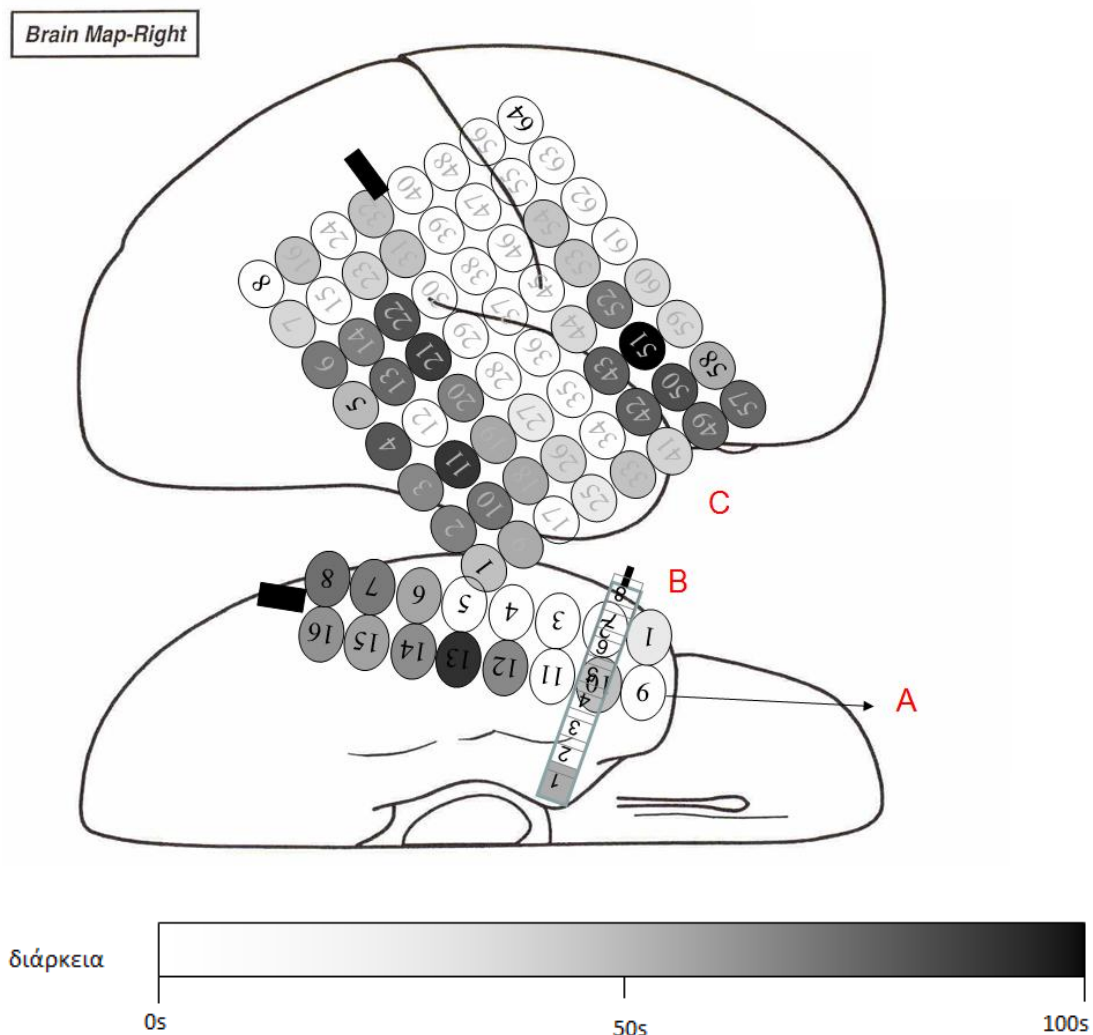
Εικόνα 6.19. Συνολική διάρκεια των μεταφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



Εικόνα 6.20. Συνολικός αριθμός μεταφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

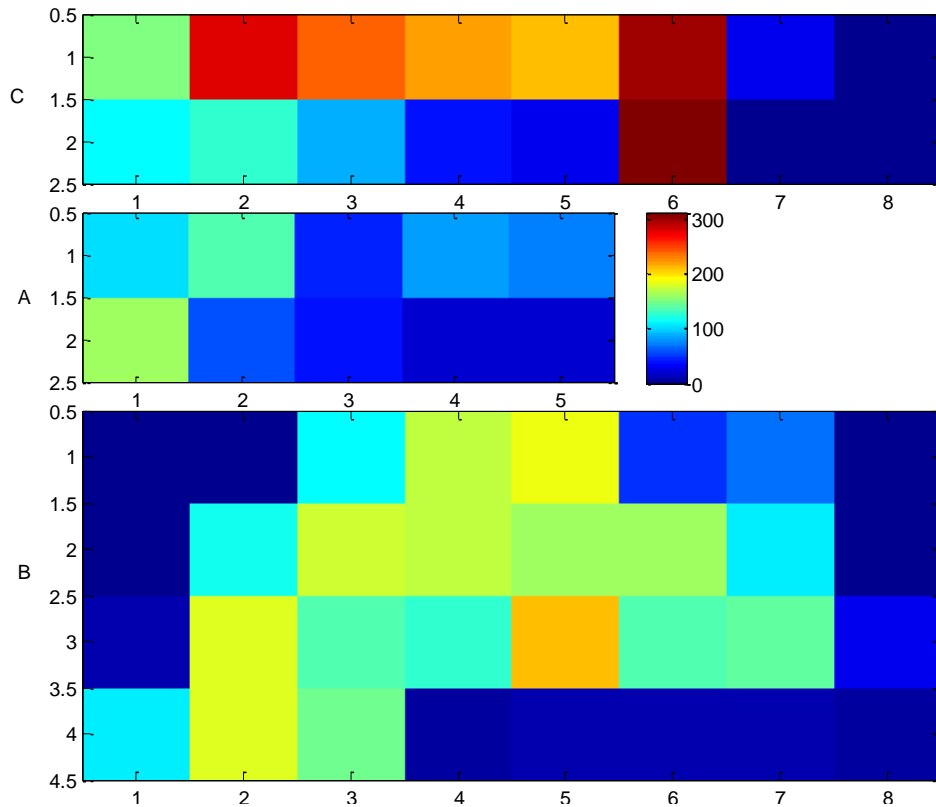
Στον Ασθενή 2 παρατηρούνται περισσότερες μετεκφορτίσεις στο δεξί τμήμα του πλέγματος A, στο κάτω αριστερά τμήμα του πλέγματος E και στο κεντρικό πάνω τμήμα του πλέγματος E (εικόνες 6.20-6.21). Μόνο το τελευταίο από αυτά συμπίπτει εν μέρει με τις εστίες (εικόνα 6.14). Σε μεγάλα τμήματα των πλεγμάτων A και C και σε όλο σχεδόν το εν τω βάθει B δεν υπάρχουν μετεκφορτίσεις.

Για λόγους πληρότητας παρουσιάζεται στην εικόνα 6.21 μια εναλλακτική απεικόνιση της εικόνας 6.19, με απευθείας απεικόνιση πάνω στο χάρτη των ηλεκτροδίων στον εγκέφαλο σε κλίμακα του γκρι.

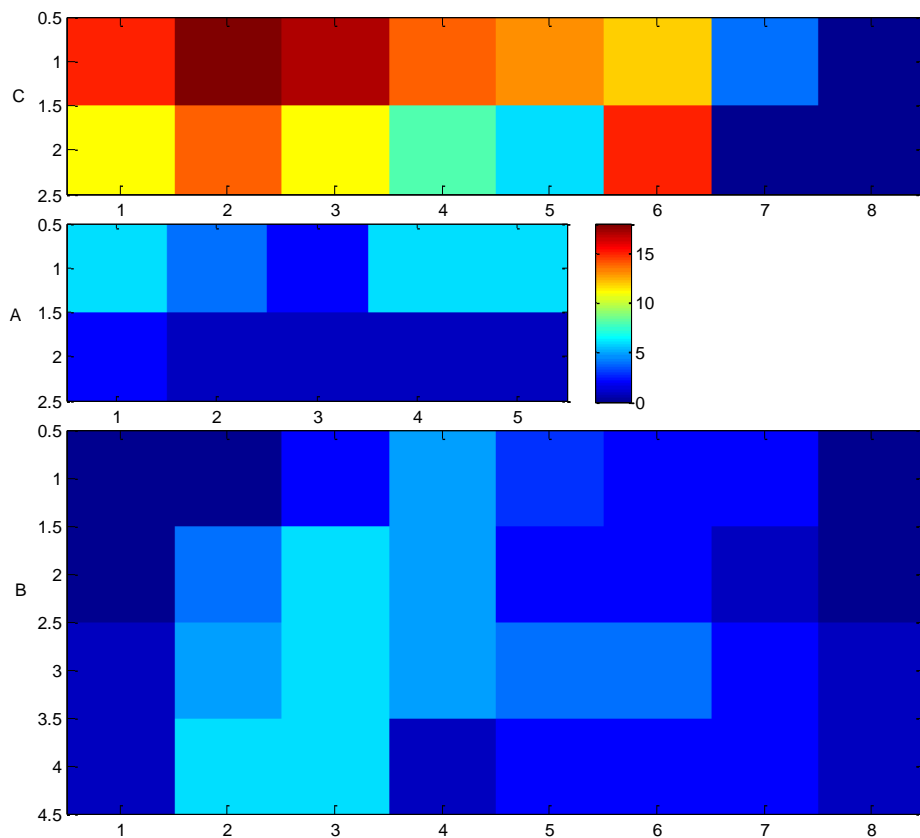


Εικόνα 6.21. Συνολική διάρκεια των μετεκφορτίσεων σε grayscale. Με λευκό οι περιοχές χωρίς μετεκφορτίσεις, πιο σκούρο χρώμα για μεγαλύτερη διάρκεια των μετεκφορτίσεων.

Στις εικόνες 6.22-6.23 που ακολουθούν εμφανίζονται η διάρκεια και ο αριθμός των μετεκφορτίσεων ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Στην περιοχή της επιληπτογενούς εστίας (εικόνα 6.16) η συνολική διάρκεια και ο αριθμός των μετεκφορτίσεων είναι χαμηλός. Αντίθετα, είναι μεγάλος στο πλέγμα C.

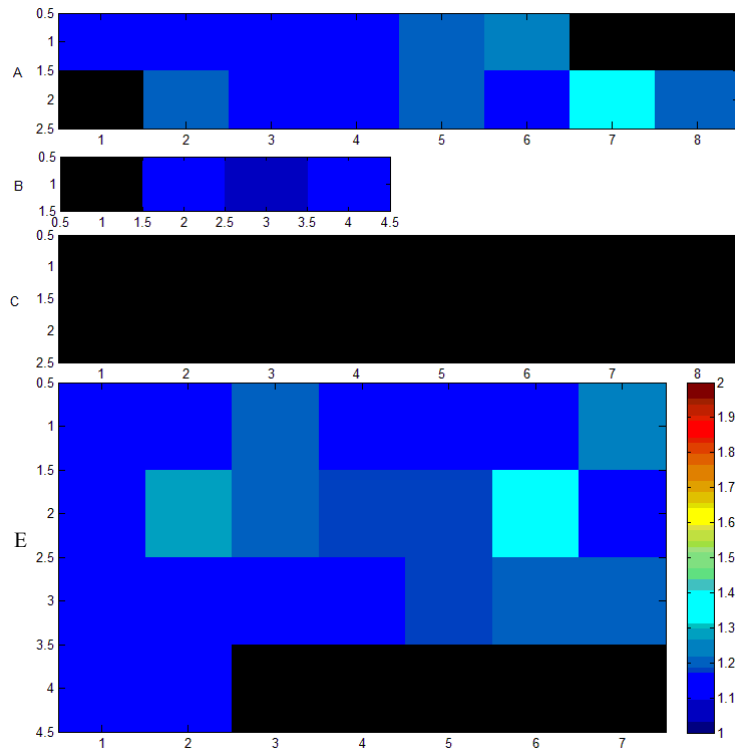


Εικόνα 6.22. Συνολική διάρκεια των μετεκφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

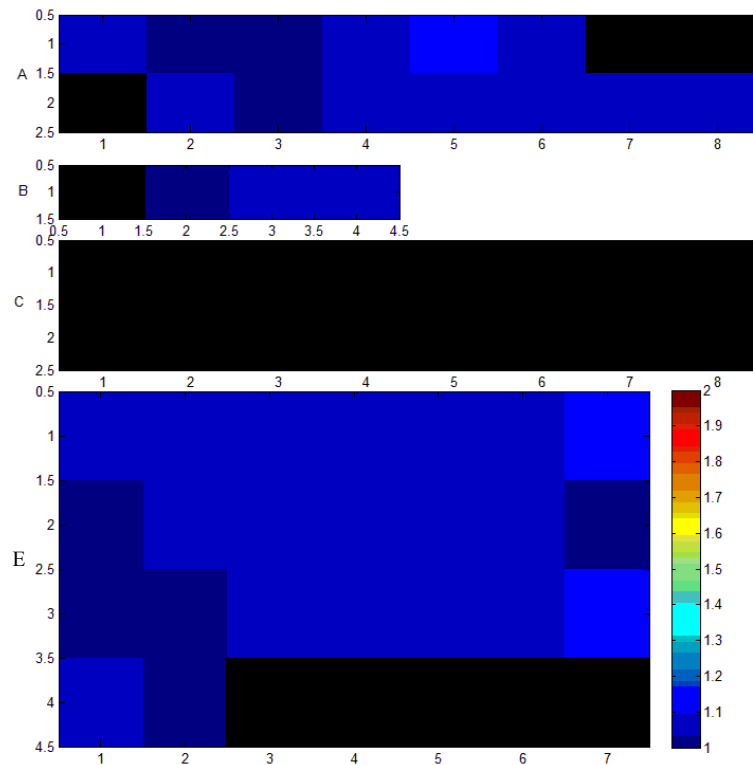


Εικόνα 6.23. Συνολικός αριθμός μετεκφορτίσεων σε κάθε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

Στις εικόνες 6.24 και 6.25 παρουσιάζονται η μέση τιμή των μέσων ΜΚΔ των μετεκφορτίσεων και των ελάχιστων ΜΚΔ των μετεκφορτίσεων αντίστοιχα. Τα σημεία των επιληπτικών εστιών παρουσιάζουν ελάχιστα μεγαλύτερη μέση ΜΚΔ από τα γειτονικά τους. Στην εικόνα 6.26 αυτή η διαφορά δείχνει να εξαλείφεται, οπότε μάλλον δεν είναι σημαντική και ίσως οφείλεται στη μικρότερη συγκριτικά διάρκεια των μετεκφορτίσεων στα ηλεκτρόδια αυτά που έχει ως αποτέλεσμα η ΜΚΔ να μην παραμένει σταθερά χαμηλή για μεγάλη χρονική διάρκεια.

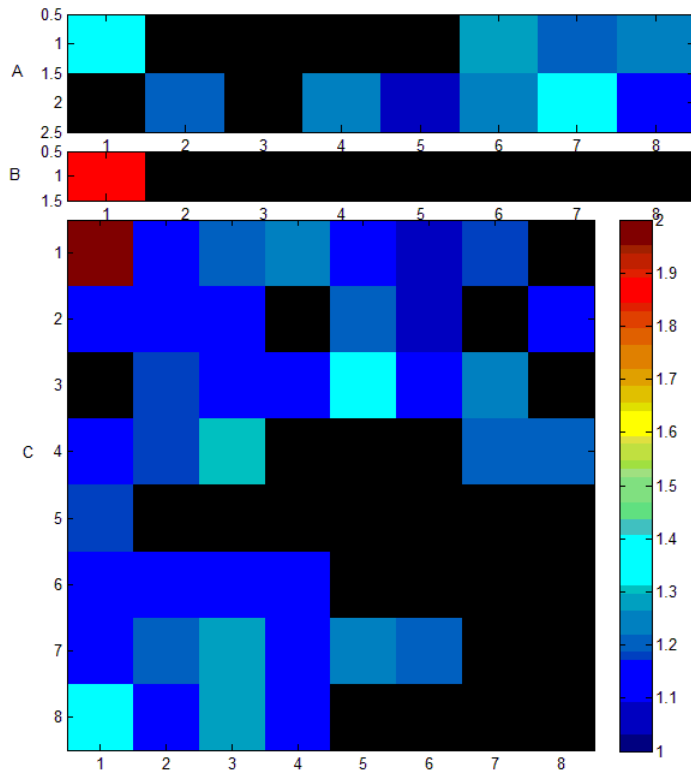


Εικόνα 6.24. Οι μέσες μορφολογικές διαστάσεις (υπολογισμένες με αλγόριθμο ΚΚΓ) των μετεκφορτίσεων που εμφανίζονται ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm.

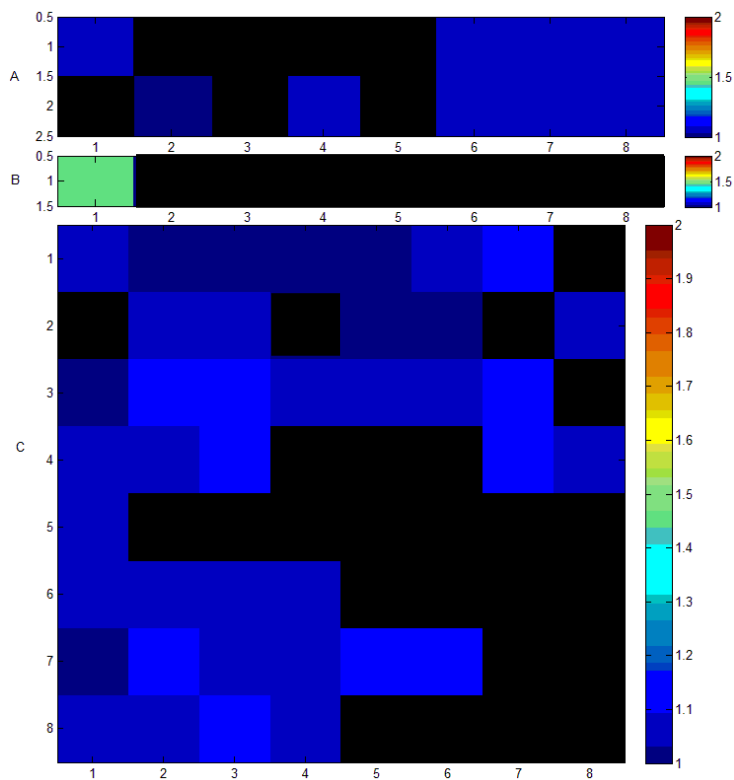


Εικόνα 6.25. Οι μέσες τιμές για όλες τις μετεκφορτίσεις της ελάχιστης μορφοκλασματικής διάστασης (υπολογισμένης με αλγόριθμο ΚΚΓ) παραθύρου ανά μετεκφόρτιση, ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm.

