



Πολυτεχνείο Κρήτης
Τμήμα Ηλεκτρονικών Μηχανικών
και Μηχανικών Υπολογιστών

Διπλωματική Εργασία

«Χρήση μικροκυματιδίων στην ανάλυση εγκεφαλογραφήματος»

Βανδουλάκης Αντώνιος

Επιβλέπων καθηγητής:
Καθηγητής Μιχάλης Ζερβάκης

Εξεταστική επιτροπή:
Καθηγητής Μιχάλης Ζερβάκης
Καθηγητής Κωνσταντίνος Καλαϊτζάκης
Αναπληρωτής Καθηγητής Κωνσταντίνος Μπάλας

Ευχαριστίες

Καταρχάς, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον Καθηγητή Π.Κ Μιχάλη Ζερβάκη, επιβλέποντα της διπλωματικής μου εργασίας, για την πολύτιμη βοήθεια και συμπαράσταση του, καθώς και για την ευκαιρία που μου έδωσε να ασχοληθώ με την έρευνα στο πεδίο της Βιοϊατρικής.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τον κύριο Κωνσταντίνο Μιχαλόπουλο για τη βοήθεια του και τη συμβολή του σε θέματα που προέκυψαν κατά την εκπόνηση της διπλωματικής μου εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για την στήριξη, την υπομονή και την αμέριστη συμπαράσταση που μου έδειξαν σε όλη τη διάρκεια των σπουδών.

Περίληψη

Η θεωρία κυματιδίων αναπτύχθηκε τις τελευταίες δεκαετίες ως ένα εργαλείο για την ανάλυση συναρτήσεων σε διαφορετικές συχνοτικές συνιστώσες. Μέσα από τα κυματίδια περάσαμε από τη συχνοτική ανάλυση στη λεγόμενη ανάλυση κλίμακας, έχοντας τη δυνατότητα να εστιάσουμε σε τοπικά χαρακτηριστικά μίας συνάρτησης τα οποία δε γίνονται αντιληπτά με άλλες τεχνικές. Έτσι, η κυματιδιακή ανάλυση θεωρείται σήμερα η πλέον σύγχρονη τεχνική στο πεδίο της επεξεργασίας σήματος με εφαρμογές σε πληθώρα επιστημών. Μία από αυτές τις εφαρμογές αυτές αποτελεί και η ηλεκτροεγκεφαλογραφία η οποία είναι από τις πλέον ευρέως χρησιμοποιούμενες μη επεμβατικές μεθόδους μελέτης της λειτουργίας του ανθρώπινου εγκεφάλου.

Η παρούσα διπλωματική εργασία έχει ως σκοπό την εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων από την επεξεργασία εγκεφαλικών σημάτων με τη χρήση μικροκυματιδίων.

Χρησιμοποιείται ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων ως η πλέον κατάλληλη μέθοδος για ανάλυση σημάτων συνεχούς χρόνου, τα οποία αποτελούν το μεγαλύτερο σύνολο των προς ανάλυση σημάτων. Έτσι επιτυγχάνουμε ακριβή ανάλυση της χρονικής ακολουθίας αυτών των σημάτων, εξασφαλίζοντας ότι δε θα προκύψουν λανθασμένα συμπεράσματα.

Για το σκοπό αυτό υλοποιήθηκαν πειραματικές διατάξεις για την καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων υγιών ατόμων και ατόμων που πάσχουν από τη νόσο Alzheimer. Πρόκειται για τις καταγραφές της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια της διεξαγωγής ενός ακουστικού πειράματος κατά το οποίο ο εξεταζόμενος υπόκειται σε ένα ακουστικό ερέθισμα

Από την επεξεργασία και ανάλυση της ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας που συμβαδίζει χρονικά με την επίδραση αυτού του ερεθίσματος (προκλητά δυναμικά), επιδιώχθηκε να βρεθούν διαφοροποιήσεις μεταξύ υγιών και ασθενών εξεταζόμενων. Αυτές οι διαφοροποιήσεις μπορούν να παρέχουν στοιχεία για περαιτέρω ανάλυση λειτουργίας του εγκεφάλου, τα οποία είναι εκμεταλλεύσιμα για τη διάγνωση τόσο της νόσου Alzheimer, όσο και για άλλες νευρολογικές παθήσεις.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	10
---------------	----

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΝΟΣΟΣ ALZHEIMER.....	13
2.1 Εισαγωγή	13
2.2 Τα συμπτώματα της νόσου Alzheimer.....	15
2.3 Τα αίτια της νόσου Alzheimer.....	16
2.4 Εξέλιξη της νόσου Alzheimer.....	19
2.5 Διάγνωση, πρόγνωση και θεραπεία της νόσου Alzheimer.....	20

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ.....	23
3.1 Βιολογικά σήματα.....	23
3.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG).....	28
3.2.1 Χαρακτηριστικά Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.....	31
3.3 Βιωματικά Δυναμικά.....	34
3.3.1 Προκλητά Δυναμικά.....	34
3.3.2 Ανάκτηση και επεξεργασία Βιωματικών Δυναμικών.....	41
3.3.3 Περιορισμοί κατά την διάρκεια καταγραφής Προκλητών Δυναμικών.....	44
3.3.4 Χρησιμότητα Προκλητών Δυναμικών.....	44

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗΣ ΣΗΜΑΤΟΣ ΣΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ ΧΡΟΝΟΥ-ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ.....	47
4.1 Βασικές αρχές φασματικής ανάλυσης σήματος.....	47
4.2 Μετασχηματισμός Fourier (Fourier Transform).....	48
4.3 Βραχύς μετασχηματισμός Fourier (Short Time Fourier Transform).....	50
4.4 Μετασχηματισμός Κυματιδίων (Wavelets Transform).....	53
4.5 Επιλογή μεθόδου ανάλυσης.....	54

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΥΜΑΤΙΔΙΩΝ	56
5.1 Τα κυματίδια.....	56
5.1.1 Ιστορική αναδρομή.....	59
5.2 Βασικά είδη μετασχηματισμού κυματιδίων.....	62
5.3 Συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων (Continuous Wavelet Transform).....	65
5.3.1 Ορισμός.....	65
5.3.2 Σχέση κλίμακας συχνότητας.....	67
5.3.3 Διαδικασία υπολογισμού του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων.....	69
5.4 Μετασχηματισμός κυματιδίων διακριτού χρόνου (Discrete Time Wavelet Transform).....	73
5.5 Σειρές Wavelet (Wavelet Series).....	74
5.6 Διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίων (Discrete Wavelet Transform).....	78
5.7 Ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων στον υπολογισμό των φασμάτων.....	81
5.7.1 Συναρτήσεις κυματιδίων.....	82
5.7.2 Κλίμακες.....	86
5.7.3 Φασματογράφημα κυματιδίων.....	87
5.7.4 Συνοριακά φαινόμενα και επίπεδο αξιοπιστίας.....	88

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	90
6.1 Εισαγωγή.....	90
6.2 Υπολογισμός του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων.....	90
6.3 Εφαρμογή του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων.....	93
6.4 Ανάλυση πραγματικών EEG καταγραφών.....	96
6.5 Εντοπισμός των κορυφών και καταγραφή των χαρακτηριστικών amplitude και latency.....	97
6.6 Ανάλυση στη συχνότητα.....	101
6.6.1 Ανάλυση ενέργειας άλφα μπάντας συχνοτήτων σε σχέση με το συστατικό P ₃₀₀	103
6.7 Ανακατασκευή αρχικού σήματος χρησιμοποιώντας τον αντίστροφο μετασχηματισμό κυματιδίων.....	112
6.7.1 Ανακατασκευή κάνοντας χρήση όλων των παραμέτρων του CWT.....	113
6.7.2 Ανακατασκευή κάνοντας χρήση των παραμέτρων CWT σημαντικών περιοχών.....	121
6.8 Συγκριτική ανάλυση υγιών και ασθενών Alzheimer.....	132

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	142
--------------------------	------------

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ ΚΑΙ ΕΠΙΛΟΓΟΣ.....	145
---	------------

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	147
-----------------------	------------

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	155
--------------------------	------------

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα κυματίδια αποτελούν ένα ισχυρό μαθηματικό εργαλείο για την ανάλυση συναρτήσεων σε διαφορετικές συχνотικές συνιστώσες. Αν και το έναυσμα για την ενασχόληση με τα κυματίδια τοποθετείται στις αρχές του 19^{ου} αιώνα και στην γνωστή θεωρία του J. Fourier, τα εμφανή πλεονεκτήματά τους σε σχέση με κάθε άλλη παρόμοια τεχνική ανάλυσης, καθώς και η πληθώρα των εφαρμογών τους, ώθησε γενιές επιστημόνων να εργαστούν για τη βελτίωσή τους και την ανάπτυξη νέων τρόπων υπολογισμού τους.

Με τα κυματίδια περάσαμε από τη συχνотική ανάλυση στη λεγόμενη ανάλυση κλίμακας. Με άλλα λόγια τα κυματίδια αποτελούν ένα είδος μαθηματικού μικροσκοπίου με ικανότητα αλλαγής της κλίμακας με την οποία παρατηρούμε ένα σήμα. Έτσι έχουμε τη δυνατότητα να παρατηρήσουμε συνολικά μία συνάρτηση αλλά και να εστιάσουμε, αν επιθυμούμε, σε τοπικά χαρακτηριστικά της, πολύ μικρής διάρκειας, τα οποία δε γίνονται αντιληπτά με άλλες τεχνικές (π.χ. Fourier). Το χαρακτηριστικό αυτό είναι συνέπεια της τέλει τοπικότητας που επιδεικνύουν οι κυματιδιακές συναρτήσεις τόσο στη συχνότητα όσο και στο χρόνο.

Έτσι, η κυματιδιακή ανάλυση θεωρείται σήμερα η πλέον σύγχρονη τεχνική στο πεδίο της επεξεργασίας σήματος με εφαρμογές στα μαθηματικά, την κβαντική φυσική, την ιατρική, ακόμα και τις οικονομικές επιστήμες. Μερικές από τις πιο θεμελιώδεις εφαρμογές της είναι η συμπίεση σήματος, η απομάκρυνση του θορύβου από τα σήματα και ο εντοπισμός τοπικών χαρακτηριστικών σε συναρτήσεις (π.χ. ασυνέχειες και spikes).

Το κομμάτι που ενισχύει τη θεωρία κυματιδίων κατά την ανάλυση σημάτων συνεχούς χρόνου, τα οποία αποτελούν την πλειονότητα των προς ανάλυση σημάτων, είναι ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων (continuous wavelet transform – CWT). Ο συγκεκριμένος μετασχηματισμός κυματιδίων έχει τη δυνατότητα να παρέχει επαρκή χρονική ανάλυση για να ξεχωρίσει τα σύντομα και υψηλής συχνότητας γεγονότα και ταυτόχρονα πολύ καλή συχνотική ανάλυση για να διακρίνει τα χαμηλής συχνότητας στατιστικά.

Τα τελευταία χρόνια έχουν πραγματοποιηθεί σειρά από μελέτες με βάση τις οποίες αποδεικνύεται ότι η ανάλυση κυματιδίων αποτελεί τη πιο κατάλληλη μέθοδο για τη μελέτη και ανάλυση της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας (EEG) και των εφαρμογών της, αντικαθιστώντας πολλές από τις παραδοσιακές μεθόδους.

Η παρούσα εργασία έχει ως αντικείμενο την επεξεργασία εγκεφαλικών σημάτων κάνοντας χρήση του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων. Στα πλαίσια αυτά θα επεξεργαστούν και θα αναλυθούν εγκεφαλικά σήματα υγιών εξεταζόμενων και εξεταζόμενων που πάσχουν από τη νόσο Alzheimer. Συγκεκριμένα, θα μελετηθεί η εγκεφαλική δραστηριότητα που αφορά χρονικά στην επίδραση ενός εξωτερικού ακουστικού ερεθίσματος. Εφαρμόζεται ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων σε κάθε εγκεφαλικό σήμα ανά εξεταζόμενο, όπου μέσα από την κατανομή ενέργειας κυματιδίων στο επίπεδο χρόνου – συχνότητας (φασματογράφημα κυματιδίων) προσπαθούμε να πάρουμε στοιχεία για κύρια χαρακτηριστικά του εγκεφαλογραφικού σήματος, όπως είναι φασματικές συνιστώσες και βασικές κορυφώσεις σε σχέση με το χρόνο των προκλητών δυναμικών. Εξετάζεται αναλυτικότερα το συστατικό P_{300} , της κορύφωσης, δηλαδή, του μετρούμενου δυναμικού που παρουσιάζεται περίπου 240-500 msec μετά τη στιγμή που παρουσιάζεται το ερέθισμα. Εντοπίζονται και καταγράφονται για όλους τους εξεταζόμενους στοιχεία που αφορούν στο στοιχείο P_{300} του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (latency, amplitude), προκειμένου να εξετάσουμε εάν επαληθεύονται μελέτες που θέλουν τους ασθενείς Alzheimer να έχουν καθυστερημένη απόκριση στο ερέθισμα. Ακόμη, γίνεται μελέτη της δραστηριότητας του άλφα ρυθμού (8-13 Hz) πριν το ερέθισμα για όλους τους εξεταζόμενους. Ο λόγος είναι ότι έρευνες στο παρελθόν έχουν δείξει πως ο άλφα ρυθμός επηρεάζει τις διάφορες συνιστώσες του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος που προκαλούνται μετά από κάποιο εξωτερικό ερέθισμα. Στη συνέχεια, μέσα από την εφαρμογή του αντίστροφου μετασχηματισμού κυματιδίων επιχειρούμε να ανακατασκευάσουμε το αρχικό σήμα. Αναλύοντας το σήμα που προκύπτει από την αντιστροφή, διατηρώντας συγκεκριμένα στοιχεία του φασματογραφήματος (significant regions) και έχοντας μειώσει στο ελάχιστο τον θόρυβο ο οποίος προέκυψε κατά την καταγραφή, προσπαθούμε να οδηγηθούμε σε πιο σαφή συμπεράσματα τα οποία έχουν να κάνουν με τη διαφοροποίηση των υγιών από τους ασθενείς εξεταζόμενους.

Αρχικά, στο κεφάλαιο 2, γίνεται περιγραφή της νόσου Alzheimer, παρουσίαση των συμπτωμάτων της νόσου, των αιτιών που οδηγούν στην εμφάνιση αυτής, ενώ γίνεται λόγος για την φυσική εξέλιξη αυτού του τύπου άνοιας, καθώς και για τεχνικές μέσα από τις

οποίες μπορεί να διαγνωστεί.

Στο κεφάλαιο 3 παρουσιάζονται τόσο η φύση των βιολογικών σημάτων όσο και οι χρησιμοποιούμενες τεχνικές για την καταγραφή τους.. Η μελέτη εστιάζεται στο εγκεφαλογράφημα, όπου αναπτύσσονται τα κύρια χαρακτηριστικά του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος, όπως οι φασματικές συνιστώσες και οι βασικές κορυφώσεις σε σχέση με το χρόνο των προκλητών δυναμικών. Επίσης εξηγούνται τεχνικές αποθορυβοποίησης των σημάτων με σκοπό την απομόνωση των προκλητών δυναμικών.

Ακολούθως, στο τέταρτο κεφάλαιο περιγράφονται οι μέθοδοι αναπαράστασης σήματος στο επίπεδο χρόνου-συχνότητας. Γίνεται μία εισαγωγή στη θεωρία κυματιδίων, ενώ επιλέγεται ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων ανάμεσα σε άλλους μετασχηματισμούς κυματιδίων για την ανάλυση των δεδομένων μας.

Στο πέμπτο κεφάλαιο γίνεται ανάπτυξη του θεωρητικού και μαθηματικού υπόβαθρου της μεθόδου επεξεργασίας των wavelets. Παρουσιάζονται τα είδη του μετασχηματισμού των κυματιδίων, ενώ η ανάλυση εστιάζεται περισσότερο στον συνεχή μετασχηματισμό κυματιδίων ο οποίος χρησιμοποιείται στην παρούσα εργασία.

Εν συνεχεία, στο 6^ο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής της συγκεκριμένης μεθόδου αλλά και του αντίστροφου μετασχηματισμού κυματιδίων στα πειραματικά δεδομένα που αφορούν στο σήμα των προκλητών δυναμικών, δηλαδή της ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας που συμβαδίζει χρονικά με την επίδραση ενός εξωτερικού ερεθίσματος.

Στο κεφάλαιο 7 που ακολουθεί παρουσιάζονται συνοπτικά τα συμπεράσματα της παρούσας μελέτης, όπου επιβεβαιώνονται μελέτες που καταλήγουν στο γεγονός ότι το συστατικό P_{300} είναι άμεσα συνδεδεμένο με την μνήμη, μιας και υπάρχει σαφής διαφοροποίηση στον χρόνο απόκρισης στο εξωτερικό ερέθισμα ανάμεσα σε υγιείς και ασθενείς εξεταζόμενους.

Τέλος στο τελευταίο κεφάλαιο προτείνεται μια σειρά από προεκτάσεις για μελλοντική δουλειά.

Στο παράρτημα γίνεται μία βιβλιογραφική παρουσίαση διάφορων εφαρμογών wavelet στην εγκεφαλογραφία, όπου παρουσιάζονται συμπεράσματα από μελέτες των τελευταίων ετών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΝΟΣΟΣ ALZHEIMER

2.1 Εισαγωγή

Η άνοια είναι ένα κλινικό σύνδρομο που οφείλεται σε τουλάχιστον 100 αίτια και ορίζεται ως σοβαρή διαταραχή των ανώτερων νοητικών λειτουργιών, με αποτέλεσμα να δημιουργείται αρχικά διαταραχή στην επαγγελματική και κοινωνική δραστηριότητα του ασθενούς και στη συνέχεια αδυναμία ακόμη και στην αυτοεξυπηρέτηση του. Οι ασθενείς με αυτό το σύνδρομο παρουσιάζουν διαταραχές μνήμης, λόγου, οπτικο-χωρικές δυσκολίες καθώς επίσης προβλήματα στις αριθμητικές πράξεις, στη συγκέντρωση και στην αφαιρετική ικανότητα. Το επίπεδο της συνείδησης παραμένει ανέπαφο μέχρι και τα τελικά στάδια του συνδρόμου. Δεν υπάρχει κλινική και νευροπαθολογική διαφορά μεταξύ της γεροντικής (>65 ετών) και της προγεροντικής άνοιας (<65 ετών).

Σύμφωνα με την πρόσφατη επιστημονική γνώση, η πιο συχνή αιτία άνοιας είναι η σταδιακή εκφύλιση των κυττάρων του εγκεφάλου που επιτελούν τη λειτουργία της μνήμης και τις άλλες νοητικές λειτουργίες. Τα συμπτώματα της άνοιας περιλαμβάνουν μια σταδιακή και αργή επιδείνωση της ικανότητας του ατόμου να λειτουργεί, που δε διορθώνεται.

Η νόσος του Αλτσχάιμερ παρατηρείται σε περισσότερες από τις μισές περιπτώσεις άνοιας. Είναι μια εκφυλιστική νόσος, η οποία αργά και προοδευτικά καταστρέφει εγκεφαλικά κύτταρα. Ο εκφυλισμός ξεκινά από την περιοχή του κροταφικού λοβού, επεκτείνεται προς τον βρεγματικό και στην συνέχεια προς τον μετωπιαίο λοβό, ενώ σταδιακά καταστρέφονται τα νευρικά κύτταρα και οι συνδέσεις μεταξύ τους. Η νόσος προσβάλλει τη μνήμη και τη νοητική λειτουργία (π.χ., σκέψη, ομιλία κ.λπ.), αλλά μπορεί επίσης να οδηγήσει και σε άλλα προβλήματα, όπως σε σύγχυση, αλλαγές στη διάθεση και αποπροσανατολισμό σε χρόνο και χώρο. Αντιθέτως, οι κινητικές ικανότητες του ασθενούς

διατηρούνται. Δεν αφορά σε μία μολυσματική νόσο, ούτε σε μεταδοτική. Πρόκειται για μία ανίατη νόσο η οποία προκαλεί μία γενική αποδιοργάνωση στην υγεία, αφού προσβάλλονται όλες οι εγκεφαλικές νοητικές λειτουργίες ,ενώ η προσωπικότητα του ασθενούς οδηγείται σταδιακά σε πλήρη αποσύνθεση.

Πήρε το όνομά της από τον Alois Alzheimer , έναν Γερμανό νευρολόγο, ο οποίος πρώτος παρατήρησε το 1906 ανώμαλες συναθροίσεις κυττάρων στον εγκέφαλο μιας πενήντάχρονης γυναίκας, της August D, που είχε πεθάνει από μια άγνωστη νόσο του νευρικού συστήματος. Το 1907 περιέγραψε τα συμπτώματα και τα νευροπαθολογοανατομικά ευρήματα της νόσου, όπως είναι οι πλάκες και οι νευροϊνιδιακές εκφυλίσεις στον εγκέφαλο[1]. Στο παρελθόν ο όρος “νόσος Alzheimer” αναφερόταν σε μία μορφή προγεροντικής άνοιας για ασθενείς κυρίως κάτω των 65 ετών. Μετά από εκτενείς έρευνες μελετήθηκε η συσχέτιση της νόσου με τον ηλικιακό παράγοντα και αποδείχθηκε ότι προσβάλλει άτομα τόσο μεγαλύτερα όσο και μικρότερα των 65 ετών[2]. Στις μέρες μας η νόσος καλείται προγεροντική ή γεροντική άνοια τύπου Alzheimer, ανάλογα με την ηλικία του ασθενούς.

Η νόσος Αλτσχάιμερ είναι ο πιο συχνός τύπος άνοιας για τους ηλικιωμένους και αποτελεί σχεδόν το ήμισυ του συνόλου των ασθενών με τη συγκεκριμένη παθολογική κατάσταση. Περίπου 5% των ανθρώπων ηλικίας 65-74 ετών δείχνουν σημάδια της νόσου ενώ μόνο το 1% των περιπτώσεων αφορά άτομα ηλικίας κάτω των 65 ετών. Κάθε πέντε χρόνια μετά την ηλικία των 65 ετών, η πιθανότητα εμφάνισης της νόσου διπλασιάζεται. Επίσης, δεν υπάρχει ένδειξη ότι κάποια συγκεκριμένη ομάδα ανθρώπων είναι πιθανότερο να αναπτύξει τη νόσο Αλτσχάιμερ. Υπάρχουν, ωστόσο, ισχυρές ενδείξεις ότι τα άτομα με υψηλότερο μορφωτικό επίπεδο αργούν ή έχουν λιγότερες πιθανότητες να εμφανίσουν τη νόσο σε σύγκριση με τα άτομα χαμηλότερης μόρφωσης. Στη χώρα μας, το 9% των ηλικιωμένων άνω των 70 ετών πάσχουν από άνοια, ενώ το 6% πάσχουν από άνοια τύπου Alzheimer, σύμφωνα με επιδημιολογική μελέτη που έγινε πόρτα-πόρτα στην Πυλαία Θεσσαλονίκης. Ο αριθμός πασχόντων ανέρχεται στις 141.000 και αναμένεται έως το 2040 να φτάσει τους 250.000 ασθενείς.

2.2 Τα συμπτώματα της νόσου Alzheimer

Η ασθένεια χωρίζεται σε τέσσερα στάδια, με βάση συγκεκριμένες λειτουργικές εξετάσεις [3].

- **Αρχική άνοια:** Η ασθένεια ξεκινάει με αργούς ρυθμούς, περίπου 2-3 χρόνια πριν την εμφάνιση των διαγνωστικών κριτηρίων της διάγνωσης. Το κυριότερο χαρακτηριστικό της είναι η απώλεια της βραχυχρόνιας μνήμης και η συνακόλουθη αδυναμία για αφομοίωση νέων πληροφοριών. Είναι, επίσης πιθανή η εμφάνιση απάθειας, που εκδηλώνεται η δυσκολία του ατόμου να θυμηθεί ονόματα ανθρώπων και τοποθεσιών, να φέρει στο μυαλό του πρόσφατα γεγονότα και να λύσει απλά μαθηματικά προβλήματα.
- **Πρώιμη άνοια:** Κατά το στάδιο αυτό επηρεάζεται περισσότερο η μνήμη, καθώς και η ικανότητα γραφής και μάθησης, ενώ λιγότερο αλλοιώνεται η μνήμη εκτέλεσης καθημερινών διαδικασιών, όπως η χρήση του πιρουνιού, της οδοντόβουρτσας ή του χτενιού. Εκτός από τη γραφή, μπορεί να εμφανιστεί, ακόμη, συρρίκνωση του λεξιλογίου και ήπια δυσκολία στην επικοινωνία με τους ανθρώπους του περιβάλλοντος του. Στο στάδιο της πρώιμης άνοιας ο ασθενής μπορεί να ζει αυτόνομα και να χρειάζεται περιοδικά βοήθεια ή εποπτεία στην εκτέλεση περίπλοκων δραστηριοτήτων.
- **Μέτρια άνοια:** Χαρακτηρίζεται από την προοδευτική επιδείνωση της δυνατότητας ανεξαρτησίας του ασθενή. Τα προβλήματα στην ομιλία είναι εύκολα αντιληπτά, υπάρχει αδυναμία εξεύρεσης της κατάλληλης λέξης και οι εκφράσεις δεν έχουν συνοχή. Η μακροχρόνια μνήμη και η συμπεριφορά αρχίζουν πια να επηρεάζονται, σε τέτοιο σημείο ώστε ορισμένα άτομα που ήταν σε όλη τους τη ζωή ήρεμα, να παρουσιάζουν τώρα απρόβλεπτες εκρήξεις βίας και επιθετικότητας. Μπορεί ακόμη να εμφανιστεί ακράτεια ούρων και άρνηση λήψης βοήθειας από τους οικείους του, η οποία μπορεί να οδηγήσει τα μέλη της οικογένειάς του σε αναζήτηση επαγγελματικής βοήθειας ή και νοσηλείας σε νοσοκομείο.

➤ **Προχωρημένη άνοια:** Στο τελευταίο στάδιο της νόσου, η αλλαγή στη συμπεριφορά του ασθενή είναι ριζική. Η γλωσσική επικοινωνία περιορίζεται σε απλές φράσεις ή ακόμα και σε μεμονωμένες λέξεις, ενώ είναι πιθανόν ακόμη και να χαθεί εντελώς, η αυξημένη επιθετικότητα είναι συχνή, το αίσθημα εξάντλησης και η απάθεια κυριαρχούν, το άτομο με τη νόσο δεν μπορεί να εκτελέσει μόνο του ακόμη και τις πιο απλές εργασίες, ενώ συνήθως καταλήγει μόνιμα στο κρεβάτι, εξαιτίας της ατονίας του μυϊκού του συστήματος. Από το σημείο αυτό και πέρα δεν είναι απίθανη η μοιραία κατάληξη του ασθενή από πιθανές μολύνσεις, κατακλίσεις, πνευμονία ή και άλλα παθολογικά αίτια.

2.3 Τα αίτια της νόσου Alzheimer

Οι πιθανές αιτίες της νόσου είναι οι ακόλουθες:

➤ **Η ηλικία.** Η άνοια είναι ένα από τα πιο συχνά προβλήματα υγείας του ηλικιωμένου πληθυσμού. Είναι γνωστό σε όλους μας ότι ο επιπολασμός της άνοιας αυξάνεται με την ηλικία. Μάλιστα υποστηρίζεται ότι το ποσοστό διπλασιάζεται κάθε πέντε χρόνια μετά την ηλικία των 65 ετών.

Πρόσφατη ανάλυση του επιπολασμού και της επίπτωσης της ΝΑ στην Ευρώπη έδειξε ότι αυξάνεται η επίπτωση με την ηλικία των 90 ή και περισσότερο ο αριθμός των νέων ασθενών να είναι 63,5 ανά 1000 άτομα τον χρόνο.

Είναι γνωστό ότι η πλειονότητα των ασθενών έχει ηλικία μεγαλύτερη των 65 ετών. Η νόσος Alzheimer και οι άλλες άνοιες σχετίζονται με την ηλικία. Αν και έχουν περιγραφεί περιπτώσεις της νόσου Alzheimer και στις ηλικίες των 30, 40 και 50 ετών, η πλειονότητα των περιπτώσεων ασθενών παρατηρείται πάνω από την ηλικία των 65. Επομένως η ηλικία είναι ο πλέον αποδεκτός παράγοντας κινδύνου για τη νόσο Alzheimer.

➤ **Το οικογενειακό ιστορικό.** Από τις δεκαετίες του '20 και του '30 έχουν περιγραφεί οικογένειες στις οποίες αναφέρονται πολλά μέλη με νόσο Alzheimer. Στις

πρόσφατες επιδημιολογικές μελέτες, οι ερευνητές παρατήρησαν ότι οι ασθενείς με νόσο Alzheimer έχουν πιο συχνά έναν τουλάχιστον συγγενή με νόσο Alzheimer – γονέα, αδελφό, γιο ή θυγατέρα – απ’ ότι οι ηλικιωμένοι χωρίς άνοια. Οι παρατηρήσεις αυτές αποτέλεσαν τη βάση της γενετικής αποδοχής ότι ηλικιωμένοι με ιστορικό συγγενών που πάσχουν από νόσο Alzheimer διατρέχουν μεγαλύτερο κίνδυνο από τους ηλικιωμένους με ελεύθερο κληρονομικό ιστορικό. Αυτό βέβαια δε σημαίνει ότι εάν κάποιος έχει συγγενή με νόσο Alzheimer πρόκειται οπωσδήποτε να πάθει Alzheimer. Μελέτες δείχνουν ότι η γυναίκα προσβάλλεται δύο φορές συχνότερα από τον άνδρα και, αν υπάρχει κάποιος στην οικογένεια, εμφανίζεται 4 φορές μεγαλύτερος κίνδυνος να προσβληθεί κάποιος πρώτου βαθμού συγγενής.