Στις εικόνες 6.26-6.27 παρουσιάζονται, όπως παραπάνω, η μέση τιμή των μέσων ΜΚΔ των μετεκφορτίσεων και των ελάχιστων ΜΚΔ των μετεκφορτίσεων, για τον Ασθενή 2. Εδώ, ένα ηλεκτρόδιο που ανήκει στη ζώνη έναρξης κρίσεων, το C14, έχει χαμηλότερη μέση ΜΚΔ από όλα τα άλλα ηλεκτρόδια. Ωστόσο, άλλα ηλεκτρόδια που ανήκουν στη ζώνη έναρξης κρίσεων, όπως το C21, έχουν σχετικά υψηλή τιμή ΜΚΔ.



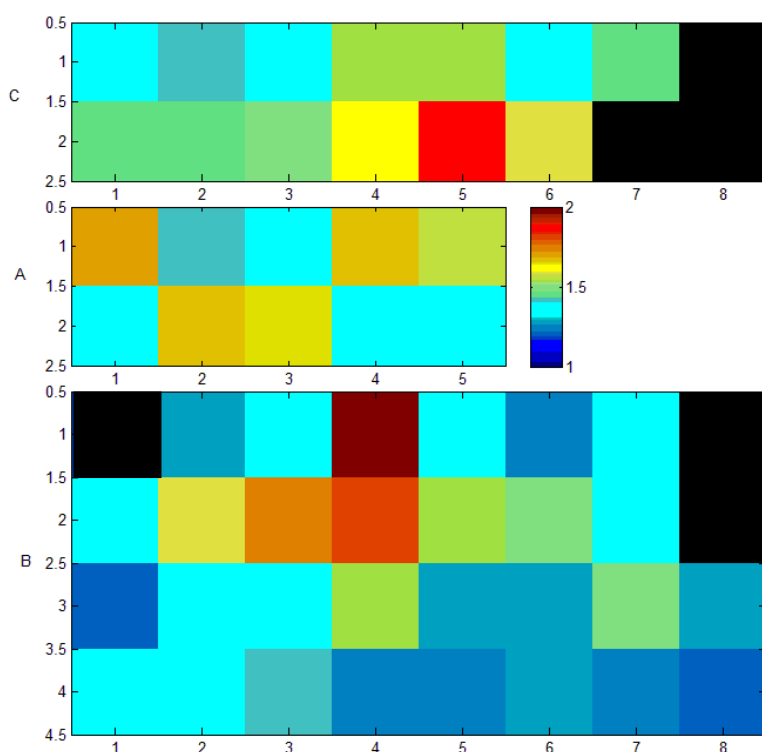
Εικόνα 6.26. Οι μέσες μορφολογικές διαστάσεις (υπολογισμένες με αλγόριθμο ΚΚΓ) των μετεκφορτίσεων που εμφανίζονται ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm.



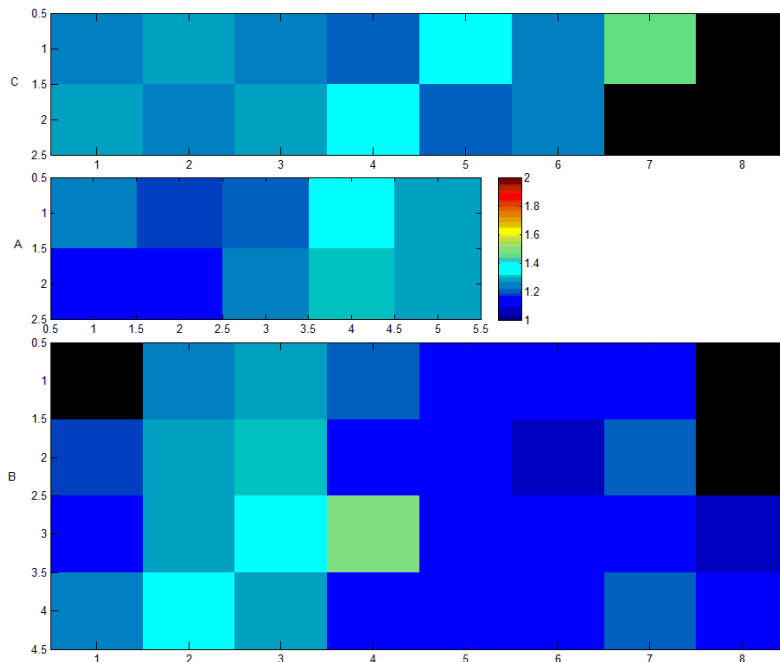
Εικόνα 6.27. Οι μέσες τιμές για όλες τις μετεκφορτίσεις της ελάχιστης μορφολογικής διάστασης (υπολογισμένης με αλγόριθμο ΚΚΓ) παραθύρου ανά μετεκφόρτιση, ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm.

Στις εικόνες 6.28-6.29 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα υπολογισμού της ΜΚΔ για το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα του Ασθενή 3. Κατ' αρχάς παρατηρούνται μεγαλύτερες συγκριτικά τιμές ΜΚΔ από ό,τι στους άλλους 2 ασθενείς. Αυτό ίσως οφείλεται στην ύπαρξη κάποιων μικρών σε διάρκεια μετεκφορτίσεων, οι οποίες δεν έχουν τόσο χαμηλή ΜΚΔ όσο οι άλλες, με αποτέλεσμα να αυξάνονται οι μέσοι όροι.

Μικρότερες τιμές της ΜΚΔ εμφανίζονται στο κάτω δεξί μέρος του πλέγματος Β. Σε σχέση με την περιοχή έναρξης των επιληπτικών κρίσεων (εικόνα 6.16), στο ηλεκτρόδιο Α13, το οποίο αποτελεί την κύρια εστία, παρατηρείται μεγάλη τιμή της ΜΚΔ στην εικόνα 6.28 που δείχνει τη μέση τιμή της ΜΚΔ και πολύ μικρή τιμή στην εικόνα 6.29 που δείχνει την ελάχιστη τιμή της ΜΚΔ. Αυτό ίσως οφείλεται σε artifact, το οποίο επηρεάζει τη μέση αλλά όχι την ελάχιστη τιμή. Σε αντίθεση, τα άλλα 2 ηλεκτρόδια της περιοχής έναρξης επιληπτικών κρίσεων (C15-C16) έχουν μέτριες τιμές ΜΚΔ και στις 2 περιπτώσεις.



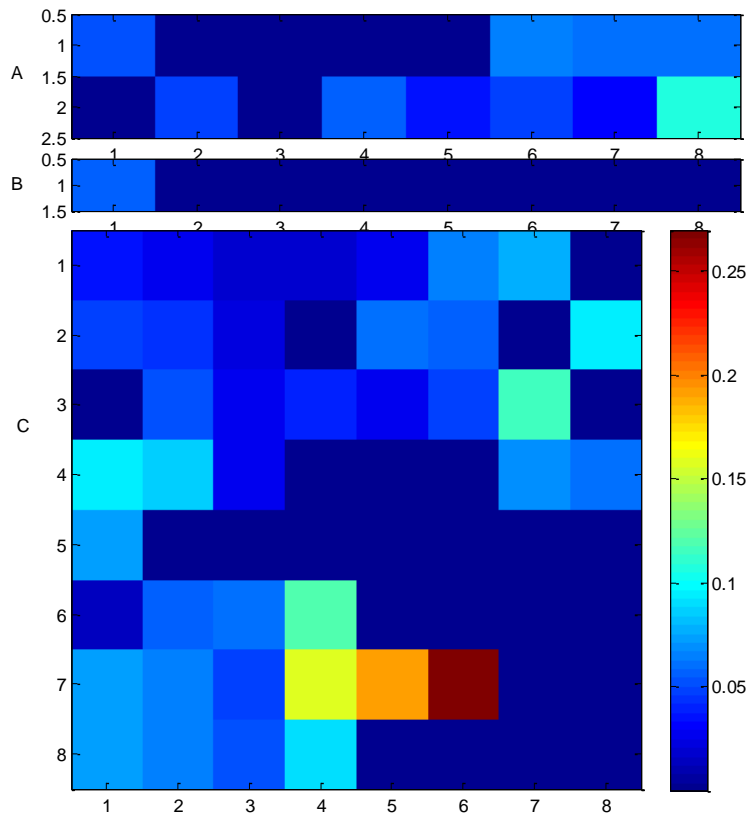
Εικόνα 6.28. Οι μέσες μορφοκλασματικές διαστάσεις των μετεκφορτίσεων που εμφανίζονται ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



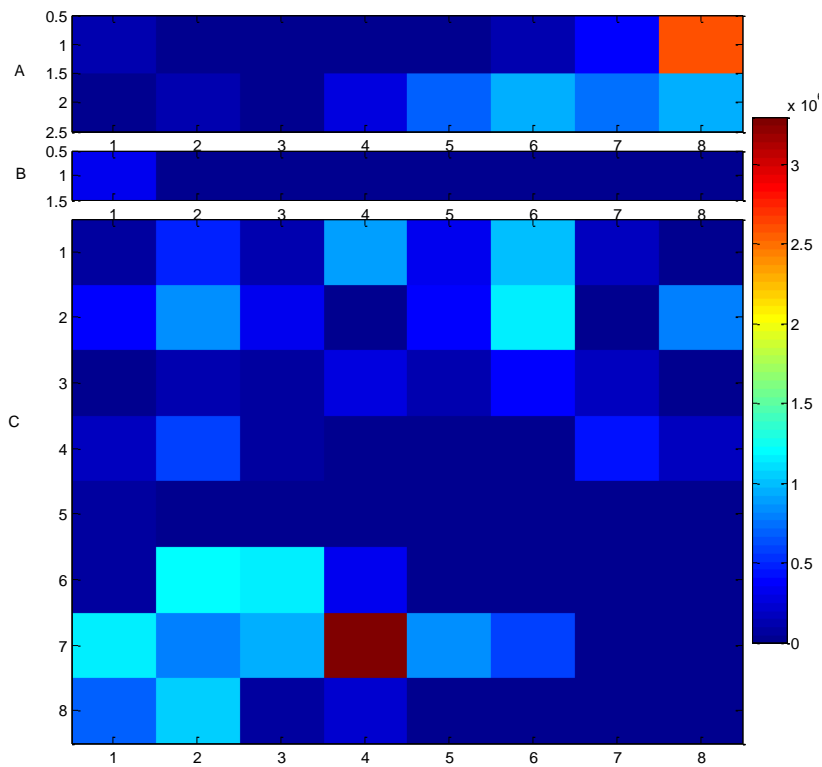
Εικόνα 6.29. Οι μέσες τιμές για όλες τις μετεκφορτίσεις της ελάχιστης μορφοκλασματικής διάστασης (υπολογισμένης με αλγόριθμο ΚΚΓ) παραθύρου ανά μετεκφόρτιση, ανά ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Με μαύρο οι περιοχές όπου δεν εμφανίζονται μετεκφορτίσεις. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται κάποια αποτελέσματα με το Διακριτό Μετασχηματισμό Wavelet. Επιλέχθηκε να παρουσιαστούν ενέργειες και σχετικές ενέργειες για να είναι πιο εύκολη η εποπτεία των αποτελεσμάτων. Επίσης υπολογίστηκε η μέση ισχύς των μετεκφορτίσεων στις αντίστοιχες συχνότητες (δηλαδή συνολική ενέργεια / χρόνος), ώστε να εξουδετερωθεί το bias που μπορεί να προκαλείται λόγω της μη ομοιόμορφης κατανομής των ερεθισμών σε όλες τις περιοχές. Επελέγησαν οι ζώνες συχνοτήτων 12.5-25Hz και 6.25-12.5Hz, καθώς σε αυτές τις συχνότητες οι μετεκφορτίσεις διαφέρουν από το υπόλοιπο σήμα.

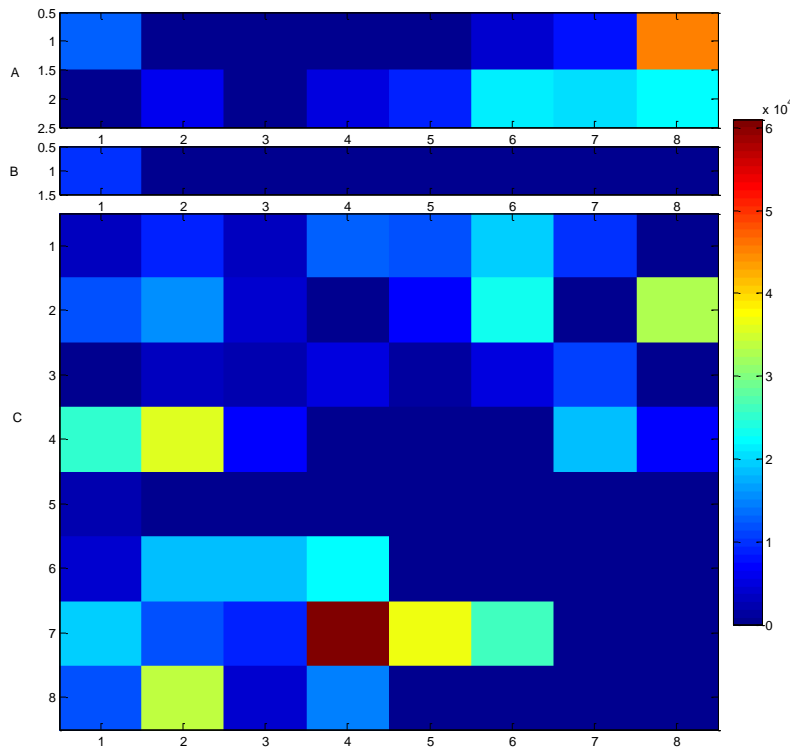
Στις εικόνες 6.30,6.31,6.32 απεικονίζονται τα παραπάνω μεγέθη για το συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του Διακριτού Μετασχηματισμού Wavelet (DWT) στον Ασθενή 2.



Εικόνα 6.30. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετεκφορτίσεις στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



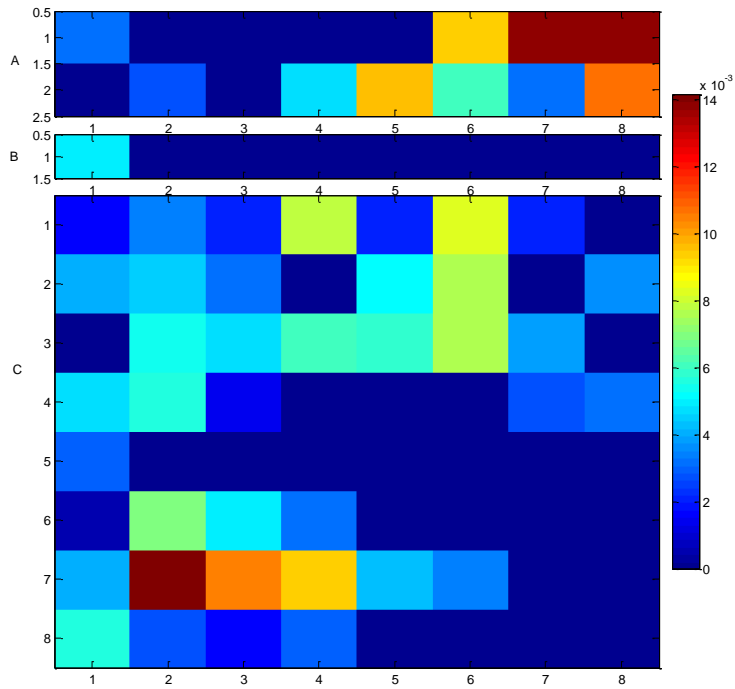
Εικόνα 6.31. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



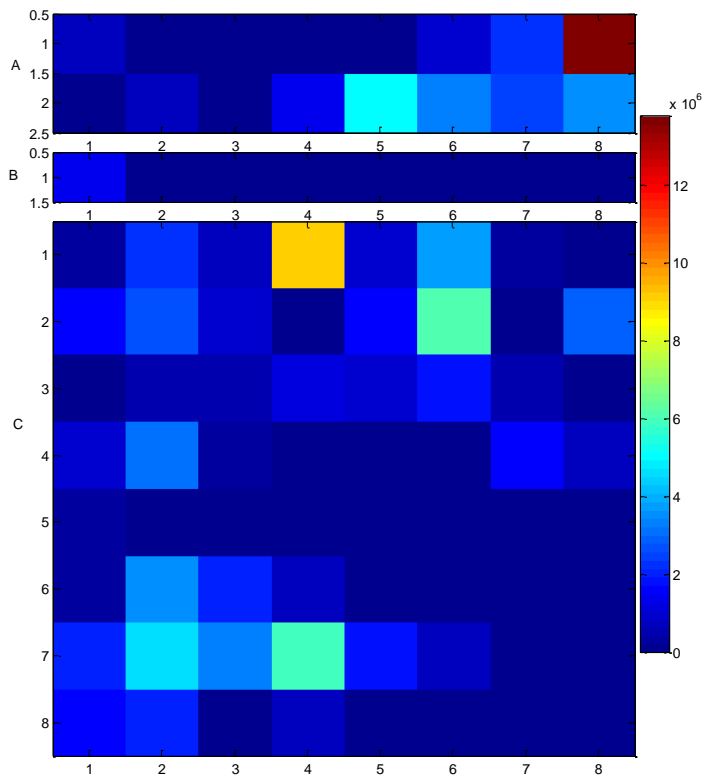
Εικόνα 6.32. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

Στις εικόνες 6.30-6.32 παρατηρούνται μεγαλύτερες τιμές σχετιζόμενες με την ενέργεια στις συχνότητες σε ηλεκτρόδια που βρίσκονται κοντά στο κεντρικό κάτω μέρος του πλέγματος ηλεκτροδίων C. Επίσης, παρατηρούνται κάποιες μεγάλες τιμές στο δεξί μέρος του πλέγματος A και στο πάνω προς τα δεξιά μέρος του πλέγματος C. Ειδικά με την απεικόνιση της ισχύος, φαίνεται δραστηριότητα σε περιοχή 2 ηλεκτροδίων στο αριστερό τμήμα του C, τα C25 και C26. Αυτή η τιμή πιθανότατα δεν έχει τόσο μεγάλη σημασία, αφού οι μέσοι όροι σχετικής ενέργειας της εικόνας 6.30 δε δείχνουν ιδιαίτερα υψηλοί και από την εικόνα 6.19 φαίνεται ότι τα ηλεκτρόδια αυτά εμφανίζουν μετεκφόρτιση μόνο σε 1 και 2 περιοχές αντίστοιχα. Οπότε η υψηλή τιμή εδώ πιθανότατα οφείλεται σε κάποια μεγάλα πλάτη που γενικότερα παρατηρούνται στα ηλεκτρόδια, αλλά έχουν μικρή σημασία κατά τη μελέτη των μετεκφορτίσεων. Σε 2 από τα ηλεκτρόδια της ζώνης έναρξης των επιληπτικών κρίσεων (εικόνα 6.14), τα C6 και C14, υπάρχουν σχετικά υψηλές τιμές ενέργειας σε αυτή τη ζώνη συχνοτήτων, ενώ στα υπόλοιπα η τιμή είναι μάλλον χαμηλή.