➤ **Η Γενετική.** Πρόσφατες έρευνες στη μοριακή γενετική έδειξαν ότι αρκετά γονίδια είναι υπεύθυνα για την εμφάνιση της οικογενούς μορφής της νόσου. Μερικές οικογένειες με νόσο Alzheimer παρουσιάζουν την εικόνα μιας κληρονομούμενης νόσου. Από μελέτες σε τέτοιες οικογένειες οι ερευνητές βρήκαν περιοχές τεσσάρων χρωμοσωμάτων που σχετίζονται με τη νόσο Alzheimer, όπως είναι τα χρωμοσώματα 21, 14, 19 και 1. Αν και τα προβλήματα στα χρωμοσώματα 21 και 14 παρουσιάζονται σε μέλη σχετικά σπάνιων οικογενειών με πρώιμη έναρξη φαίνεται ότι δεν ενοχοποιούνται για τη μεγάλη πλειονότητα των ασθενών με νόσο Alzheimer που παρατηρείται σε ηλικία μεγαλύτερη των 65 ετών (όψιμη έναρξη).

Μεταλλάξεις σε οποιοδήποτε γονίδιο από τα τρία χρωμοσώματα, 1, 14 και 21, μπορεί να προκαλέσει αυτοσωματική κυρίαρχη, πρώιμης έναρξης προγεροντική νόσο Alzheimer. Τα τρία γονίδια είναι το γονίδιο της πρόδρομης πρωτεΐνης του αμυλοειδούς (Amyloid Precursor protein APP) στο χρωμόσωμα 21, το γονίδιο της προσενιλίνης 1 στο χρωμόσωμα 14 και το γονίδιο της προσενιλίνης 2 στο χρωμόσωμα 1. Μεταλλάξεις σε οποιοδήποτε σημείο αυτών των γονιδίων προκαλούν διαταραχές του μεταβολισμού της APP, έτσι ώστε να παράγεται περισσότερο Αβ 42 αμυλοειδές. Τα ένζυμα που προκαλούν τη διάσπαση της APP είναι οι α, β και γ σεκρετάσες. Η σεκρετάση α είναι καλή σεκρετάση, διότι διασπά το β-αμυλοειδές, που είναι αδιάλυτο και εναποτίθεται στο μεσοκυττάριο χώρο. Το πεπτίδιο αυτό εναποτίθεται στις πλάκες του εγκεφάλου των ασθενών. Τα δεδομένα αυτά οδηγούν στην κύρια υπόθεση για την παθογένεια της νόσου Alzheimer που είναι η “Amyloid cascade hypothesis” –η υπόθεση του αμυλοειδούς- η

οποία υποστηρίζει την υπερπαραγωγή ή την αδυναμία αποδόμησης του Αβ 42 αμυλοειδούς.

Μελέτη που ανακοινώθηκε στο Παγκόσμιο Συνέδριο των Νευροεπιστημόνων στην Αμερική τον Νοέμβριο του 2001, αναφέρει ότι οι Γερμανοί, Έλληνες και Ελβετοί ασθενείς με νόσο Alzheimer παρουσιάζουν μετάλλαξη στο γονίδιο της υδροξυλάσης της χοληστερόλης στο χρωμόσωμα 14, γεγονός που εξηγεί γιατί το 85% περίπου των ασθενών παρουσιάζουν αυξημένα επίπεδα χοληστερόλης.

➤ **Το περιβάλλον** (εκπαίδευση, ισχυρό ψυχολογικό στρες): το 80% των ασθενών ανέφεραν ότι πριν από την έναρξη των συμπτωμάτων της άνοιας πέρασαν μία μεγάλη στενοχώρια.

➤ **Νοσήματα:** εάν ελεγχθεί η υπέρταση ελαττώνεται ο κίνδυνος μέχρι 50%, ενώ εάν ελεγχθεί η υπερλιπιδαιμία ελαττώνεται ο κίνδυνος μέχρι 70%. Ενοχοποιείται επίσης ο σακχαρώδης διαβήτης, το κάπνισμα, η καρδιακή ανεπάρκεια, η έλλειψη βιταμίνης B12, ο υπερθυρεοειδισμός.

➤ **Αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο.** Υπάρχουν ενδείξεις ότι το Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο επιδεινώνει σημαντικά τις νοητικές λειτουργίες στα πρώιμα στάδια της νόσου Alzheimer.

➤ **Φάρμακα:** Τα φάρμακα είναι ένας σημαντικός αιτιολογικός παράγοντας κυρίως για το παραλήρημα αλλά και την άνοια. Αρκετοί παράγοντες μπορεί να αυξήσουν τον κίνδυνο των νοητικών διαταραχών που προκαλούνται στους ηλικιωμένους.

1. Οι διαταραχές στην ισορροπία των νευροδιαβιβαστών (π.χ στην ακετυλοχολίνη.
2. Οι μεταβολές στ φαρμακοκινητική και φαρμακοδυναμική των φαρμάκων
3. Η χρήση μεγάλων δόσεων φαρμάκων.

Σχεδόν κάθε φάρμακο μπορεί να προκαλέσει νοητικές διαταραχές σε ευαίσθητα άτομα. Ένας αριθμός από συχνά χρησιμοποιούμενα φάρμακα προκαλεί διαταραχές μνήμης με ένα ευρύ φάσμα κλινικών εκδηλώσεων, από βαριά εγκεφαλοπάθεια με παραλήρημα μέχρι, ανεπαίσθητες αντικειμενικά, μεταβολές της γνωστικής λειτουργίας. Ο κίνδυνος

διαταραχής της μνήμης αυξάνεται σε συγκεκριμένους τύπους φαρμάκων, στην πολυφαρμακία, στα ηλικιωμένα άτομα, στους ασθενείς με άνοια ή μεταβολικές ανωμαλίες. Οι μακράς δράσεως βενζοδιαζεπίνες είναι τα φάρμακα που συχνότερα προκαλούν ή επιδεινώνουν την άνοια. Φάρμακα υψηλού κινδύνου είναι επίσης τα τρικυκλικά αντικαταθλιπτικά και τα κλασικά νευροληπτικά σε υψηλή δόση. Ένας μεγάλος αριθμός φαρμάκων (μέσα στον οποίο περιλαμβάνονται κατασταλτικά, φάρμακα ενεργοποιητές ντοπαμίνης, αντιεπιληπτικά, αναστολείς υποδοχέων ισταμίνης H₂, δαλτυλίτιδα και αναλγητικά), σχετίζονται σπανιότερα με προκαλούμενη άνοια και συνιστούν μια ομάδα φαρμάκων μεσαίου-υψηλού κινδύνου. Κάποια από αυτά τα φάρμακα δεν έχουν αντιχολινεργική δράση, αλλά *in vitro* μελέτες έδειξαν ότι δεσμεύονται σε μουσκαρινικούς υποδοχείς. Επίσης, τα παλαιότερα υπερτασικά, όπως η ρεζερπίνη και η κλονιδίνη, είχαν αρνητικές επιδράσεις στις γνωστικές λειτουργίες. Η χορήγηση νέων αντιυπερτασικών, όπως τα διουρητικά, οι ανταγωνιστές ασβεστίου, οι ανταγωνιστές του μετατρεπτικού ενζύμου και οι β-αποκλειστές, προκαλεί ελάχιστες επιδράσεις. Τα νέα αντικαταθλιπτικά φάρμακα του τύπου των ανταγωνιστών της επαναπρόσληψης σεροτονίνης επίσης δεν προκαλούν νοητικές διαταραχές.

Η προκαλούμενη από φάρμακα άνοια είναι συνήθως αναστρέψιμη με τη διακοπή του ένοχου φαρμάκου. Μπορεί να προληφθεί, αποφεύγοντας την πολυφαρμακία και επιμένοντας στην αρχή «ξεκίνα αργά και συνέχισε αργά». Μπορεί να προληφθεί επίσης με την αποφυγή φαρμάκων που είναι γνωστό ότι προκαλούν διαταραχές μνήμης και με προσεκτική χρήση ψυχοτρόπων φαρμάκων στα ηλικιωμένα άτομα.

2.4 Εξέλιξη της νόσου Alzheimer

Η φυσική πορεία της νόσου Αλτσχάιμερ οδηγεί τελικά τους ασθενείς στον θάνατο. Η εκφύλιση του εγκεφάλου αρχικά περιορίζεται σε δομές που σχετίζονται με τη μνήμη και τις νοητικές λειτουργίες γενικότερα. Στη συνέχεια όμως επεκτείνεται σταθερά σε ευρύτερες περιοχές του εγκεφάλου επηρεάζοντας σταδιακά όλες τις λειτουργίες και τα

συστήματα του σώματος. Η πιο συχνή αιτία θανάτου των ανοϊκών ασθενών είναι οι λοιμώξεις μια που, καθώς η νόσος εξελίσσεται, το ανοσολογικό σύστημα όπως και ο οργανισμός συνολικά είναι αποδυναμωμένα.

2.5 Διάγνωση, πρόγνωση και θεραπεία της νόσου Alzheimer

Η έγκαιρη διάγνωση της νόσου είναι κεφαλαιώδους σημασίας, τόσο για την πορεία της υγείας του ασθενή και την καλύτερη αντιμετώπιση των συμπτωμάτων, όσο και τον μελλοντικό προγραμματισμό της ζωής ολόκληρης της οικογένειάς του. Οι επιστήμονες προσπαθούν να κατανοήσουν κάθε πλευρά της νόσου Αλτσχάιμερ, μελετώντας τη σχέση της με γονίδια, με τη διαδικασία μάθησης, με τη διατροφή, καθώς και πολλούς άλλους περιβαλλοντικούς παράγοντες.

Η ασθένεια του Αλτσχάιμερ εντοπίζεται συνήθως κλινικά από το ιστορικό του ασθενή, την παράλληλη ιστορία από τους συγγενείς και τις κλινικές παρατηρήσεις, βασισμένες στην παρουσία νευρολογικών και νευροψυχολογικών χαρακτηριστικών και της απουσίας εναλλακτικών διαγνώσεων.

Η διάγνωση της νόσου γίνεται με αποκλεισμό άλλων εγκεφαλικών παθήσεων ή υποκατηγοριών της άνοιας. Καταλυτικό ρόλο έπαιξε η εξέλιξη ιατρικών τεχνικών, όπου οι απεικονιστικές τεχνικές εξελίχθηκαν από την απλή αξονική και μαγνητική τομογραφία, στην τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET-Positron Emission Tomography) και την ενιαία υπολογιστική τομογραφία εκπομπής φωτονίων (SPECT-Single Photon Emission Computed Tomography), που άνοιξαν νέους ορίζοντες στη διάγνωση της νόσου. Η μαγνητική τομογραφία μπορεί να συμβάλλει στην διάγνωση της νόσου με την εξέταση του όγκου του ιππόκαμπου αλλά και με την εκτίμηση της συμμετοχής των ισχαιμικών βλαβών στην διαδικασία της άνοιας. Από την άλλη, μέσω της εξέτασης PET, στην οποία απεικονίζονται οι γεροντικές πλάκες που περιέγραψε ο Αλτσχάιμερ, θα μπορούμε στο άμεσο μέλλον να γνωρίζουμε ποιοι από μας θα εξελιχθούν σε ασθενείς,

Επίσης , οι ιατρικές οργανώσεις έχουν δημιουργήσει διαγνωστικά κριτήρια διεθνώς αναγνωρισμένα (NINCDS-ADRDA(National Institute of Neurological and Communicative Disorders and Stroke)), προκειμένου να διευκολύνουν και να τυποποιήσουν την διαγνωστική διαδικασία για τους εν ενεργεία πάσχοντες. Αυτά τα κριτήρια περιλαμβάνουν αξιολόγηση οκτώ γνωστικών πεδίων (γλώσσα, μνήμη, αντιληπτική ικανότητα, προσοχή, εποικοδομητικές ικανότητες, προσανατολισμός, επίλυση προβλημάτων και λειτουργικές ικανότητες). Παρόμοια κριτήρια καθορίζει και η Αμερικανική Ψυχιατρική Εταιρεία (DSM-IV-TR(Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders fourth edition Text Revision)), όπου, για παράδειγμα, ζητείται από τους ασθενείς να αντιγράψουν πολυγωνικά σχήματα, να θυμούνται λέξεις, να διαβάζουν ή να κάνουν απλές μαθηματικές πράξεις.

Για την πρόληψη της ασθένειας μελέτες παγκοσμίως έχουν καταλήξει σε συχνά ασυμβίβαστα αποτελέσματα για την αποτροπή ή την καθυστέρηση της. Αυτή τη στιγμή δε φαίνεται να υπάρχει κανένα οριστικό στοιχείο για να υποστηριχθεί η πεποίθηση ότι οποιοδήποτε μέτρο είναι αποτελεσματικό στην παρεμπόδιση της. Εντούτοις, οι επιδημιολογικές μελέτες έχουν επισημάνει ορισμένους παράγοντες όπως η διατροφή, τα φαρμακευτικά προϊόντα, η διανοητική δραστηριότητα, είναι μεταξύ άλλων παράγοντες οι οποίοι μπορούν να μειώσουν την πιθανότητα ενός πληθυσμού για την ανάπτυξη της νόσου. Είναι πολύ σημαντικό να ανιχνευτεί η ασθένεια σε ένα αρχικό στάδιο επειδή δεν υπάρχει θεραπεία σήμερα που να προσφέρει ίαση. Για ορισμένους ασθενείς στα πρώτα ή στα μεσαία στάδια της νόσου , υπάρχουν φάρμακα τα οποία μπορούν να βοηθήσουν τα γωνιακά συμπτώματα. Δυστυχώς όμως και στην περίπτωση αυτή δεν υπάρχει καταπολέμηση της νόσου αυτής καθαυτής, αλλά μόνο των συμπτωμάτων που την συνοδεύουν. Σήμερα χρησιμοποιούμε τέσσερα φάρμακα για την αντιμετώπιση της νόσου, τα οποία έχουν εγκριθεί από τους διεθνείς οργανισμούς φαρμάκων. Τα φάρμακα αυτά είναι η donepezil, η rivastigmine, η galantamine και η memantine και αποσκοπούν κυρίως στην καθυστέρηση της εξέλιξης της νόσου. Με την χρήση των φαρμάκων αυτών , αλλά και ασκήσεων εξάσκησης του εγκεφάλου που χορηγούνται στους ασθενείς, παρατείνεται η εκδήλωση και η εξέλιξη της νόσου και κατά συνέπεια η ποιότητα και η διάρκεια ζωής.

Σε όλο τον κόσμο διενεργούνται έρευνες προκειμένου να κατανοηθεί ο μηχανισμός δημιουργίας της νόσου Αλτσχάιμερ. Ανάμεσα στις κλινικές διαγνωστικές μεθόδους για την διάγνωση της ασθένειας είναι και η ανάλυση του εγκεφαλογραφήματος. Μέσα από την ανάλυση αυτή μπορούν να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα για την κατάσταση και την λειτουργία του εγκεφάλου, αλλά και για την εξέλιξη του εκφυλισμού. Τα αποτελέσματα της ανάλυσης αυτής μπορούν να βοηθήσουν σημαντικά στην έρευνα, αλλά και να οδηγήσουν σταδιακά στην αντιμετώπιση της ασθένειας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ

3.1 Βιολογικά σήματα

Σήμα είναι το αποτέλεσμα μέτρησης ενός φυσικού μεγέθους το οποίο μεταφέρει πληροφορία. Αντίστοιχα, βιολογικά σήματα ή βιοσήματα είναι τα σήματα που χρησιμοποιούνται στον τομέα της βιοϊατρικής τεχνολογίας και προκύπτουν ως έξοδοι διεργασιών από βιολογικά συστήματα. Τα σήματα αυτά δίνουν χρήσιμες πληροφορίες για την κατανόηση της λειτουργίας αλλά και των παθοφυσιολογικών μηχανισμών ενός φυσιολογικού συστήματος.

Τα βιολογικά σήματα μπορούν να χωριστούν στις εξής κατηγορίες:

- **Βιοχημικά σήματα:** περιέχουν πληροφορίες για τα επίπεδα και τις μεταβολές των διαφόρων χημικών ουσιών στο σώμα και προκύπτουν από χημικές διεργασίες όπως είναι οι πιέσεις των αερίων αίματος PO_2 και PCO_2 .
- **Βιοηλεκτρικά σήματα:** προκύπτουν από την ηλεκτροχημική δραστηριότητα μυϊκών ή νευρικών κυττάρων, όπως η εκπόλωση μιας νευρικής ή μυϊκής μεμβράνης.
- **Βιοακουστικά σήματα:** αποτελούν ένα πρόσθετο υποσύνολο βιομηχανικών σημάτων, τα οποία περιλαμβάνουν δόνηση(κίνηση) και τα οποία παράγουν ακουστικό θόρυβο, όπως για παράδειγμα η ροή του αίματος μέσα στην βαλβίδα στην καρδιά.
- **Βιοοπτικά σήματα:** Παράγονται από τις οπτικές ιδιότητες των βιολογικών συστημάτων, όπως για παράδειγμα πληροφορίες για την υγεία ενός εμβρύου μπορούν να ληφθούν με τη μέτρηση των χαρακτηριστικών φθορισμού του αμνιακού υγρού.
- **Εμβιομηχανικά σήματα:** Αποτελούν σήματα που παράγονται από μηχανικές λειτουργίες των βιολογικών συστημάτων που περιλαμβάνουν κίνηση, μετατόπιση, ένταση,

δύναμη, πίεση και ροή, όπως για παράδειγμα, η πίεση αίματος είναι μία μέτρηση δύναμης που το αίμα ασκεί στα τοιχώματα των αγγείων.

➤ **Βιομαγνητικά σήματα:** Προκύπτουν από μαγνητικά πεδία που παράγονται από διάφορα όργανα όπως η καρδιά, ο εγκέφαλος, οι πνεύμονες και άλλα.

Πέρα από τον παραπάνω διαχωρισμό, όμως, τα βιοσήματα μπορούν να διαχωριστούν σε συνεχή και διακριτά όταν η κυματομορφή είναι συνεχής ή διακριτή συνάρτηση του χρόνου. Σε αιτιοκρατικά και στοχαστικά όταν η τιμή ενός σήματος σε μία συγκεκριμένη χρονική στιγμή είναι πλήρως καθορισμένη και προκύπτει από κάποιο μαθηματικό τύπο ή η τιμή αυτή προκύπτει βάσει πιθανοτικών κριτηρίων. Συνήθως, τα πραγματικά σήματα δεν είναι ποτέ αιτιοκρατικά. Τέλος, ένας ακόμη διαχωρισμός ανάμεσα στα βιοσήματα είναι σε περιοδικά και μη περιοδικά. Τα περιοδικά σήματα είναι της μορφής

$$x(t) = x(t + nT),$$

όπου T είναι η περίοδος του σήματος.

Τα πιο συνήθη βιοσήματα τα οποία χρησιμοποιούνται ευρέως κλινικά είναι [4] :

Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG), το οποίο καταγράφει ηλεκτρικά δυναμικά τα οποία παράγονται από την λειτουργία της καρδιάς. Για την πραγματοποίηση του χρησιμοποιούνται επιφανειακά ηλεκτρόδια τα οποία τοποθετούνται στα άκρα και στο στήθος, προκειμένου να ανιχνευθούν ή να προληφθούν καρδιακά επεισόδια όπως είναι το έμφραγμα, η ισχαιμία κλπ[5].

Ηλεκτρονευρογράφημα (ENG), το οποίο παράγεται διαμέσου των ηλεκτρικών σημάτων τα οποία παρατηρούνται κατά την διάδοση δυναμικού δράσης (action potential) κατά μήκος μίας νευρικής ίνας ως απόκριση σε κάποιο ερέθισμα. Πραγματοποιείται κυρίως για την μέτρηση της ταχύτητας διάδοσης κατά μήκος της ίνας [6].

Ηλεκτρογαστρογράφημα (EGG), όπου αντανakλάται η ηλεκτρική δραστηριότητα του στομαχιού, και περιέχει τα ρυθμικά κύματα αποπόλωσης και επαναπόλωσης των μυϊκών του κυττάρων.

Ηλεκτρομυογράφημα (EMG), στο οποίο καταγράφεται το ηλεκτρικό δυναμικό ενός μυός όταν διεγείρεται για συστολή[5]. Χρησιμοποιείται για την μελέτη της μυϊκής λειτουργίας και συναρμογής, για την εξακρίβωση του τρόπου εκτέλεσης κινήσεων των

διαφόρων μερών του σώματος, αλλά και για την μελέτη προκλητών παραμορφώσεων ή την μεταβολή του όγκου μυών όπως είναι το στομάχι.

Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG), το οποίο στηρίζεται στην καταγραφή των διαφορών δυναμικού οι οποίες παρουσιάζονται σε σημεία της εξωτερικής δερματικής επιφάνειας του ανθρώπινου κεφαλιού, και στο οποίο θα γίνει εκτενέστερη αναφορά παρακάτω.

Εκτός από τα βιοσήματα, τα οποία μπορούν να παράσχουν χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με την κατανόηση της λειτουργίας ενός οργανισμού υπάρχει και μία σειρά από απεικονιστικές μέθοδοι, μέσα από τις οποίες μπορεί να πραγματοποιηθεί πρόγνωση η διάγνωση πολλών ασθενειών σε πρώιμο στάδιο, βοηθώντας με αυτό τον τρόπο την αντιμετώπιση τους. Απεικόνιση ονομάζουμε την λήψη και αξιολόγηση εικόνων των εσωτερικών και εξωτερικών οργάνων του ανθρώπου που λαμβάνονται με ειδικά μηχανήματα τα οποία χρησιμοποιούν διαφορετικές μορφές ενέργειας (ακτίνες X, ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, ακτίνες γ). Η απεικόνιση δεν αποτελεί θεραπεία αλλά βοηθάει στη διάγνωση σημαντικών ασθενειών όπως είναι ο καρκίνος, η νόσος Alzheimer και άλλες.

Οι κυριότερες μέθοδοι απεικόνισης είναι:

- **Απλή ακτινογραφία (X-ray)**, η οποία αποτελεί βασική ακτινολογική μέθοδο που φωτογραφίζει τα οστά και τα εσωτερικά όργανα του ανθρώπου. Πρόκειται για το απεικονιστικό αποτέλεσμα μετά από έκθεση του οργανισμού σε ακτινοβολία X. Αποτελεί απλή, ασφαλή, ανώδυνη, μη επεμβατική και γρήγορη διαδικασία που χρησιμοποιείται στον προεγχειρητικό έλεγχο (πριν το χειρουργείο), καθώς και στην αναγνώριση πλήθους νόσων της καρδιάς, των πνευμόνων και των οστών.
- **Υπερηχογράφημα (Ultrasonography, U/S)**. Η τεχνική αυτή βασίζεται στην ιδιότητα των υπερήχων (ήχοι με συχνότητες υψηλότερες από αυτές που μπορεί να ακούσει ο άνθρωπος) να ανακλώνται. Η τεχνική απεικονίζει όργανα συμπαγή όπως το ήπαρ ή περιέχοντα υγρό όπως η ουροδόχος κύστη και δεν είναι ιδιαίτερα ευκρινείς για δομές όπως τα οστά ή οι πνεύμονες που είναι γεμάτοι αέρα. Έχει την δυνατότητα να ανιχνεύει όγκους, να κατευθύνει την διενέργεια βιοψιών, να δείχνει μεταβολές στη δομή εσωτερικών οργάνων ή ακόμα πολλές φορές και να θεραπεύει

όπως στην περίπτωση λίθων του ουροποιητικού συστήματος (λιθοτριψία). Αποτελεί εύκολη, ανώδυνη, ανέξοδη τεχνική χωρίς τη χρήση επιβλαβούς ακτινοβολίας.

- **Αξονική ή υπολογιστική τομογραφία (Computed axial tomography, CT/CAT).** Αποτελεί τεχνική που χρησιμοποιεί ακτίνες X για να παράγει λεπτομερείς εικόνες των οργάνων στο εσωτερικό του σώματος. Ο αξονικός τομογράφος στέλνει κύματα ακτινοβολίας X στην περιοχή του σώματος που μας ενδιαφέρει για κλάσματα δευτερολέπτου και παίρνει εικόνες λεπτών τομών («φέτες») από όργανα ή ολόκληρα διαμερίσματα του σώματος. Η αξονική τομογραφία του θώρακος παράγει λεπτομερείς εικόνες των πνευμόνων, του εγκεφάλου, του ήπατος, του παγκρέατος, των επινεφριδίων, των οστών και άλλων οργάνων. Εκτιμά την ύπαρξη και την έκταση όγκων, φλεγμονών και άλλων μεταβολών των εσωτερικών οργάνων.
- **Ελικοειδής αξονική τομογραφία (Spiral Computed Tomography).** Χρησιμοποιείται για την έγκαιρη ανίχνευση πολύ μικρών όγκων (ελικοειδής σάρωση με χαμηλή δόση ακτινοβολίας). Λαμβάνει συνεχείς εικόνες του σώματος με ταχεία ελικοειδή κίνηση έτσι ώστε να μην υπάρχουν κενά ανάμεσα στις λήψεις.
- **Μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging, MRI).** Παράγει υψηλής ευκρίνειας δισδιάστατες και τρισδιάστατες εικόνες λεπτών τομών. Σε αντίθεση με την αξονική τομογραφία δεν χρησιμοποιεί ακτινοβολία X αλλά ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο. Διαφορετικοί ιστοί (συμπεριλαμβανομένων των όγκων) εκπέμπουν περισσότερο ή λιγότερο ισχυρά σήματα αναλόγως της χημικής τους δομής. Δεν εκθέτει τον οργανισμό σε ακτινοβολία.
- **Τομογραφία με εκπομπή ποζιτρονίων (Positron Emission Tomography, PET).** Αποτελεί διαγνωστική εξέταση που βασίζεται στην ανίχνευση ακτινοβολίας από την εκπομπή ποζιτρονίων. Τα ποζιτρόνια είναι μικρά σωματίδια που εκπέμπονται από μία ραδιενεργό ουσία η οποία χορηγείται στον ασθενή. Χρησιμοποιείται συνήθως για την ανίχνευση όγκων και για τον προσδιορισμό της έκτασης τους καθώς και για τον έλεγχο της αποτελεσματικότητας της αντινεοπλαστικής

θεραπείας μέσα από τον χαρακτηρισμό βιοχημικών αλλαγών (κυρίως του μεταβολισμού της γλυκόζης) του όγκου. Ανιχνεύει την ύπαρξη καρκίνου, ελέγχει την αιματική ροή και βλέπει το πώς λειτουργούν τα όργανα. Με τον συνδυασμό της αξονικής τομογραφίας και PET (PET/CT) μπορούμε να διακρίνουμε τους φυσιολογικούς από τους μη φυσιολογικούς ιστούς. Η τεχνική είναι πιο ακριβής στην ανίχνευση μεγαλύτερων από 2 εκ. και πιο επιθετικών όγκων.

- **Υπολογιστική τομογραφία εκπομπής απλών φωτονίων (Single photon emission computed tomography, SPECT).** Χρησιμοποιούνται ραδιενεργοί ανιχνευτές και ένα σύστημα σάρωσης δεδομένων που μεταφέρονται στον υπολογιστή για το σχηματισμό δισδιάστατων και τρισδιάστατων εικόνων. Οι ανιχνευτές εδώ όμως περιέχουν αντισώματα που προσκολλώνται στα καρκινικά κύτταρα.
- **Σπινθηρογράφημα οστών (Bone scan).** Το σπινθηρογράφημα οστών αποτελεί εξέταση που ανιχνεύει περιοχές έντονης ανάπτυξης ή καταστροφής οστού, όπως για παράδειγμα φλεγμονές, τραύματα και μεταστάσεις από κακοήθειες. Συχνά ανιχνεύει το πρόβλημα μήνες νωρίτερα από την απλή ακτινογραφία. Ένας ραδιενεργός ανιχνευτής χορηγείται ενδοφλεβίως στον ασθενή και κατανέμεται μέσω των αγγείων στα οστά. Αν και το σπινθηρογράφημα οστών ανιχνεύει διαταραχές του μεταβολισμού με μεγάλη ευαισθησία, δεν διαχωρίζει την αιτία των διαταραχών. Η εξέταση είναι σχετικά ασφαλής με μικρή έκθεση στην ακτινοβολία.

3.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG)

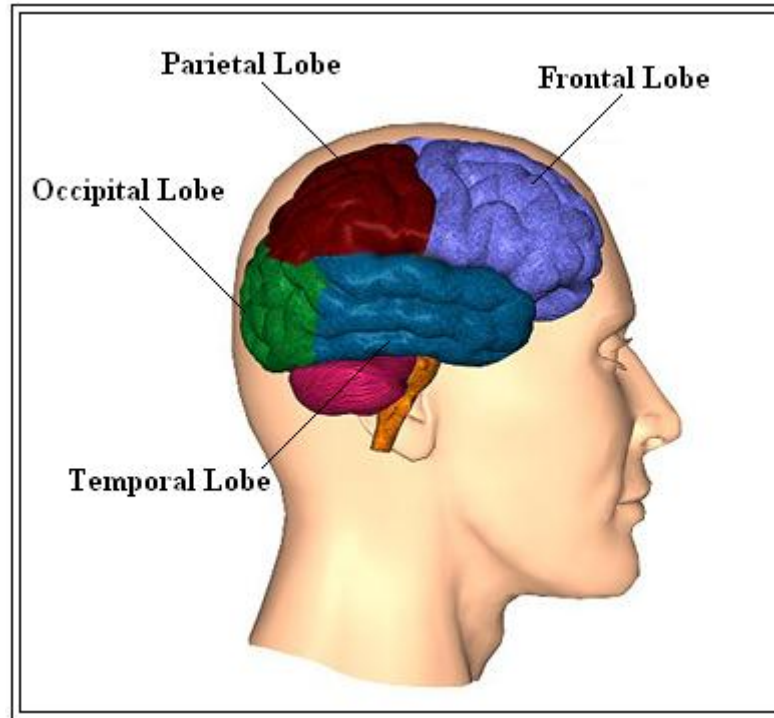
Η πρώτη εμπειριστατωμένη καταγραφή για τη μέτρηση διαφορών δυναμικού από την εξωτερική επιφάνεια του ανθρώπινου κεφαλιού προέρχεται από τον Hans Berger το 1929, γεγονός το οποίο οριοθετεί την έναρξη της μελέτης των λειτουργιών του εγκεφάλου μέσω του Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (ΗΕΓ). Το ΗΕΓ στηρίζεται στην καταγραφή των διαφορών δυναμικού, οι οποίες παρουσιάζονται σε σημεία της εξωτερικής δερματικής επιφάνειας του ανθρώπινου κεφαλιού. Τα δυναμικά αυτά αντιστοιχούν σε ηλεκτρικά δυναμικά στο εσωτερικό του εγκεφάλου κατά την διάρκεια της λειτουργίας του.

Ο τρόπος με την οποίο τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στον εγκέφαλο δεν είναι δεσμευτικός. Ωστόσο υπάρχουν κάποια πρότυπα που οι κλινικοί επιστήμονες έχουν ως αναφορά. Η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος είναι το σύστημα 10-20, το οποίο έχει καθιερωθεί από την AES και αποτελεί διεθνές πρότυπο. Η ονομασία του συστήματος αυτού οφείλεται στην επιλογή του 20% της αποστάσεως των δύο αυτιών ως την απόσταση ανάμεσα σε δύο οποιαδήποτε ηλεκτρόδια, και στην επιλογή του 10% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση από το αυτί στο κοντινότερο προς αυτό ηλεκτρόδιο του. Ακόμη, απαγωγές τοποθετούνται στους λοβούς των αυτιών. Ο λόγος που χρησιμοποιούνται οι συγκεκριμένες απαγωγές είναι διότι τα μετρούμενα Προκλητά Δυναμικά σε ένα σημείο της δερματικής επιφάνειας του κρανίου υπολογίζονται ως η διαφορά δυναμικού ανάμεσα στο σημείο αυτό και των λοβών, τα οποία εξαιτίας του γεγονότος ότι διαπερνιούνται από μικρό αριθμό νεύρων και έχουν χαμηλή αιμάτωση, εμφανίζουν ιδιαίτερα σταθερό και χαμηλό δυναμικό. Το γεγονός ότι το σύστημα αυτό προσαρμόζεται σε διάφορες διαστάσεις κεφαλιών, το καθιστά ως το πλέον δημοφιλές σύστημα σε σχέση με άλλα πρότυπα.

Κάθε περιοχή ηλεκτροδίων περιγράφεται από ένα γράμμα το οποίο προσδιορίζει τον εκάστοτε λοβό, μαζί με έναν αριθμό(1 έως 10) ή γράμμα προκειμένου να προσδιορισθεί η ημισφαιρική θέση. Ο εγκέφαλος χωρίζεται σε δύο ημισφαίρια, το δεξί και το αριστερό. Καθένα από τα 2 ημισφαίρια αποτελείται από τέσσερις λοβούς:

- **Frontal Lobe** (μετωπιαίος λοβός)
- **Parietal Lobe** (βρεγματικός λοβός)

- Temporal Lobe (κροταφικός λοβός)
- Occipital Lobe (ινιακός λοβός)



Σχήμα 3.1: Λοβοί του εγκεφάλου [56].

Οι άρτιοι αριθμοί αντιστοιχούν σε ηλεκτρόδια που βρίσκονται στο δεξιό μέρος του κεφαλιού και οι περιττοί αριθμοί στο αριστερό μέρος του κεφαλιού, ενώ το γράμμα Z αναφέρεται στα ηλεκτρόδια τα οποία τοποθετούνται κατά μήκος της κεντρικής κάθετης γραμμής. Οι θέσεις των ηλεκτροδίων πάνω στο κεφάλι σύμφωνα με το σύστημα αυτό φαίνονται στο σχήμα:

3.2.1 Χαρακτηριστικά ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Η μελέτη του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος βασίζεται στη διάκριση, στις καταγραφές δυναμικού ως συνάρτηση του χρόνου, της ύπαρξης ή μη συγκεκριμένων κυματομορφών, των λεγόμενων ρυθμών, κύριο χαρακτηριστικό των οποίων είναι οι συχνότητες των αρμονικών από τις οποίες αποτελούνται, δηλ. το φασματικό τους περιεχόμενο. Έχουν αναγνωριστεί πέντε διακριτοί τύπου συνεχούς ρυθμικής ημιτονοειδούς εγκεφαλικής δραστηριότητας: δέλτα, θήτα, άλφα, βήτα, γάμμα. Η διάκριση μεταξύ τους γίνεται με βάση το τμήμα του φάσματος συχνοτήτων στο οποίο αυτοί εμφανίζονται και είναι προσεγγιστική, μια και δεν υπάρχει απόλυτη συμφωνία για τα όρια και το εύρος κάθε περιοχής.

➤ **δέλτα ρυθμός:** Πρόκειται για μεγάλου πλάτους (περίπου 75μV) και χαμηλής συχνότητας (≤ 4 Hz) ηλεκτρομαγνητικές ταλαντώσεις που φυσιολογικά καταγράφονται στους ενήλικες κατά τα στάδια III και IV του ύπνου, ενώ σε κατάσταση εγρήγορσης μόνο σε παιδιά ηλικίας κάτω των 13^{ov} ετών. Ο ρυθμός αυτός φαίνεται να έχει σχέση με μηχανισμούς καταστολής, είτε στην είσοδο σε φάση χαλάρωσης, είτε σε συνδυασμό με τον β ρυθμό σε φάση εγρήγορσης. Πιο συγκεκριμένα ο δέλτα ρυθμός συνιστά ένα ποσοτικό κριτήριο για τη διάκριση ανάμεσα στα στάδια του βαθύ ύπνου. Χαρακτηριστικό γεγονός για τις ταλαντώσεις δέλτα αποτελεί η ρυθμική τους επανάληψη κατά τα στάδια του ύπνου [7], εμφανίζοντας την ύπαρξη ενός επιπλέον ρυθμικού μοτίβου με συχνότητα μικρότερη από 1Hz.

➤ **θήτα ρυθμός:** Αυτός ο ρυθμός καταγράφεται στις συχνότητες 4 – 8 Hz και προκαλείται από τη συγχρονισμένη πυροδότηση πολλών νευρώνων, που εντοπίζονται στην περιοχή του ιππόκαμπου. Ο συγκεκριμένος ρυθμός υφίσταται σε κάποια στάδια του ύπνου ενώ η παρατήρηση του είναι επίσης δυνατή σε κάποιες περιπτώσεις εγκεφαλικών βλαβών ή παθολογικών καταστάσεων όπως είναι η επιληψία. Τα κύματα εγκεφαλικού ρυθμού τύπου θήτα έχουν συσχετιστεί με τις διαδικασίες διανοητικής συγκέντρωσης και βαθιάς περισυλλογής, της μνήμης, του ελαφρύ ύπνου συμπεριλαμβανομένων των ονείρων. Επίσης, ταλαντώσεις τύπου θήτα έχει αποδειχτεί ότι σχετίζονται με τον προσανατολισμό και την χωρική αντίληψη. [8]

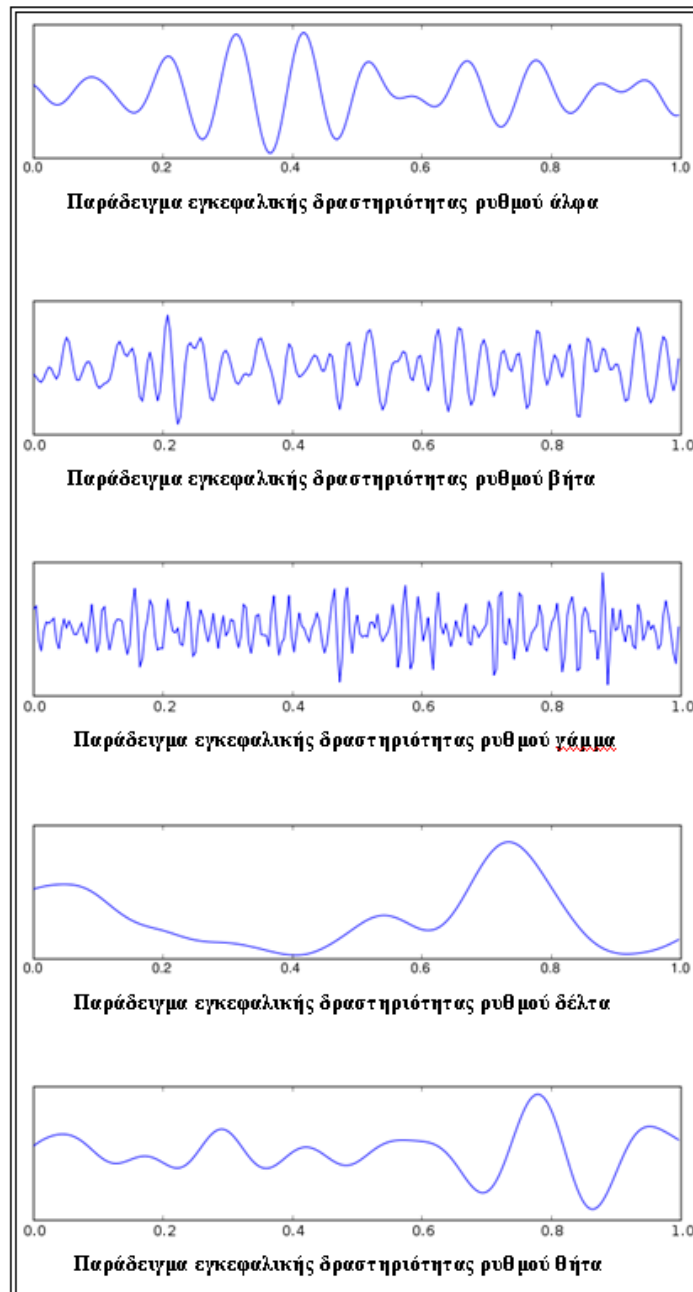
➤ **άλφα ρυθμός:** Περιλαμβάνει τις ηλεκτρομαγνητικές ταλαντώσεις που περιέχονται στη συχνοτική περιοχή 8-13 Hz. Ο ρυθμός αυτός εντοπίζεται κυρίως όταν είμαστε ξύπνιοι, σε κατάσταση χαλάρωσης. Η μείωση της δραστηριότητας άλφα έχει συσχετιστεί με αισθητηριακό ερεθισμό ή πνευματική δραστηριότητα. Έτσι, το κλείσιμο των ματιών προκαλεί αύξηση του ρυθμού άλφα, ενώ το άνοιγμα έχει σαν αποτέλεσμα τη μείωση του. Ο ρυθμός άλφα ήταν ο πρώτος που μελετήθηκε, αυτός είναι και ο λόγος που φέρει αυτή την ονομασία. Τα κύματα ρυθμού άλφα αναφέρονται επίσης σαν κύματα Berger προς τιμή του ανθρώπου που θεμελίωσε το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα.

Εκτός από την εγκεφαλική δραστηριότητα ρυθμού άλφα, έχει παρατηρηθεί κι άλλου είδους εγκεφαλική δραστηριότητα στην ίδια συχνοτική περιοχή, η οποία όμως εστιάζεται στον σωματοκινητικό φλοιό και φέρει αναφέρεται ως μ-ρυθμός. Όπως και με τον ρυθμό άλφα, ο ρυθμός μ εξασθενεί όταν υφίσταται κίνηση ή πρόθεση για κίνηση, αντιπροσωπεύοντας με αυτό τον τρόπο τις περιόδους ηρεμίας του σωματοκινητικού φλοιού. Οι ηλεκτρομαγνητικές ταλαντώσεις αυτού του ρυθμού έχουν συσχετισθεί με μία πιθανή συνεργατική ενεργοποίηση οπτικού και σωματοκινητικού φλοιού, λειτουργικό αποτέλεσμα της οποίας είναι η μετάφραση οπτικοακουστικών ερεθισμάτων σε κινήσεις [9].

➤ **βήτα ρυθμός:** Σε αυτόν τον ρυθμό περιλαμβάνεται ηλεκτρομαγνητική δραστηριότητα που καταγράφεται σε συχνότητες μεγαλύτερες από 13 Hz και μικρότερες από 30 Hz. Εμφανίζεται όταν είμαστε ξύπνιοι και σε κατάσταση φυσιολογικής εγρήγορσης και φυσιολογικά καταγράφεται κατά τη διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων του ανθρώπου. Τα πλάτη του σε διάφορες συχνοτικές περιοχές έχουν συχνά συσχετιστεί με λειτουργίες όπως είναι η νοητική συγκέντρωση, η σκέψη σε κατάσταση άγχους. Η εμφάνιση του βήτα ρυθμού μπορεί να επηρεαστεί από τη χρήση φαρμάκων αλλά και από τη χρήση φαρμάκων όπως ηρεμιστικά, υπνωτικά και άλλα.

➤ **γάμμα ρυθμός:** Η καταγραφή αυτού του ρυθμού γίνεται στις συχνότητες 30 – 80 Hz. Οι ταλαντώσεις αυτού του τύπου κυριαρχούν στον εγκέφαλο σε φάσεις λειτουργικής εγρήγορσης. Επίσης, κύματα αυτού του ρυθμού έχουν καταγραφεί κατά τη διάρκεια ορισμένων μορφών αναισθησίας αλλά και σε φάσεις φυσιολογικού, βαθύ αλλά και REM ύπνου. Η δραστηριότητα του γάμμα ρυθμού έχει συνδεθεί με την κίνηση, την εστιασμένη

εγρήγορση, την επεξεργασία πληροφοριών και την σωματοαισθητική αντίληψη και πρόβλεψη.



Σχήμα 3.3: Κυματώσεις των ρυθμών του εγκεφάλου [53].

3.3 Βιωματικά Δυναμικά

Ονομάζουμε Βιωματικά Δυναμικά τις διαφορές δυναμικού που μετρούμε, συνήθως στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού, οι οποίες προκαλούνται ως προετοιμασία ή ως απόκριση σε συγκεκριμένο γεγονός το οποίο συμβαίνει είτε στον εξωτερικό φυσικό κόσμο, είτε είναι αποτέλεσμα ενδοψυχολογικής διαδικασίας. Τα διακρίνουμε σε Προκλητά Δυναμικά όταν το ερέθισμα προέρχεται από τον εξωτερικό κόσμο, και σε Εκπεμπόμενα Δυναμικά όταν σχετίζονται με μία ψυχολογική διαδικασία. Έτσι, αφού τα Προκλητά Δυναμικά αντικατοπτρίζουν εγκεφαλική δραστηριότητα σχετιζόμενη με ένα εξωτερικό ερέθισμα, είναι αυτά τα οποία μπορούμε να μελετήσουμε μέσω προδιαγεγραμμένων πειραματικών διαδικασιών στο εργαστήριο.

3.3.1 Προκλητά Δυναμικά

Η μέθοδος των προκλητών δυναμικών βασίζεται στην μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου. Πιο συγκεκριμένα, πρόκειται για διαφορές δυναμικού οι οποίες καταγράφονται στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού, οι οποίες προκαλούνται ως απόκριση ή προετοιμασία σε κάποιο συγκεκριμένο γεγονός το οποίο συμβαίνει στο εξωτερικό περιβάλλον ή είναι αποτέλεσμα ενδοψυχολογικής διαδικασίας. Με την βοήθεια αυτών μπορούμε να μετρήσουμε την δραστηριότητα διαφόρων δομών του εγκεφάλου. Οι δομές υπό εξέταση κάθε φορά διαφέρουν, ανάλογα με το αντικείμενο που θα θέλαμε να εξετάσουμε. Για παράδειγμα, σε περίπτωση που θα θέλαμε να εξετάσουμε την μνήμη με τη βοήθεια των προκλητών δυναμικών, θα έπρεπε να μετρήσουμε την δραστηριότητα δομών που σχετίζονται με την μνήμη, όπως είναι αυτή του ιππόκαμπου. Τα προκλητά δυναμικά τείνουν να είναι μικρά σε πλάτος, κυμαινόμενα από 1 μVolt (ή και λιγότερο) έως λίγα μVolts , σε σχέση με τα δεκάδες μVolts του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Κατά κανόνα επικαλύπτονται τα συγκεκριμένα δυναμικά από το συμβατικό EEG και απαιτούνται κατάλληλες διαδικασίες καταγραφής ώστε να αναγνωριστούν και να αποτιμηθούν.

Το πλεονέκτημα της συγκεκριμένης νευροψυχολογικής - ηλεκτροφυσιολογικής μεθόδου σε σχέση με τις άλλες μεθόδους απεικόνισης του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος στηρίζεται στο γεγονός ότι με τα προκλητά δυναμικά καταγράφουμε την επεξεργασία του συγκεκριμένου ερεθίσματος σε εύρος χρόνου που κυμαίνεται από χιλιοστά του δευτερολέπτου (ms) έως μερικά δευτερόλεπτα. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να έχουμε μια πλήρη αξιολόγηση σε πραγματικό χρόνο για τις αλλαγές στη νευρωνική δραστηριότητα που παρατηρούνται κατά τη διάρκεια των γνωστικών διεργασιών. Τα Γνωστικά Προκλητά Δυναμικά αποτελούν μία νέα και αξιόπιστη μέθοδο για την αξιολόγηση νευρολογικών, μαθησιακών και ψυχικών διαταραχών ή/και διαταραχών της προσωπικότητας.

Τα Προκλητά Δυναμικά, ανάλογα με το είδος του εξωτερικού ερεθίσματος που τα προκαλεί διακρίνονται στις εξής κατηγορίες:

- **Οπτικά προκλητά δυναμικά:** Πρόκειται για προκλητά δυναμικά που προκαλούνται από την απόκριση σε κάποιο ερέθισμα στο οπτικό πεδίο του εξεταζόμενου και καταγράφεται στο Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Το ερέθισμα είναι ένα οπτικό σχέδιο δοκιμής παραγόμενο από υπολογιστή, που μετρά την ταχύτητα και την ποιότητα των οπτικών διαβιβάσεων των σημάτων από το μάτι, στις οπτικές περιοχές του εγκεφάλου. Ως ερεθίσματα χρησιμοποιούνται συνήθως φώτα ή σκακιέρες οι οποίες εναλλάσσονται μεταξύ λευκού και μαύρου.

Ο συγκεκριμένος τύπος προκλητών δυναμικών είναι πολύ χρήσιμα στην ανίχνευση της τύφλωσης στους ασθενείς οι οποίοι δεν μπορούν να επικοινωνήσουν, όπως τα μώρα ή τα ζώα. Σε περίπτωση που η επαναλαμβανόμενη κίνηση του οπτικού πεδίου δεν επιφέρει κάποια αλλαγή στο Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, τότε υπάρχει μεγάλη πιθανότητα ο εγκέφαλος του εξεταζόμενου να μην λαμβάνει σήματα από τα μάτια του.

- **Ακουστικά προκλητά δυναμικά:** Πρόκειται για δυναμικά που προκαλούνται ως απόκριση του εγκεφάλου σε κάποιο ηχητικό ερέθισμα. Αυτό το ερέθισμα μπορεί να είναι ένας ευδιάκριτος ήχος ο οποίος εξετάζει την ακεραιότητα της υγιούς αίσθησης της ακοής, από τα αυτιά στον ισθμό του εγκεφάλου.

- **Σωματοαισθητηριακά προκλητά δυναμικά:** Είναι δυναμικά τα οποία καταγράφονται κατά την αντίδραση των περιφερικών νεύρων σε κάποιο περιφερικό ερέθισμα. Το ηλεκτρικό αυτό ερέθισμα παράγεται από ένα ηλεκτρόδιο το οποίο τοποθετείται σε ένα από τα άκρα του εξεταζόμενου, ενώ στην συνέχεια καταγράφεται από το κρανίο του ασθενή. Αυτού του είδους τα προκλητά δυναμικά χρησιμοποιούνται προκειμένου να μετρηθεί η ταχύτητα και η ποιότητα των αισθητήριων διαβιβάσεων από το νεύρο, μέσω του νωτιαίου μυελού, και στις αισθητήριες περιοχές του εγκεφάλου.

Επίσης, τα προκλητά δυναμικά διαχωρίζονται σε **ενδογενή** και **εξωγενή**, ανάλογα με το πώς σχετίζονται με το εξωτερικό ερέθισμα.

Τα **ενδογενή** προκλητά δυναμικά έχουν σχετικά μεγάλο λανθάνοντα χρόνο (από 100msec μέχρι λίγα sec). Ο λανθάνων χρόνος και το εύρος τους δεν εξαρτώνται από τις φυσικές ιδιότητες των ερεθισμάτων, ενώ παράγονται όταν ζητείται από τον εξεταζόμενο να διακρίνει ένα ερέθισμα από ένα πλήθος άλλων ερεθισμάτων. Η έκλυση τους εξαρτάται από την εκλεκτική προσοχή του εξεταζόμενου προς το ερέθισμα-στόχο, αλλά και από την ψυχολογική κατάσταση του εξεταζόμενου, καθώς σχετίζονται με διάφορα στάδια νοητικής επεξεργασίας των εξωτερικών ερεθισμάτων στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα. Ακόμη, μεταβάλλονται εάν το ερέθισμα είναι γνωστό ή άγνωστο, αν προκαλεί δυσφορία ή ευχαρίστηση, αν είναι ενδιαφέρον ή αδιάφορο κ.ο.κ. Ονομάζονται γνωστικά προκλητά δυναμικά γιατί με την βοήθεια τους αξιολογούνται οι ανώτερες γνωστικές λειτουργίες του ατόμου.

Τα **εξωγενή** προκλητά χαρακτηρίζονται από βραχύ λανθάνοντα χρόνο (μικρότερο ή ίσο με 100msec), ενώ το πλάτος και ο λανθάνων χρόνος τους εξαρτάται από τις φυσικές ιδιότητες του ερεθίσματος (ένταση, συχνότητα) και είναι ανεξάρτητα από το επίπεδο συνειδήσεως και την ψυχολογική κατάσταση του εξεταζόμενου.

Η μελέτη των προκλητών δυναμικών γίνεται πάνω σε κάποια συγκεκριμένα συστατικά που έχουν τα σήματα αυτά και βάσει των οποίων χαρακτηρίζονται:

- **Πολικότητα** κορυφώσεων του πλάτους του δυναμικού (θετική ή αρνητική, Positive or Negative). Η πολικότητα έχει εξέχουσα σημασία στην ονομασία των ERP's (Event Related Potentials), αφού παίρνουν την ονομασία τους με ένα γράμμα το οποίο προσδιορίζει την πολικότητα, θετική ή αρνητική (P ή N).

- **Λανθάνων χρόνος**, δηλαδή τον χρόνο που μεσολαβεί από την στιγμή που δίνεται το ερέθισμα έως τη στιγμή που λαμβάνει χώρα η κορύφωση. Αξίζει να παρατηρηθεί ότι αυξανόμενου του λανθάνοντος χρόνου μειώνεται η συχνότητα των κυματομορφών και αυξάνεται το πλάτος τους.
- **Εύρος**, εννοώντας το χρονικό εύρος το οποίο καταλαμβάνει η κυματομορφή που περιέχει την συγκεκριμένη κορύφωση.

Η πολικότητα αλλά και ο λανθάνων χρόνος είναι τα συστατικά τα οποία καθορίζουν την ονομασία των ERP's. Η ονομασία ξεκινάει αρχικά με ένα γράμμα το οποίο αντιστοιχεί στην πολικότητα, θετική ή αρνητική. Εάν έχουμε θετική πολικότητα μιλάμε για **Positive polarity**, ενώ εάν έχουμε αρνητική πολικότητα μιλάμε για **Negative polarity**. Στην συνέχεια ακολουθεί ο δείκτης, ο οποίος εκφράζει τον λανθάνοντα χρόνο της κυματομορφής σε χιλιοστά του δευτερολέπτου. Οι χρονικές στιγμές των τμημάτων ERP όπου αναμένεται η κορύφωση δεν είναι μία συγκεκριμένη τιμή αλλά ένα εύρος τιμών. Έτσι, για παράδειγμα, το ERP N₄₀₀ περιγράφεται ως αρνητική εκτροπή τάσης που εμφανίζεται περίπου 400 ms (μεταξύ 300 – 500ms) αφού παραχθεί το ερέθισμα, ενώ το P₆₀₀ ERP περιγράφει μία θετική εκτροπή τάσης , περίπου 600 ms μετά την χορήγηση ερεθίσματος.

Ένας ακόμα διαχωρισμός που μπορεί να γίνει ανάμεσα στα ακουστικά Προκλητά Δυναμικά, με τα οποία θα ασχοληθούμε σε αυτή την εργασία είναι εκείνος με βάση τον χρόνο εμφάνισης αυτών σε σχέση με το εξωτερικό ερέθισμα. Έτσι, μπορούν να διακριθούν σε:

- **Πρώιμα προκλητά δυναμικά:** εμφανίζονται περίπου στα χρονικά διαστήματα 2-12 msec. Σχετίζονται με τη διαβίβαση των νευρικών ώσεων κατά μήκος του ακουστικού ή οπτικού νεύρου για ακουστικά ή οπτικά προκλητά δυναμικά, ενώ κατά μήκος της σωματοαισθητικής οδού για σωματοαισθητικά.
- **Μέσα προκλητά δυναμικά:** εμφανίζονται 12-50 msec μετά την χορήγηση του εξωτερικού ερεθίσματος.
- **Αργά ή ύστερα προκλητά δυναμικά:** παρατηρούνται 50-800 msec μετά την παραγωγή του ερεθίσματος και αντανakλούν την εγκεφαλική δραστηριότητα περιοχών του φλοιού ως αντίδραση στην άφιξη της εξωτερικής πληροφορίας.

Το πλεονέκτημα της μεθόδου των προκλητών δυναμικών σε σχέση με άλλες μεθόδους απεικόνισης του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος βασίζεται στο γεγονός ότι με τα προκλητά δυναμικά καταγράφουμε την επεξεργασία του συγκεκριμένου ερεθίσματος σε εύρος χρόνου που κυμαίνεται από χιλιοστά του δευτερολέπτου (msec) έως μερικά δευτερόλεπτα. Έτσι μας δίνεται η δυνατότητα να έχουμε μία πλήρη αξιολόγηση σε πραγματικό χρόνο για τις αλλαγές που παρατηρούνται στη νευρωνική δραστηριότητα κατά τη διάρκεια των γνωστικών διεργασιών. Τα Γνωστικά Προκλητά Δυναμικά αποτελούν μία αξιόπιστη μέθοδο για την αξιολόγηση νευρολογικών μαθησιακών και ψυχικών διαταραχών, αλλά και διαταραχών της προσωπικότητας. Ακόμη, πρόκειται για μία μέθοδο ακίνδυνη, αφού η πραγματοποίηση της γίνεται μονάχα με ηλεκτρόδια τα οποία τοποθετούνται επιφανειακά στο δέρμα, χωρίς ο εξεταζόμενος να εκτίθεται σε κάποιου είδους πεδίο. Κάτι τέτοιο δίνει την δυνατότητα πραγματοποίησης της συγκεκριμένης μεθόδου ακόμα και σε βρέφη τα οποία είναι πολύ ευαίσθητα. Τέλος, η χρησιμοποίηση πολλών ηλεκτροδίων κατά μήκους όλου του κρανίου μας βοηθάει να παρατηρήσουμε σε ποιο μέρους του εγκεφάλου αναπτύσσεται ηλεκτρική δραστηριότητα, με αποτέλεσμα να μπορούμε να εντοπίσουμε το μέρος του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνο κάθε φορά για κάποια διαδικασία.