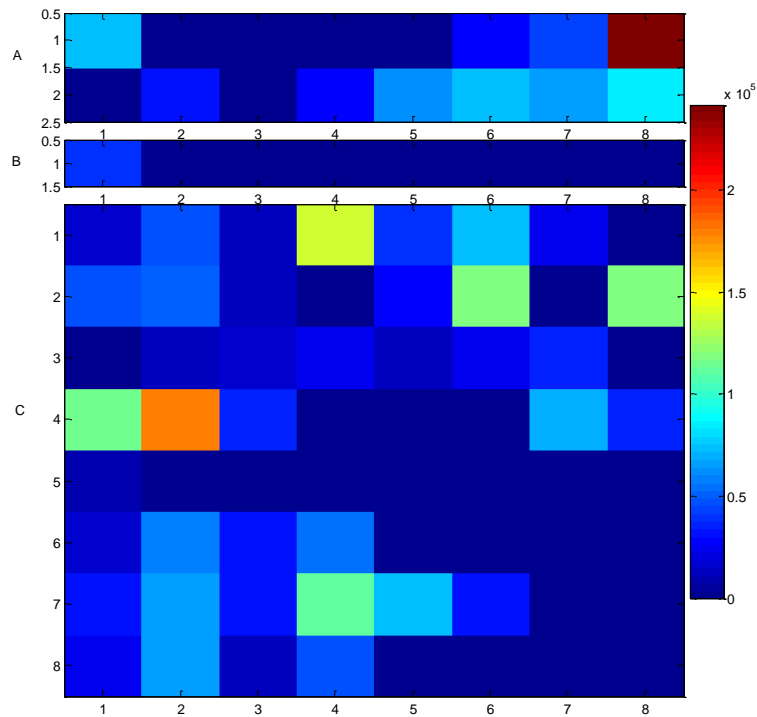
Στις εικόνες 6.33, 6.34, 6.35 απεικονίζονται τα αντίστοιχα μεγέθη για την περιοχή συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 5.



Εικόνα 6.33. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετεκφορτίσεις στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



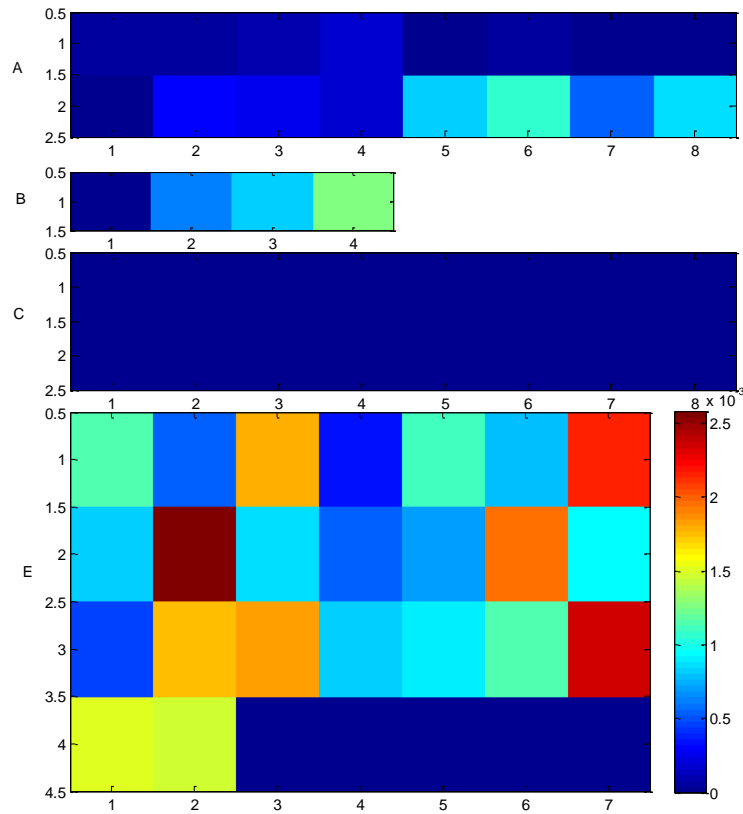
Εικόνα 6.34. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



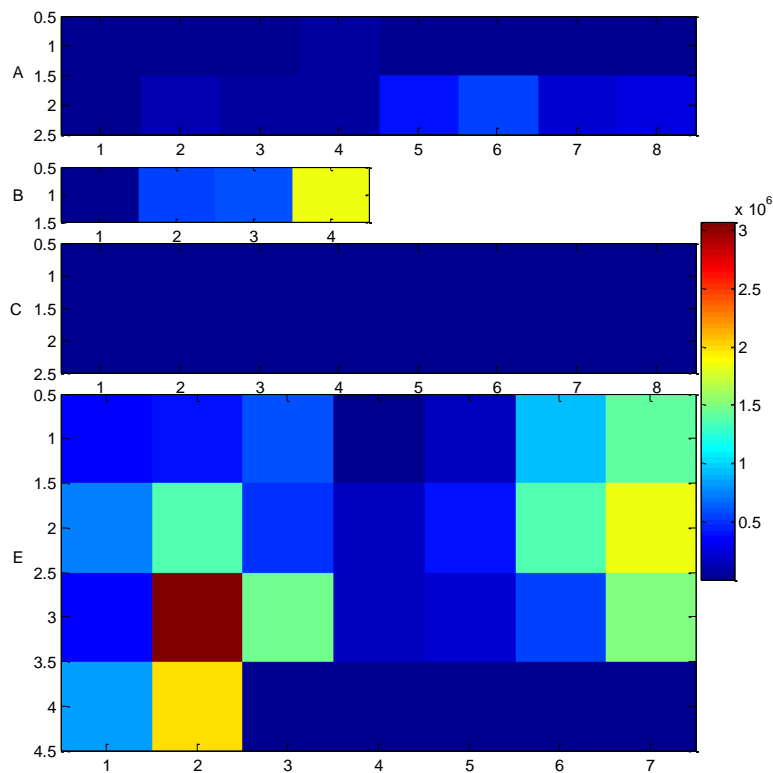
Εικόνα 6.35. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μεταφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

Στις εικόνες 6.33-6.35 παρατηρείται σχετικά μεγαλύτερη ενέργεια στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 σε συγκεκριμένες περιοχές, ειδικά στα δεξιά ηλεκτρόδια του πλέγματος A, σε μια περιοχή κάτω αριστερά στο πλέγμα C και στην περιοχή στο πάνω μέρος του πλέγματος C στη μέση προς τα δεξιά. Επίσης, παρατηρείται μεγάλη ομοιότητα με τα αντίστοιχα αποτελέσματα για το συντελεστή λεπτομέρειας 4 για όλα τα ηλεκτρόδια.

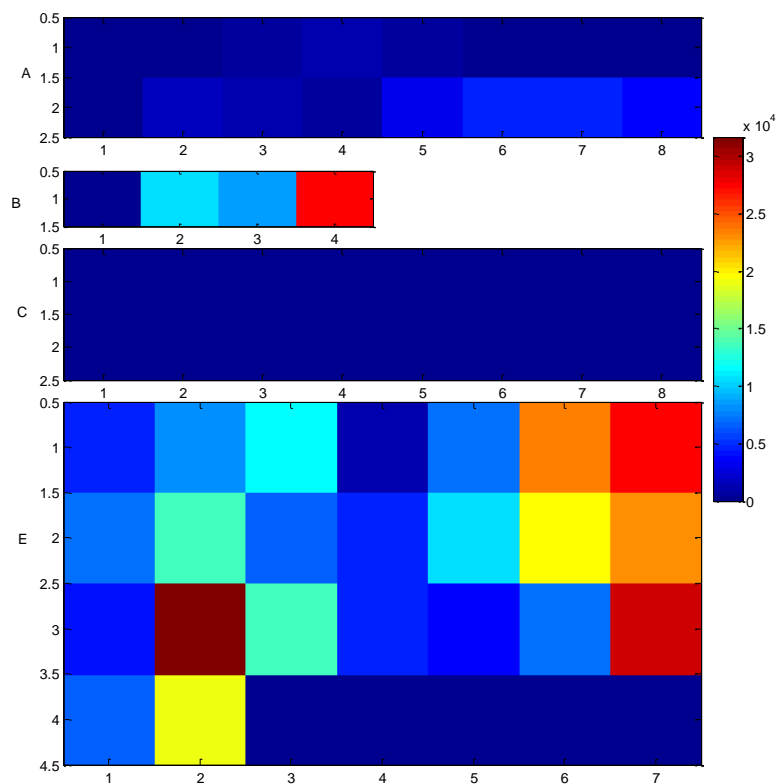
Ακολουθούν οι αντίστοιχες εικόνες για τον Ασθενή 1.



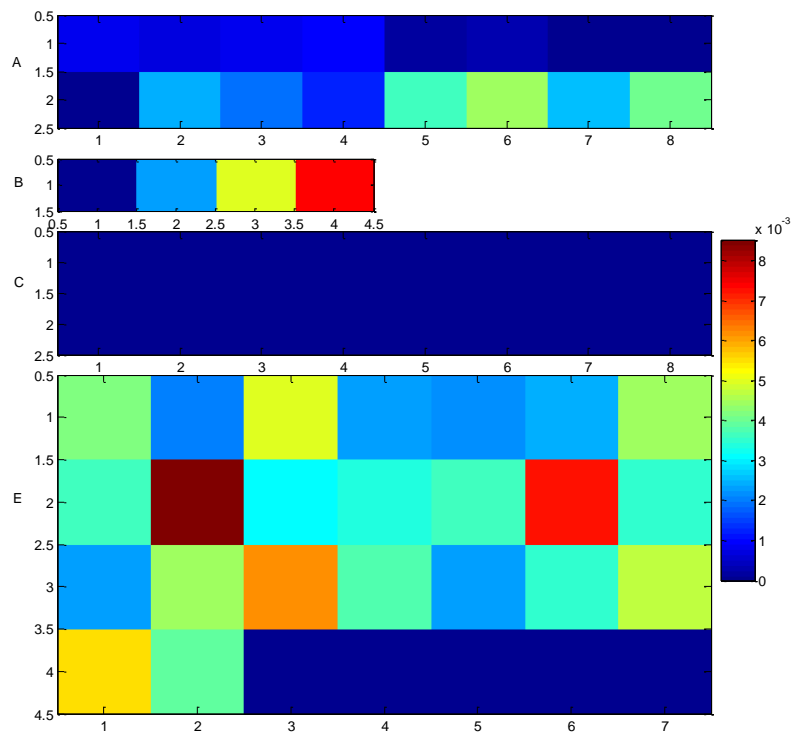
Εικόνα 6.36. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετεκφορτίσεις στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



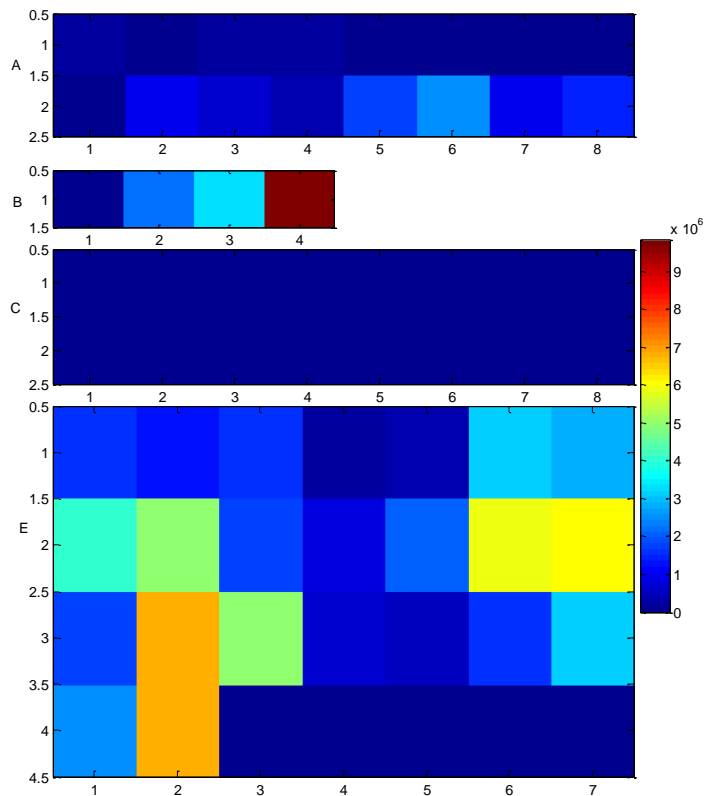
Εικόνα 6.37. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



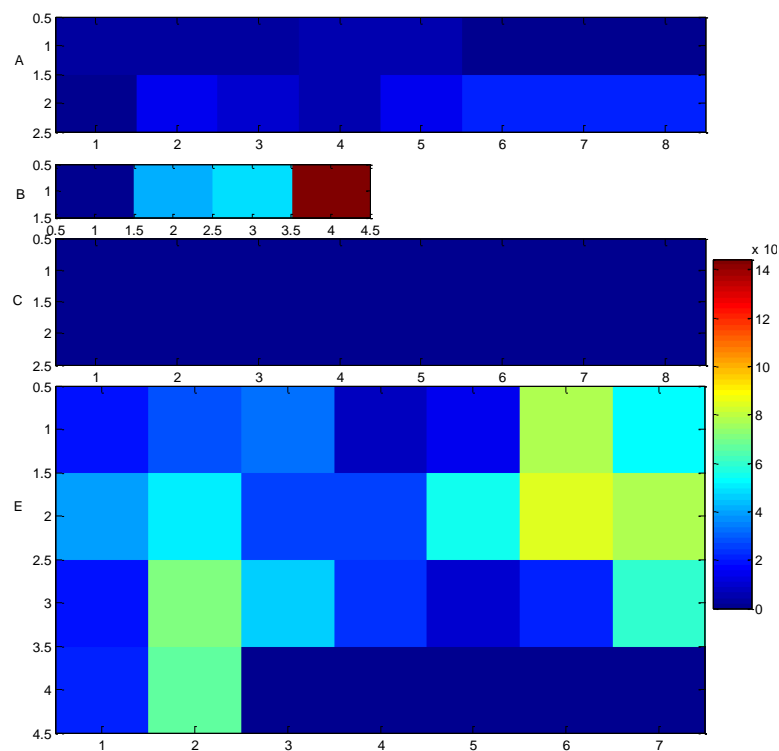
Εικόνα 6.38. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μεταφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



Εικόνα 6.39. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας του συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μεταφορτίσεις στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



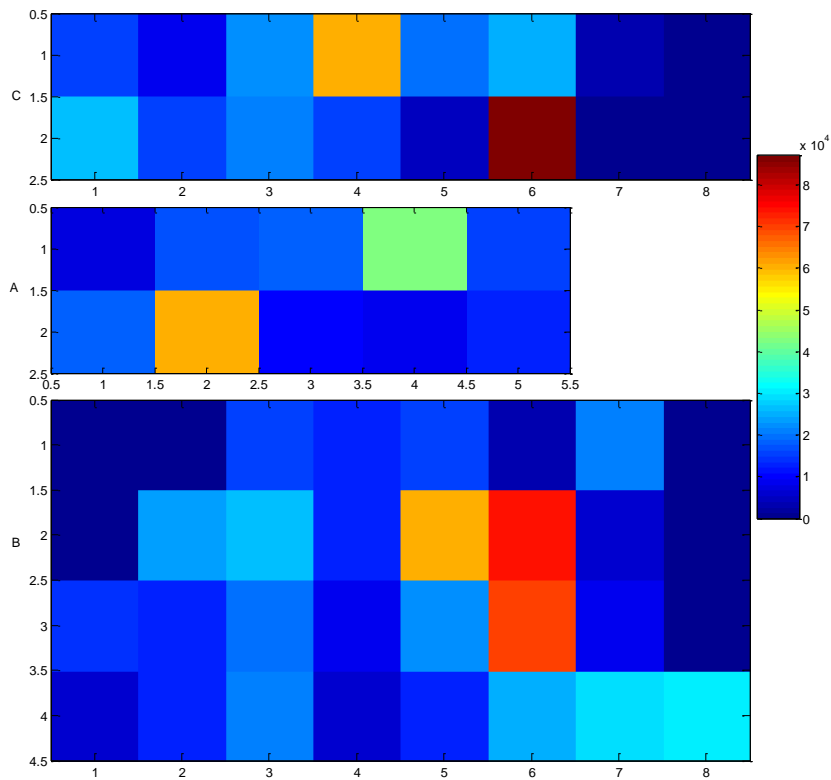
Εικόνα 6.40. Συνολική ενέργεια μετακφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