Γενικά στην κλινική πράξη για τη διάγνωση νευρολογικών παθήσεων, για την αξιολόγηση των αισθητηριακών διαταραχών καθώς και τη νευροψυχολογική αξιολόγηση ατόμων με μαθησιακές δυσκολίες όπως είναι η δυσλεξία και διάφορες ψυχιατρικές διαταραχές, χρησιμοποιούνται τα προκλητά δυναμικά με χαμηλό εύρος και βραχεία διάρκεια όπως είναι τα οπτικά προκλητά δυναμικά (Visual Evoked Potentials) και τα ακουστικά δυναμικά.

Η εμφάνιση κάθε κυματομορφής σχετίζεται με διαφορετικές εγκεφαλικές λειτουργίες. Μερικά από τα σημαντικότερα τμήματα με ιδιαίτερα σημαντικές εφαρμογές στην νευρολογία είναι τα N_{100} , N_{200} , N_{400} , P_{200} , P_{300} , P_{600} , έννοιες των οποίων αναλύονται στην συνέχεια.

➤ **Κορύφωση P_{50} :** Θεωρείται ο δείκτης των προσυνειδητών πτυχών προσοχής και αντικατοπτρίζει την μετάβαση των πληροφοριών από το θάλαμο στα φλοιώδη προβλητικά

πεδία. Αποτελεί ένα αισθητήριο μέτρο gating κατά τη διάρκεια της αρχικής επεξεργασίας του ερεθίσματος. Το τμήμα αυτό είναι ένας πιθανός δείκτης ευπάθειας για τη σχιζοφρένια.

➤ **Κορύφωση N_{100} :** Πρόκειται για μία αρνητική κορύφωση η οποία παρουσιάζεται 70-140 msec μετά την παραγωγή ερεθίσματος. Θεωρείται ο δείκτης επιλεκτικής προσοχής και αντικατοπτρίζει την άμεση εγρήγορση λόγω του ερεθίσματος. Έχει συνδεθεί με την προσοχή και την επιλογή πληροφοριών, ενώ επηρεάζεται από εξωγενείς παράγοντες του ερεθίσματος όπως είναι η ένταση, η συχνότητα και η διάρκεια.

➤ **Κορύφωση P_{200} :** Αντιστοιχεί σε αρνητική κορύφωση η οποία παρουσιάζεται περίπου 200 msec μετά την χορήγηση του ερεθίσματος και θεωρείται ο δείκτης επικέντρωσης της προσοχής αναφορικά με τις επεξεργαζόμενες πληροφορίες.

➤ **Κορύφωση P_{300} :** Πρόκειται για θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που παρουσιάζεται 240 – 500 msec μετά τη στιγμή που εμφανίζεται το ερέθισμα. Θεωρείται ο δείκτης κινητοποίησης προγραμμάτων δράσης σε επίπεδο κεντρικού νευρικού συστήματος και αποτελείται από δύο υποσυστατικά: το P_{300a} (P_{3a}) που εκφράζει την εκούσια αντίδραση προσανατολισμού, και το P_{300b} (P_{3b}) το οποίο εμφανίζεται στο χρονικό διάστημα 300 έως 500 msec και θεωρείται μέτρο των ελεγχόμενων, σκόπιμων, διαδικασιών επεξεργασίας ερεθισμάτων.

Το συστατικό P_{300} είναι ισχυρά συνδεδεμένο με την μνήμη, γεγονός που καθιστά ενδιαφέρουσα και συνάμα απαραίτητη την παρατήρηση του συγκεκριμένου τμήματος στην περίπτωση της νόσου Alzheimer. Αλλαγές στο εύρος και στη λανθάνουσα κατάσταση του τμήματος P_{300} υποδεικνύουν προβλήματα στην μνήμη, όπως στην περίπτωση της νόσου Alzheimer. Εκτός από την περίπτωση της νόσου Alzheimer, αυξήσεις του λανθάνοντος χρόνου και μειώσεις του εύρους παρατηρούνται και στις περιπτώσεις άνοιας αλλά και στην κανονική γήρανση. Συνήθως οι αλλαγές αυτές μελετώνται με ένα πείραμα κατά τη διάρκεια του οποίου μια περιστασιακή, απρόβλεπτη αφύσικη αλλαγή σε ένα ερέθισμα, εμφανίζεται μέσα σε μία σειρά πανομοιότυπων ερεθισμάτων. (oddball paradigm). Η P_{300} απόκριση σε αυτήν την κατάσταση είναι ένας δείκτης εγκεφαλικής δραστηριότητας, ο οποίος σχετίζεται άμεσα με την αναγνώριση και επεξεργασία της σημασίας του σχετικά σπάνιου ερεθίσματος.

Στο παρελθόν υπήρξε προσπάθεια κατηγοριοποίησης των διαφόρων μεταβλητών που επηρεάζουν το πλάτος του P_{300} . Ο Johnson προέβη στην κατηγοριοποίηση των

μεταβλητών αυτών σε τρεις ομάδες παραγόντων A, B, Γ έτσι ώστε να ισχύει περισσότερο σε ποιοτικό και λιγότερο σε ποσοτικό επίπεδο, η σχέση που ακολουθεί.

$$P_{300} = A * (B + \Gamma)$$

Σε αυτή την σχέση ο παράγοντας A αντιστοιχεί στην ποσότητα πληροφορίας που εμπεριέχει ο ερεθισμός, η μεταβλητή B στην υποκειμενική εκτίμηση της απιθανότητας του ερεθισμού και ο παράγοντας Γ είναι το νόημα του ερεθίσματος όσον αφορά την πολυπλοκότητα του, την αξία του και τη δυσκολία της αποστολής με την οποία συνδέεται το ερέθισμα.

Γενικότερα όμως, η σημασία του τμήματος P_{300} είναι μεγάλη αφού η επιστημονική έρευνα στηρίζεται στην μέτρηση αυτού του συστατικού για να εξετάσει τα Evoked Related Potentials, όσον αφορά στην λήψη αποφάσεων. Ακόμη, επειδή η γωνιακή εξασθένηση συσχετίζεται συχνά με το τμήμα P_{300} , η ύπαρξη του μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως μέτρο για την αποτελεσματικότητα διαφόρων μεθόδων επεξεργασίας της λειτουργίας μάθησης. Το συστατικό αυτό μελετάται σε περιπτώσεις ασθενών με κατάθλιψη αλλά και για την μελέτη του εθισμού φαρμάκων, τις αναταραχές ανησυχίας και φυσικά για την μελέτη της ασθένειας Alzheimer.

➤ **Κορύφωση N_{400} :** Περιγράφει την αρνητική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού η οποία λαμβάνει χώρα περί τα 400 msec μετά το ερέθισμα. Παρουσιάζεται κυρίως στις κεντροβρεγματικές απαγωγές και προκύπτει όταν υπάρχει σημασιολογική απόκλιση μεταξύ των προσλαμβανόμενων ερεθισμάτων. Αναγνωρίζεται ως ο δείκτης σημαντικότητας των πληροφοριών και απεικονίζει την κινητοποίηση προγραμμάτων σχετιζόμενων με την σημαντικότητα επεξεργαζόμενων πληροφοριών. Επίσης προσφέρεται στην εξέταση μηχανισμών που σχετίζονται με τη γλώσσα και το εννοιολογικό – συντακτικό της περιεχόμενο.

➤ **Κορύφωση P_{600} :** Περιγράφει τη θετική κορύφωση του μετρούμενου δυναμικού που εντοπίζεται στο χρονικό παράθυρο 500 έως 800 msec μετά το ερέθισμα. Έχει καθιερωθεί ως δείκτης συγχρονισμού σημαντικών και συντακτικών διαστάσεων της απάντησης.

Ακόμη, στην Ψυχιατρική παρουσιάζουν επίσης ενδιαφέρον τα λεγόμενα Βραδέα Δυναμικά (Slow Potentials) τα οποία ανήκουν επίσης στα ΠΔ και έχουν χρονική εξέλιξη της τάξης του δευτερολέπτου. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι το CNV (Contingent Negative Variation). Πρόκειται για ένα αργό αρνητικό κύμα δυναμικού, το οποίο εμφανίζεται εν αναμονή κάποιου επερχόμενου γεγονότος.

Η κλινική εφαρμογή του CNV έχει ως στόχο την αξιολόγηση της συσχέτισης των αλλαγών δυναμικού με αλλαγές στη νοητική λειτουργία του εγκεφάλου και υποδηλώνει την ύπαρξη διαφόρων ασθενειών. Κατά καιρούς πολλές μελέτες έχουν επιβεβαιώσει την σημαντική χρησιμότητα του CNV στη διάγνωση ασθενειών όπως είναι η άνοια, η ασθένεια Parkinson, η σχιζοφρένεια, η επιληψία αλλά και άλλες ασθένειες οι οποίες σχετίζονται άμεσα με το νευρικό σύστημα.

3.3.2 Ανάκτηση και επεξεργασία βιοματικών δυναμικών

Η διάταξη η οποία χρησιμοποιείται για την μέτρηση των Βιοματικών Δυναμικών δεν διαφέρει καθόλου από αυτή που χρησιμοποιείται για την ανάκτηση του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος μέσω του εγκεφαλογράφου. Όμως, το γεγονός ότι τα πλάτη των προς μέτρηση επιθυμητών δυναμικών είναι ιδιαίτερα ασθενή, καθιστά προβληματική την καταγραφή τους παρουσία θορύβου. Το τμήμα που αποτελεί θόρυβο αντιστοιχεί στη μέτρηση του ΗΕΓ εάν δεν υπήρχε εκλυτικό γεγονός, η οποία ονομάζεται συμβατικό Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα.

Ο θόρυβος προκύπτει από τρεις κυρίως πηγές:

- από τον ίδιο τον Ηλεκτροεγκεφαλογράφο ο οποίος καταγράφει όλα τα σήματα του εγκεφάλου που είναι απαραίτητα για τη λειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού. Τα σήματα αυτά (θόρυβος), παρεμβάλλουν στο επιθυμητό σήμα (σήμα που παράγεται ως

απόκριση σε σε συγκεκριμένο ερέθισμα). Συνήθως ο θόρυβος είναι ισχυρότερος από το σήμα που θα θέλαμε να επεξεργαστούμε, άρα η μέτρηση των Προκλητών Δυναμικών γίνεται προβληματική.

- από τον θόρυβο που δημιουργείται από συσκευές ή μηχανήματα του περιβάλλοντος χώρου.
- από τον θόρυβο που ενδεχομένως να προκαλέσει ο εξεταζόμενος κατά την διάρκεια της εξέτασης, όπως άνοιγμα-κλείσιμο των ματιών, κινητικότητα κατά τη διάρκεια της εξέτασης κλπ.

Για να αντιμετωπιστεί το παραπάνω πρόβλημα χρησιμοποιούνται οι εξής τεχνικές:

- Οι μετρήσεις να γίνονται εντός χώρου κατά το δυνατόν προστατευμένου από εξωτερικά ηλεκτρικά πεδία. Τέτοια πεδία είναι αυτά που δημιουργούν διάφοροι κινητήρες, γραμμές μεταφοράς ηλεκτρικής ενέργειας κ.ά. Στην καλύτερη περίπτωση η μέτρηση γίνεται σε ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο δωμάτιο (κλωβός Faraday).
- Εξαγωγή του μέσου όρου: Το πείραμα επαναλαμβάνεται αρκετές φορές και το σήμα που λαμβάνεται είναι ο μέσος όρος των σημάτων των επιμέρους μετρήσεων. Έστω $r_i(t)$ είναι το μετρούμενο σήμα κατά την διάρκεια της επανάληψης i . Το σήμα αυτό μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από δύο τμήματα, το επιθυμητό σήμα $s_i(t)$ και τον θόρυβο $n_i(t)$ που αντιπροσωπεύει το εξελισσόμενο συμβατικό ΗΕΓ και όλες τις υπόλοιπες πηγές εξωεγκεφαλικού θορύβου. Έτσι λοιπόν έχουμε:

$$r_i(t) = s_i(t) + n_i(t) \quad i=1, \dots, N \quad (3.1)$$

όπου N ο αριθμός των επαναλήψεων. Ο μέσος όρος των λαμβανόμενων σημάτων θα είναι:

$$E(r_i(t)) = \frac{\sum_{i=1}^N r_i(t)}{N} = \frac{1}{N} \left(\sum_{i=1}^N s_i(t) + \sum_{i=1}^N n_i(t) \right) \quad (3.2)$$

Δεχόμαστε ότι το επιθυμητό σήμα $s_i(t)$ το οποίο σχετίζεται με το εκλυτικό ερέθισμα είναι περίπου το ίδιο σε κάθε επανάληψη. Δηλαδή έχουμε ότι:

$$s_i(t) = s_j(t) = s(t) \quad \forall i, j \in \{1, \dots, N\} \quad (3.3)$$

Αντιθέτως, ο θόρυβος, ο οποίος δεν σχετίζεται με το εκλυτικό ερέθισμα θεωρείται μία τυχαία διαδικασία με μηδενικό μέσο όρο. Έτσι:

$$E(r_i(t)) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s_i(t) + \frac{1}{N} \times 0 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s_i(t) = \frac{1}{N} \times Ns(t) \Rightarrow E(r_i(t)) = s(t) \quad (3.4)$$

Λειτουργώντας με τον παραπάνω τρόπο, καταφέρνουμε να ανακτήσουμε το επιθυμητό προκλητό δυναμικό χωρίς την παρουσία θορύβου. Βέβαια, ένας βασικός περιορισμός της μεθόδου που μόλις περιγράψαμε είναι ο αριθμός των επαναλήψεων, κι αυτό διότι μεγάλος αριθμός επαναλήψεων προκαλεί κόπωση του εξεταζόμενου και μεταβολή του βαθμού προσοχής του, επηρεάζοντας με αυτό τον τρόπο την ένταση και τον χρόνο εμφάνισης των προκλητών δυναμικών.

Γενικότερα, η τεχνική εξαγωγής του μέσου όρου, βασίζεται στη θεώρηση ότι το σήμα ERP δεν μεταβάλλεται καθώς περνάμε από δοκιμή σε δοκιμή. Όμως ή τυχόν ύπαρξη κόπωσης κατόπιν μεγάλου αριθμού δοκίμων είναι δυνατόν να επηρεάσει τα χαρακτηριστικά των Προκλητών Δυναμικών. Ακόμη, η τεχνική εύρεσης του μέσου όρου προϋποθέτει απώλεια σημαντικού ποσοστού χρήσιμης πληροφορίας που δεν είναι time – locked στο ερέθισμα.

3.3.3 Περιορισμοί κατά τη διάρκεια καταγραφής Προκλητών Δυναμικών

Η καταγραφή των Π.Δ παρουσιάζει κάποιους περιορισμούς οι οποίοι οφείλονται κυρίως στην κατάσταση του εξεταζόμενου. Πιο συγκεκριμένα, ο εξεταζόμενος ενδεχόμενα προσαρμόζεται ή εξοικειώνεται με τα ερεθίσματα, οπότε τότε η καταγραφή τους δεν είναι ακριβής. Επίσης μετά από κάποιο χρόνο ο εξεταζόμενος κουράζεται ή στρέφει αλλού την προσοχή του επηρεάζοντας τα Π.Δ στην ένταση και τον χρόνο. Για αυτό τον λόγο χρειάζεται να υπάρχει κάποιος μέγιστος αριθμός επαναλήψεων πέραν των οποίων γίνεται η παραδοχή ότι οι μετρήσεις δεν είναι αξιόπιστες. Επίσης πρέπει να γίνεται τακτικά έλεγχος της κατάστασης του εξεταζόμενου κατά την διάρκεια της διαδικασίας καταγραφής. Επίσης αρκετές φορές απαιτείται απεριοδικός χρονισμός αλληπάλληλων πειραμάτων ώστε να αποφεύγεται η εξοικείωση με τα ερεθίσματα.

3.3.4 Χρησιμότητα Προκλητών Δυναμικών

Τα Π.Δ εφαρμόζονται κυρίως για τον εντοπισμό ψυχιατρικών ασθενειών όπως η σχιζοφρένεια και η παράνοια. [10][11]. Τα εργαλεία που χρησιμοποιούνται για τον σκοπό αυτό είναι συνήθως η στατιστική μελέτη των κορυφώσεων των κυματομορφών (P_{300} , P_{600} κλπ) [12][13][14]. Τη στατιστική μελέτη των κορυφώσεων των Π.Δ συνοδεύει συνήθως γραφική παράσταση των κυματομορφών που αποτελούν το συνολικό μέσο όρο (grand average) κάθε απαγωγής για όλους τους εξεταζόμενους κάθε κατηγορίας ασθενών ή υγιών μαρτύρων. Οι συνολικοί μέσοι όροι δεν αποτελούν αξιόπιστο μέσο γιατί αποκόπτουν και εξομαλύνουν πολλές πληροφορίες των Π.Δ παρουσιάζοντας ενίοτε εντελώς διαφορετική εικόνα από αυτή που πραγματικά έχει μία κατηγορία ασθενών.

Τα Π.Δ μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για ερευνητικούς σκοπούς στην κλινική νευροφυσιολογία. Λόγω τους υψηλού χρονισμού τους, παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για την εγκεφαλική λειτουργία. Διάφορες νοητικές διεργασίες, όπως η αντίληψη, η προσοχή, η γλωσσική επεξεργασία και η μνήμη, λαμβάνουν χώρα σε χρονικές περιόδους

της τάξεως δεκάδων χιλιοστών του δευτερολέπτου. Οι περισσότερες τυπικές τεχνικές απεικόνισης απαιτούν την διατήρηση της δραστηριότητας του εγκεφάλου για κάποια δευτερόλεπτα και έτσι αδυνατούν να συλλάβουν τις διαδικασίες αυτές. Οι καταγραφές με Π.Δ, όμως, παρέχουν απεικονίσεις με ακρίβεια χιλιοστών του δευτερολέπτου οπότε αποτελούν ιδανική μεθοδολογία για τη μελέτη των πτυχών συγχρονισμού τόσο των φυσιολογικών όσο και των παθολογικών γνωστικών διεργασιών [15]. Για την παρατήρηση των Π.Δ κατασκευάζονται χάρτες με την κατανομή δυναμικού στη δερμάτινη επιφάνεια του κεφαλιού, που στην απλούστερη περίπτωση μπορεί να λάβει τη μορφή ισοδυναμικών επιφανειών. Η τοπογραφική αναπαράσταση των Π.Δ μέσω χαρτών προσδίδει μεγαλύτερη δυνατότητα εποπτείας των εξελισσόμενων γεγονότων στην επιφάνεια του κεφαλιού. Τα συστατικά των Π.Δ μπορούν να μελετηθούν σχετικά εύκολα ως προς την χωρική τους κατανομή. Σημαντικό τμήμα της έρευνας στην περιοχή του ΗΕΓ και των Π.Δ αποτελεί η επίλυση του αντίστροφου προβλήματος στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία, που ορίζεται ως η διαδικασία εύρεσης των ενδοκρανιακών πηγών ρεύματος, βάσει των τιμών επιφανειακών δυναμικών. [16]. Το κύριο εγγενές πρόβλημα αναπαράστασης ΗΕΓ εσωτερικών πηγών είναι ότι δεν υπάρχει το ηλεκτρικό πεδίο στην επιφάνεια του κεφαλιού μπορεί να προέρχεται από έναν άπειρο αριθμό διαφορετικών διατάξεων εσωτερικής δραστηριότητας. Για τη δημιουργία των εξισώσεων του προβλήματος πρέπει να υιοθετηθεί ένα πρότυπο (μοντέλο) κεφαλιού, το οποίο να ορίζει τη γεωμετρία, την ηλεκτρική δραστηριότητα και τις ηλεκτρικές ιδιότητες αυτού. Ο ορισμός του προτύπου είναι μία ιδιαίτερα περίπλοκη διαδικασία, καθώς πρέπει να συμβιβάζει τόσο την απαίτηση για μαθηματική απλότητα και μικρή υπολογιστική πολυπλοκότητα όσο και τη ρεαλιστική μοντελοποίηση των εγκεφαλικών φαινομένων που σχετίζονται με τα Π.Δ.

Η επιλογή του πιο κατάλληλου μοντέλου είναι πιο εύστοχη αν υπάρχει προϋπάρχουσα (a priori) πληροφορία για τις πηγές και το σχήμα του κεφαλιού. Αυτού του είδους η πληροφορία είναι κρίσιμη καθώς καθορίζει αν η λύση απλά εξηγεί τα δεδομένα ή δίνει νευροφυσιολογική πληροφορία σε σχέση με την περιοχή που παράγονται τα σήματα. Ο λόγος για τον οποίο νέες μέθοδοι αναπτύσσονται συνεχώς είναι κυρίως γιατί ενσωματώνεται σε αυτές η νέα γνώση για το πώς παράγονται τα σήματα. Κατά συνέπεια, το πρόβλημα ακριβούς εντοπισμού πηγής δεν έχει λυθεί, δεδομένου ότι η πληροφορία για το πώς παράγονται τα σήματα δεν είναι ακόμα γνωστή.

Οι μέθοδοι αντιστροφής που έχουν ήδη αναπτυχθεί διεθνώς χωρίζονται σε κατανεμημένες (Minimum Norm, Laplacian weighted minimum norm (LORETA)) και σε παραμετρικές (RAP-MUSIC, Least-Squares, Beamform) [17]

Τα Προκλητά Δυναμικά αξιοποιούνται επίσης σε πειραματικό στάδιο σε διάφορες εφαρμογές όπως η εξέταση του βαθμού αναισθησίας που επιτυγχάνεται η οποία μέχρι στιγμής εφαρμόζεται σε ζώα [18].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗΣ ΣΗΜΑΤΟΣ ΣΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ ΧΡΟΝΟΥ - ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ

4.1 Βασικές αρχές φασματικής ανάλυσης σήματος

Η ψηφιακή φασματική ανάλυση ενός σήματος ορίζεται ως η ανάλυση του σήματος στις συχνοτικές του συνιστώσες χρησιμοποιώντας H/Y ή ειδικό υλικό (hardware) [19]. Αποτελεί μια χρησιμότητα και με μεγάλη αξία τεχνική σε πολλούς τομείς των εφαρμοσμένων επιστημών και στην επεξεργασία δεδομένων. Ένας αλγόριθμος FFT (Fast Fourier Transform) είναι η φυσική επιλογή γι' αυτή τη δουλειά λόγω της ταχύτητας του. Θα πρέπει να σημειώσουμε ότι η φασματική ανάλυση διαφοροποιείται από το φιλτράρισμα στο γεγονός ότι είναι πρωταρχικά διερευνητική. Δεν τροποποιεί απαραίτητα το σήμα αλλά η πληροφορία όμως που παρέχει είναι συχνά καθοριστική οδηγώντας σε σημαντικές αποφάσεις.

Η ψηφιακή φασματική ανάλυση αντιμετωπίζει σε πολλές περιπτώσεις πραγματικά – φυσικά σήματα. Για παράδειγμα η ανάλυση βιοϊατρικών σημάτων όπως τα ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, μετεωρολογικά δεδομένα, κλπ. Σε πολλές από αυτές τις εφαρμογές περιλαμβάνεται και ο διαχωρισμός του θορύβου από το πραγματικό σήμα με βάση τις διαφορετικές φασματικές κατανομές τους.

Η μέθοδος που θα χρησιμοποιηθεί για την επιτυχή μελέτη ενός σήματος εξαρτάται από την φύση του σήματος. Υπάρχουν τρεις πιθανοί χαρακτηρισμοί που μπορούμε να προσάψουμε σε ένα σήμα: στατικό (stationary), ημι-στατικό (quasi-stationary) και σήμα με μεταβατικά χαρακτηριστικά (transient). Ως στατικό ορίζουμε ένα σήμα του οποίου οι ιδιότητες είναι στατιστικά αναλλοίωτες στο χρόνο. Οι άλλες δύο μορφές σημάτων θα

μπορούσαν να ενταχθούν στη γενικότερη κατηγορία των μη στατικών σημάτων (non stationary) με κύριο χαρακτηριστικό τους την ύπαρξη μεταβατικών γεγονότων τα οποία δεν είναι προβλέψιμα (ούτε στατιστικά με την γνώση του παρελθόντος). Τα τελευταία είναι και τα συνήθη σήματα του πραγματικού κόσμου.

4.2 Μετασχηματισμός Fourier (Fourier Transform)

Η ανάλυση Fourier είναι ένα καλά εδραιωμένο αντικείμενο στην εφαρμοσμένη μαθηματική ανάλυση και μάλιστα ένα από τα παλαιότερα. Δεν είναι μόνο οι τεχνικές του θέματος που έχουν θεμελιώδη σημασία σε όλες τις περιοχές της επιστήμης και της τεχνολογίας αλλά και το γεγονός ότι έχει φυσική ερμηνεία. Στην πράξη, η ανάλυση Fourier υλοποιείται είτε με τον μετασχηματισμό Fourier στην ολοκληρωτική μορφή του είτε τις σειρές Fourier.

Η βασική υπόθεση πίσω από την ανάλυση Fourier είναι να αποκαλυφθεί σημαντική πληροφορία στο συχνотικό χώρο η οποία όμως δεν είναι εμφανής στην χρονική αναπαράσταση του σήματος. Χρησιμοποιείται δηλαδή για ανάλυση χρονικών σημάτων στο πεδίο συχνοτήτων περιγράφοντας τη φασματική συμπεριφορά του σήματος. Δεδομένου ότι η φασματική πληροφορία δίνεται στα πλαίσια της συχνότητας, το πεδίο ορισμού του μετασχηματισμού Fourier καλείται χώρος συχνοτήτων. Συνεπώς μας παρέχει μια αναπαράσταση συχνότητας – πλάτους χωρίς να είναι διαθέσιμη οποιαδήποτε χρονική πληροφορία. Ο μετασχηματισμός Fourier για ένα σήμα συνεχούς χρόνου $x(t)$ είναι:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot e^{-2j\pi ft} dt \quad (4.1)$$

Το αποτέλεσμα του είναι ένα σύνολο συντελεστών, οι οποίοι απεικονίζουν το σήμα ως ένα γραμμικό συνδυασμό ημιτονοειδών συναρτήσεων δεδομένου ότι αυτό είναι περιοδικό. Οι ημιτονοειδείς συναρτήσεις στις οποίες αποσυντίθεται το σήμα ονομάζονται βάσεις του μετασχηματισμού και εκτείνονται στο άπειρο. Ο μετασχηματισμός Fourier είναι αντιστρέψιμος μόνο για άπειρα, περιοδικά και στατικά σήματα. Αποτελεί συνεπώς το ιδανικό εργαλείο για τα τελευταία.

Όμως ένα σήμα χαρακτηρίζεται και από μεταβατικά συστατικά τα οποία είναι μη μηδενικά για πολύ μικρό χρονικό διάστημα καθώς και από χαρακτηριστικά με ισχυρή τοπικότητα. Για παράδειγμα οι αιχμές των εικόνων παρουσιάζουν ισχυρή τοπικότητα όσον αφορά τη χωρική τους θέση. Γι' αυτού του είδους τα σήματα δεν μπορεί ο μετασχηματισμός Fourier να δώσει μια συμπαγή αναπαράσταση στο πεδίο των συχνοτήτων. Τοπικά χαρακτηριστικά του σήματος γίνονται ολικά χαρακτηριστικά του μετασχηματισμού Fourier καθιστώντας τον μη αποδοτικό για την ανάλυση τέτοιων σημάτων και εικόνων. Αποδεικνύεται λοιπόν ότι μπορεί μεν ο μετασχηματισμός Fourier να είναι ιδανικό εργαλείο για στατικά σήματα διότι όλες οι συχνοτικές συνιστώσες υπάρχουν όλες τις χρονικές στιγμές αλλά είναι ανεπαρκής για μη στατικά σήματα.

Σύμφωνα με τα παραπάνω, ο μετασχηματισμός Fourier δίνει μεν τις συχνοτικές συνιστώσες ενός σήματος αλλά αυτό που πραγματικά χρειαζόμαστε είναι μία αναπαράσταση χρόνου-συχνότητας. Η αναπαράσταση αυτή περιγράφει πλήρως τα μεταβατικά φαινόμενα ενός σήματος δεδομένου ότι κάθε μεταβατικό φαινόμενο αναλογεί σε μια θέση στο επίπεδο χρόνου – συχνότητας η οποία αντιστοιχεί στην επικρατούσα συχνότητα του φαινομένου και στην χρονική στιγμή της εμφάνισης του. Ομοίως και στις εικόνες: ένα τοπικό χαρακτηριστικό της εικόνας θα εμφανιστεί στο σημείο που αντιστοιχεί στην κύρια συχνότητα του χαρακτηριστικού.

Η λύση στα προβλήματα που προέκυψαν αρχικά δόθηκε με την εισαγωγή του μετασχηματισμού Fourier μικρής διάρκειας (Short Time Fourier Transform) ως εργαλείο ανάλυσης και στη συνέχεια με έναν νέο τρόπο, την ανάλυση κυματιδίων (wavelet analysis). Το κοινό σημείο μεταξύ των δύο τελευταίων εργαλείων ανάλυσης είναι η χρήση μιας «παραθυρικής συνάρτησης» σταθερής ανάλυσης ή μη.