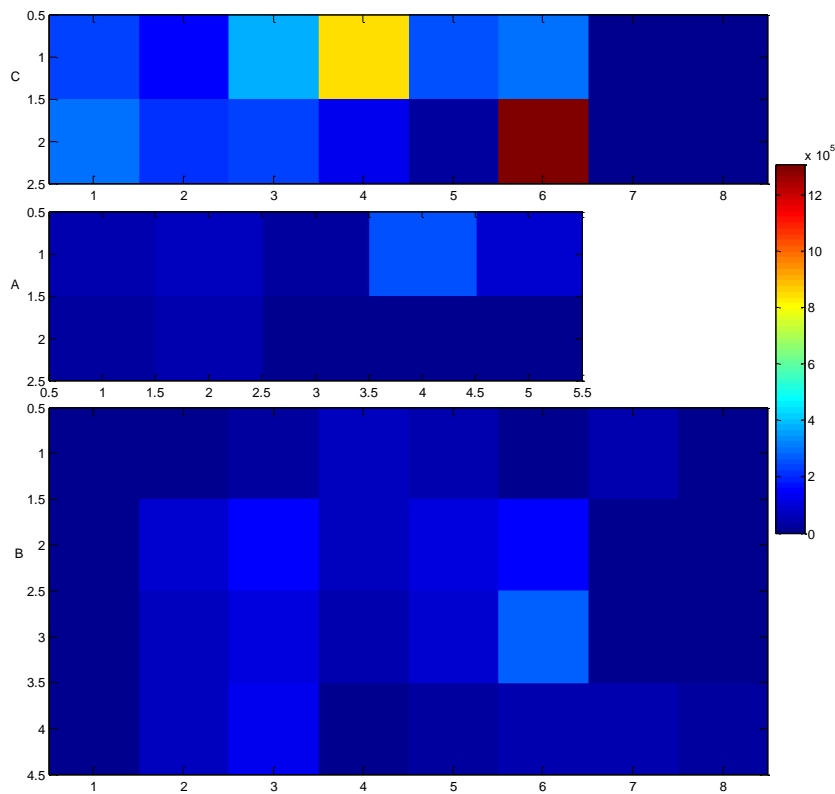
Εικόνα 6.41. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μετακφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 5 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

Στις εικόνες 6.36-6.41 απεικονίζονται κάποια μεγέθη που σχετίζονται με την ενέργεια στις συχνότητες 6.25-25Hz των μετεκφορτίσεων που εμφανίζονται σε κάθε κανάλι. Οι περιοχές που εμφανίζουν υψηλή ενέργεια σε αυτές τις συχνότητες ταυτίζονται περίπου με τις περιοχές που εμφάνιζαν μεγάλο αριθμό (εικόνα 6.17) και διάρκεια μετεκφορτίσεων (εικόνα 6.18), δηλαδή μία περιοχή στο κάτω αριστερό μέρος του πλέγματος E, μια περιοχή στο πάνω δεξιά μέρος του πλέγματος E, το κάτω δεξιό μέρος του πλέγματος A και το τελευταίο εν τω βάθει ηλεκτρόδιο B4. Με την κανονικοποίηση για το χρόνο, η περιοχή στο πλέγμα A φαίνεται να έχει μικρότερη συνολική ισχύ, ειδικά στη χαμηλότερη ζώνη συχνοτήτων, ενώ οι περιοχές το κάτω αριστερό μέρος του πλέγματος E και στο πάνω δεξιά μέρος του πλέγματος E καθώς και το εν τω βάθει ηλεκτρόδιο B4 παρουσιάζουν μεγάλες τιμές και με αυτή τη μετρική. Παρατηρούμε ότι αρκετά από τα ηλεκτρόδια της ζώνης έναρξης επιληπτικών κρίσεων (εικόνα 6.12) έχουν σχετικά μεγάλες τιμές μέσης ισχύος πρωτίστως και μέσης σχετικής ενέργειας δευτερευόντως και για τις 2 ζώνες συχνοτήτων

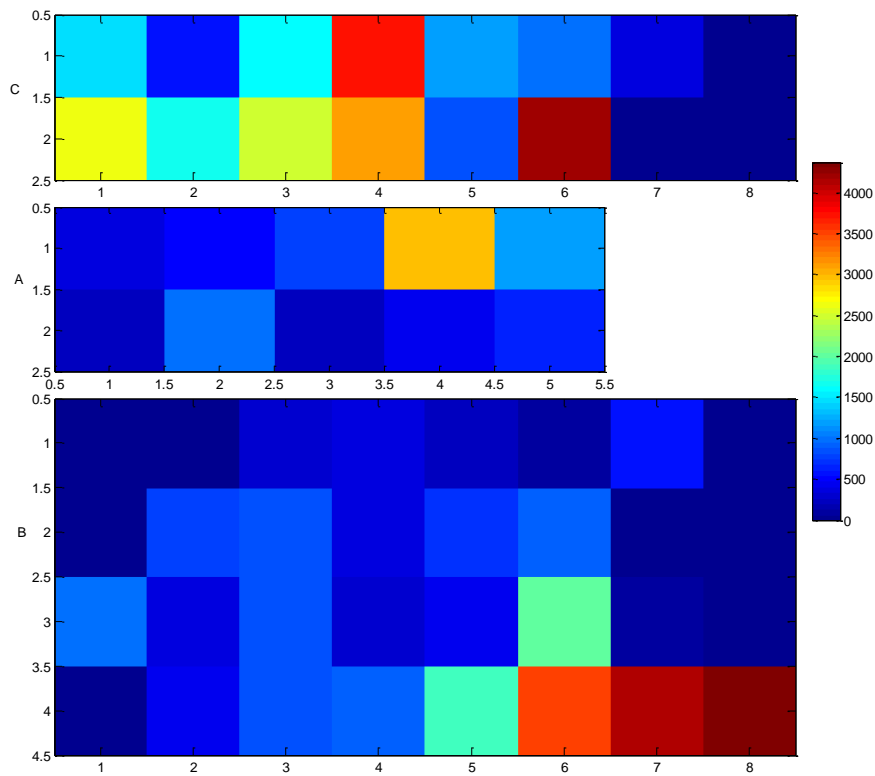
Ακολουθεί η απεικόνιση των ίδιων μεγεθών για τον Ασθενή 3, με τις ενέργειες στο συντελεστή λεπτομέρειας 3 (12.5-25Hz) και στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (6.25-12.5Hz).



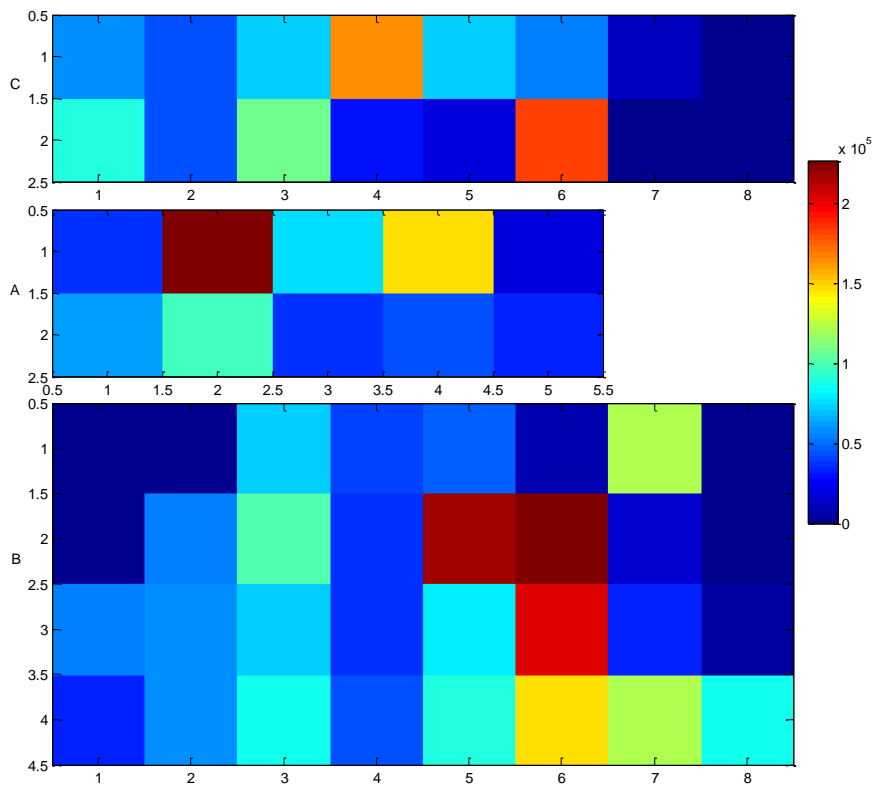
Εικόνα 6.42. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας του συντελεστή λεπτομέρειας 3 (12.5-25Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετεκφορτίσεις στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



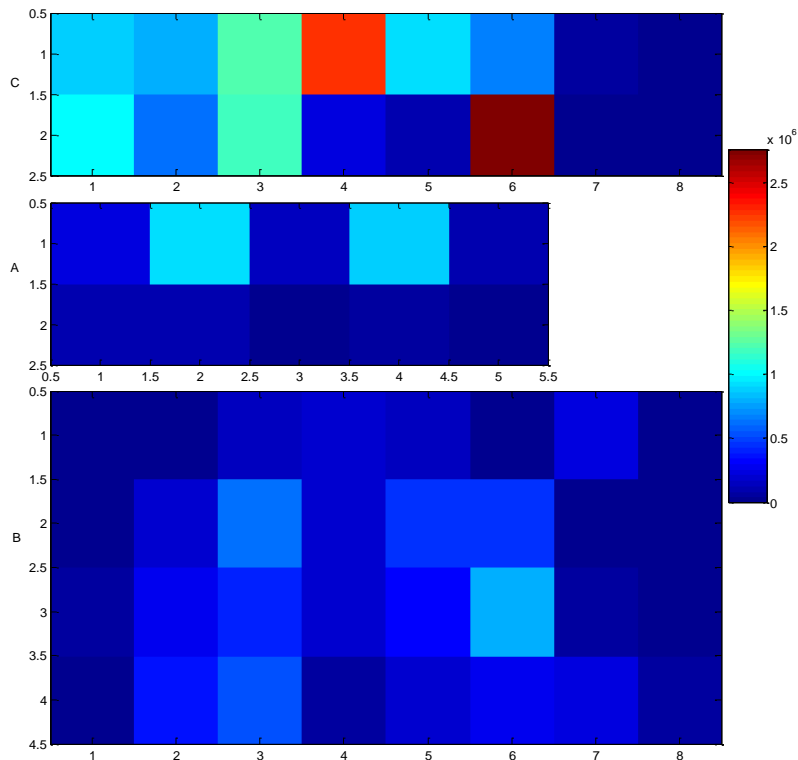
Εικόνα 6.43. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 3 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



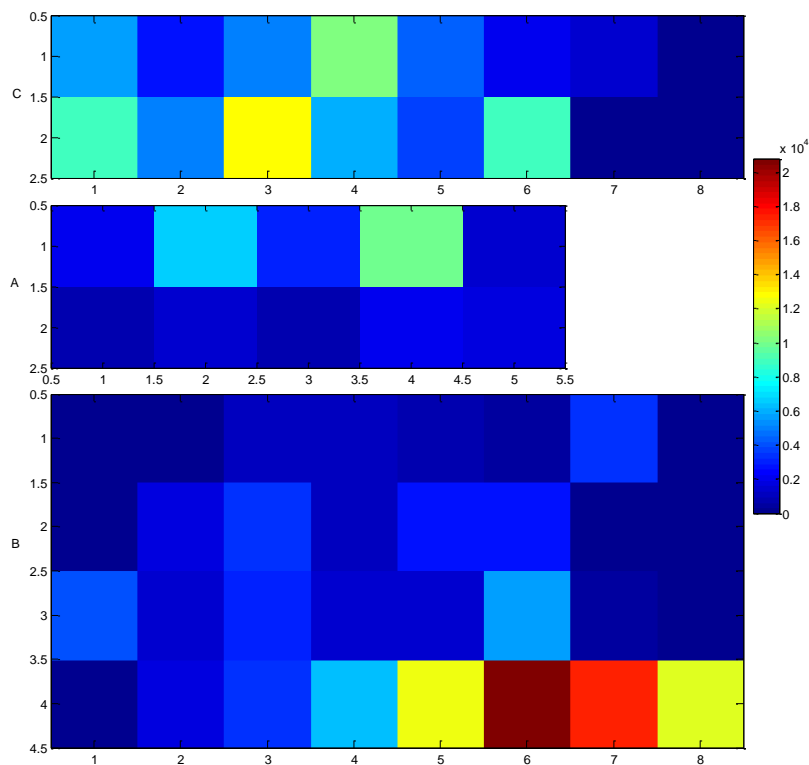
Εικόνα 6.44. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μετακφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 3 (12.5-25Hz) του DWT στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



Εικόνα 6.45. Μέσος όρος της σχετικής ενέργειας του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (6.25-12.5Hz) του DWT ανά κανάλι για όλες τις μετακφορτίσεις στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



Εικόνα 6.46. Συνολική ενέργεια μεταφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



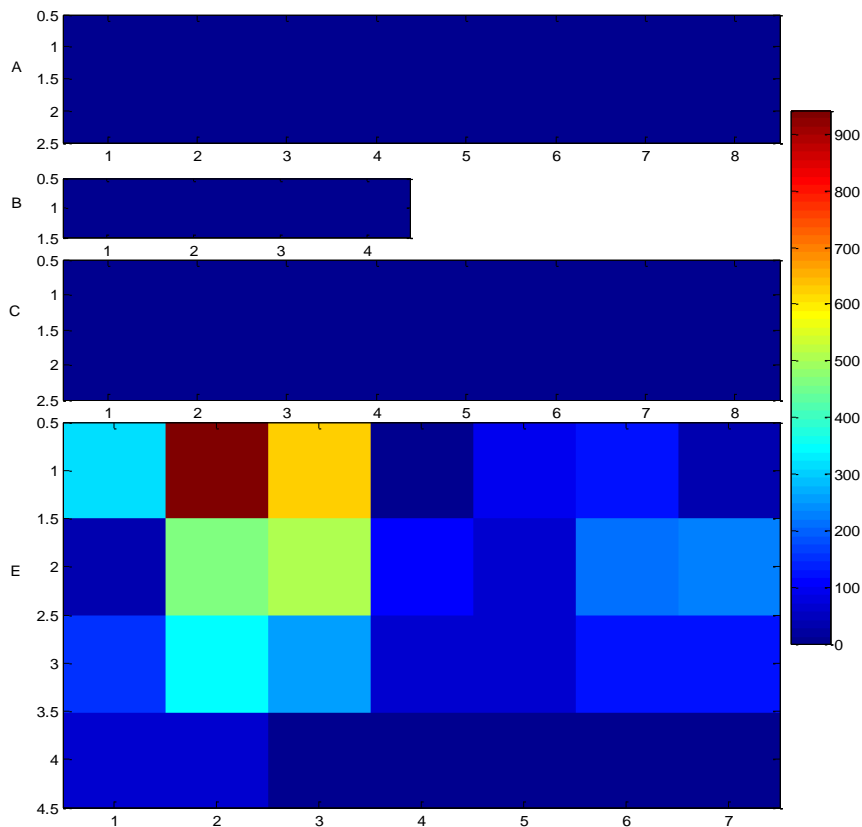
Εικόνα 6.47. Μέση ισχύς (συνολική ενέργεια / συνολικός χρόνος μεταφορτίσεων) στη ζώνη συχνοτήτων του συντελεστή λεπτομέρειας 4 (6.25-12.5Hz) του DWT στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.

Στις εικόνες 6.42-6.47 φαίνονται οι ενέργειες εντός των ζωνών συχνοτήτων 6.25-12.5Hz και 12.5-25Hz που παρατηρούνται στο σήμα των μετεκφορτίσεων του Ασθενή 3. Πολύ μεγάλες τιμές ενέργειας παρατηρούνται στο πλέγμα ηλεκτροδίων C. Στις σταθμισμένες τιμές (μέση σχετική ενέργεια), παρατηρούνται επίσης υψηλές τιμές στην κάτω δεξιά άκρη του πλέγματος B και στην πάνω πλευρά του πλέγματος ηλεκτροδίων A. Επίσης, μόνο στην εικόνα 6.45 παρατηρείται μεγάλη σχετική ενέργεια στο εσωτερικό του πλέγματος B (ηλεκτρόδια B13, B14, B22) για συχνότητες 12.5-25Hz, χωρίς να παρατηρείται κάτι αντίστοιχο για τις συχνότητες 6.25-12.5Hz. Από τα ηλεκτρόδια της ζώνης έναρξης επιληπτικών κρίσεων (εικόνα 6.16), μόνο το A13 παρουσιάζει κάποιες υψηλές τιμές, για τη σχετική ενέργεια και στις 2 ζώνες συχνοτήτων. Όλα τα υπόλοιπα μεγέθη ενέργειας των ηλεκτροδίων της ζώνης έναρξης είναι ιδιαίτερα χαμηλά.

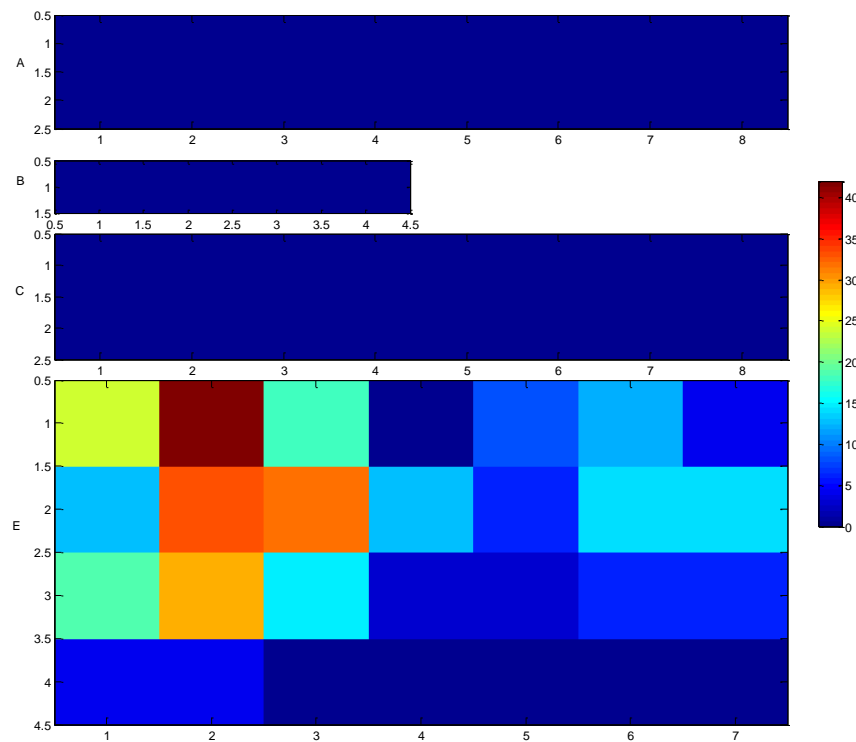
6.5. Απεικόνιση Μεγεθών που Προκύπτουν από Ερεθισμό Κάθε Ηλεκτροδίου

Στις παραπάνω εικόνες βρέθηκαν σε κάθε ηλεκτρόδιο ποσοτικά χαρακτηριστικά με βάση το σήμα που προερχόταν αποκλειστικά από το ίδιο το ηλεκτρόδιο. Για την κατανόηση όμως του ρόλου κάθε περιοχής ως μέρους ενός σύνθετου δικτύου νευρώνων, χρειάζεται επίσης να υπολογιστεί πώς ο ερεθισμός σε κάθε περιοχή επηρεάζει τις υπόλοιπες περιοχές. Στις εικόνες 6.48-6.69 η τιμή σε κάθε τετράγωνο του πίνακα αποτελεί μια ποσοτικοποίηση του συνόλου των αποτελεσμάτων που προκαλεί στα υπόλοιπα ηλεκτρόδια ο ερεθισμός του αντίστοιχου ηλεκτροδίου. Μελετώνται αρχικά για κάθε ασθενή ποσότητες μη υπολογιστικές (αριθμός και διάρκεια μετεκφορτίσεων), στη συνέχεια ενέργεια και μέση ισχύς στις ζώνες συχνοτήτων 6.25-12.5Hz και 12.5Hz-25Hz που μας ενδιαφέρουν και τέλος μεγέθη μορφοκλασματικής διάστασης.

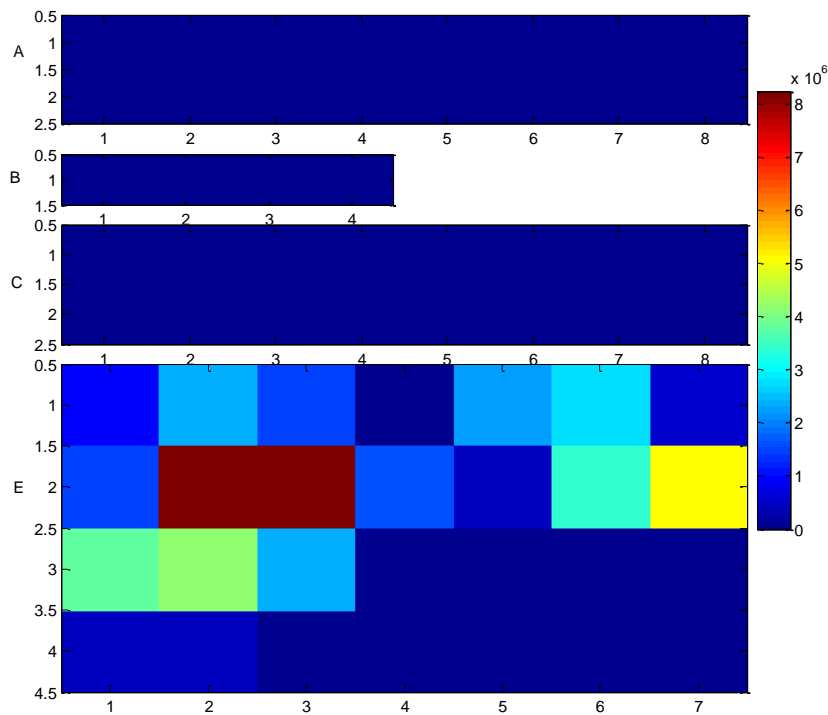
Ακολουθούν τα αποτελέσματα για τον Ασθενή 1 στις εικόνες 6.48 έως 6.54.



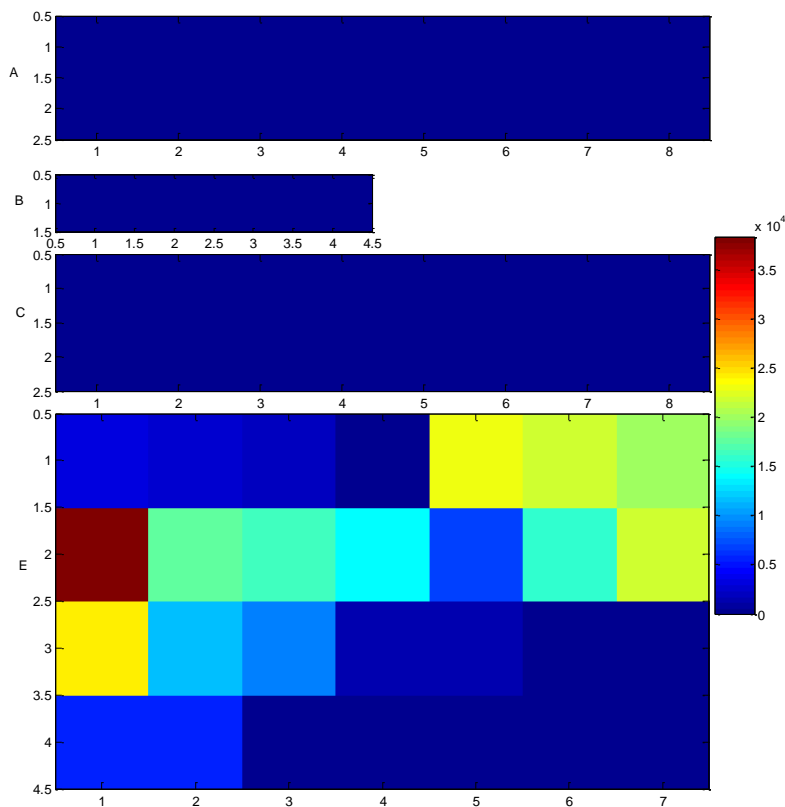
Εικόνα 6.48. Συνολική διάρκεια μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



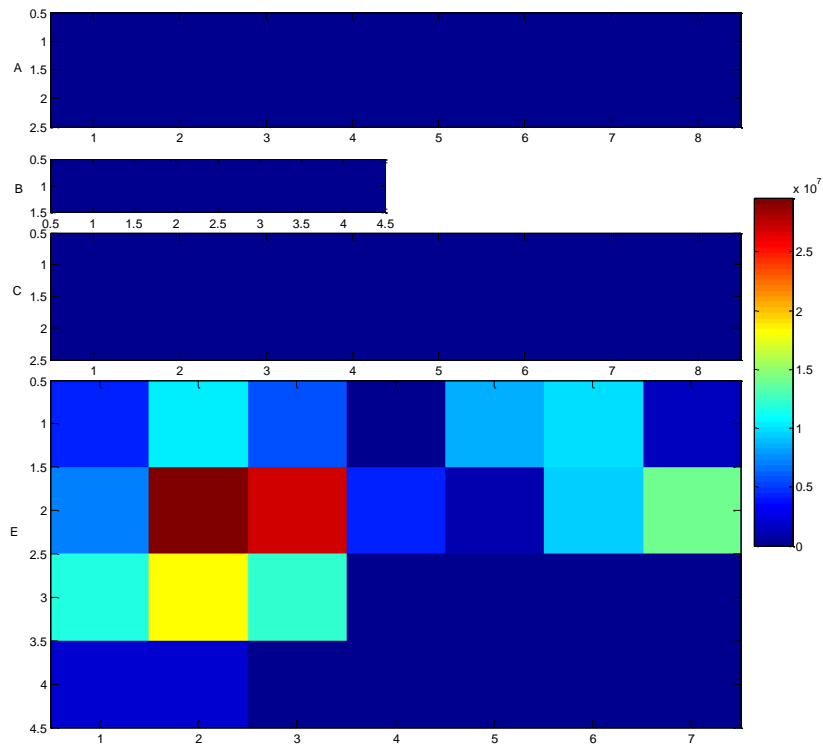
Εικόνα 6.49. Συνολικός αριθμός μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



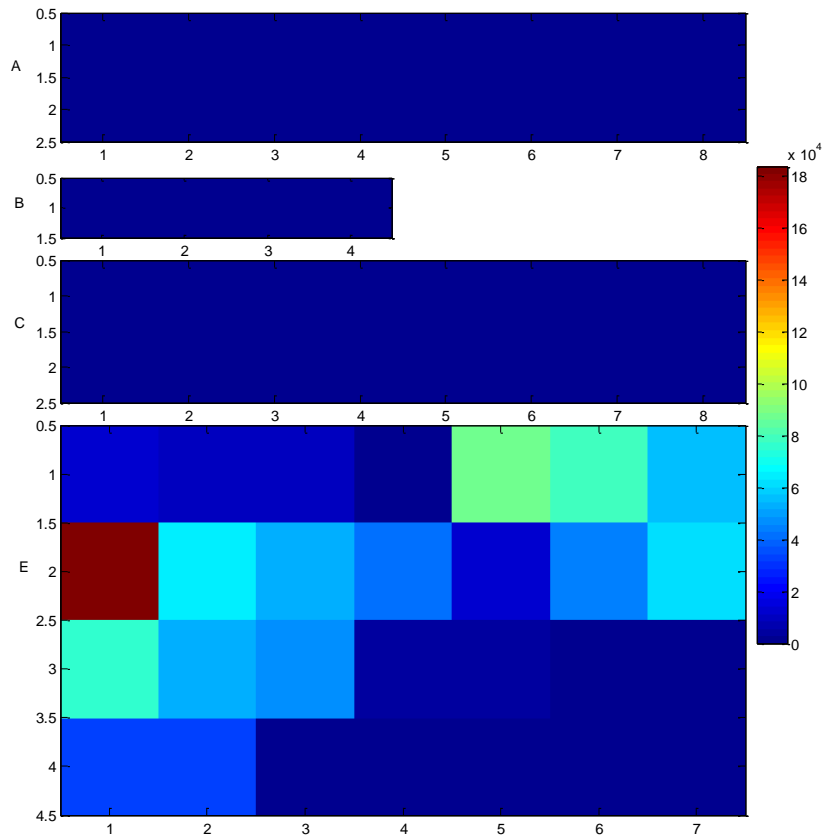
Εικόνα 6.50. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1.



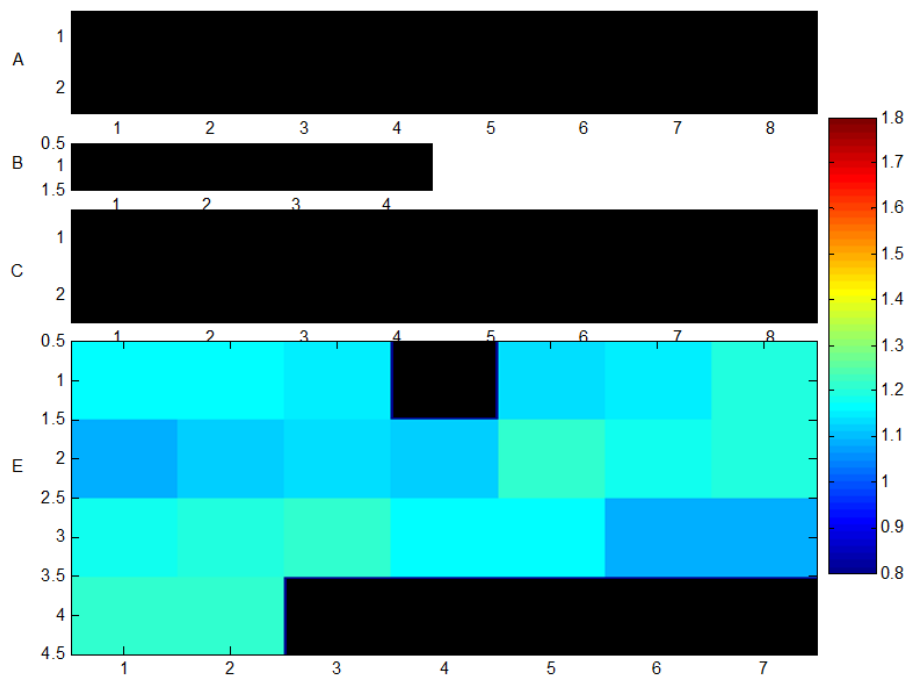
Εικόνα 6.51. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1.



Εικόνα 6.52. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1.



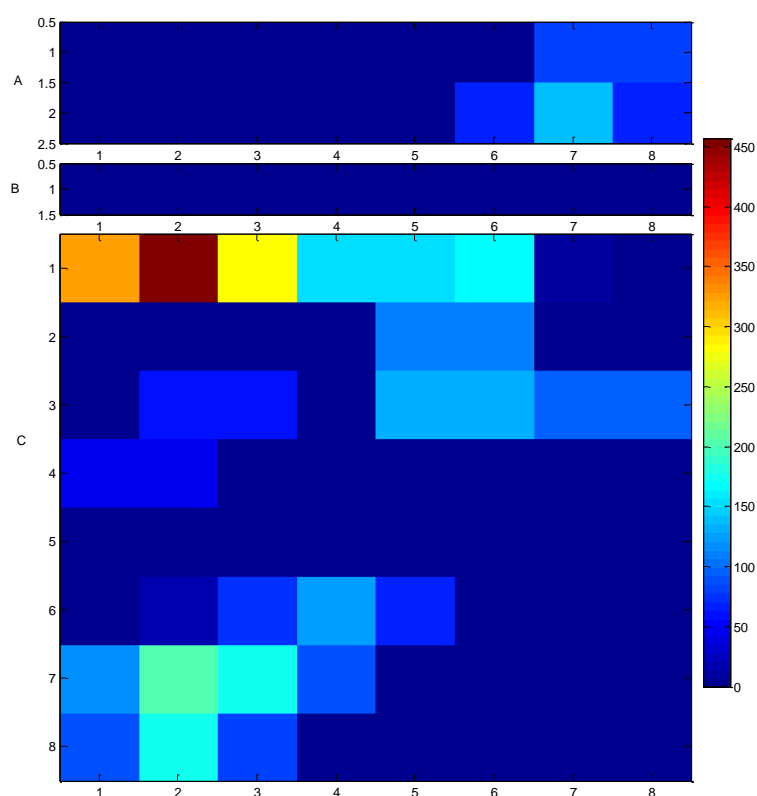
Εικόνα 6.53. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1.



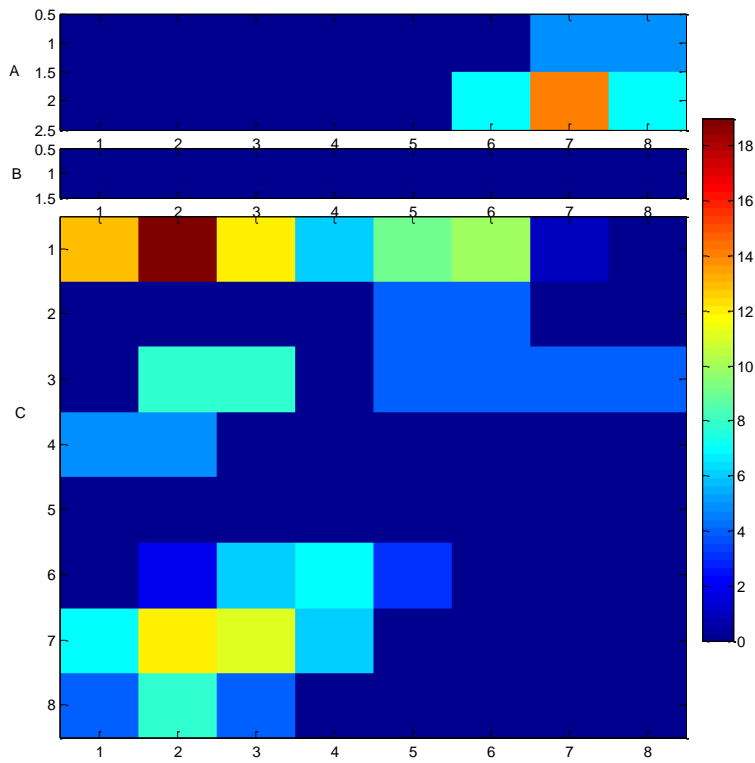
Εικόνα 6.54. Μέση μορφολογική διάσταση (υπολογισμένη με αλγόριθμο ΚΚΓ) των μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 1. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. Με μαύρο οι περιοχές που δεν ερεθίζονται ή ο ερεθισμός τους δεν προκαλεί μετεκφορτίσεις.