Πριν προχωρήσουμε στην περιγραφή του μετασχηματισμού Fourier μικρής διάρκειας θα πρέπει να σημειώσουμε ότι μία από τις βασικότερες εφαρμογές του μετασχηματισμού Fourier στην ψηφιακή επεξεργασία σήματος είναι η εκτίμηση του φάσματος ισχύος (power spectrum) μιας ακολουθίας. Η ανάγκη για τον υπολογισμό του συγκεκριμένου φάσματος προκύπτει σε μια ποικιλία εφαρμογών π.χ. την μέτρηση θορύβου αλλά και των ισχυρών συχνοτήτων του σήματος.

4.3 Βραχύς μετασχηματισμός Fourier (Short Time Fourier Transform)

Η ανεπάρκεια του μετασχηματισμού Fourier είχε ήδη αναδειχθεί από τον D. Gabor το 1946. Εισήγαγε λοιπόν την έννοια «παραθύρου» ή «παραθυρικής συνάρτησης» όπου με την μετατόπιση του σε όλο το χρονικό πεδίο επιτυγχάνεται η εξαγωγή της τοπικής πληροφορίας του μετασχηματισμού Fourier του σήματος [20]. Ο μετασχηματισμός Gabor στην πραγματικότητα είναι η βάση ενός γενικότερου μετασχηματισμού Fourier γνωστού στη γενική του μορφή ως μετασχηματισμός Fourier μικρής διάρκειας. (Short Time Fourier Transform, STFT)

Ο βραχύχρονος μετασχηματισμός Fourier πραγματοποιεί μια φασματική αναπαράσταση του $x(t)$, η οποία παρέχει πληροφορία όχι μόνο για τις παρούσες στο σήμα συχνότητες, αλλά και τη χρονική στιγμή όπου αυτές εμφανίζονται. Για να επιτευχθεί αυτό, αφενός διατηρείται η παράμετρος της συχνότητας, όπως αυτή ορίστηκε από τον μετασχηματισμό Fourier, και αφετέρου εισάγεται μια νέα παράμετρος, ο χρόνος t' . Η τελευταία εξασφαλίζει ότι μόνο τιμές του $x(t)$ γύρω από τη χρονική στιγμή t' θα είναι ικανές να συνεισφέρουν στον υπολογισμό των συντελεστών του μετασχηματισμού. Αυτό πραγματοποιείται πολλαπλασιάζοντας το αρχικό σήμα με συναρτήσεις-παράθυρα περιορισμένα στην περιοχή του t' . Συνεπώς, ο δύο πλέον μεταβλητών βραχύχρονος μετασχηματισμός Fourier ενός σήματος $x(t)$ ορίζεται ως [51]:

$$STFT_x(t', f) = \int_t \left[x(t) \cdot h^*(t - t') \right] \cdot e^{-j2\pi ft} dt \quad (4.2)$$

Στην παραπάνω εξίσωση το $h^*(t - t')$ αναπαριστά το συζυγή μιγαδικό μιας συνάρτησης παραθύρου η οποία περιορίζει το μιγαδικό ημιτονοειδές $e^{-j2\pi ft}$, γύρω από το $t = t'$. Εάν φυσικά η επιλεγθείσα συνάρτηση παραθύρου είναι πραγματική, τότε $h^*(t - t') = h(t - t')$.

Μια τυπική επιλογή για το παράθυρο αποτελεί η γκαουσιανή συνάρτηση (Gaussian):

$$h(t) = \frac{1}{\sqrt{\sigma}\pi^{1/4}} e^{-\frac{1}{2}(t^2/\sigma^2)} \quad (4.3)$$

μιας και εξασθενεί ταχέως για χρονικές στιγμές διάφορες του $t = t'$. Όπου σ είναι η τυπική απόκλιση της γκαουσιανής, η οποία καθορίζει το εύρος κατά το χ -άξονα. Ο STFT τότε είναι ευρύτερα γνωστός ως μετασχηματισμός Gabor.

Ο συνδυασμός του γκαουσιανού παραθύρου και του μιγαδικού ημιτονοειδούς είναι γνωστός ως ένα άτομο χρόνου-συχνότητας, το οποίο συμβολίζεται ως:

$$h_{f,t'}(t) = h(t - t')e^{j2\pi ft} \quad (4.4)$$

Η συνέλιξη του συζυγούς μιγαδικού του παραπάνω ατόμου με το σήμα $x(t)$ έχει ως αποτέλεσμα την αναπαράσταση του σήματος στο επίπεδο του χρόνου-συχνότητας. Χρησιμοποιώντας επομένως την εξίσωση (3.4), ο STFT εκφράζεται και με τη μορφή:

$$STFT_x(t', f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)h_{t',f}^*(t)dt \quad (4.5)$$

Ο κύριος σκοπός του παραθύρου στον STFT είναι ο περιορισμός του μήκους κύματος το οποίο θα μετασχηματιστεί, ούτως ώστε τα φασματικά χαρακτηριστικά του να θεωρηθούν αρκετά στατικά σε όλο το εύρος του παραθύρου. Εντούτοις, κατά τον υπολογισμό του STFT, οποιαδήποτε απότομη μεταβολή της κυματομορφής του $x(t)$ γύρω από τη χρονική στιγμή $t = t'$ δε θα εμφανιστεί στο STFT αποκλειστικά στη θέση t' ,

αντιθέτως θα απλωθεί πάνω σε μια περιοχή γειτνίασης του $t = t'$. Η έκταση της περιοχής εξαρτάται από το μήκος του εφαρμοζόμενου παραθύρου.

Επίσης, για ακριβή χρονοσυχνοτικό εντοπισμό θα πρέπει να επιλέξουμε παραθυρική συνάρτηση τέτοια ώστε το παράθυρο χρόνου – συχνότητας να καταλαμβάνει μικρή περιοχή. Το μέγεθος του παραθύρου υπόκειται στον περιορισμό που εισάγει η αρχή απροσδιοριστίας του Heisenberg. Με άλλα λόγια μπορούμε να γνωρίζουμε μόνο χρονικά διαστήματα στα οποία υπάρχουν συγκεκριμένες συχνότητες. Αποδεικνύεται ότι η γκαουσιανή συνάρτηση είναι το παράθυρο με τη μικρότερη περιοχή. Άρα ο μετασχηματισμός Gabor είναι ο STFT με το μικρότερο παράθυρο χρόνου – συχνότητας

Μπορούμε να δούμε τον STFT σαν διαδοχικούς μετασχηματισμούς Fourier που εφαρμόζονται στο τμήμα του σήματος που περιλαμβάνεται στο παράθυρο. Από μια άλλη οπτική ο STFT είναι μια διαμορφούμενη συστοιχία φίλτρων σε δεδομένες συχνότητες: ισοδυναμεί δηλαδή με το φιλτράρισμα του σήματος σε όλο το χρόνο με ένα ζωνοδιαβατό φίλτρο που έχει κρουστική απόκριση την παραθυρική συνάρτηση διαμορφούμενη στη συγκεκριμένη συχνότητα [21]. Πάντως το αποτέλεσμα είναι το ίδιο: αναπαριστά το μονοδιάστατο σήμα στο δισδιάστατο χώρο χρόνου – συχνότητας ο οποίος διαχωρίζεται σε ομοιόμορφα διαστήματα τόσο στο χρόνο όσο και στη συχνότητα.

Δεδομένου ότι η «παραθυρική συνάρτηση» είναι μονοδιάστατη, προσδιορίζει ένα παράθυρο χρόνου – συχνότητας σταθερού πλάτους παρέχοντας με αυτόν τον τρόπο καθορισμένη ανάλυση για όλη τη χρονική διάρκεια του σήματος. Επιπροσθέτως η σταθερότητα αυτή του παραθύρου καθιστά τον STFT αναποτελεσματικό όχι μόνο για την ανίχνευση σημάτων με υψηλές συχνότητες αλλά και μη ικανό στο να «ανακαλύψει» σήματα στις χαμηλές συχνότητες.

Πρόσθετο μειονέκτημα του STFT είναι ότι δεν δίνει αριθμητικό τρόπο για την αναδημιουργία του σήματος από τον μετασχηματισμό του. Αυτό λοιπόν που πραγματικά χρειαζόμαστε είναι ένας επιπλέον βαθμός ελευθερίας εισάγοντας μια παράμετρο διαστολής (dilation) (ή κλιμάκωσης) ώστε να επιτύχουμε ένα «εύκαμπτο», ένα μεταβλητό παράθυρο.

4.4 Μετασχηματισμός κυματιδίων (Wavelets Transform)

Η θεωρία κυματιδίων (wavelet theory) παρέχει ένα ενοποιημένο θεωρητικό υπόβαθρο πάνω στο οποίο έχουν αναπτυχθεί τεχνικές επεξεργασίας συναρτήσεων, σημάτων και εικόνων με πολλαπλές εφαρμογές με πρωταρχικό σκοπό τη βελτίωση της αποτελεσματικότητας της ανάλυσης. Περιλαμβάνει δύο βασικές λειτουργίες: την κλιμακοποίηση (scaling) και τη μετατόπιση (translation). Εφαρμόζοντας τις δύο αυτές λειτουργίες σ' ένα μητρικό κυματίδιο (mother wavelet), δημιουργείται ένα σύνολο κλιμακοποιημένων και μετατοπισμένων εκδοχών της συνάρτησης του μητρικού κυματιδίου, δηλαδή ένα σύνολο κυματιδίων (wavelet set) προερχόμενο από το μητρικό κυματίδιο.

Όπως θα δούμε στη συνέχεια, οι τεχνικές ανάλυσης και επεξεργασίας βασιζόμενες στα κυματίδια αναπτύχθηκαν ανεξάρτητα σε πολλούς επιστημονικούς και τεχνολογικούς τομείς, όπως στα μαθηματικά, στην κβαντική φυσική, στην μηχανική και στη σεισμική γεωλογία. Στα τέλη της δεκαετίας του ογδόντα οι τεχνικές αυτές αναγνωρίστηκαν ως διαφορετικές προσεγγίσεις ανάλυσης της ίδιας βασικής θεωρίας [22].

Στην ουσία, η θεωρία των κυματιδίων καλύπτει ένα αρκετά μεγάλο φάσμα εφαρμογών. Ο μετασχηματισμός κυματιδίων (Wavelet Transform – WT) παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον για την ανάλυση των μη στατικών σημάτων, επειδή παρέχει μια εναλλακτική αντιμετώπιση σε σχέση με τον κλασσικό τμηματικό μετασχηματισμό Fourier ή τον μετασχηματισμό Gabor. Η βασική διαφορά έγκειται στο γεγονός ότι ενώ στον STFT χρησιμοποιείται ένα απλό και σταθερό παράθυρο ανάλυσης, ο μετασχηματισμός WT χρησιμοποιεί μικρής χρονικής διάρκειας παράθυρα στις υψηλές συχνότητες και μεγάλης χρονικής διάρκειας στις χαμηλές συχνότητες. Η αποσύνθεση δηλαδή του σήματος γίνεται ως προς μια βάση συναρτήσεων, τα λεγόμενα κυματίδια (wavelets), τα οποία προέρχονται στην ουσία από τη χρονική μετατόπιση και τη διαστολή ή συστολή (αντίστοιχη μεταβολή της κλίμακας – scale) μιας βασικής συνάρτησης κυματιδίου που ονομάζεται μητρική συνάρτηση κυματιδίου. Επομένως, στον μετασχηματισμό κυματιδίων, η έννοια της

κλίμακας εισάγεται ως μια εναλλακτική προσέγγιση της μεταβλητής της συχνότητας, με αποτέλεσμα την δημιουργία της αποκαλούμενης αναπαράστασης χρόνου-κλίμακας (time-scale representation), που πρόκειται για το ισοδύναμο της αναπαράστασης χρόνου-συχνότητας που χρησιμοποιείται στον STFT.

Τα κυματίδια χρησιμοποιούνται όλο και περισσότερο τα τελευταία χρόνια σε πολλούς τομείς. Ο κύριος λόγος για την σχεδόν πλήρη κυριαρχία των κυματιδίων στο πεδίο επεξεργασίας σήματος από την πρώτη στιγμή που παρουσιάστηκαν είναι η πλεονεκτική συμπεριφορά τους έναντι των γνωστών μεθόδων Fourier. Αυτή η συμπεριφορά αφορά κυρίως την καλή χρονική ανάλυση στις υψηλές συχνότητες και την καλή συχνотική ανάλυση στις χαμηλές συχνότητες. Επίσης αφορά την ποικιλία των διαθέσιμων συναρτήσεων κυματιδίων, και επομένως η καταλληλότερη εξ αυτών μπορεί να επιλεγεί για το υπό ανάλυση σήμα, εν αντιθέσει με την ανάλυση κατά Fourier η οποία περιορίζεται σε μια συνάρτηση, την ημιτονοειδή. Επιπροσθέτως, αυτή η υπεροχή είναι ιδιαίτερα εμφανής όταν το υπό επεξεργασία σήμα παρουσιάζει ασυνέχειες και βραχύχρονες απότομες μεταβολές, αλλά παράλληλα και μεταβολές πολύ πιο αργές στον χρόνο. Ωστόσο, οι αναπαραστάσεις της θεωρίας των κυματιδίων δεν πρέπει να ακολουθούνται τυφλά σε κάθε εφαρμογή. Αυτό συμβαίνει γιατί, αν και η θεωρία των κυματιδίων έχει κάποια πλεονεκτήματα σε σχέση με τις παραδοσιακές μεθόδους, πρέπει να επιστρατεύεται σε εφαρμογές που μπορεί να αποβεί πλεονεκτική και αποτελεσματική.

4.5 Επιλογή μεθόδου ανάλυσης

Από την παραπάνω περιγραφή των αλγόριθμων γίνεται φανερό πως η προτίμηση μιας μεθόδου έναντι των υπολοίπων έγκειται τόσο στα χαρακτηριστικά του υπό ανάλυση σήματος, όσο και στους σκοπούς της ανάλυσης αυτής, και όχι στην αντικατάσταση μιας μεθόδου από μια άλλη. Πιο συγκεκριμένα, ο μετασχηματισμός κυματιδίων δεν προορίζεται για την αντικατάσταση του μετασχηματισμού Fourier, μιας και ο τελευταίος παραμένει

καταλληλότερος για μεγάλης διάρκειας, στατικά σήματα ή όταν δεν ενδιαφέρει η εξαγωγή τοπικής πληροφορίας από το σήμα. Επιπροσθέτως, ο μετασχηματισμός Fourier μπορεί να θεωρηθεί εμπεδωμένος μέσα στο μετασχηματισμό κυματιδίων, μιας και σε μια πρώτη προσέγγιση είναι δυνατό να υπολογιστεί το φάσμα Fourier ενός σήματος αθροίζοντας όλους τους συντελεστές κυματιδίου για όλες τις κλίμακες και για όλες τις μετατοπίσεις [22][23].

Ο βραχύχρονος μετασχηματισμός Fourier από την άλλη πλευρά είναι κατάλληλος για αναπαράσταση στο επίπεδο χρόνου-συχνότητας ενός σήματος του οποίου όμως το συχνοτικό περιεχόμενο μεταβάλλεται αργά. Επιπλέον, ο STFT παρουσιάζει το μειονέκτημα του συμβιβασμού ανάμεσα στην ανάλυση στο πεδίο του χρόνου και σ' αυτήν στο πεδίο της συχνότητας. Όσον αφορά το συμβιβασμό αυτό, ο οποίος υφίσταται και στο μετασχηματισμό κυματιδίων, ο τελευταίος το χειρίζεται με διαφορετικό (σαφώς καλύτερο) τρόπο, μιας και αντί να παρουσιάζει ομοιόμορφη ανάλυση χρόνου και συχνότητας στο επίπεδο χρόνου-συχνότητας, προσφέρει καλή χρονική ανάλυση στις υψηλές συχνότητες και καλή συχνοτική ανάλυση στις χαμηλές συχνότητες. Συνεπώς, ο μετασχηματισμός κυματιδίων είναι κατάλληλος για ανάλυση σημάτων με πληροφορία σε διαφορετικές κλίμακες, καθώς επίσης και για αφαίρεση θορύβου κατά μήκος όλου του πεδίου συχνοτήτων [23].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΥΜΑΤΙΔΙΩΝ

5.1 Τα κυματίδια

Το κυματίδιο, όπως προδίδει και το όνομα του, είναι ένα «μικρό κύμα», δηλαδή μια περιορισμένη κυματομορφή. Είναι «κύμα», διότι παρουσιάζει ταλαντωτική συμπεριφορά, και «μικρό», επειδή το εύρος του στο πεδίο του χρόνου (αλλά και στο πεδίο της συχνότητας) φθίνει γρήγορα προς τις μηδενικές τιμές και προς τις δύο κατευθύνσεις (αρνητική και θετική). Από μαθηματικής άποψης, το κυματίδιο δεν είναι τίποτε άλλο από μια συνάρτηση $\psi(t)$, η οποία ικανοποιεί κάποια καθορισμένα μαθηματικά κριτήρια.

Τα μαθηματικά κριτήρια που πρέπει να ικανοποιεί μια μητρική συνάρτηση κυματιδίου είναι τα εξής [22][24]:

- Ένα κυματίδιο $\psi(t)$ θα πρέπει να ανήκει στον χώρο $L^2[\mathbb{R}]^2$, θα πρέπει δηλαδή να έχει πεπερασμένη ενέργεια:

$$E_\psi = \int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(t)|^2 dt < \infty \quad (5.1)$$

- Για την ανακατασκευή του αρχικού σήματος θα πρέπει να ικανοποιεί την συνθήκη παραδεκτού (admissibility condition):

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\tilde{\psi}(\omega)|^2}{\omega} d\omega < \infty \quad (5.2)$$

όπου $\tilde{\psi}(\omega)$ είναι ο μετασχηματισμός Fourier της $\psi(t)$, δηλαδή

$$\tilde{\psi}(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) e^{-i\omega t} dt. \quad (5.3)$$

Η σταθερά C_ψ ονομάζεται σταθερά παραδεκτού (admissibility constant) και η τιμή της εξαρτάται αποκλειστικά και μόνο από το επιλεγμένο κυματίδιο. Το δεύτερο

αυτό κριτήριο υποδηλώνει πως ένα κυματίδιο θα πρέπει να έχει μηδενική μέση τιμή.

- Στην περίπτωση που το κυματίδιο είναι μιγαδικό, είναι απαραίτητο ο μετασχηματισμός Fourier αυτού αφενός να είναι πραγματικός, αφετέρου να μηδενίζεται στις αρνητικές συχνότητες.

Ας τονιστεί σε αυτό το σημείο ότι εάν θέλουμε να πραγματοποιηθεί μόνο η ανάλυση του σήματος χωρίς να απαιτείται η ανακατασκευή του αρχικού σήματος βασισμένη στον μετασχηματισμό κυματιδίων, τότε δεν υπάρχει κανένας περιορισμός όσον αφορά στην επιλογή της μητρικής συνάρτησης (εκτός βέβαια από την πρώτη συνθήκη). Ωστόσο, εάν αναζητείται μια ιδανική ανασύνθεση του αρχικού σήματος, τότε θα πρέπει η μητρική συνάρτηση να ικανοποιεί την συνθήκη παραδεκτού [25]. Για να έχει το ολοκλήρωμα της συνθήκης αυτής πεπερασμένη τιμή θα πρέπει $\tilde{\psi}(\omega) \rightarrow 0$ όταν $\omega \rightarrow 0$. Εάν η συνάρτηση $\tilde{\psi}(\omega)$ είναι συνεχής, όπου συμβαίνει για παράδειγμα η συνάρτηση $\psi(t) \in L[\mathcal{R}]$, τότε προκύπτει ότι $\tilde{\psi}(0) = 0$, το οποίο σημαίνει ότι:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (5.4)$$

Η σχέση αυτή υποδηλώνει πως η μητρική συνάρτηση θα πρέπει να έχει μηδενική μέση τιμή και να παρουσιάζει ταλαντωτική συμπεριφορά ως προς τον άξονα του χρόνου, δηλαδή να παρουσιάζει τη συμπεριφορά ενός κύματος μικρής διάρκειας. Επιπλέον, από τη στιγμή που η συνάρτηση $\tilde{\psi}(\omega) \in L^2[\mathcal{R}]$, θα πρέπει επίσης να φθίνει καθώς $|\omega| \rightarrow \infty$. Επομένως εάν η συνάρτηση $\tilde{\psi}(\omega)$ φθίνει σχετικά γρήγορα όταν $|\omega| \rightarrow \infty$ και όταν $\omega \rightarrow 0$, τότε θα παίρνει πολύ χαμηλές τιμές έξω από ένα εύρος συχνοτήτων, παίζοντας στην ουσία τον ρόλο ενός ζωνοπερατού φίλτρου.

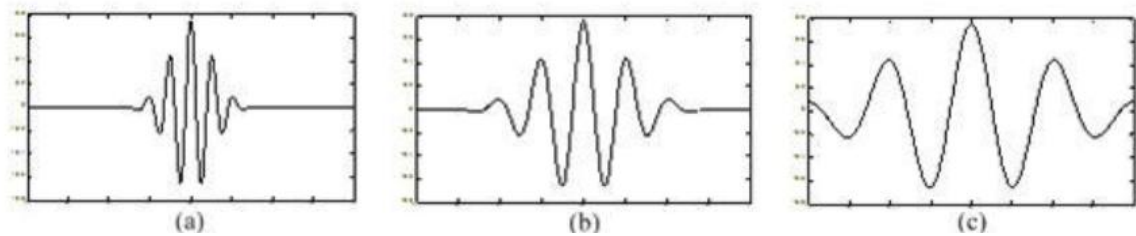
Όπως θα δούμε στη συνέχεια, η αποσύνθεση ενός σήματος $x(t)$ γίνεται ως προς μία βάση κυματοειδών συναρτήσεων $\psi_{u,s}(t)$, οι οποίες αποτελούν τους πυρήνες του μετασχηματισμού κυματιδίων και οι οποίες προέρχονται στην ουσία από τη χρονική μετατόπιση u και τη μεταβολή της κλίμακας s της μητρικής συνάρτησης $\psi(t)$:

$$\psi_{u,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right) \quad (5.5)$$

Η μητρική συνάρτηση $\psi(t)$ είναι κανονικοποιημένη και εστιασμένη στον χρόνο $t = 0$ και κάθε κυματίδιο $\psi_{u,s}(t)$ είναι χρονικά μετατοπισμένο στον χρόνο $t = u$. Ο πολλαπλασιασμός με τον παράγοντα $1/\sqrt{s}$ γίνεται για σκοπούς κανονικοποίησης της ενέργειας έτσι ώστε το μετασχηματισμένο σήμα να έχει την ίδια ενέργεια σε κάθε scale.

Ο μετασχηματισμός Fourier $\tilde{\psi}_{u,s}(\omega)$ των κυματοειδών αυτών συναρτήσεων δίνεται από τη σχέση:

$$\hat{\psi}_{u,s}(\omega) = \sqrt{s} \tilde{\psi}(s\omega) e^{-i\omega u} \quad (5.6)$$



Σχήμα 5.1: Η λειτουργία της κλιμακοποίησης στο πραγματικό μέρος του μητρικού κυματιδίου \ με $\omega_0 = 6$ και (α) $s = 0.5$, (b) $s = 1$, (c) $s = 2$ [55].

Όπως φαίνεται από τις παραπάνω σχέσεις, η παράμετρος της κλίμακας s είναι υπεύθυνη τόσο για τη συστολή ή διαστολή του μητρικού κυματιδίου στο πεδίο του χρόνου, όσο και για τις αντίστοιχες αλλαγές που επιφέρει στο πεδίο των συχνοτήτων. Οι φασματικές ιδιότητες του κάθε κυματιδίου καθορίζονται από την παράμετρο της κλίμακας και το γεγονός αυτό επιτρέπει τον προσδιορισμό της φασματικής συμπεριφοράς ενός σήματος όταν η ανάλυση του γίνεται ως προς μια βάση κυματοειδών συναρτήσεων. Η παράμετρος της κλίμακας στο κυματίδιο και κατ' επέκταση στο μετασχηματισμό κυματιδίων, λειτουργεί όπως στην περίπτωση χαρτών. Έτσι, οι υψηλές κλίμακες ανταποκρίνονται σε μια μη λεπτομερειακή (γενική) άποψη του σήματος και χαμηλές κλίμακες ανταποκρίνονται σε μια πιο λεπτομερειακή άποψη [26][27]. Είναι εξάλλου πολύ αντιπροσωπευτικός ο χαρακτηρισμός που έχει δοθεί από κάποιους για το μετασχηματισμό κυματιδίων ως «μαθηματικό μικροσκόπιο», όπου u η εκάστοτε θέση της ακολουθίας που εξετάζεται και s η σχετική μεγέθυνση σε αυτή τη θέση [24]. Επίσης, όπως είναι ήδη γνωστό, χαμηλές συχνότητες ανταποκρίνονται σε μια γενική πληροφορία του σήματος, ενώ υψηλές συχνότητες ανταποκρίνονται σε μια λεπτομερειακή πληροφορία μιας

κρυμμένης δομής στο σήμα που συνήθως διαρκεί σχετικά κάποιο σύντομο χρονικό διάστημα. Από τα παραπάνω γίνεται αντιληπτό, ότι η παράμετρος κλίμακα και η συχνότητα κυμαίνονται αντιστρόφως ανάλογα, πράγμα αληθές, όπως θα δούμε παρακάτω.

Θα πρέπει να επισημανθεί ότι υπάρχουν δύο βασικές κατηγορίες κυματιδίων: τα *μιγαδικά – αναλυτικά κυματίδια* και τα *πραγματικά κυματίδια* (οπότε αναφερόμαστε στον αναλυτικό και πραγματικό μετασχηματισμό κυματιδίων αντίστοιχα). Χρησιμοποιώντας τα μιγαδικά κυματίδια, ο μετασχηματισμός κυματιδίων επιτρέπει την χρονική εξέλιξη του συχνοτικού περιεχομένου ενός σήματος. Αντίθετα, τα πραγματικά κυματίδια χρησιμοποιούνται συνήθως για την ανίχνευση των απότομων μεταβολών ενός σήματος [28].

Σήμερα, είναι διαθέσιμος ένας μεγάλος αριθμός κυματιδίων που μπορεί κανείς να επιλέξει για την ανάλυση των δεδομένων του. Η βέλτιστη επιλογή κυματιδίου για μια συγκεκριμένη εφαρμογή εξαρτάται τόσο από τη φύση των προς ανάλυση δεδομένων, όσο και από τις εκάστοτε απαιτήσεις μας. Με άλλα λόγια, θα πρέπει να απαντήσουμε σε ερωτήματα όπως, ποια φυσικά φαινόμενα ή διαδικασίες προσπαθούμε να εξετάσουμε, ή πώς πρόκειται να χειριστούμε μετέπειτα τα δεδομένα μας.

Το κυματίδιο, ως συνάρτηση, αποτελεί τον πυρήνα του μετασχηματισμού κυματιδίων, μιας και χρησιμοποιείται μέσω των λειτουργιών της κλιμακοποίησης και της μετατόπισης για να μετασχηματίσει τα δεδομένα μας από το πεδίο του χρόνου (ή χώρου) σε μία άλλη, πιο χρήσιμη μορφή, στο πεδίο του χρόνου-κλίμακας (time-scale representation).

5.1.1 Ιστορική αναδρομή

Όπως είναι γνωστό, η μαθηματική βάση που έδωσε το έναυσμα για τη δημιουργία των κυματιδίων δόθηκε το 1807 από τον J. Fourier, με την ανάπτυξη των θεωριών του πάνω στην ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας, ευρέως γνωστή ως ανάλυση κατά Fourier.

Αποδεικνύοντας ότι κάθε περιοδική συνάρτηση μπορεί να γραφεί ως άθροισμα ημιτόνων και συνημίτονων, ο Fourier άνοιξε ένα νέο δρόμο στον κόσμο των συναρτήσεων. Στην συνέχεια, εξερευνώντας την έννοια των συναρτήσεων, την σύγκλιση των σειρών Fourier και τα ορθογώνια συστήματα, οι μαθηματικοί σταδιακά οδηγήθηκαν από την υπάρχουσα έννοια της ανάλυσης συχνότητας στην έννοια της ανάλυσης κλίμακας. Δηλαδή, στην ανάλυση μίας συνάρτησης δημιουργώντας μαθηματικές δομές με μεταβλητή κλίμακα. Έτσι αναφέρθηκε για πρώτη φορά η έννοια των κυματιδίων από τον Haar το 1909, ο οποίος δημιούργησε μία μεταβλητής κλίμακας συνάρτηση βάσης γνωστή σήμερα με το όνομα του.

Γύρω στα 1930, ο φυσικός Paul Levy χρησιμοποίησε την συνάρτηση βάσης Haar για να μελετήσει την κίνηση Brown. Βρήκε λοιπόν ότι αυτή η βάση είναι σαφώς αποδοτικότερη ως προς την μελέτη πολύπλοκων λεπτομερειών της κίνησης. Την ίδια εποχή οι Littlewood, Paley [29] προσπαθούσαν να υπολογίσουν την ενέργεια μιας συνάρτησης εντοπίζοντας ταυτόχρονα που είναι κατανεμημένα. Ανακάλυψαν μία συνάρτηση η οποία μπορεί να μεταβάλλεται ως προς την κλίμακα και να διατηρεί την ενέργεια όταν υπολογίζουμε την συναρτησιακή ενέργεια.