Στις εικόνες 6.48 έως 6.54 παρατηρούνται τα χαρακτηριστικά των μετεκφορτίσεων που προκαλούν οι διεγέρσεις σε κάθε ηλεκτρόδιο στα πλέγματα ηλεκτροδίων του Ασθενή 1. Διεγείρονται ηλεκτρόδια στα πλέγματα Α και Ε, αλλά μόνο από διεγέρσεις στο τελευταίο δημιουργούνται μετεκφορτίσεις. Παρατηρείται ότι οι διεγέρσεις στο αριστερό τμήμα του πλέγματος Ε προκαλούν περισσότερες μετεκφορτίσεις με μεγαλύτερη συνολική ενέργεια. Οι διεγέρσεις στα ηλεκτρόδια της ζώνης έναρξης κρίσεων προκαλούν μετεκφορτίσεις μικρής σχετικά ενέργειας, ενώ η μέση μορφοκλασματική διάστασή τους είναι μέτρια. Αξίζει να σημειωθεί ότι το ηλεκτρόδιο που η διέγερσή του δίνει τη μεγαλύτερη μέση ισχύ στις συχνότητες 6.25-12.5Hz και 12.5-25Hz προκαλεί επίσης με τη διέγερσή του τη μικρότερη μέση ΜΚΔ.

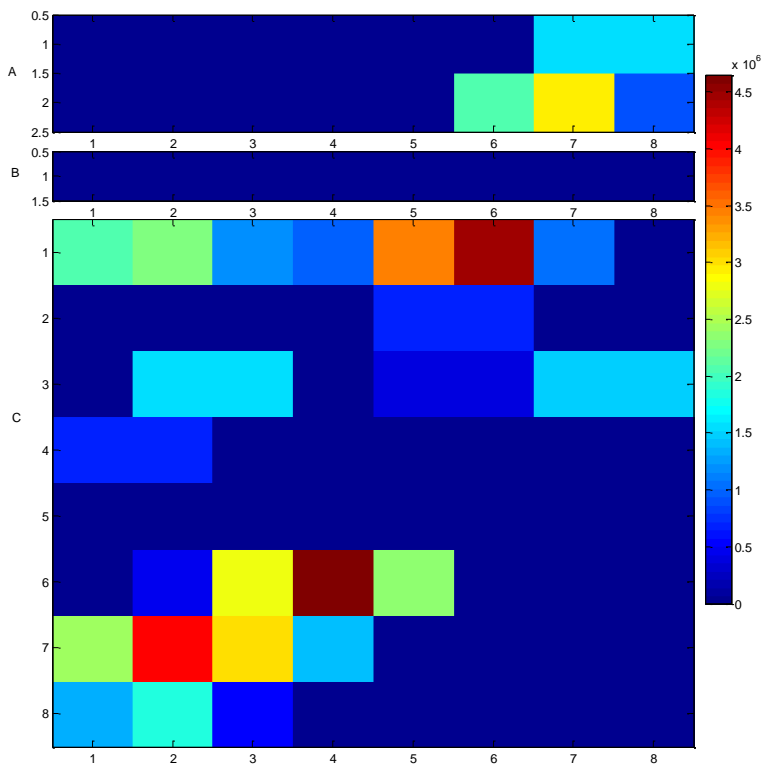
Ακολουθούν τα αποτελέσματα ανά ηλεκτρόδιο ερεθισμού για τον Ασθενή 2 στις εικόνες 6.55 έως 6.61.



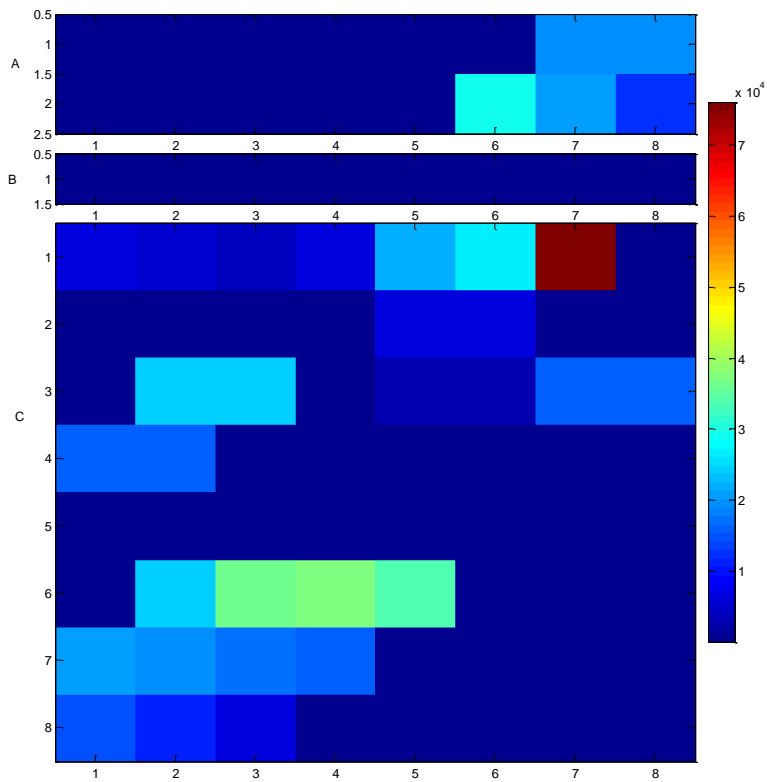
Εικόνα 6.55. Συνολική διάρκεια μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



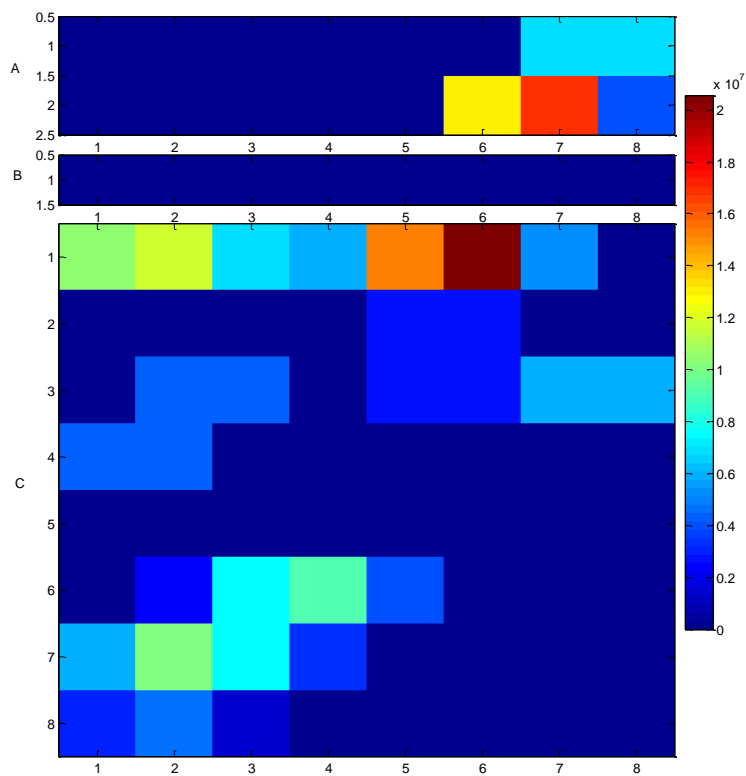
Εικόνα 6.56. Συνολικός αριθμός μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



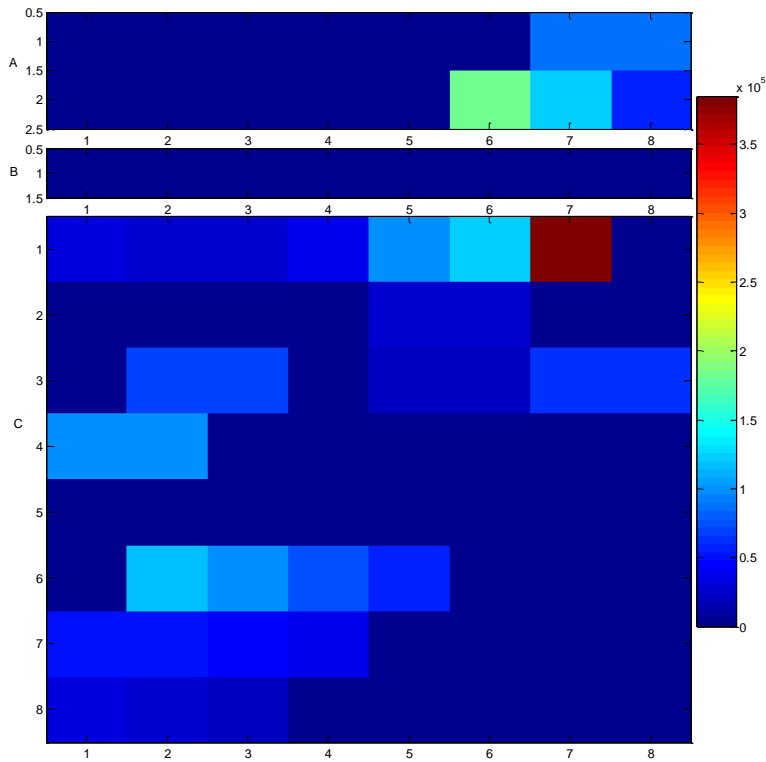
Εικόνα 6.57. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2.



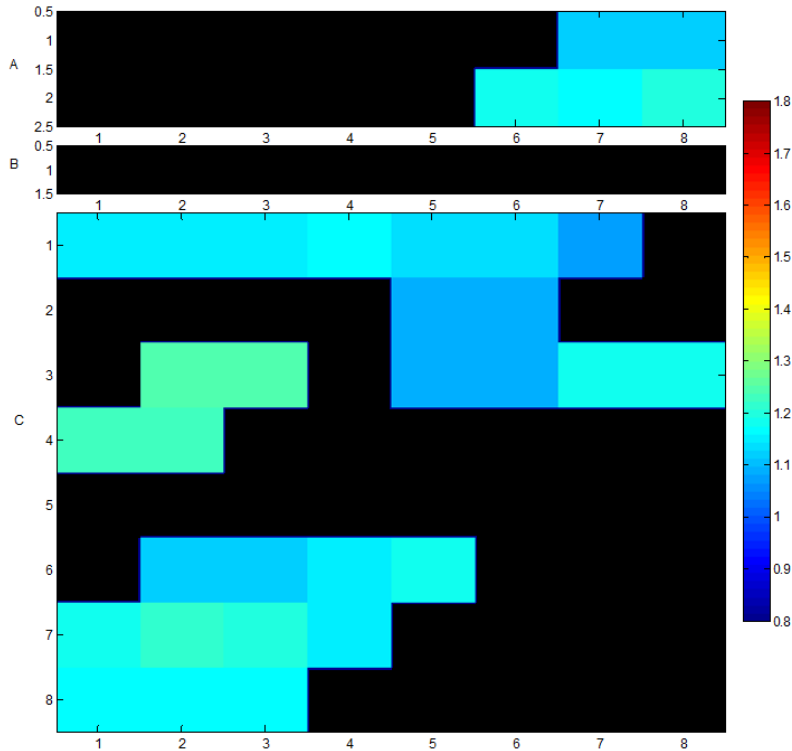
Εικόνα 6.58. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2.



Εικόνα 6.59. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



Εικόνα 6.60. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 5 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2.

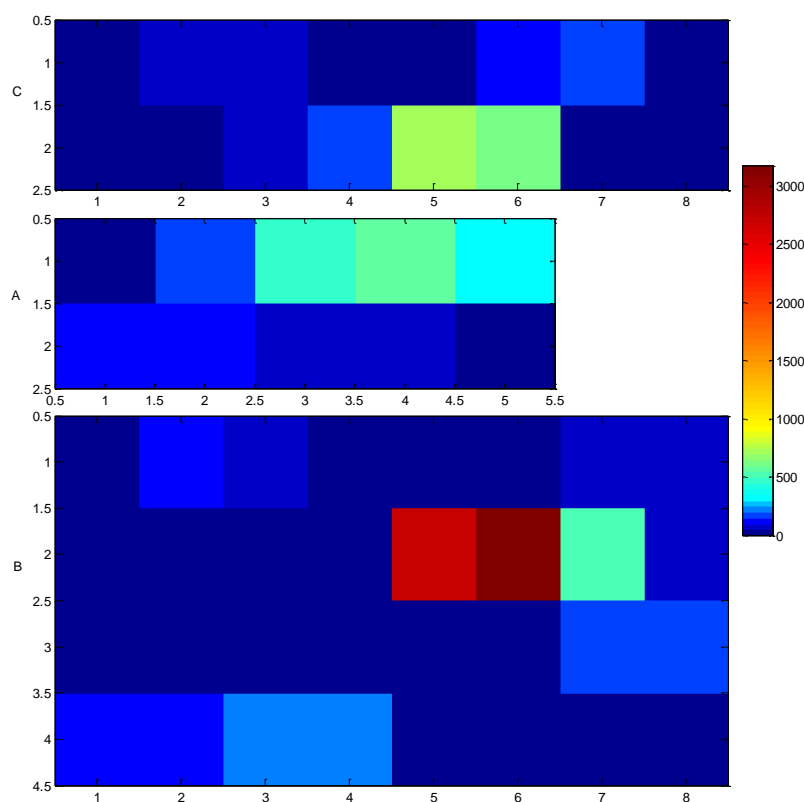


Εικόνα 6.61. Μέση μορφοκλασματική διάσταση των μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. Με μαύρο οι περιοχές που δεν ερεθίζονται ή ο ερεθισμός τους δεν προκαλεί μετεκφορτίσεις.

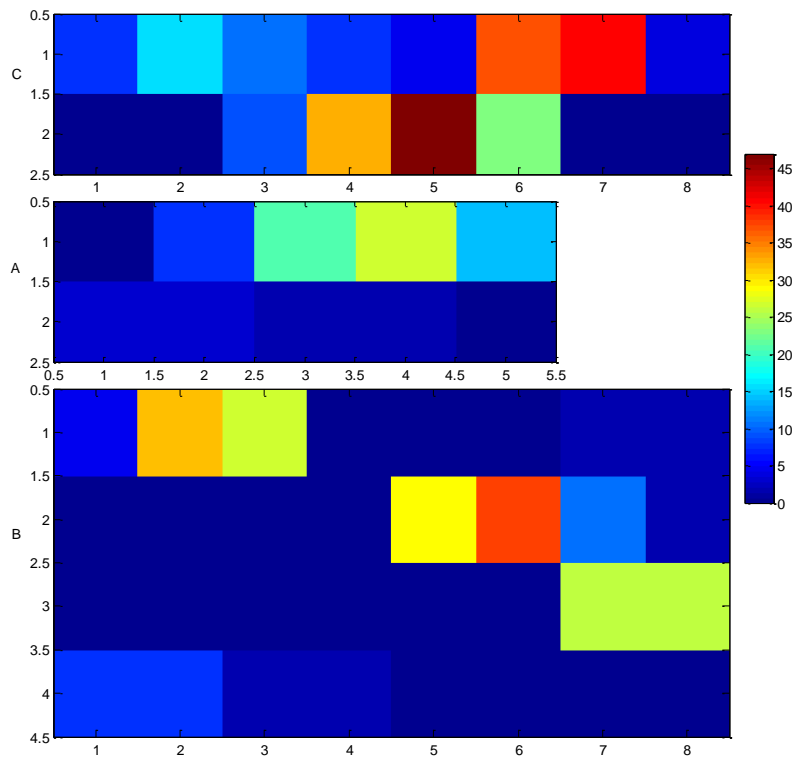
Παρατηρείται από τις εικόνες 6.55-6.60 ότι οι ερεθισμοί στα ηλεκτρόδια στο κάτω αριστερό μέρος του πλέγματος C, στο πάνω μέρος του πλέγματος C και στο δεξί μέρος του πλέγματος A δίνουν τις μετεκφορτίσεις με τη μεγαλύτερη διάρκεια και τη μεγαλύτερη ενέργεια στο ΗΕΓ του Ασθενή 2. Αξίζει να σημειωθεί ότι τα 6 από τα 7 ηλεκτρόδια που ανήκουν στη ζώνη έναρξης επιληπτικών κρίσεων (εικόνα 6.14) προκαλούν αποκρίσεις μετά τη διέγερσή τους. Επίσης, ο ερεθισμός στο ηλεκτρόδιο C5, το οποίο ανήκει στη ζώνη έναρξης επιληπτικών κρίσεων, προκαλεί μετεκφορτίσεις σχετικά μεγάλης μέσης ισχύος. Ερεθισμοί στα ηλεκτρόδια αυτά προκαλούν μετεκφορτίσεις με μικρή σχετικά ΜΚΔ.

Και σε αυτή την περίπτωση, όπως και στον Ασθενή 1 υπάρχει ένα ηλεκτρόδιο (το C6) που δίνει μετεκφορτίσεις οι οποίες έχουν τη μικρότερη μέση ΜΚΔ και τη μεγαλύτερη μέση ισχύ.