Την εικοσαετία 1960-1989 οι μαθηματικοί G. Weiss και R. R Coifman [30] μελέτησαν τα «άτομα» και την «ατομική αποσύνθεση». Ως «άτομα» καλούνται τα απλούστερα στοιχεία του χώρου των συναρτήσεων και το αντικείμενο θεωρίας είναι να βρεθούν τα άτομα στους συνήθεις συναρτησιακούς χώρους καθώς επίσης και το σύνολο των κανόνων που επιτρέπουν την ανακατασκευή όλων των στοιχείων του συναρτησιακού χώρου χρησιμοποιώντας αυτά τα άτομα. Την ίδια εποχή μία άλλη προσέγγιση στις «ατομικές αποσυνθέσεις» δόθηκε από τον Calderon (1960) [31].

Είκοσι χρόνια αργότερα οι Grossman και Morlet [32], ένας φυσικός και ένας μηχανικός προσδιόρισαν ευρέως τα wavelets στα πλαίσια της κβαντικής φυσικής παρέχοντας μας ένα διαφορετικό τρόπο σκέψης για τα κυματίδια στηριγμένο στην φυσική διαίσθηση. Στις αρχές της ίδιας δεκαετίας, του 1980, ο D. Marr [33] και στην συνέχεια ο S. Mallat [34] με την δουλειά τους στην επεξεργασία εικόνας έδωσαν την ώθηση στην ανάλυση των Littlewood, Paley να ορίσει ένα αποδοτικό αλγόριθμο για την αριθμητική ανάλυση εικόνας.

Ο S. Mallat έδωσε μία νέα ώθηση στην θεωρία των κυματιδίων μέσα από την δουλειά του στην ψηφιακή επεξεργασία σήματος. Ανακάλυψε στενές σχέσεις μεταξύ των: α) quadrature mirror filters, β) των αλγόριθμων πυραμίδας και γ) των ορθοκανονικών κυματιδιακών βάσεων [34][35][36]. Χάρη στη δουλειά του η Ingrid Daubechies ολοκλήρωσε την δουλειά του Haar δημιουργώντας ορθοκανονικές βάσεις κυματιδίων οι οποίες παρείχαν σαφώς μια πιο αποδοτική ανάλυση και σύνθεση από το σύστημα Haar[37]. Η δουλειά της Daubechies αποτελεί τη βάση του αντικειμένου που σήμερα είναι γνωστό ως συμπίεση σήματος.

Από την παραπάνω σύντομη ιστορική διαδρομή που αφορά την εμφάνιση και την εξέλιξη των wavelets διαπιστώνουμε μία ιδιαιτερότητα στην εξέλιξη της ανάλυσης κυματιδίων. Αρχικά οι μαθηματικοί δούλεψαν στα κυματίδια αλλά με το όνομα «ατομικές αποσυνθέσεις» για αρκετά μεγάλο χρονικό διάστημα. Ο σκοπός τους ήταν να παρέχουν εύκολη και άμεση πρόσβαση σε διάφορους συναρτησιακούς χώρους. Σε όλη αυτή την χρονική περίοδο όμως, δηλαδή μεταξύ του 1907 και του 1980, δεν υπήρξε ανταλλαγή των επιστημονικών απόψεων μεταξύ των μαθηματικών, των φυσικών και των ειδικών στην επεξεργασία σήματος. Μη γνωρίζοντας λοιπόν την ανάπτυξη των κυματιδίων από τους μαθηματικούς, οι τελευταίες δυο ομάδες κάτω από την πίεση συγκεκριμένων αναγκών της επιστήμης τους ανακάλυψαν εκ νέου τα κυματίδια. [38].

Στα τέλη της δεκαετίας του 1970 έκαναν την εμφάνιση τους τα wavelets σε διάφορα επιστημονικά και τεχνολογικά πεδία. Η προέλευση τους οφειλόταν αποκλειστικά και μόνο στους φυσικούς και μηχανικούς και ποτέ στην ανάμειξη των μαθηματικών. Σήμερα βέβαια τα όρια ανάμεσα στα μαθηματικά και την επεξεργασία σήματος και εικόνας είναι πολύ αχνά. Η εκ νέου ανακάλυψη των κυματιδίων από τους ειδικούς των άλλων επιστημών ωφέλησαν και τους μαθηματικούς. Η παράκαμψη που έγινε διαμέσου της επεξεργασίας σήματος και εικόνας ήταν ο γρηγορότερος δρόμος στο να οδηγηθεί η βάση Haar στα Daubechies wavelets.

Από τα παραπάνω γίνεται κατανοητό ότι πολλά στοιχεία της θεωρίας των κυματιδίων είχαν –λίγο έως πολύ- αναπτυχθεί σε πολλά επιστημονικά πεδία αρκετά πριν την ολοκλήρωση και ενοποίηση της. Αυτό τυγχάνει ιδιαίτερης προσοχής, μιας και

φανερώνει εν τέλει τη φυσικότητα αυτής της ανάλυσης. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα η θεωρία των κυματιδίων να εξελιχθεί σε μία ευρέως εφαρμοζόμενη μαθηματική τεχνική, η οποία παρουσιάζει φυσικά ομοιότητες ανάμεσα στις διάφορες μεθόδους που αναπτύχθηκαν ανεξάρτητα στα διαφορετικά πεδία, από την ανάλυση συναρτήσεων έως την επεξεργασία σημάτων, προσδίδοντας τους έτσι ένα κοινό θεωρητικό πλαίσιο εργασίας. Σήμερα, οι εφαρμογές της θεωρίας των κυματιδίων στην επεξεργασία σήματος εκτείνονται από την ανάλυση ομιλίας, την ιατρική εικόνα, τα θεωρητικά μαθηματικά και τη φυσική, μέχρι τη συμπίεση πληροφοριών, τις τηλεπικοινωνίες, καθώς και την πρόβλεψη του καιρού και τη μοντελοποίηση του χρηματιστηρίου αξιών.

5.2 Βασικά είδη μετασχηματισμού κυματιδίων

Ο μετασχηματισμός κυματιδίων αποτελεί ένα εργαλείο το οποίο διασπά δεδομένα ή συναρτήσεις ή τελεστές σε διαφορετικής συχνότητας συστατικά, και εν συνεχεία εξετάζει κάθε συστατικό με ανάλυση που ταιριάζει στην κλίμακα του [39]. Πιο συγκεκριμένα, ο μετασχηματισμός κυματιδίων (wavelet transform) ενός σήματος ορίζεται ως η διαδικασία διάσπασης του σε ένα σύνολο βασικών συναρτήσεων (κυματιδίων), που αποτελούν κλιμακοποιημένες και μετατοπισμένες εκδοχές του μητρικού κυματιδίου. Ο μετασχηματισμός κυματιδίων είναι γενικά ένα φίλτρο ανάλυσης, μιας και εξετάζει ή λειτουργεί στα αποσυντιθέμενα κομμάτια αντί στο αρχικό σήμα. Η αντίστροφη διαδικασία της τοποθέτησης όλων αυτών των συστατικών μαζί ούτως ώστε να ανακατασκευαστεί η αρχική πληροφορία είναι γνωστή ως ο αντίστροφος μετασχηματισμός κυματιδίων (inverse wavelet transform). Ο τύπος της ανακατασκευής είναι ένα φίλτρο σύνθεσης. Εντούτοις κάποια απώλεια πληροφοριών μπορεί να συμβεί κατά την αντίστροφη διαδικασία της ανακατασκευής του αρχικού σήματος.

Υπάρχουν αρκετοί τύποι μετασχηματισμού κυματιδίων, και αναλόγως με την εφαρμογή η χρήση ενός εξ' αυτών μπορεί να υπερτερεί εν συγκρίσει με τους υπόλοιπους.

Σύμφωνα με την Daubechies [39] υπάρχουν ουσιαστικά δύο μεγάλες κατηγορίες μετασχηματισμών κυματιδίων, ο *συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων* – CWT) και ο *διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίων* (Discrete Wavelet Transform – DWT). Ωστόσο υπάρχουν τέσσερις βασικές εκδοχές: ο *συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων και η σειρά κυματιδίων* (Wavelet Series – Ws), ο *διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίων* (Discrete Wavelet Transform – DWT) και ο *διακριτού χρόνου μετασχηματισμός κυματιδίων* (Discrete Time Wavelet Transform -DTWT)[40].

Στην περίπτωση του CWT και της WS η ανεξάρτητη μεταβλητή (π.χ χρόνος ή χώρος) είναι συνεχής, ενώ στον DTWT και στον DWT η ανεξάρτητη μεταβλητή είναι διακριτή. Στη WS, που προκύπτει από τον CWT με δειγματοληψία αλλά και στον DWT, οι παράμετροι του μετασχηματισμού (κλίμακα και μετατόπιση) είναι και οι δύο διακριτές. Στον DTWT, που αντιστοιχεί στον CWT διακριτού σήματος, η μετατόπιση λαμβάνει διακριτές τιμές, ενώ η παράμετρος κλίμακα μπορεί να μεταβάλλεται με συνεχή τρόπο.

Ανάλογα με τη φύση του προς ανάλυση σήματος (διακριτού ή συνεχούς χρόνου) και τη μέθοδο εφαρμογής (π.χ μέσω H/Y) οι επιλογές των διαθέσιμων μετασχηματισμών κυματιδίων περιορίζονται αρκετά. Έτσι, για παράδειγμα, όταν το προς ανάλυση σήμα είναι μία διακριτή ακολουθία, π.χ σήμα της μορφής $\mathbf{x}_n = \mathbf{x}(\mathbf{nT})$, τότε οι επιλογές μας είναι είτε ο DTWT είτε ο DWT. Γενικά, οι CWT και WS είναι καταλληλότεροι για ανάλυση σήματος, διότι έχουν πολύ καλές μαθηματικές ιδιότητες, ενώ ο DWT χρησιμοποιείται κυρίως για κωδικοποίηση σήματος εφαρμογών. Στην περίπτωση που απαιτείται εφαρμογή H/Y ο CWT αντικαθίσταται από την WS. Από την άλλη μεριά, η ημι-διακριτή εκδοχή (WS) και η πλήρης διακριτή (DWT) χρησιμοποιούνται για γενικότερες εφαρμογές της επεξεργασίας σήματος, όπως κωδικοποίηση σήματος π.χ για συμπίεση εικόνας, διαφόρων εργασιών πάνω στην όραση υπολογιστών, κ.α. [40].

Παρόλο που ο μετασχηματισμός WS αποτελεί μία δειγματοληπτημένη έκδοση του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων CWT, δεν πρόκειται στην πραγματικότητα για πραγματικό διακριτό μετασχηματισμό. Μάλιστα, σε περίπτωση που θέλουμε να ανακατασκευάσουμε το σήμα μας, οι πληροφορίες που παρέχει ο WS είναι σε μεγάλο βαθμό περιττή. Αυτός ο πλεονασμός απαιτεί σημαντικό χρόνο υπολογισμού αλλά και

διαθέσιμους πόρους. Αντίθετα, ο DWT ο οποίος βασίζεται στην κωδικοποίηση υποπεριοχών (subband coding), παρέχει επαρκείς πληροφορίες τόσο για την ανάλυση όσο και την ανακατασκευή του αρχικού σήματος ενώ έχει διαπιστωθεί ότι ο χρόνος υπολογισμού είναι σαφώς λιγότερος. Η αναπαράσταση του σήματος προκύπτει χρησιμοποιώντας τεχνικές φιλτραρίσματος, σε αντίθεση με την περίπτωση του CWT όπου τα σήματα αναλύονται χρησιμοποιώντας ένα σύνολο συναρτήσεων βάσης οι οποίες σχετίζονται μεταξύ τους μέσω της κλιμάκωσης και της μετατόπισης. Πιο συγκεκριμένα, ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων υπολογίζεται μεταβάλλοντας την κλίμακα τους προς ανάλυση παραθύρου, μετατοπίζοντας το παράθυρο στον χρόνο, πολλαπλασιάζοντας με το σήμα και στη συνέχεια ολοκληρώνοντας για όλο το χρόνο. Στην περίπτωση του διακριτού μετασχηματισμού, χρησιμοποιούνται φίλτρα με διαφορετικές συχνότητες αποκοπής, προκειμένου να αναλυθεί το σήμα σε διαφορετικές κλίμακες. Το σήμα «περνάει» μέσα από μία σειρά από υψιπερατά και χαμηλοπερατά φίλτρα με σκοπό να αναλυθούν οι υψηλές και οι χαμηλές συχνότητες αντίστοιχα.

Σε αυτό το σημείο έγκειται και η διαφορά ανάμεσα στον συνεχή και διακριτό μετασχηματισμό κυματιδίων.

- Ο συνεχής μετασχηματισμός, σε αντίθεση με το διακριτό, μπορεί να λειτουργήσει σε οποιαδήποτε κλίμακα επιλέξουμε ανάλογα με τις ανάγκες ανάλυσης και την υπολογιστική ισχύ που διαθέτουμε.
- Ακόμη, ο όρος συνεχής αφορά και τη λειτουργία μετατόπισης του κυματιδίου (βήμα 3 της διαδικασίας υπολογισμού, όπως αυτή περιγράφεται στην ενότητα 5.3.3). Η μετατόπιση είναι «λεία», δηλαδή ακουμπάει όλο το πεδίο ορισμού του σήματος που αναλύουμε.

5.3 Συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων (Continuous Wavelet Transform)

Ας θεωρήσουμε την περίπτωση ενός σήματος συνεχούς χρόνου $x(t)$ που περιέχει βραχύχρονες δομές υψηλής συχνότητας και που συμβαίνουν σε πολύ μικρή χρονική διάρκεια μεταξύ τους, καθώς επίσης δομές χαμηλής συχνότητας και μεγάλης διάρκειας, των οποίων οι χαρακτηριστικές συχνότητες βρίσκονται κοντά στο πεδίο των συχνοτήτων. Αυτός ο τύπος σήματος δεν αποτελεί εξαίρεση αλλά μάλλον την πλειονότητα των προς ανάλυση σημάτων. Ένας κατάλληλος μετασχηματισμός στην περίπτωση αυτή θα πρέπει να έχει επαρκή χρονική ανάλυση για να ξεχωρίσει τα σύντομα, υψηλής συχνότητας γεγονότα και ταυτόχρονα πολύ καλή συχνοτική ανάλυση για να διακρίνει τα χαμηλής συχνότητας στατιστικά.

Μία πιθανή λύση στο πρόβλημα αυτό είναι η χρήση μιας αναπαράστασης που έχει μεταβλητή ανάλυση χρόνου – συχνότητας, ή καλύτερα χρόνου – κλίμακας, όπως θα δούμε στην συνέχεια. Η μεταβλητότητα αυτή παρέχεται από τις συναρτήσεις-παράθυρα του μετασχηματισμού κυματιδίων, και πιο συγκεκριμένα από την «συνθήκη παραδεκτού» των κυματιδίων, που επιτάσσει τα τελευταία να έχουν μηδενική μέση τιμή. Αυτή η ιδιότητα παρέχει έναν επιπλέον βαθμό ελευθερίας στο κυματίδιο-παράθυρο σε σχέση με αυτό του STFT, την κλίμακα, κάνοντας το περισσότερο ευέλικτο (περιορίζεται όταν «παρατηρεί» υψίσυχνα γεγονότα και διευρύνεται όταν «παρατηρεί» χαμηλής συχνότητας γεγονότα).

5.3.1 Ορισμός

Στον χώρο $L^2(\mathbb{R})$ δεδομένου ότι είναι ένας Hilbert χώρος ισχύει ότι το εσωτερικό γινόμενο δύο συναρτήσεων f και g ορίζεται από το ολοκλήρωμα:

$$x[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} y_{high}[k] \cdot g[2k-n] + y_{low}[k] \cdot h[2k-n] \langle f, g \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) g^*(t) dt \quad (5.7)$$

Στα πλαίσια αυτά ορίζουμε τον συνεχή κυματιδιακό μετασχηματισμό (Continuous Wavelet Transform, ή CWT) μιας συνάρτησης $f(t) \in L^2(\mathbb{R})$ ως:

$$W_{\psi}^f(u, s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi^* \left(\frac{t-u}{s} \right) dt \quad (5.8)$$

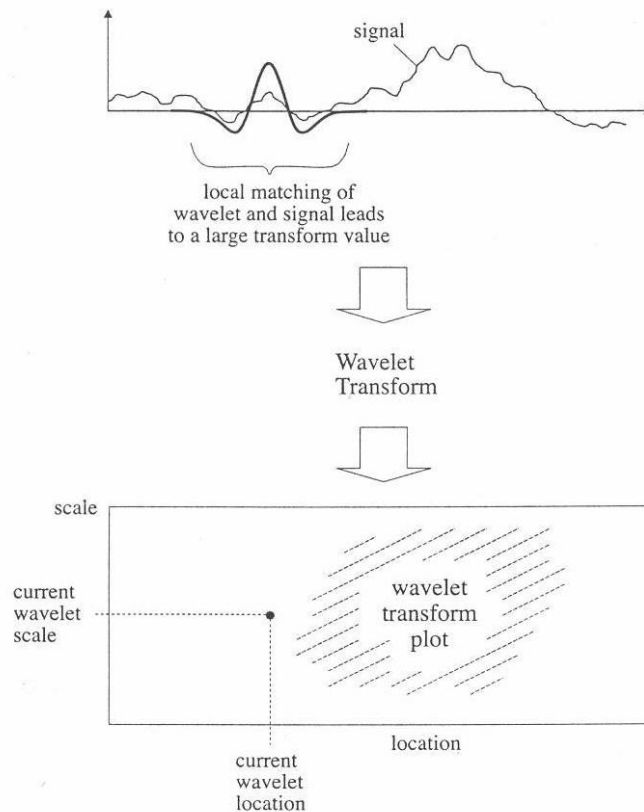
όπου ο αστερίσκος συμβολίζει το μιγαδικό συζυγές, s είναι η κλίμακα και u ένας δείκτης χρόνου.

Οι συναρτήσεις $\psi_{u,s}$ παίζουν τον ίδιο ρόλο με αυτόν του εκθετικού στον ορισμό του κλασικού μετασχηματισμού Fourier. Με άλλα λόγια είναι οι συναρτήσεις βάσης του μετασχηματισμού στις οποίες αποσυντίθεται η συνάρτηση f .

Λαμβάνοντας υπ' όψιν μας το θεώρημα Parseval ο παραπάνω μετασχηματισμός μπορεί να γραφεί ως:

$$W_{\psi}^f(u, s) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \hat{f}(\omega) \hat{\psi}_{u,s}^*(\omega) d\omega \quad (5.9)$$

όπου $\hat{f}(\omega)$ είναι ο μετασχηματισμός Fourier της f και αντίστοιχα η $\hat{\psi}_{u,s}(\omega)$ της ψ .



Σχήμα 5.2: Μετασχηματισμός κυματιδίων: παράδειγμα συνέλιξης του κυματιδίου με το υπό ανάλυση σήμα, και εν συνεχεία απεικόνιση του στο επίπεδο χρόνου – κλίμακας

5.3.2 Σχέση κλίμακας –συχνότητας

Ο CWT ορίζεται αυστηρώς ως μια αναπαράσταση χρόνου – κλίμακας. Όμως, συχνά αποδεικνύεται ευκολότερο να ερμηνευθούν CWT με όρους χρόνου-συχνότητας, παρά με χρόνου-κλίμακας. Έτσι, για ένα δεδομένο κυματίδιο η αντιστοίχιση $f = K / s$, όπου $f = \omega / 2\pi$, είναι δυνατό να χρησιμοποιηθεί επιτρέποντας τον μετασχηματισμό CWT ενός σήματος να ερμηνευτεί ως προς την ισοδύναμη Fourier συχνότητα f παρά ως προς την κλίμακα s . Η σταθερά K εξαρτάται αποκλειστικά από το επιλεγθέν κυματίδιο.

Η σχέση ανάμεσα στην κλίμακα και στην ισοδύναμη συχνότητα Fourier δεν είναι απαραίτητα απλή. Έτσι, κάποια κυματίδια, για παράδειγμα, είναι ιδιαίτερα άρρυθμα, χωρίς κανένα κυρίαρχο περιοδικό συστατικό. Επομένως, σε τέτοιες περιπτώσεις είναι ανούσια η

προσπάθεια αντιστοίχισης τους. Σε αντίθετη περίπτωση προκειμένου να προσδιοριστεί η σχέση κλίμακας με τη συχνότητα θα πρέπει να ακολουθηθεί η εξής διαδικασία [41].

- Επιλογή του επιθυμητού μητρικού κυματιδίου.
- Υπολογισμός του CWT μιας ημιτονοειδούς κυματομορφής γνωστής συχνότητας.
- Υπολογισμός του τετραγώνου του μέτρου CWT, $|\mathbf{W}(\mathbf{u}, s)|^2$.
- Εύρεση της κλίμακας s στην οποία η ποσότητα $|\mathbf{W}(\mathbf{u}, s)|^2$ μεγιστοποιείται.

Ο πίνακας 1 παραθέτει τις σχέσεις κλίμακας s και ισοδύναμης συχνότητας Fourier f για τρεις πολύ γνωστές οικογένειες κυματιδίων. Για παράδειγμα, για το κυματίδιο Morlet με κεντρική γωνιακή συχνότητα $\omega_0 = 6$ η παραπάνω διαδικασία δίνει τη σχέση:

$$s = \frac{1}{1.03 f} \cong \frac{1}{f} \quad (5.10)$$

υποδηλώνοντας ουσιαστικά πως – για το κυματίδιο αυτό – η κλίμακα είναι σχεδόν ίση με το αντίστροφο της ισοδύναμης συχνότητας Fourier.

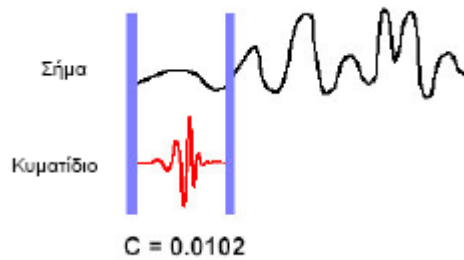
Κυματίδιο	$\psi(t)$	Ισοδύναμη συχνότητα Fourier
Morlet (ω_0 = συχνότητα)	$\pi^{-1/4} e^{i\omega_0 t} e^{-t^2/2}$	$\frac{\omega_0 + \sqrt{2 + \omega_0^2}}{4\pi s}$
Paul (m = τάξη)	$\frac{2^m i^m m!}{\sqrt{\pi(2m)!}} (1 - it)^{-(m+1)}$	$\frac{2m+1}{4\pi s}$
DOG (m = παράγωγος)	$\frac{(-1)^{m+1}}{\sqrt{\Gamma\left(m + \frac{1}{2}\right)}} \frac{d^m}{dt^m} \left(e^{-t^2/2} \right)$	$\frac{\sqrt{m + \frac{1}{2}}}{4\pi s}$

Πίνακας 1: Τρεις συναρτήσεις γνωστών κυματιδίων και οι αντίστοιχες κλίμακας s και ισοδύναμης συχνότητας Fourier f [42].

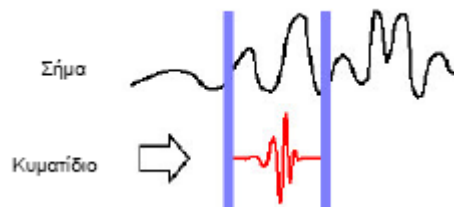
5.3.3 Διαδικασία υπολογισμού του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων

Τα διαδοχικά βήματα της διαδικασίας υπολογισμού του Continuous Wavelet Transform είναι η εξής:

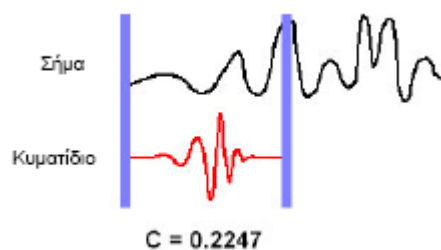
- Επιλογή του mother wavelet ανάλογα με την εφαρμογή.
- Ο υπολογισμός ξεκινάει με $s = 1$. Το wavelet τοποθετείται στην αρχή του σήματος, στο σημείο δηλαδή που αντιστοιχεί σε χρόνο μηδέν. Υπολογίζεται η τιμή του CWT για $u = 0$ και $s = 1$, σύμφωνα με την εξίσωση (5.8).



- Το wavelet μετατοπίζεται δεξιά κατά u στο σημείο $t = u$ και η εξίσωση (5.8) υπολογίζεται εκ νέου προκειμένου να πάρουμε την τιμή του συντελεστή του CWT για $t = u$ και $s = 1$. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται έως ότου το wavelet φθάσει στο τέλος του σήματος (το wavelet πρέπει να καλύψει όλο το εύρος του σήματος).



- Μεταβάλλεται το scale και επαναλαμβάνεται η προηγούμενη διαδικασία για κάθε τιμή του s .



Όταν η διαδικασία έχει ολοκληρωθεί για όλες τις επιθυμητές τιμές του s , οι συντελεστές του συνεχούς μετασχηματισμού wavelet του σήματος έχουν υπολογιστεί.

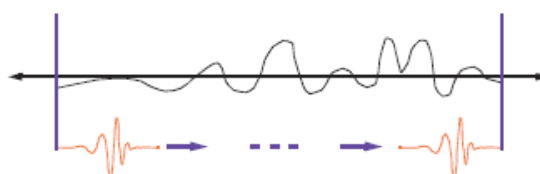
Στη συνέχεια αναφέρονται ορισμένες εξηγήσεις και κάποια συμπεράσματα που προκύπτουν από την εξίσωση (5.8) και τη διαδικασία υπολογισμού που αναπτύχθηκε παραπάνω:

- Για κάθε συγκεκριμένο scale και translation, ένα σημείο του επιπέδου translation-scale υπολογίζεται. Οι υπολογισμοί σε μία κλίμακα κατασκευάζουν τις γραμμές του επιπέδου translation-scale, ενώ οι υπολογισμοί σε διάφορες κλίμακες κατασκευάζουν τις στήλες του επιπέδου translation-scale.
- Αφού το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού είναι ο πολλαπλασιασμός του σήματος με το συγκεκριμένο wavelet, οι συντελεστές του wavelet μετασχηματισμού αντιπροσωπεύουν το «βαθμό συσχέτισης» (ή βαθμό ομοιότητας) ανάμεσα στο σήμα και στη mother wavelet. Βέβαια, η ομοιότητα εδώ, νοείται με βάση το περιεχόμενο ομοίων συχνοτήτων. Οι συντελεστές του CWT που υπολογίζονται, αναφέρονται στο πόσο «πλησιάζει» το σήμα wavelet στην τρέχουσα κλίμακα

Επομένως:

- Αν το σήμα έχει μια συνιστώσα φάσματος που ανταποκρίνεται στην παρούσα τιμή του scale του wavelet, ο συντελεστής του μετασχηματισμού στη συγκεκριμένη χρονική τοποθεσία (translation) όπου η φασματική συνιστώσα υπάρχει, θα έχει μια σχετικά μεγάλη τιμή.
- Σε άλλη περίπτωση, εάν η φασματική συνιστώσα που ανταποκρίνεται στη συγκεκριμένη τιμή του scale δεν είναι παρούσα στο σήμα, τότε ο συντελεστής του μετασχηματισμού θα είναι σχετικά μικρός ή μηδέν.
- Καθώς το scale αυξάνεται (αντίστοιχα μειώνεται η συχνότητα), το πλάτος του wavelet αλλάζει. Όσο το πλάτος αυξάνει, ο μετασχηματισμός ξεκινάει να «ανιχνεύει τις συνιστώσες χαμηλότερων συχνοτήτων. Όταν το scale δηλαδή

είναι χαμηλό (συμπιεσμένο wavelet), ο μετασχηματισμός «ανιχνεύει» τις λεπτομέρειες, τις γρήγορες αλλαγές που υπάρχουν στο σήμα (υψηλές συχνότητες). Αντίθετα, όταν το scale είναι υψηλό (διεσταλμένο wavelet), ο μετασχηματισμός «ανιχνεύει» τα χαρακτηριστικά του σήματος που αλλάζουν αργά (χαμηλές συχνότητες). Έτσι, γίνεται αντιληπτό ότι το πιο συσταλμένο wavelet (το wavelet που αντιστοιχεί στο χαμηλότερο scale) θα πρέπει να είναι τόσο «στενό» όσο η υψηλότερη συνιστώσα συχνότητας που υπάρχει στο σήμα.



Από τα παραπάνω γίνεται εμφανές αυτό που αναφέρθηκε και σε προηγούμενο κεφάλαιο: ο μετασχηματισμός wavelet έχει πολύ καλή ανάλυση του χρόνου και φτωχή ανάλυση συχνότητας σε υψηλές συχνότητες και φτωχή ανάλυση χρόνου και καλή ανάλυση συχνότητας στις χαμηλές συχνότητες. Στις γραφικές παραστάσεις, τα χαμηλότερα scale (υψηλότερες συχνότητες) θα έχουν καλύτερη ανάλυση scale που αντιστοιχεί σε φτωχότερη ανάλυση συχνότητας. Ομοίως, τα υψηλότερα scale (χαμηλότερες συχνότητες) θα έχουν φτωχότερη ανάλυση scale που αντιστοιχεί σε καλύτερη ανάλυση συχνότητας.