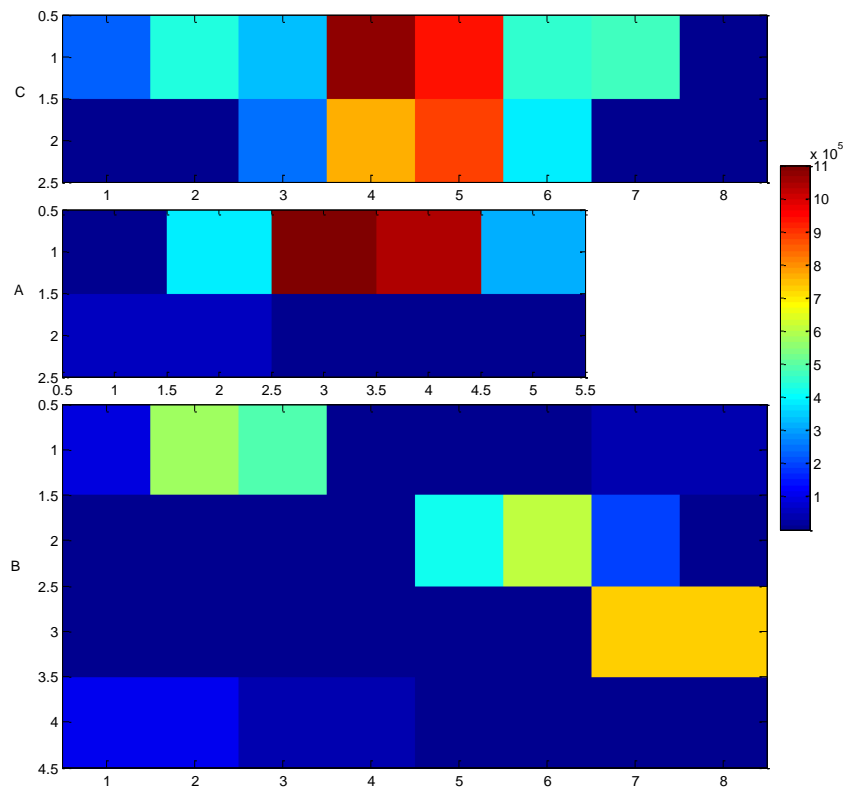
Ακολουθούν τα αποτελέσματα ανά ηλεκτρόδιο ερεθισμού για τον Ασθενή 3 στις εικόνες 6.62 έως 6.69.



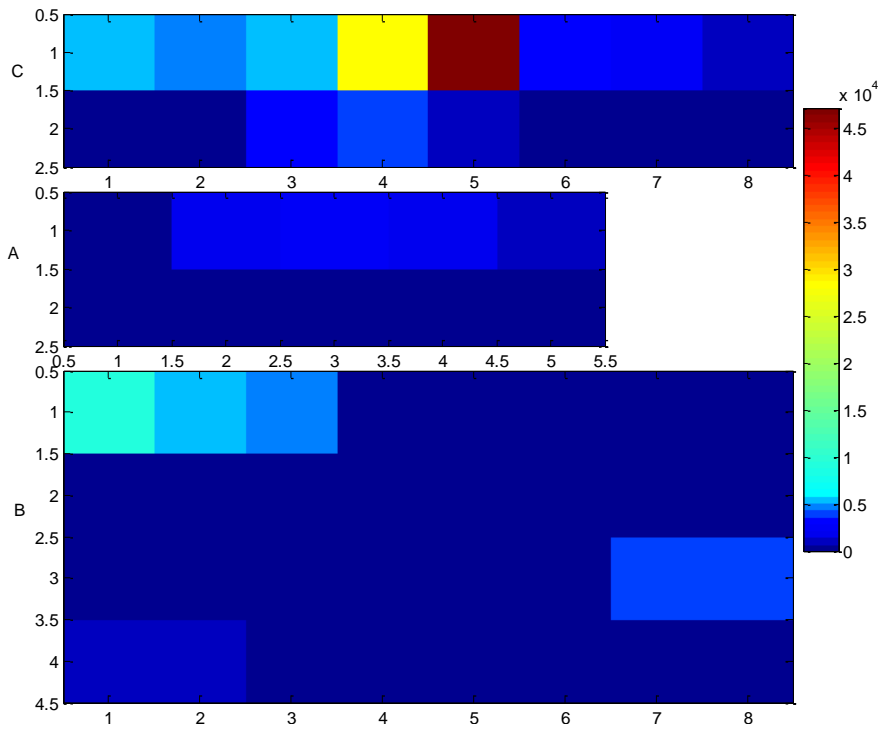
Εικόνα 6.62. Συνολική διάρκεια μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



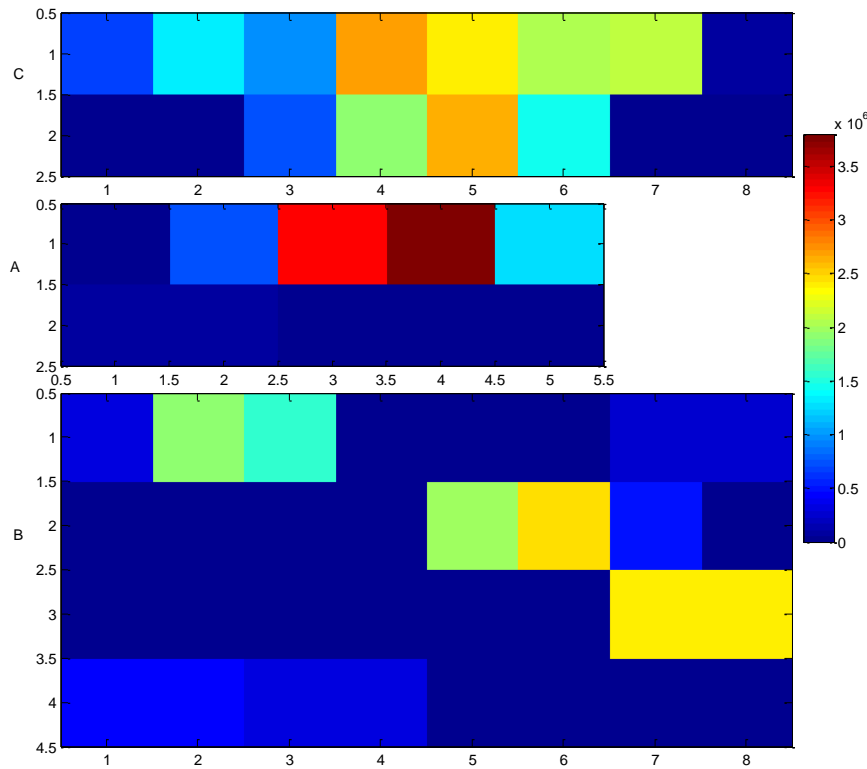
Εικόνα 6.63. Συνολικός αριθμός μεταφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



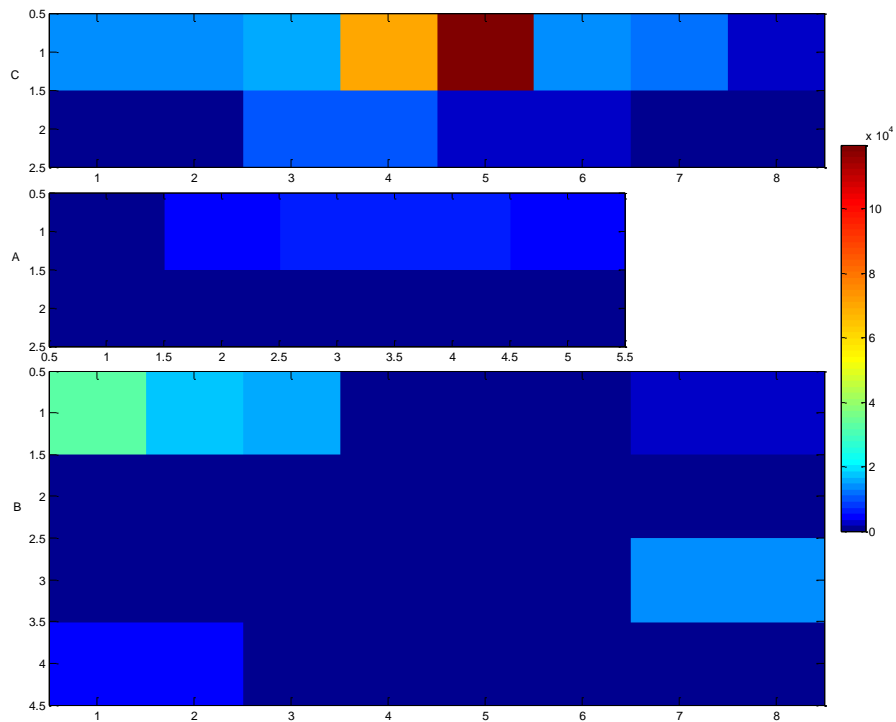
Εικόνα 6.64. Συνολική ενέργεια μεταφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 3 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



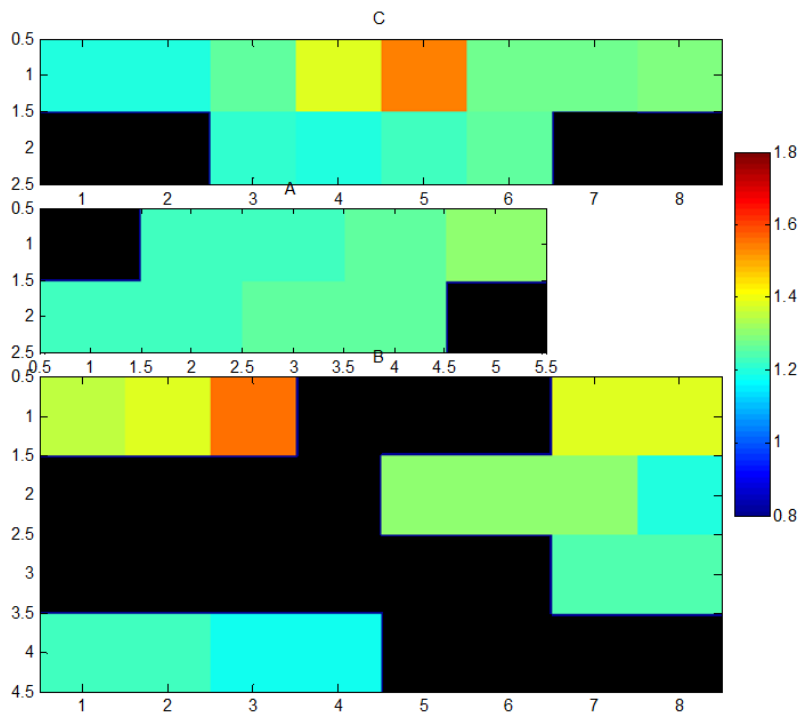
Εικόνα 6.65. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 3 (συχνότητες 12.5-25Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



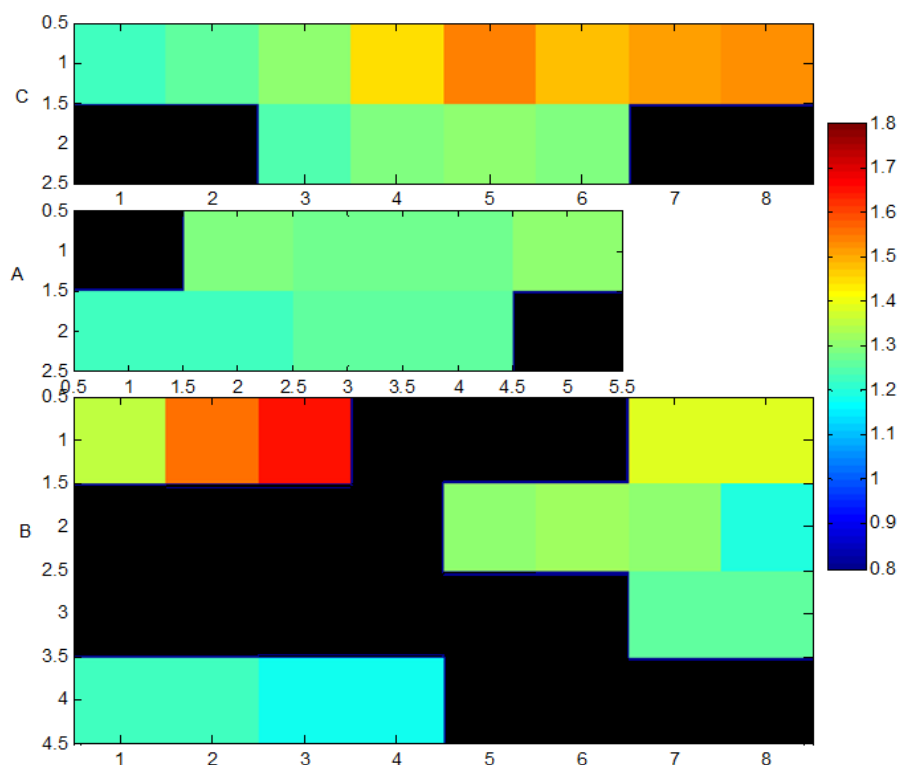
Εικόνα 6.66. Συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες 6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 2. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



Εικόνα 6.67. Μέση ισχύς μετεκφορτίσεων (συνολική ενέργεια μετεκφορτίσεων / συνολικός χρόνος μετεκφορτίσεων) στο συντελεστή λεπτομέρειας 4 (συχνότητες .6.25-12.5Hz) που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο.



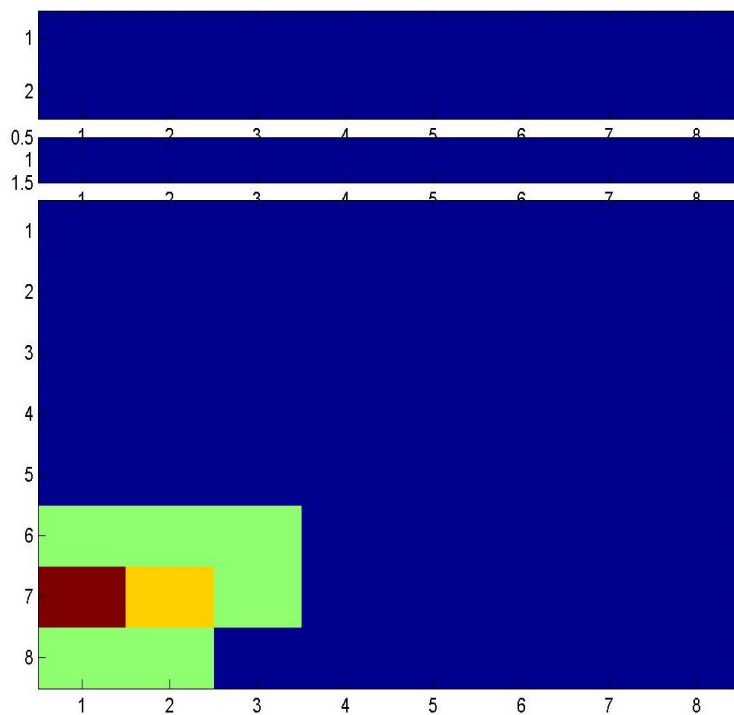
Εικόνα 6.68. Μέση μορφοκλασματική διάσταση των μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. Με μαύρο οι περιοχές που δεν ερεθίζονται ή ο ερεθισμός τους δεν προκαλεί μετεκφορτίσεις.



Εικόνα 6.69. Μέσος όρος των ελάχιστων μορφοκλασματικών διαστάσεων των μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από ερεθισμό στο εκάστοτε ηλεκτρόδιο στον Ασθενή 3. Οι αποστάσεις είναι σε cm. Κάθε τετράγωνο αντιστοιχεί σε ένα ηλεκτρόδιο. Με μαύρο οι περιοχές που δεν ερεθίζονται ή ο ερεθισμός τους δεν προκαλεί μετεκφορτίσεις.

Στις εικόνες 6.62 έως 6.69 φαίνονται τα χαρακτηριστικά των μετεκφορτίσεων που προκαλεί η διέγερση σε κάθε ηλεκτρόδιο. Πιο έντονες είναι οι αποκρίσεις σε ερεθισμούς που γίνονται στο πλέγμα C, στο πάνω μέρος του πλέγματος A και στο αριστερό τμήμα του πλέγματος B. Σε αντίθεση με ό,τι παρατηρήθηκε στους Ασθενείς 1 και 2, οι ερεθισμοί στα ηλεκτρόδια που προκαλούν μετεκφορτίσεις μεγάλης ενέργειας, δεν προκαλούν και μετεκφορτίσεις μικρής μορφοκλασματικής διάστασης. Οι μετεκφορτίσεις που προκαλούνται από διέγερση στις επιληπτογενείς εστίες είναι λίγες και σε αυτές δεν παρατηρούνται ιδιαίτερα στοιχεία ως προς την ενέργεια ή τη μορφοκλασματική διάσταση. Είναι όμως αξιοσημείωτο ότι οι περιοχές γύρω από το ηλεκτρόδιο C13, που είναι η κύρια επιληπτογενής εστία, όταν διεγείρονται προκαλούν μεγάλες ενέργειες μετεκφορτίσεων.

Έγιναν επίσης απεικονίσεις του αποτελέσματος κάθε διέγερσης ξεχωριστά. Ένα παράδειγμα είναι η εικόνα 6.70, στην οποία με κόκκινο και κίτρινο απεικονίζονται τα 2 ηλεκτρόδια μεταξύ των οποίων έγινε ο ερεθισμός και με πράσινο οι περιοχές στις οποίες εμφανίστηκαν μετεκφορτίσεις. Παρατηρήθηκε γενικά ότι όλες σχεδόν οι μετεκφορτίσεις εμφανίζονται σε ηλεκτρόδια γειτονικά αυτών που διεγείρονται.



Εικόνα 6.70. Περιοχές όπου εμφανίζονται μετεκφορτίσεις (πράσινο χρώμα) μετά από διέγερση 10mA μεταξύ των ηλεκτροδίων C49-C50 στο ΗΕΓ του Ασθενή 2.

7. Συζήτηση

Σκοπός της εργασίας ήταν η ανάπτυξη μεθοδολογιών για τη μελέτη των μετεκφορτίσεων και η τοπική συσχέτιση κάποιων χαρακτηριστικών των μετεκφορτίσεων με τις ζώνες έναρξης επιληπτικής κρίσης.

Οι μεθοδολογίες που προτάθηκαν διαπιστώθηκε ότι έχουν χρησιμότητα για τη μελέτη των μετεκφορτίσεων (κεφάλαια 6.1 και 6.2). Συγκεκριμένα, ο αλγόριθμος k-Κοντινότερου Γείτονα δίνει μικρότερη τιμή της μορφοκλασματικής διάστασης για τις μετεκφορτίσεις από ό,τι για το υπόλοιπο σήμα, όπως είχε προβλεφθεί. Με το διακριτό μετασχηματισμό κυματιδίου εντοπίστηκε ότι στις ζώνες συχνοτήτων 6.25-12.5Hz και 12.5Hz-25Hz η ενέργεια είναι αυξημένη κατά τη διάρκεια των μετεκφορτίσεων.

Στις εικόνες που απεικονίζουν το ενεργειακό περιεχόμενο των μετεκφορτίσεων, παρατηρείται ότι τα αποτελέσματα είναι παρόμοια για τη ζώνη συχνοτήτων 6.25-12.5Hz και τη ζώνη συχνοτήτων 12.5Hz-25Hz. Επομένως, είναι πιθανό και στις δύο ζώνες να φαίνεται ένας ενιαίος ρυθμός στην πραγματικότητα, κοντά στο όριο των 12.5 Hz. Ο ρυθμός άλφα για παράδειγμα βρίσκεται σε αυτές τις συχνότητες.

Μεταξύ των αποτελεσμάτων για k-κοντινότερο γείτονα και για ενέργεια ζωνών συχνοτήτων με wavelets δε φαίνεται να υπάρχει κάποια προφανής συσχέτιση, αρνητική ή θετική. Αυτό είναι αξιοπρόσεκτο, καθώς, αφού οι ιδιότητες της χαμηλής ΜΚΔ και της υψηλής ενέργειας στις συχνότητες 6.25-25Hz αποτελούν χαρακτηριστικό των μετεκφορτίσεων, θα περιμέναμε να είναι ταυτόχρονα ψηλές σε μετεκφορτίσεις με πιο "έντονα" χαρακτηριστικά. Δε συμβαίνει όμως κάτι τέτοιο γενικά. Εξαιρέση αποτελεί η περίπτωση των εικόνων 6.58-6.61, όπου οι ερεθισμοί στο ηλεκτρόδιο C7 στον Ασθενή 2 δίνουν ταυτόχρονα ελάχιστη μορφοκλασματική διάσταση και μέγιστη ενέργεια, καθώς και η περίπτωση του ηλεκτροδίου E9 στον Ασθενή 1 με αντίστοιχα μεγέθη. Και τα δύο αυτά ηλεκτρόδια βρίσκονται εκτός της ζώνης έναρξης επιληπτικών κρίσεων και η συμπεριφορά τους αυτή παρουσιάζει ενδιαφέρον.

Στην απεικόνιση των μεγεθών ανά σημείο ερεθισμού δεν παρατηρείται κάποια συσχέτιση μεταξύ των μεγεθών των μετεκφορτίσεων που προκαλούνται από τη διέγερση στο ηλεκτρόδιο και της θέσης του ηλεκτροδίου. Το γεγονός αυτό είναι αξιοπρόσεκτο, καθώς από τις ζώνες έναρξης της επιληπτικής κρίσης ξεκινάει η επιληπτική δραστηριότητα κατά την κρίση και μεταδίδεται στα υπόλοιπα σημεία. Επομένως, πρέπει να υπάρχουν κάποια μονοπάτια που να ενεργοποιούνται με την παρουσία ισχυρής ηλεκτρικής δραστηριότητας στις περιοχές αυτές. Ο λόγος που δε

δημιουργούνται μετεκφορτίσεις μέσω αυτών στις συγκεκριμένες περιπτώσεις πρέπει να μελετηθεί.

Τα αποτελέσματα στη βιβλιογραφία είναι αντικρουόμενα. Έχει παρατηρηθεί τόσο υψηλή συσχέτιση μεταξύ των περιοχών που εμφανίζουν μετεκφορτίσεις και των περιοχών έναρξης των κρίσεων [Bernier et al 1990] όσο και μη αξιόπιστη συσχέτιση μεταξύ των περιοχών αυτών [Blume et al. 2004].

Το μόνο μέγεθος του οποίου ο εντοπισμός μπορεί να συσχετιστεί με τη ζώνη έναρξης της κρίσης είναι η μέση σχετική ενέργεια των συχνοτήτων 6.25-12.5Hz και 12.5Hz-25Hz. Στις εικόνες 6.30, 6.33, 6.36, 6.39, 6.42 παρατηρούνται κάποιες μεγάλες τιμές αυτού του μεγέθους για κάποια από τα ηλεκτρόδια της ζώνης έναρξης επιληπτικών κρίσεων. Όμως, παράλληλα παρατηρούνται και ηλεκτρόδια εκτός της ζώνης έναρξης κρίσεων με παραπλήσιες ή υψηλότερες τιμές σχετικής ενέργειας, ενώ υπάρχουν και κάποια ηλεκτρόδια εντός της ζώνης έναρξης κρίσεων με χαμηλές τιμές. Άρα δεν μπορεί να γίνει με βεβαιότητα κάποια συσχέτιση.

Η αδυναμία εξαγωγής περισσότερων συμπερασμάτων για τον εντοπισμό της επιληπτογενούς εστίας μπορεί να οφείλεται και σε προβλήματα του σήματος. Για παράδειγμα, στον Ασθενή 3, έγιναν λίγες σχετικά διεγέρσεις πολύ κοντά στις εστίες. Κάποια εγγενή προβλήματα στη μελέτη των μετεκφορτίσεων προκύπτουν και από τη βιβλιογραφία [Blume et al. 2004]:

- Οι μετεκφορτίσεις είναι σήμα που λαμβάνεται παράπλευρα κατά τη λειτουργική χαρτογράφηση.
- Η επιλογή των θέσεων των πλεγμάτων των ηλεκτροδίων και των ερεθισμών γίνεται με κριτήρια αυστηρά κλινικά.
- Δεν μπορεί να σχεδιαστεί ολόκληρη η πειραματική διαδικασία εκ των προτέρων, αλλά η μελέτη ξεκινάει σε κάθε περίπτωση μετά τη λήψη του σήματος .
- Η διέγερση προκαλεί θόρυβο και artifacts, με αποτέλεσμα σημαντικά τμήματα του σήματος να μη φαίνονται.

Μελλοντική Έρευνα

Κατ' αρχάς, χρειάζεται να γίνει μελέτη σε περισσότερους ασθενείς για τον εντοπισμό της ζώνης έναρξης κρίσεων με τις μεθοδολογίες που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία , ώστε είτε να ενισχυθεί κάποια συσχέτιση ή να βρεθεί κάποια συσχέτιση που δε φάνηκε ως τώρα, ή να απορριφθούν οι μέθοδοι αυτές για το συγκεκριμένο πρόβλημα.

Έχει αναφερθεί ότι υπάρχει συσχέτιση μεταξύ περιοχών που έχουν κοινή λειτουργικότητα, όπως αυτή προσδιορίζεται κατά τη χαρτογράφηση του φλοιού, και εμφάνισης μετεκφορτίσεων σε αυτές τις περιοχές, όταν μία από αυτές ερεθίζεται [Lesser et al. 2008]. Είναι εφικτό να ερευνηθεί αυτή η συσχέτιση με χρήση των μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία.

Επίσης, θα ήταν εφικτή η χρήση των μεθοδολογιών που προτάθηκαν σε σήματα ενδοκράνιου ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος τα οποία περιέχουν πιο υψηλές συχνότητες, αφού σε αυτές τα ως τώρα αποτελέσματα είναι πιο ενθαρρυντικά όσον αφορά τον εντοπισμό των επιληπτογενών εστιών [Jacobs et al. 2010].

Τέλος, με τη συσχέτιση που επιτεύχθηκε μεταξύ των μεγεθών που προκύπτουν από τον αλγόριθμο του k-Κοντινότερου Γείτονα και του διακριτού μετασχηματισμού wavelet, μπορεί εύκολα να σχεδιαστεί κάποια μέθοδος αυτόματης ανίχνευσης μετεκφορτίσεων, η οποία, αν και ήσσονος σημασίας, μπορεί να υποβοηθή τον ιατρό στη διαδικασία της χαρτογράφησης του φλοιού.

Βιβλιογραφία

Ξενογλωσση Βιβλιογραφία

Arroyo, S., Lesser, R. P., Gordon, B., Uematsu, S., Jackson, D., & Webber, R. (1993). Functional significance of the mu rhythm of human cortex: an electrophysiologic study with subdural electrodes. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* **87**(3), 76-87.

Asvestas, P.; Matsopoulos, G. & Nikita, K. (1999), 'Estimation of fractal dimension of images using a fixed mass approach', *Pattern Recognition Letters* **20**, 347-354.

Azevedo, F.A.C.; Carvalho, L.R.B.; Grinberg, L.T.; Farfel, J.M.; Ferretti, R.E.L.; Leite, R.E.P.; Filho, W.J. & Herculano-Houzel, S. (2009), 'Equal numbers of neuronal and nonneuronal cells make the human brain an isometrically scaled-up primate brain' *Journal of Comparative Neurology* **513**(5), 532-541.

Badii, R. & Politi, A. (1985), 'Statistical description of chaotic attractors: The dimension function', *Journal of Statistical Physics* **40**(5-6), 725-750.

Berg, A.T.; Berkovic, S.F.; Brodie, M.J.; Buchhalter, J.; Cross, J.H.; Van Emde Boas, W.; Engel, J.; French, J.; Glauser, T.A.; Mathern, G.W.; Moshé, S.L.; Nordli, D.; Plouin, P. & Scheffer, I.E. (2010), "Revised terminology and concepts for organization of seizures and epilepsies: Report of the ILAE Commission on Classification and Terminology, 2005-2009", *Epilepsia*, **51**(4), 676-685.

Bernier, G.P.; Richer, F.; Giard, N.; Bouvier, G.; Mercier, M.; Turmel, A. & Saint-Hilaire, J.-M. (1990), 'Electrical stimulation of the human brain in epilepsy', *Epilepsia* **31**(5), 513-520.

Blume, W.T.; Jones, D.C. & Pathak, P. (2004), 'Properties of after-discharges from cortical electrical stimulation in focal epilepsies', *Clinical Neurophysiology* **115**(4), 982-989.

Bodkin, C.L.; Kennelly, K.D.; Boylan, K.B.; Crook, J.E.; Heckman, M.G. & Rubin, D.I. (2009), 'Defining normal duration for afterdischarges with repetitive nerve stimulation: A pilot study', *Journal of Clinical Neurophysiology* **26**(1), 45-49.

Brodie, M.J. & Schachter, S.C. (2001), '*Epilepsy*', 2nd Edition, Health Press Ltd., Oxford.

- David, O.; Bastin, J.; Chabards, S.; Minotti, L. & Kahane, P. (2010), 'Studying Network Mechanisms using Intracranial Stimulation in Epileptic Patients', *Frontiers in Systems Neuroscience* **4**, 148-156.
- Daubechies, I. (1992), 'Ten lectures on wavelets', *CBMS-NSF Regional Conference Series in Applied Mathematics*, SIAM Ed., Philadelphia.
- Gotman, J. (2010), 'High frequency oscillations: The new EEG frontier?', *Epilepsia* **51**(Suppl. 1), 63-65.
- Graps, A. (1995), 'Introduction to wavelets', *IEEE Computational Science & Engineering* **2**(2), 50-61.
- Haines, D.E. (2008), 'Neuroanatomy: An Atlas of Structures, Sections, and Systems', 7th Edition, Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia, PA.
- Jacobs, J.; Zijlmans, M.; Zelmann, R.; Olivier, A.; Hall, J.; Gotman, J. & Dubeau, F. (2010), 'Value of electrical stimulation and high frequency oscillations (80-500 Hz) in identifying epileptogenic areas during intracranial EEG recordings', *Epilepsia* **51**(4), 573-582.
- Jasper, H. (1954), 'Electrocorticography', In *Epilepsy and the Functional Anatomy of the Human Brain*, Penfield W. & Jasper H. (Eds.), pp. 692-738, Little Brown, Boston, MA.
- Klonowski, W. (2009), 'Everything you wanted to ask about EEG but were afraid to get the right answer', *Nonlinear Biomedical Physics* **3**, art. no. 2.
- Klonowski, W. (2000), 'Signal and image analysis using chaos theory and fractal geometry', *Machine Graphics and Vision* **9**(1-2), 403-432.
- Kreindler, A. (1965). *Progress in Brain Research. Vol. 19: Experimental Epilepsy*. Elsevier Publishing Co., Amsterdam.
- Kubová, H.; Lanštiaková, M.; Mocková, M.; Mareš, P. & Vorlíček, J. (1996), 'Pharmacology of cortical epileptic afterdischarges in rats', *Epilepsia* **37**, 336-341.
- Lachaux, J.P.; Rudrauf, D. & Kahane, P. (2003), 'Intracranial EEG and human brain mapping', *Journal of Physiology Paris* **97**(4-6), 613-628.
- Lee, H.W.; Webber, W.R.S.; Crone, N.; Miglioretti, D.L. & Lesser, R.P. (2010), 'When is electrical cortical stimulation more likely to produce afterdischarges?', *Clinical Neurophysiology* **121**(1), 14-20.
- Lesser, R.P.; Lee, H.W.; Webber, W.R.S.; Prince, B.; Crone, N.E. & Miglioretti, D.L. (2008), 'Short-term variations in response distribution to cortical stimulation', *Brain* **131**(6), 1528-1539.

- Mallat, S. (1989), 'A theory for multiresolution signal decomposition: The wavelet representation' *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **11**(7), 674–693.
- Mandelbrot, B.B. (1967), 'How long is the coast of Britain? Statistical self-similarity and fractional dimension', *Science* **156**, 636-638.
- Lesser, R.P.; Kim, S.H.; Beyderman, L.; Miglioretti, D.L.; Webber, W.R.S.; Bare, M.; Cysyk, B. & Gordon, B (1999), 'Brief bursts of pulse stimulation terminate afterdischarges caused by cortical stimulation', *Neurology* **53**(9), 2073-2081.
- Menon, V.; Freeman, W.J.; Gutillo, B.A.; Desmond, J.E.; Ward, M.F.; Bressler, S.L.; Laxer, K.D.; Barbaro, N. & Gevins, A.S. (1996), 'Spatio-temporal correlations in human gamma band electrocorticograms', *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* **98**(2), 89-102.
- Mizuno-Matsumoto, Y.; Motamedi, G. K.; Webber, W. R. S. & Lesser, R. P. (2002), 'Wavelet-crosscorrelation analysis can help predict whether bursts of pulse stimulation will terminate afterdischarges', *Clinical Neurophysiology* **113**(1), 33-42.
- Motamedi, G. K.; Okunola, O.; Kalhorn, C. G.; Mostofi, N.; Mizuno-Matsumoto, Y.; won Cho, Y. & Meador, K. J. (2007), 'Afterdischarges during cortical stimulation at different frequencies and intensities', *Epilepsy Research* **77**(1), 65-69.
- Polychronaki, G.; Ktonas, P.; Gatzonis, S.; Siatouni, A.; Asvestas, P.; Tsekou, H.; Sakas, D. & Nikita, K. (2010), 'Comparison of fractal dimension estimation algorithms towards epileptic seizure onset detection', *Journal of Neural Engineering* **7**(4), art. no. 46007.
- Rowan, A.J. & Tolunsky, E. (2003), '*Primer of EEG with a Mini-Atlas*', 1st Edition, Butterworth-Heinemann (Elsevier Science), Philadelphia, PA.
- Sereno, M.I. & Tootell, R.B.H. (2005), 'From monkeys to humans: what do we know know about brain homologies?' *Current Opinion in Neurobiology*, **15**(2), 135-144.
- Termonia, Y. & Alexandrowicz, Z. (1983), 'Fractal dimension of strange attractors from radius versus size of arbitrary clusters', *Physical Review Letters* **53**(14), 1265-1268.
- Van Mierlo, P.; Carrette, E.; Hallez, H.; Vonck, K.; Van Roost, D.; Boon, P. & Staelens, S. (2011), 'Accurate epileptogenic focus localization through time-variant functional connectivity analysis of intracranial electroencephalographic signals', *NeuroImage* **56**(3), 1122-1133.

Wendling, F.; Chauvel, P.; Biraben, A. & Bartolomei, F. (2010), 'From intracerebral EEG signals to brain connectivity: Identification of epileptogenic networks in partial epilepsy', *Frontiers in Systems Neuroscience* **4**, Art. 154.

Ελληνική Βιβλιογραφία

Ασβεστάς, Π.(2001), '*Ανάπτυξη Αλγορίθμων με Βάση τη Fractal Θεωρία για την Επεξεργασία Ιατρικών Δεδομένων*', Διδακτορική Διατριβή, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα.

Κουτσούρης, Δ.; Παυλόπουλος, Σ. & Πρέντζα, Α. (2003), '*Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων*', Εκδόσεις Τζιόλα, Θεσσαλονίκη.

Νικήτα, Κ.Σ. (2011), '*Προσομοίωση Φυσιολογικών Συστημάτων*', Εκδόσεις Τζιόλα, Θεσσαλονίκη.

Πατρίκιος, Ι.Σ. (1962), '*Νευρολογία*', Τόμ. Α: Γενικών Μέρους, Αθήνα.

Πολυχρονάκη, Γ. Σ. (2011), '*Ανάπτυξη Μεθοδολογιών Βασισμένων σε Μεγάθη Μη-Γραμμικής Δυναμικής για την Ανάλυση Δεδομένων Επιληψίας*', Διδακτορική Διατριβή, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα.

Ηλεκτρονική Βιβλιογραφία

<http://users.rowan.edu/~polikar/wavelets>

<http://cnx.org/content/m10416/latest>

<http://www.wavelet.org/tutorial>

<http://emedicine.medscape.com/article/251449-overview>

<http://commons.wikimedia.org/wiki/User:Hgamboa/gallery>

<http://en.wikipedia.org/wiki/File:WeierstrassFunction.svg>

<http://berkeley.edu/news/media/releases/2006/09/images/grid.jpg>

<http://emedicine.medscape.com/article/251449-overview>