5.4 Μετασχηματισμός κυματιδίων διακριτού χρόνου (Discrete Time Wavelet Transform)

Ας θεωρήσουμε την περίπτωση ενός σήματος διακριτού χρόνου x_n με $n = 0 \dots N-1$ και περίοδο δειγματοληψίας δt (αντίστροφο του ρυθμού δειγματοληψίας). Τότε, ο διακριτού χρόνου μετασχηματισμός κυματιδίων (DTWT) του x_n ορίζεται ως η συνέλιξη του x_n με μια κλιμακοποιημένη και μετατοπισμένη εκδοχή του επιλεγέντος μητρικού κυματιδίου $\psi(t)$ ως εξής [42]:

$$DTWT_x(s, n) = \sum_{n'}^{N-1} x_{n'} \psi^* \left[\frac{(n' - n)\delta t}{s} \right] \quad (5.11)$$

Στον DTWT, που αντιστοιχεί στο CWT διακριτού σήματος, η μετατόπιση λαμβάνει διακριτές τιμές, ενώ η παράμετρος κλίμακα θεωρητικά μπορεί να μεταβάλλεται με συνεχή τρόπο. Σε πρακτικές όμως εφαρμογές, και οι δυο παράμετροι μεταβάλλονται με διακριτό τρόπο, με τις τιμές μετατόπισης εξαρτώμενες φυσικά από την περίοδο δειγματοληψίας, και τις τιμές της κλίμακας να μεταβάλλονται με πιο ελεύθερο τρόπο. Η εξίσωση (5.11) συνήθως δε χρησιμοποιείται στην αρχική της μορφή για τον υπολογισμό του μετασχηματισμού κυματιδίων, καθώς είναι γρηγορότερο να επιτευχθούν οι υπολογισμοί στο χώρο Fourier. Για την προσέγγιση του CWT, η συνέλιξη μπορεί να πραγματοποιηθεί παραδείγματος χάριν N φορές για κάθε κλίμακα, όπου N είναι ο αριθμός των σημείων της χρονικής ακολουθίας. Αυτές οι N συνέλιξεις πραγματοποιούνται ταυτόχρονα στο χώρο Fourier με τη βοήθεια του διακριτού μετασχηματισμού Fourier (DFT). Ο DFT του x_n δίνεται από την εξίσωση:

$$\tilde{x}_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-2\pi jkn/N} \quad (5.12)$$

όπου $k = 0 \dots N-1$ είναι ο δείκτης συχνότητας. Επομένως, σύμφωνα με το θεώρημα συνέλιξης ο μετασχηματισμός κυματιδίων θα είναι ο αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier του γινομένου:

$$W_n(s) = \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_k \hat{\psi}^*(s\omega_k) e^{j\omega_k n\delta t} \quad (5.13)$$

όπου η γωνιακή συχνότητα ω_k ορίζεται ως:

$$\omega_k = \begin{cases} \frac{2\pi k}{N\delta t}, k \leq \frac{N}{2} \\ -\frac{2\pi k}{N\delta t}, k > \frac{N}{2} \end{cases} \quad (5.14)$$

Συνεπώς, χρησιμοποιώντας την εξίσωση (5.13) και μια ρουτίνα μετασχηματισμού Fourier, ο DTWT μπορεί να υπολογιστεί για μια συγκεκριμένη κλίμακα s σε όλα τα n ταυτόχρονα και αποτελεσματικά [42].

5.5 Σειρές Wavelet (Wavelet Series)

Έχοντας υπόψη τις πράξεις μεταφοράς και scaling που πραγματοποιούμε στη συνάρτηση mother wavelet, μπορούμε να αναφερθούμε και στη φυσική ερμηνεία του μετασχηματισμού. Με τον ίδιο ακριβώς τρόπο που αναλύουμε με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Fourier μια συνάρτηση σε ένα άθροισμα (παράθεση) ημιτονικών συναρτήσεων διαφορετικών συχνοτήτων και πλάτους, στον μετασχηματισμό κυματιδίων αναλύουμε μια συνάρτηση σε ένα άθροισμα συναρτήσεων που προκύπτουν από την μετάθεση και μεγέθυνση ή σμίκρυνση του mother wavelet.

Ας θυμηθούμε στο σημείο αυτό ότι η πράξη του μετασχηματισμού υπολογίζει το μέτρο κάθε συνιστώσας (coefficient) για δοσμένη κλίμακα (συχνότητα) και μεταφορά (χρόνος.)

$$W_f^\psi(u, s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cdot \psi^*\left(\frac{t-u}{s}\right) dt \quad (5.15)$$

Στο σημείο αυτό μπορούμε να αναζητήσουμε την πρακτική εφαρμογή του Wavelet Transform. Ο υπολογισμός των coefficients γίνεται πάντα μέσω ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή, επομένως παρόλο που τα s και τ μέχρι τώρα ήταν συνεχή, στην πράξη παίρνουν διακριτές τιμές, διαφορετικά ο ακριβής υπολογισμός του μετασχηματισμού θα διαρκούσε άπειρο χρόνο. Με βάση αυτή τη λογική, επιλέγουμε να δίνουμε στην παράμετρο s τιμές της μορφής:

$$s = s_0^j, \quad s_0 \geq 1, \quad j = 1, 2, \dots, n \quad (5.16)$$

Δηλαδή, ξεκινάμε από μηδενική μεγέθυνση, και σε κάθε υπολογιστικό βήμα διπλασιάζουμε την ανάλυση μας. Αντίστοιχα, η έννοια του διπλασιασμού της ανάλυσης έχει νόημα μονάχα εάν τα wavelets βρίσκονται σε μικρότερη απόσταση το ένα από το άλλο. Για αυτό το λόγο το u θα δίνεται από τη σχέση:

$$u = \kappa \cdot s_0 \cdot u_0, \quad u_0 \geq 0, \quad \kappa = 1, 2, \dots, m \quad (5.17)$$

Τελικά, η συνεχής συνάρτηση wavelet παίρνει τη μορφή:

$$\psi_s^u = \frac{1}{\sqrt{s}} \cdot \psi\left(\frac{t-u}{s}\right) \Rightarrow \psi_{j,\kappa}(t) = s_0^{-j/2} \psi(s_0^{-j} - \kappa u_0) \quad (5.18)$$

Στο σημείο αυτό παύουμε να μιλάμε για συνεχή μετασχηματισμό wavelet, και αναφερόμαστε πια στην wavelet σειρά, την απεικόνιση δηλαδή μιας συνάρτησης ως ένα άθροισμα wavelet συναρτήσεων που προκύπτουν από την σχέση ορισμού του WT. Επιπλέον, στην συγκεκριμένη περίπτωση, όπου δίνουμε περιορισμένες σε πλήθος τιμές στις παραμέτρους s και τ , προκύπτει μια κατ' ουσία προσέγγιση του CWT.

Θα μπορούσαμε, αυξάνοντας τις τιμές των s και τ , να λάβουμε μία άριστη προσέγγιση μιας συνάρτησης, όμως ο υπολογισμός της θα κρατούσε ίσως και ώρες. Για

τον σκοπό αυτό χρησιμοποιείται στην πράξη ένας διαφορετικός αλγόριθμος υπολογισμού του μετασχηματισμού κυματιδίων, γνωστός ως *διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίων* (Discrete Wavelet Transform – DWT), ο οποίος περιγράφεται παρακάτω.

5.6 *Διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίων* **(Discrete Wavelet Transform)**

Αν και η «διακριτή» έκφραση του CWT επιτρέπει τον υπολογισμό του μετασχηματισμού με την βοήθεια υπολογιστών, δεν πρόκειται πραγματικά για μετασχηματισμό διακριτού σήματος. Μάλιστα, η σειρά wavelet για την οποία μιλήσαμε προηγουμένως, αποτελεί μόλις μια δειγματοληψία του CWT, με αποτέλεσμα να φέρει πλεονάζουσα πληροφορία σε ότι αφορά στην ανακατασκευή του αρχικού σήματος. Η πλεονάζουσα αυτή πληροφορία επιβαρύνει επιπλέον το κόστος υπολογισμού του μετασχηματισμού. Αντίθετα, ο *διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίων* προσφέρει επαρκή πληροφορία για την ανάλυση και ανακατασκευή του σήματος με σημαντική μείωση στους απαιτούμενους πόρους. Επιπλέον, η υλοποίηση του είναι πολύ ευκολότερη, γεγονός που καθιστά ιδανική τη χρήση του από υπολογιστές.

Ο διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίων αναπτύχθηκε σχεδόν ταυτόχρονα από διάφορες επιστημονικές ομάδες στον κόσμο, με διαφορετικά ονόματα και για διαφορετικούς σκοπούς. Είναι λοιπόν γνωστός ως *subband coding* για την ανάλυση σημάτων φωνής, *pyramidal coding* ή *multiresolution analysis*.

Θυμίζουμε ότι στην ανάλυση του Continuous Wavelet Transform πολλαπλασιάζαμε το αναλογικό μας σήμα με την συνάρτηση wavelet, δίνοντας τιμές στην κλίμακα και τον χρόνο. Στη συνέχεια ολοκληρώναμε το γινόμενο, οπότε προέκυπτε η

ανάλυση του σήματος στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας. Δουλεύοντας με διακριτά σήματα, για την ανάλυση του σήματος σε διαφορετικές κλίμακες (συχνότητες) χρησιμοποιούμε φίλτρα με διαφορετικές συχνότητες αποκοπής (cut-off frequencies). Έτσι, το σήμα διέρχεται από ένα σύνολο υψιπερατών (high-pass) και χαμηλοπερατών (low-pass) φίλτρων. Με τη βοήθεια κάθε φίλτρου μελετάμε το συχνοτικό περιεχόμενο του σήματος.

Με τον τρόπο αυτό αλλάζουμε την ανάλυση (resolution), που αποτελεί μέτρο της (συχνοτικής) πληροφορίας του σήματος. Πράγματι, μελετώντας μόνο ένα μέρος του συχνοτικού περιεχομένου του σήματος, αλλάζουμε την πληροφορία που αυτό φέρει. Όμως, το σήμα μας, αν και με λιγότερες συχνότητες, αποτελείται από τον ίδιο αριθμό δειγμάτων (ας μην ξεχνάμε ότι είναι διακριτό), συνεπώς έχει πλεονάζουσα πληροφορία την οποία χαρακτηρίζουμε με την έννοια της κλίμακας (scale – αριθμός δειγμάτων). Προκειμένου να αποφύγουμε την επανάληψη πρέπει να διώξουμε μερικά από τα δείγματα, και ο τρόπος που το πραγματοποιούμε αυτό είναι αλλάζοντας τον ρυθμό δειγματοληψίας του σήματος.

Στο σημείο αυτό οφείλουμε να παρατηρήσουμε τον ελαφρά διαφορετικό τρόπο με τον οποίο χρησιμοποιούνται οι έννοιες της ανάλυσης και της κλίμακας στον DWT. Στην πραγματικότητα οι έννοιες παραμένουν ίδιες, το ίδιο και η κεντρική ιδέα του μετασχηματισμού, κάτι που θα φανεί καλύτερα στην συνέχεια Εκείνο που αλλάζει σε σχέση με την συνεχή περίπτωση είναι η φυσική ερμηνεία των όρων και η υλοποίησή τους, καθώς έχουμε να κάνουμε με διακριτά μεγέθη. Μέσα σε αυτό το πλαίσιο, χρήσιμο είναι να θυμηθούμε μερικά βασικά σημεία της θεωρίας των διακριτών σημάτων.

Σύμφωνα με το θεώρημα του Shannon, εάν επιθυμούμε την ακριβή ανακατασκευή του αρχικού σήματος, θα πρέπει η συχνότητα δειγματοληψίας να είναι τουλάχιστον ίση με το διπλάσιο της μέγιστης συχνότητας που υπάρχει στο σήμα. Η συχνότητα αυτή ονομάζεται συχνότητα Nyquist.

$$f_s \geq f_n, \quad f_n = 2 \cdot f_{\max} \quad (5.19)$$

Επιπλέον, στα διακριτά σήματα θα αναφερόμαστε στη συχνότητα με μονάδες rad/sec. Η συχνότητα δειγματοληψίας είναι 2π rad/sec, ενώ η μέγιστη συχνότητα στο σήμα είναι π rad/sec. Στην ουσία χρησιμοποιούμε τη διαφορετική έννοια της σχετικής συχνότητας, ωστόσο το φυσικό περιεχόμενο του όρου παραμένει ίδιο.

Η μείωση ή αύξηση του ρυθμού δειγματοληψίας έχει άμεση σχέση με τον αριθμό των διαθέσιμων δειγμάτων. Η σχέση που δίνεται παρακάτω μας δίνει τον επιθυμητό αριθμό δειγμάτων για να επιτύχουμε συχνότητα δειγματοληψίας f_2 , στην περίπτωση που ήδη διαθέτουμε N_1 δείγματα και πραγματοποιούμε δειγματοληψία με ρυθμό f_1 .

$$N_2 = \frac{f_2}{f_1} \cdot N_1 \quad (5.20)$$

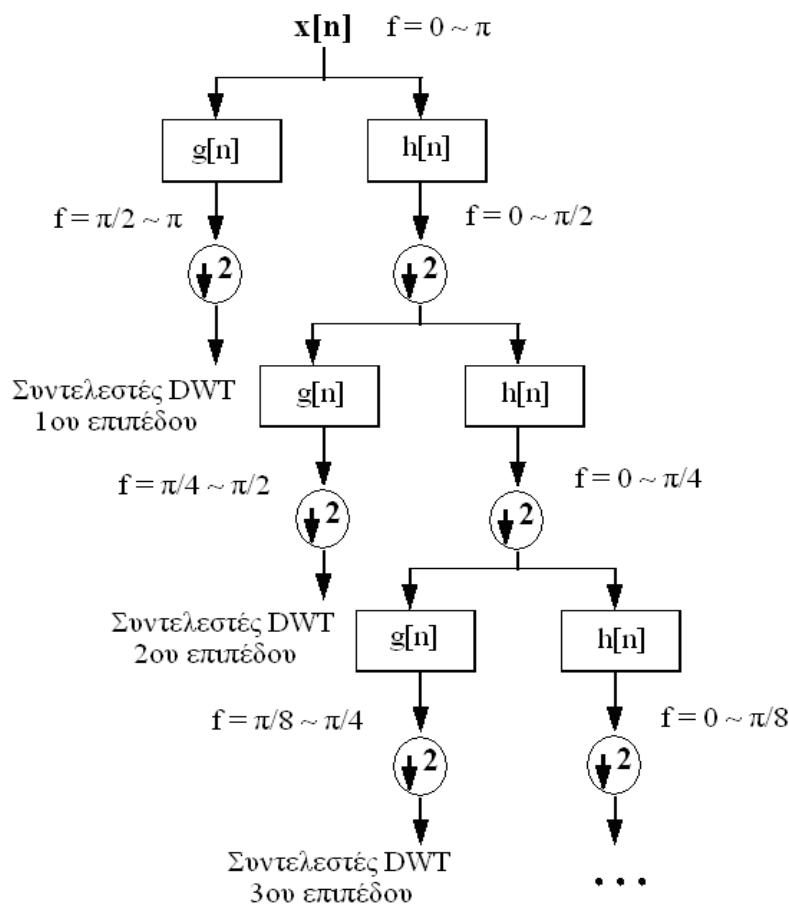
Επομένως, αν θελήσουμε να μειώσουμε τον ρυθμό δειγματοληψίας στο μισό, αρκεί να πάρουμε το μισό αριθμό των δειγμάτων, δηλαδή να κρατήσουμε κάθε δεύτερο δείγμα. Η πράξη αυτή λέγεται subsampling by 2. Γενικά, αν επιθυμούμε να ελαττώσουμε το ρυθμό δειγματοληψίας N φορές, θα κρατήσουμε 1 από κάθε N δείγματα (subsampling by N). Όμως μπορεί να γίνει και το αντίστροφο, να επιθυμούμε δηλαδή να αυξήσουμε το ρυθμό δειγματοληψίας. Στην περίπτωση αυτή προσθέτουμε πλεονάζουσα δείγματα, είτε μηδενικά, είτε από την γραμμική παρεμβολή μεταξύ άλλων δειγμάτων. Η πράξη αυτή λέγεται αντίστοιχα upsampling by N , και προσθέτουμε $N-1$ δείγματα σε κάθε 1 δείγμα που συναντάμε.

Επιστρέφουμε πίσω στην περιγραφή του DWT. Το αρχικό μας σήμα, με μέγιστη συχνότητα π και αριθμό δειγμάτων N , θα περάσει από δύο φίλτρα, ένα half band low pass filter και ένα half band high pass filter. Το πρώτο φίλτρο θα κρατήσει τις συχνότητες από 0

έως $\pi/2$. Συνεπώς διώχνοντας τις υψηλές συχνότητες διώχνει τις σημαντικότερες λεπτομέρειες του σήματος, πραγματοποιώντας ένα είδος εξομάλυνσης και άρα ελαττώνει την ανάλυση του σήματος στο μισό, χωρίς όμως να αλλάζει η κλίμακα, αφού ο αριθμός των δειγμάτων παραμένει ίδιος. Η μέγιστη συχνότητα που υπάρχει πια στο σήμα είναι η $\pi/2$, επομένως η συχνότητα δειγματοληψίας δεν είναι ανάγκη να είναι 2π αλλά π rad/sec. Ο τρόπος που θα πετύχουμε την μείωση του ρυθμού δειγματοληψίας είναι διώχνοντας ορισμένα δείγματα από το σήμα, συγκεκριμένα κάθε δεύτερο δείγμα (subsampling by 2). Με τον τρόπο αυτό διώχνουμε την πλεονάζουσα πληροφορία από το σήμα, άρα διπλασιάζουμε την κλίμακα του σήματος. Η ανάλυση προφανώς δεν επηρεάζεται, αφού στο σήμα εξακολουθεί να υπάρχει η ίδια πληροφορία.

Με εντελώς όμοιο τρόπο το αρχικό σήμα περνά από ένα φίλτρο που κρατά το πάνω μισό του φάσματος του σήματος, τις συχνότητες δηλαδή από $\pi/2$ έως π rad/sec. Είναι φανερό πως στο νέο σήμα περιλαμβάνονται όλες οι λεπτομέρειες (details) του αρχικού σήματος, αφού οι μεγάλες συχνότητες πέρασαν ανέπαφες. Η ανάλυση συνεπώς παρέμεινε σταθερή, σε αντίθεση με προηγουμένως. Αυτή την πληροφορία θα την υποβάλουμε σε μια διαδικασία subsampling by 2, και στη συνέχεια θα κρατήσουμε τα $N/2$ αυτά δείγματα ως συνιστώσες του μετασχηματισμού DWT πρώτου επιπέδου.

Με τον ίδιο ακριβώς τρόπο θα περάσουμε το πρώτο σήμα από μία παρόμοια διαδικασία, από όπου θα προκύψει τελικά το δεύτερο επίπεδο των συνιστωσών του DWT, οι οποίες θα είναι $N/4$ στο πλήθος. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται και το σήμα υποβάλλεται σε μία ακολουθία φιλτραρίσματος (υποδιπλασιασμού της ανάλυσης) και subsampling by 2 για τον διπλασιασμό της κλίμακας. Η ακολουθία αυτή φαίνεται στο σχήμα που ακολουθεί.



Σχήμα 5.3: Αλγόριθμος subband coding [54].

Τελικά θα προκύψουν N συνιστώσες, όσα ακριβώς δείγματα είχε και το αρχικό σήμα. Τα επίπεδα ανάλυσης που σχηματίζονται είναι $\log_2 N$ σε αριθμό και θεωρούμε την μέγιστη ανάλυση με επίπεδο $\log_2 N - 1$, την αμέσως μικρότερη με $\log_2 N - 2$, και τελικά την μικρότερη δυνατή ανάλυση με επίπεδο 0.

Ανακεφαλαιώνοντας, το σήμα σε κάθε βήμα υποβάλλεται σε ένα φιλτράρισμα των συχνοτήτων του, που μειώνει την ανάλυση στο μισό χωρίς να επηρεάζει την κλίμακα, και στη συνέχεια υποβάλλεται σε subsampling by 2, διπλασιάζοντας με αυτόν τον τρόπο την κλίμακα στην οποία βλέπουμε το σήμα. Στην παραπάνω διαδικασία υπονοείται ότι ο αριθμός των δειγμάτων είναι δύναμη του 2, όμως μπορούμε σε κάθε περίπτωση να θεωρούμε πως ισχύει αυτή η υπόθεση χωρίς βλάβη γενικότητας. Είδαμε λοιπόν ότι σε κάθε βήμα παράγεται ένας αριθμός συνιστωσών που περιγράφουν το σήμα. Οι όροι του πρώτου επιπέδου περιγράφουν ακριβώς τις μικρότερες λεπτομέρειες που υπάρχουν στο σήμα. Οι

συντελεστές του αμέσως επόμενου επιπέδου περιγράφουν το σήμα σε πιο αδρές γραμμές, μέχρι που φτάνουμε στο τελευταίο επίπεδο, οπότε και οι συνιστώσες εκφράζουν ουσιαστικά ένα γενικό μέσο όρο, μια εξαιρετικά απλουστευμένη απεικόνιση του σήματος.

5.7 Ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων στον υπολογισμό των φασμάτων

Ο μετασχηματισμός κυματιδίων είναι αναμφισβήτητα ένα δυναμικό εργαλείο λόγω ικανότητας του να εξάγει πληροφορίες από ένα μη στάσιμο σήμα. Είναι επίσης γνωστό ότι για να επιτευχθεί ακριβής ανάλυση μίας χρονικής ακολουθίας θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων και μάλιστα στην διακριτή του μορφή όπως περιγράψαμε στο προηγούμενο κεφάλαιο και όχι ο διακριτός μετασχηματισμός. Ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων επιτρέπει μια καθαρότερη αναπαράσταση του σήματος [44].

Ένα σημαντικό σημείο στην ανάλυση κυματιδίων είναι η κατάλληλη επιλογή της μητρικής συνάρτησης ειδικά όταν έχουμε να αντιμετωπίσουμε σήματα του πραγματικού κόσμου. Επιπλέον, θα πρέπει να είμαστε πολύ πιο προσεκτικοί όταν τα αποτελέσματα της ανάλυσης θα αποτελέσουν βάση για την επεξήγηση πραγματικών σημάτων όπως στην περίπτωση μας.

5.7.1 *Συναρτήσεις κυματιδίων*

Ένα σημαντικό θέμα που προκύπτει κατά την ανάλυση με χρήση κυματιδίων, αποτελεί η επιλογή της κατάλληλης συνάρτησης κυματιδίου. Για το λόγο αυτό υπάρχουν ορισμένα κριτήρια τα οποία είναι απαραίτητο να ληφθούν υπόψη κατά την επιλογή αυτή.

Ένα βασικό κριτήριο αφορά την ορθογωνικότητα της συνάρτησης κυματιδίου. Έτσι, η ανάλυση κυματιδίων μπορεί να είναι ορθογώνια ή μη. Η χρήση ορθογώνιας ανάλυσης κυματιδίων μας δίνει μία πιο συμπαγή αναπαράσταση του σήματος καθιστώντας την καταλληλότερη για επεξεργασία σημάτων. Ο αριθμός των συνελιξέων είναι ανάλογος του εύρους του κυματιδίου στην συγκεκριμένη κλίμακα. Το αποτέλεσμα είναι το φάσμα να περιέχει διακριτά κομμάτια (blocks) δύναμης κυματιδίων. Από την άλλη μεριά όταν ασχολούμαστε με χρονικές ακολουθίες, μία μη περιοδική μετατόπιση στην χρονική ακολουθία παράγει ένα διαφορετικό φάσμα κυματιδίων. Έτσι η πλεονάζουσα πληροφορία που προκύπτει από την χρήση της μη ορθογώνιας ανάλυσης είναι πολύ χρήσιμη στην ανάλυση χρονικών ακολουθιών. Επιπλέον η χρήση ορθογώνιας βάσης συνεπάγεται και την χρήση του διακριτού μετασχηματισμού κυματιδίων ενώ η μη ορθογώνια ανάλυση μπορεί να εφαρμοστεί είτε στον διακριτό μετασχηματισμό είτε στον συνεχή [47].

Ένα άλλο κριτήριο επιλογής αφορά τη χρήση μιγαδικής ή πραγματικής συνάρτησης κυματιδίου. Ένα μιγαδικό μητρικό κυματίδιο παρέχει πληροφορία τόσο για το πλάτος όσο για τη φάση, και υπερτερεί στην αναγνώριση της ταλαντωτικής συμπεριφοράς. Από την άλλη, ένα πραγματικό μητρικό κυματίδιο παρέχει μονοδιάστατη πληροφορία, και δύναται να χρησιμοποιηθεί για την απομόνωση κορυφών και ασυνεχειών.

Άλλο ένα κριτήριο αφορά το εύρος της συνάρτησης κυματιδίου. Σύμφωνα με τους Torrence & Compro[42], το εύρος μπορεί να οριστεί ως ο χρόνος εκθετικής αναδίπλωσης (e-folding time) του πλάτους κυματιδίου. Εξάλλου, όπως έχουμε προαναφέρει, η ανάλυση που προσφέρει μια συνάρτηση κυματιδίου καθορίζεται από την ισορροπία ανάμεσα στο εύρος του πραγματικού χρόνου και του εύρους στο χώρο Fourier (αρχή της απροσδιοριστίας). Έτσι, μια χρονικά περιορισμένη συνάρτηση παρέχει καλή χρονική ανάλυση και ταυτόχρονα φτωχή ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας και αντιστρόφως.

Επιπλέον, το κριτήριο του σχήματος του μητρικού κυματιδίου πρέπει να ληφθεί υπόψη, με τέτοιο όμως τρόπο ούτως ώστε να εκφράζει τα εκάστοτε χαρακτηριστικά του σήματος. Πιο συγκεκριμένα, για ακολουθίες με απότομες μεταβολές του πλάτους, η χρήση του κυματιδίου Haar αποτελεί μια καλή επιλογή, ενώ για ακολουθίες με ομαλές διακυμάνσεις θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί κάποιο σαν το κυματίδιο Morlet.

Το κυματίδιο το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως για τον συνεχή μετασχηματισμό κυματιδίων είναι το κυματίδιο Morlet και ορίζεται ως:

$$\psi\left(\frac{t-u}{s}\right) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} e^{i\omega_0[(t-u)/s]} e^{-[(t-u)/s]^2/2} \quad (5.21)$$

όπου $\omega_0 = 2\pi f_0$ είναι η κεντρική συχνότητα του μητρικού κυματιδίου. Όμως, η παραπάνω συνάρτηση δεν αναπαριστά στην ουσία ένα κυματίδιο από τη στιγμή που έχει μη μηδενική μέση τιμή. Αυτό σημαίνει ότι το ενεργειακό της φάσμα δεν φθίνει όταν η συχνότητα τείνει προς τη μηδενική τιμή, που συνεπάγεται ότι δεν ικανοποιεί την «συνθήκη παραδεκτού». Ωστόσο για $\omega_0 > 5$, ο δεύτερος όρος στην παρένθεση της συνάρτησης (5.21) είναι πολύ μικρός και μπορεί στην πράξη να αγνοηθεί με πολύ μικρό σφάλμα. Σ' αυτή τη περίπτωση η απλουστευμένη μορφή του κυματιδίου Morlet δίνεται από τη σχέση:

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} e^{i\omega_0 t} - e^{-t^2/2} \quad (5.22)$$

Το κυματίδιο αυτό είναι ένα μιγαδικό κύμα, το οποίο εμπεριέχεται σε ένα πλαίσιο γκαουσιανής μορφής. Ο όρος $\pi^{1/4}$ είναι ο παράγοντας κανονικοποίησης που εξασφαλίζει τη μοναδιαία τιμή της ενέργειας του κυματιδίου.

Ο μετασχηματισμός Fourier του συγκεκριμένου κυματιδίου δίνεται από τη σχέση:

$$\tilde{\psi}(\omega) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} \sqrt{2} e^{-\frac{1}{2}(\omega-\omega_0)^2} \quad (5.23)$$

Ένα κλιμακοποιημένο κυματίδιο Morlet δίνεται από τη σχέση:

$$\psi\left(\frac{t-u}{s}\right) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} e^{i\omega_0[(t-u)/s]} e^{-[(t-u)/s]^2/2} \quad (5.24)$$

Από τη σχέση (5.24) φαίνεται άμεσα ότι η τυπική απόκλιση του γκαουσιανού πλαισίου στον άξονα του χρόνου ισούται με την κλίμακα s .

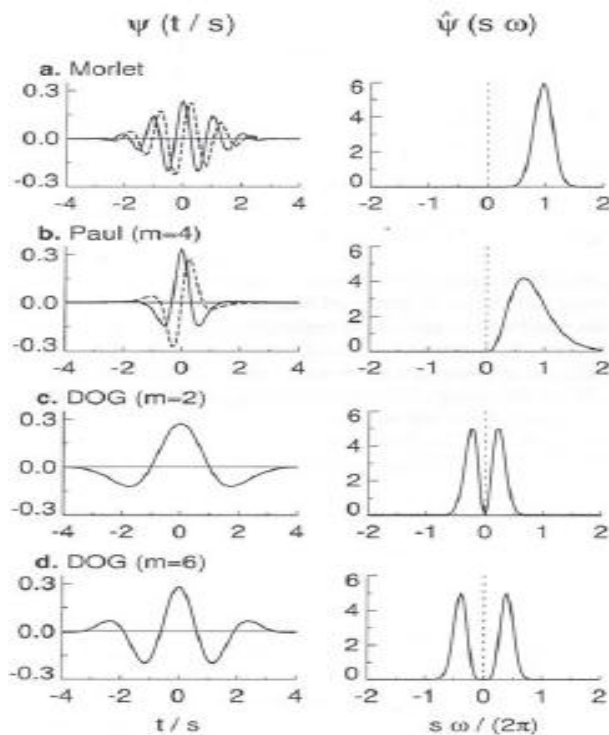
Η κεντρική γωνιακή συχνότητα $\omega_0 = 2\pi f_0$ είναι η συχνότητα του μιγαδικού ημιτονοειδούς και αποτελεί έναν πολύ βασικό παράγοντα όσο αναφορά τα αποτελέσματα της ανάλυσης ενός σήματος με τον μετασχηματισμό CWT. Όπως αναφέραμε και στη παράγραφο 5.3.2 η σχέση κλίμακας – συχνότητας εξαρτάται από την επιλογή του μητρικού κυματιδίου και από την τιμή της κεντρικής συχνότητας. Έτσι, με την επιλογή μιας σχετικά υψηλής τιμής της κεντρικής συχνότητας ($\omega_0 = 6$) του κυματιδίου Morlet η κλίμακα είναι σχεδόν ίση με το αντίστροφο της ισοδύναμης συχνότητας, όπως φαίνεται και από τη σχέση (5.10).

Επιπλέον, η επιλογή της κεντρικής συχνότητας καθορίζει την ανάλυση του μετασχηματισμού CWT στο επίπεδο χρόνου – κλίμακας ή αντίστοιχα χρόνου – συχνότητας. Για υψηλές τιμές της κεντρικής συχνότητας, η διακριτική ικανότητα στο πεδίο της συχνότητας είναι αυξημένη, με παράλληλη όμως μείωση της χρονικής διακριτικής ικανότητας. Υπάρχει δηλαδή ένας συμβιβασμός ανάμεσα στην χρονική και συχνοτική ανάλυση ανάλογα με την επιλογή της κεντρικής συχνότητας.

Ολοκληρώνοντας το εδάφιο, θα πρέπει να σημειωθεί πως η επιλογή της συνάρτησης κυματιδίου δεν αποτελεί κρίσιμη απόφαση στην περίπτωση που το ενδιαφέρον του εκάστοτε αναλυτή περιστρέφεται γύρω από το φασματογράφημα κυματιδίων ή το φάσμα κυματιδίων. Αυτό συμβαίνει μιας και οποιαδήποτε επιλογή συνάρτησης θα παρέχει τα ίδια ποσοτικά αποτελέσματα. Ωστόσο η ποιότητα των αποτελεσμάτων της ανάλυσης καθορίζονται από την επιλογή του κυματιδίου και τα βασικά χαρακτηριστικά του.

Γενικότερα η συνάρτηση κυματιδίων θα πρέπει να αντανakλά το είδος των χαρακτηριστικών που παρουσιάζονται στη χρονική ακολουθία. Αν ενδιαφερόμαστε όμως

αποκλειστικά για τα φάσματα ισχύος που προκύπτουν τότε η επιλογή της συνάρτησης δεν είναι αυτό ακριβώς που θα λέγαμε κρίσιμη, μιας και οποιαδήποτε συνάρτηση δίνει τα ίδια ποιοτικά πάντα αποτελέσματα. Οι συνηθέστερες συναρτήσεις κυματιδίων που χρησιμοποιούνται για τη μη ορθογώνια ανάλυση είναι τρεις. Πρόκειται για τα κυματίδια Morlet και Paul, τα οποία είναι μιγαδικά και το κυματίδιο Derivative of Gaussian (DoG) το οποίο είναι πραγματικό. Και τα τρία αυτά κυματίδια φαίνονται στο σχήμα 5.4 τόσο στο χρονικό πεδίο όσο και στο πεδίο των συχνοτήτων ενώ οι συναρτήσεις τους και τα χαρακτηριστικά τους φαίνονται αναλυτικά στον πίνακα 1.



Σχήμα 5-4. Τέσσερις διαφορετικές βάσεις κυματιδίων. Τα διαγράμματα στα αριστερά δείχνουν το πραγματικό μέρος (συνεχή γραμμή) και το φανταστικό μέρος (διακεκομμένη γραμμή) των κυματιδίων στον χρόνο. Τα διαγράμματα στα δεξιά δείχνουν τα αντίστοιχα κυματίδια στον χώρο των συχνοτήτων. Για λόγους παρουσίασης, η κλίμακα έχει επιλεγεί να είναι $s=10\delta t$. (α) Morlet, (β) Paul ($m=4$), (γ) Mexican Hat (DOG $m=2$) και (δ) DOG ($m=6$) [42].

5.7.2 Κλίμακες

Αφού έχουμε ήδη ασχοληθεί με την επιλογή της μητρικής συνάρτησης κυματιδίων, θα πρέπει στη συνέχεια να δούμε πώς θα διαλέξουμε τις κλίμακες που θα χρησιμοποιηθούν στον μετασχηματισμό. Για μία μη ορθογώνια ανάλυση δεν υπάρχει περιορισμός στην επιλογή. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα οποιοδήποτε σύνολο από κλίμακες ώστε να έχουμε μια εικόνα κατά το δυνατόν πλήρη. Για λόγους καθαρά ευκολίας στους υπολογισμούς επιλέχθηκαν κλίμακες που είναι κλασματικές του 2:

$$s_j = s_0 2^{j\delta j}, \quad j = 0, 1, \dots, J \quad (5.25)$$

$$J = \delta j^{-1} \log_2(N\delta t / s_0) \quad (5.26)$$

όπου s_0 η μικρότερη διακριτή κλίμακα ενώ το J προσδιορίζει την μεγαλύτερη. Το s_0 θα πρέπει να επιλεγεί έτσι ώστε η ισοδύναμη περίοδος Fourier να είναι περίπου $2\delta t$. Το δj είναι ένας παράγοντας που καθορίζει την απόσταση μεταξύ των διακριτών κλιμάκων. Η επιλογή του ώστε να είναι αρκετά μικρό εξαρτάται από το πλάτος του κυματιδίου στον φασματικό χώρο. Για παράδειγμα για το κυματίδιο Morlet, ένα δj γύρω στο 0,5 είναι η μέγιστη τιμή που μπορεί να δώσει μια επαρκή δειγματοληψία στην κλίμακα, ενώ για άλλες συναρτήσεις μπορούν να χρησιμοποιηθούν μεγαλύτερες τιμές. Όσο μικρότερες είναι οι τιμές του δj τόσο καλύτερη ανάλυση πετυχαίνουμε.

Μία προσεκτική εξέταση των κυματιδίων στο σχήμα 5-4 δείχνει ότι η κορυφή στο $\hat{\psi}(s\omega)$ δεν συμβαίνει πάντα στην συχνότητα s^{-1} . Σύμφωνα με τους Meyers et al. (1993) [41], η σχέση ανάμεσα στην ισοδύναμη περίοδο Fourier και την κλίμακα των κυματιδίων μπορεί να προκύψει αναλυτικά για μια συνάρτηση κυματιδίου αντικαθιστώντας ένα συνημιτονοειδές κύμα γνωστής συχνότητας στην εξίσωση (5.13) και υπολογίζοντας την κλίμακα s στην οποία το φάσμα ισχύος φτάνει στο μέγιστο. Για το κυματίδιο Morlet με $\omega_0=6$, η τιμή που παίρνουμε είναι $\lambda=1,03$ όπου λ είναι η περίοδος Fourier. Δηλαδή για το συγκεκριμένο κυματίδιο η κλίμακα του κυματιδίου είναι σχεδόν ίση με την περίοδο

Fourier. Θα πρέπει πάντα να μετατρέπουμε την κλίμακα σε περίοδο Fourier πριν να κάνουμε διαγράμματα αφού συνήθως ενδιαφερόμαστε στην εξίσωση της δύναμης των κυματιδίων σε ορισμένο χρόνο και κλίμακα με την επικρατούσα τιμή Fourier στην ισοδύναμη περίοδο Fourier. Η τελευταία στήλη του πίνακα 1 αφορά αυτήν ακριβώς αυτή την μετατροπή.

5.7.3 Φασματογράφημα κυματιδίων

Όπως είδαμε και παραπάνω, η μητρική συνάρτηση μπορεί να είναι είτε μιγαδική είτε πραγματική. Σε περίπτωση που είναι μιγαδική, ο μετασχηματισμός μπορεί να χωριστεί σε δύο μέρη, το πραγματικό $\Re\{W_n(s)\}$, και το φανταστικό $\Im\{W_n(s)\}$, ή στο πλάτος $|W_n(s)|$ και στη φάση $\tan^{-1}[\Im\{W_n(s)\}/\Re\{W_n(s)\}]$. Για πραγματικές συναρτήσεις κυματιδίων όπως είναι το DOG (derivatives of a Gaussian), το φανταστικό μέρος είναι μηδέν και η φάση απροσδιόριστη.

Ορίζουμε το φάσμα ισχύος κυματιδίων (wavelet power spectrum) ως $|W_n(s)|^2$, όπου $W_n(s)$ ο μετασχηματισμός ο οποίος μπορεί να είναι μιγαδικός ή πραγματικός ανάλογα με την μητρική συνάρτηση. Επίσης ορίζεται ένα άλλο φάσμα κυματιδίων που αποτελεί τον μέσο όρο των τοπικών φασμάτων και ονομάζεται ολικό φάσμα κυματιδίων (global wavelet spectrum):

$$\overline{W}(s) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |W_n(s)|^2 \quad (5.27)$$

5.7.4 *Συνοριακά φαινόμενα και επίπεδο αξιοπιστίας*

Όπως με την εφαρμογή οποιασδήποτε μεθόδου ανάλυσης δεδομένων, έτσι και με την εφαρμογή του CWT θα πρέπει να ληφθούν υπόψη κάποιοι περιορισμοί. Οι περιορισμοί αυτοί πηγάζουν από τη συμβολή αρκετών παραγόντων, όπως είναι η διακριτή φύση των δεδομένων, η περιορισμένη ανάλυση τους, το εφαρμοζόμενο κυματίδιο, η εφαρμοζόμενη διακριτοποίηση και ο αριθμητικός υπολογισμός του μετασχηματισμού, κ.α.

Ο συνήθης υπολογισμός του CWT γίνεται με βάση την σχέση (5.13) και τη βοήθεια του διακριτού μετασχηματισμού Fourier (DFT). Τις περισσότερες φορές όμως τα σύνολα των πειραματικών δεδομένων είναι πεπερασμένης έκτασης, συνεπώς, μιας και ο μετασχηματισμός αυτός θεωρεί τα δεδομένα ως κυκλικά, θα υπεισέρχονται λάθη στις τιμές του κοντά στα όρια του σήματος. Τα λάθη αυτά ονομάζονται συνοριακά φαινόμενα (boundary effects) και γίνονται εμφανή στη χρησιμοποιούμενη απεικόνιση του CWT, για παράδειγμα στο φασματογράφημα κυματιδίων. Αυτά τα φαινόμενα στις άκρες των σημάτων είναι ενισχυμένα στις μεγαλύτερες κλίμακες καθώς το κάθε κυματίδιο εκτείνεται περισσότερο στο χρόνο με αποτέλεσμα μεγαλύτερα τμήματα ασυνεχειών να εισέρχονται στην ανάλυση. Έτσι, δημιουργείται μια περιοχή όπου απεικονίζονται μεγάλες τιμές του μετασχηματισμού κοντά στα όρια της αναπαράστασης του. Αυτή η περιοχή είναι γνωστή ως κώνος επιρροής (Cone Of Influence) και οριοθετεί μία περιοχή όπου τα συνοριακά φαινόμενα επηρεάζουν σημαντικά.

Για την αντιμετώπιση αυτών των φαινομένων, έχουν προταθεί διάφορες μέθοδοι. Ανάμεσα τους είναι και η επέκταση του σήματος τόσο στην αρχή, όσο και στο τέλος του, με μηδενικά (zero padding). Η επέκταση αυτή περιορίζει τα συνοριακά φαινόμενα. Εντούτοις, η επέκταση με μηδενικά εισαγάγει ταυτοχρόνως ασυνέχειες στα άκρα του σήματος, με αποτέλεσμα τη μείωση τιμών του μετασχηματισμού κοντά στα άκρα με την αύξηση της κλίμακας, μιας και περισσότερα μηδενικά συμμετέχουν στην ανάλυση.

Από την άλλη μεριά για να είμαστε σίγουροι ότι μία κορυφή του φάσματος ισχύος είναι πραγματική, εισάγεται η έννοια του επιπέδου αξιοπιστίας (confidence level). Με άλλα λόγια υποθέτουμε ότι έχουμε μία χρονική σειρά:

$$\mathbf{X}_n = \alpha \mathbf{X}_{n-1} + \mathbf{Z}_n, \quad (5.28)$$

όπου α συντελεστής αυτοσυσχέτισης, $x_0=0$, και z_n μεταβλητή από λευκό γκαουσιανό θόρυβο, έχει ένα μέσο φάσμα ισχύος οπότε αν μια κορυφή είναι σαφώς μεγαλύτερη από το φάσμα υποβάθρου τότε υποθέτουμε ότι είναι ένα πραγματικό χαρακτηριστικό με κάποιο συγκεκριμένο ποσοστό αξιοπιστίας. Με βάση τον Gilman και την ομάδα του, το διακριτό μέσο φάσμα ισχύος Fourier της (5.28) ισούται με

$$P_k = \frac{1 - \alpha^2}{1 + \alpha^2 - 2\alpha \cos(2\pi \mathbf{k} / \mathbf{N})}, \quad (5.29)$$

όπου $k=0 \dots N/2$ είναι ο δείκτης συχνότητας.

Έτσι, επιλέγοντας την κατάλληλη τιμή για τον συντελεστή αυτοσυσχέτισης, μπορεί κανείς να χρησιμοποιήσει την (5.29) δημιουργώντας ένα φάσμα κόκκινου θορύβου. Εάν επιλεγεί $\alpha=0$ τότε η (5.29) δίνει λευκό φάσμα θορύβου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

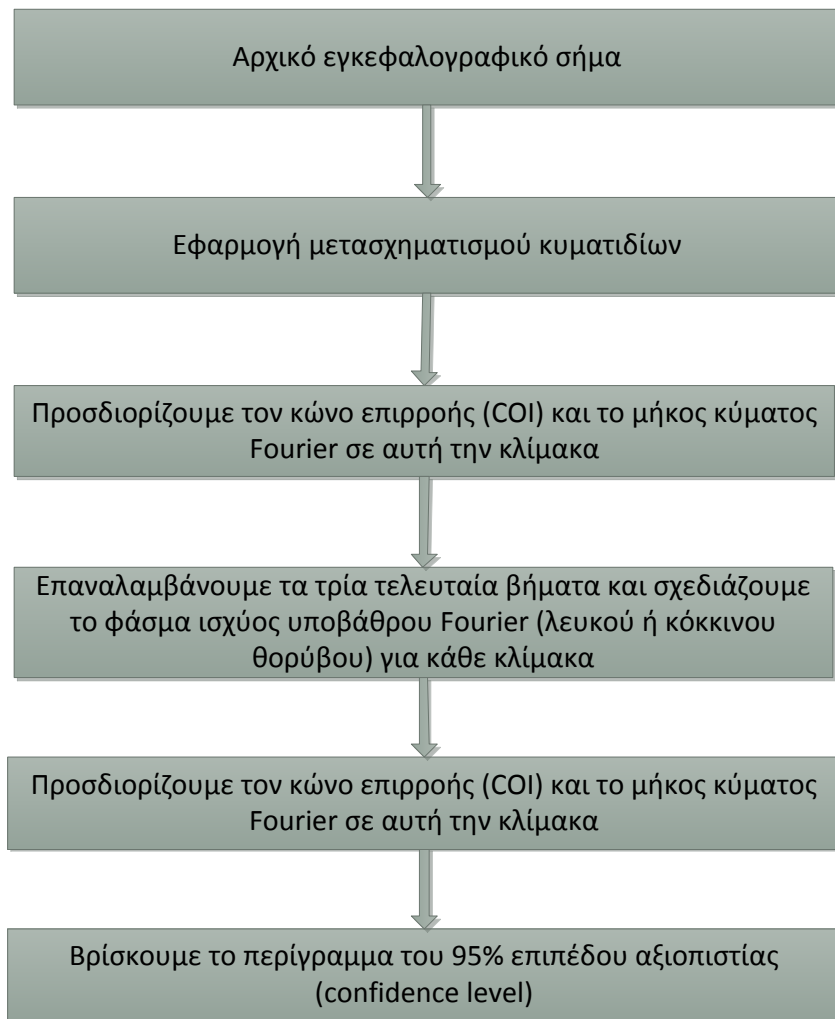
6.1 Εισαγωγή

Στόχος μας είναι να δουλέψουμε και να αναλύσουμε πραγματικά σήματα εγκεφαλογραφήματος. Πιο συγκεκριμένα, θα επεξεργαστούμε τις καταγραφές της εγκεφαλικής δραστηριότητας δύο ομάδων εξεταζόμενων, εννέα υγιών και εννέα ασθενών Alzheimer, κατά τη διάρκεια της διεξαγωγής ενός ακουστικού πειράματος κατά το οποίο ο εξεταζόμενος υπόκειται σε ένα ακουστικό ερέθισμα. Μέσα από την ανάλυση του τμήματος P_{300} και τη μελέτη της ενέργειας των ρυθμών του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος πριν και μετά το ερέθισμα, θα προσπαθήσουμε να διαπιστώσουμε τυχόν διαφοροποιήσεις ανάμεσα στις δύο ομάδες εξεταζόμενων.

Θα πρέπει λοιπόν να είμαστε όσο το δυνατόν πιο σίγουροι για την μέθοδο επεξεργασίας και ανάλυσης δεδομένων μας ώστε να μην προκύψουν λανθασμένα συμπεράσματα. Για τον λόγο αυτό, επιλέξαμε να χρησιμοποιήσουμε τον συνεχή μετασχηματισμό κυματιδίων στη διακριτή του μορφή, προκειμένου να επιτευχθεί ακριβής ανάλυση της χρονικής ακολουθίας αυτών των σημάτων.

6.2 Υπολογισμός του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων

Ο αλγόριθμος υλοποίησης του μετασχηματισμού ακολουθεί τα παρακάτω βήματα:



Σχήμα 6-1: Αλγόριθμος υλοποίησης συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων

Ο αλγόριθμος αυτός υλοποιήθηκε αρχικά από τους Torrence και Compro (1998) από τους οποίους δανειστήκαμε κάποιες αρχικές ρουτίνες.

Σε κάθε χρονική σειρά του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, αποτελούμενο από N δείγματα με περίοδο δειγματοληψίας $\delta t = 1/1024$ (αντίστροφο της συχνότητας δειγματοληψίας 1024 Hz), εφαρμόστηκε ο διακριτού χρόνου μετασχηματισμός κυματιδίων. Για το σκοπό αυτό έγινε η χρήση κατάλληλου λογισμικού (v. 6.03b EEGLAB) , το οποίο τροποποιήθηκε κατάλληλα για την εφαρμογή της παρούσας εργασίας. Η γενικότερη υλοποίηση της όλης διαδικασίας ανάλυσης πραγματοποιήθηκε με χρήση του λογισμικού πακέτου Matlab (The MathWorks Inc.).

Η κλιμακοποιημένη και μετατοπισμένη εκδοχή του μητρικού κυματιδίου του μετασχηματισμού κανονικοποιήθηκε για να έχει σε κάθε κλίμακα μοναδιαία ενέργεια. Η

διαδικασία της κανονικοποίησης έγινε για να εξασφαλιστεί η δυνατότητα της άμεσης σύγκρισης των μετασχηματισμών κυματιδίων σε κάθε κλίμακα s .

Για τον υπολογισμό της διακριτής μορφής του CWT, η συνέλιξη που δίνεται από τη σχέση (4.13) πραγματοποιήθηκε N φορές για κάθε κλίμακα, όπου N ο αριθμός των σημείων της χρονικής ακολουθίας. Αυτές οι N συνέλιξεις πραγματοποιήθηκαν ταυτόχρονα στο χώρο Fourier χρησιμοποιώντας το διακριτό μετασχηματισμό Fourier (DFT).

Για την υλοποίηση του μετασχηματισμού επιλέχθηκε το κυματίδιο Morlet με κεντρική γωνιακή συχνότητα $\omega_0 = 6$. Η επιλογή αυτή έγινε διότι το κυματίδιο αυτό αποτελεί μια τυπική εκλογή για το συνεχή μετασχηματισμό κυματιδίων. Η επιλογή της συγκεκριμένης τιμής της κεντρικής συχνότητας, έγινε, αφενός μεν διότι για την υψηλή αυτή τιμή η κλίμακα είναι σχεδόν ίση με το αντίστροφο της ισοδύναμης συχνότητας Fourier και αφετέρου, διότι μας ενδιαφέρει η συχνοτική ανάλυση να είναι αυξημένη, δεδομένου ότι το ενδιαφέρον της παρούσας ανάλυσης στρέφεται γύρω από το φασματογράφημα κυματιδίων και το φάσμα κυματιδίων του ΗΕΓ. Αυτό εξασφαλίζεται με την επιλογή της συγκεκριμένης υψηλής τιμής της κεντρικής συχνότητας.

Οι τιμές της κλίμακας s όπως αναφέραμε και νωρίτερα, επιλέχθηκαν να είναι κλασματικές δυνάμεις του δύο:

$$s_j = s_0 2^{j\delta_j}, j = 0, 1, \dots, J \quad (6.1)$$

όπου s_0 είναι η μικρότερη επιλύσιμη κλίμακα, το δ_j είναι η απόσταση μεταξύ των διακριτών τιμών κλίμακας, και το J καθορίζει τη μεγαλύτερη κλίμακα.

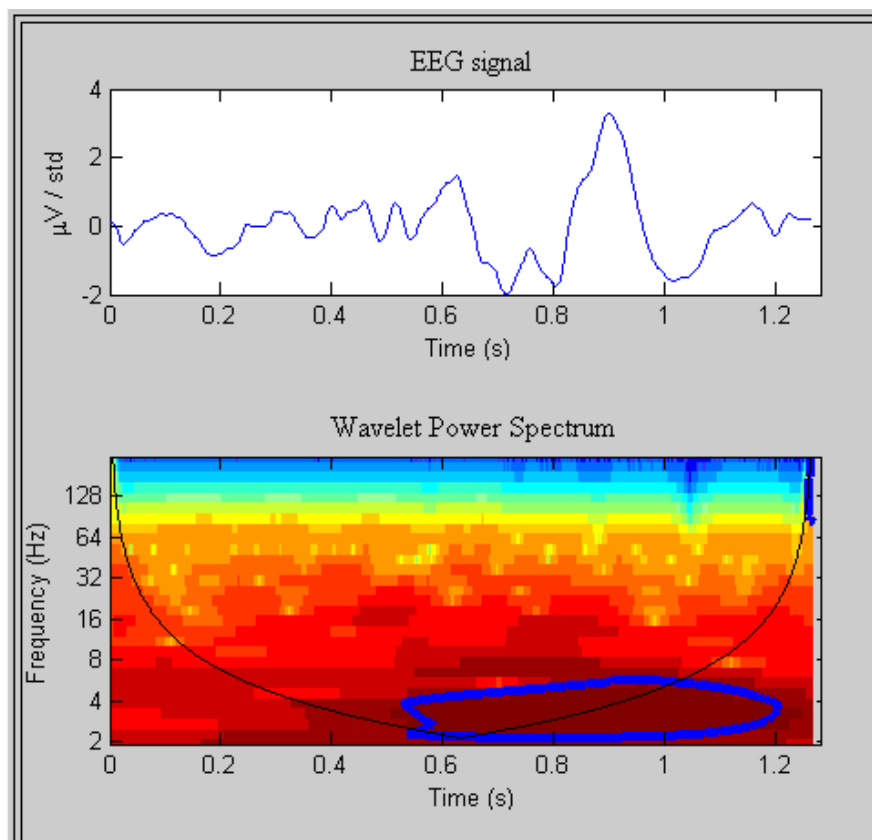
Το s_0 επιλέχθηκε έτσι ώστε η ισοδύναμη περίοδος Fourier να είναι περίπου $2\delta t$, μιας και, ως γνωστόν, η μικρότερη κλίμακα που μπορεί να επιλυθεί είναι περίπου με το αντίστροφο της συχνότητας Nyquist. Η επιλογή ενός ικανοποιητικά μικρού δ_j εξαρτάται από το εκάστοτε εύρος της συνάρτησης κυματιδίου. Για το Morlet κυματίδιο, για παράδειγμα, η μέγιστη τιμή του δ_j που δίνει επαρκή δειγματοληψία στην κλίμακα είναι

περίπου ίση με 0.5, ενώ για άλλες συναρτήσεις κυματιδίων μπορεί να χρησιμοποιηθεί μια μεγαλύτερη τιμή. Μικρότερες τιμές του δj παρέχουν καλύτερη ανάλυση, αυξάνοντας όμως ταυτόχρονα το υπολογιστικό κόστος. Σε αυτή τη μελέτη επιλέχθηκε η τιμή 0.25 για το δj . Το J επιλέχθηκε έτσι ώστε η ελάχιστη ισοδύναμη συχνότητα που αναλύεται με χρήση του μετασχηματισμού κυματιδίων να αγγίζει το όριο του 1 Hz, προκειμένου να πάρουμε πληροφορία και για τον μικρότερο ρυθμό (δέλτα) του Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

6.3 Εφαρμογή του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων

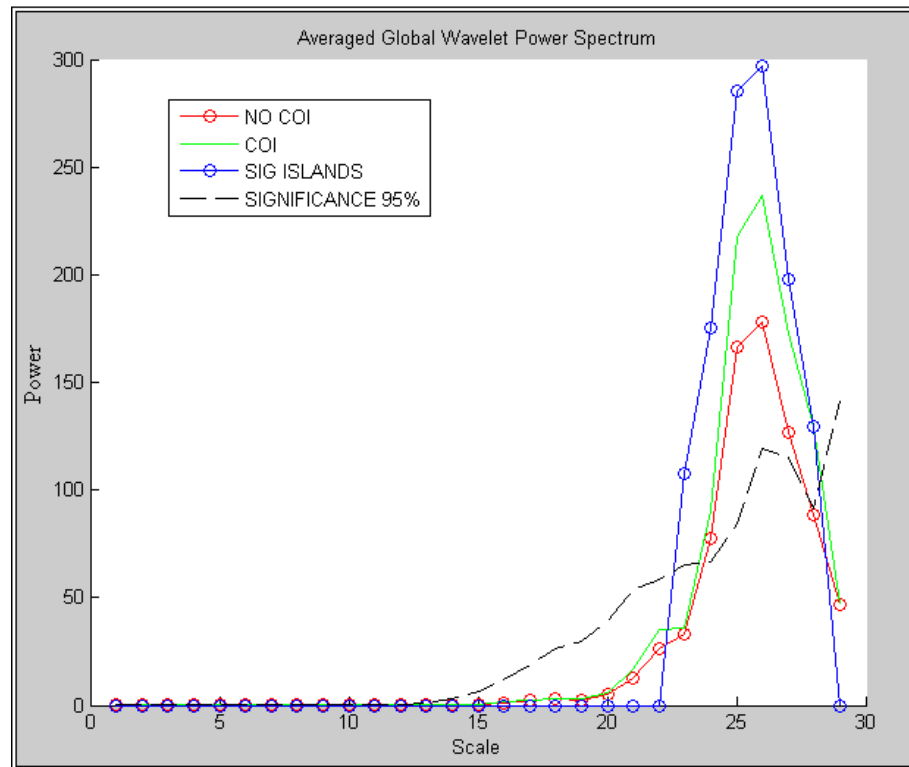
Ακολουθώντας την διαδικασία που περιγράψαμε παραπάνω, είμαστε έτοιμοι να εφαρμόσουμε τον Continuous Wavelet Transform στο σήμα μας. Πρόκειται για σήμα εγκεφαλογραφήματος ενός υγιούς εξεταζόμενου (σχήμα 6-2α), όπου στον κατακόρυφο άξονα φαίνεται το πλάτος του σήματος, ενώ ο οριζόντιος άξονας δείχνει την διάρκεια του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος.

Τα αποτελέσματα του μετασχηματισμού για την συγκεκριμένη μητρική (Morlet) φαίνονται στο σχήμα 6-2(β). Στην κατανομή αυτή της ενέργειας, ο οριζόντιος άξονας αναπαριστά τον χρόνο, δηλαδή τη διάρκεια του σήματος σε δευτερόλεπτα, ενώ ο κατακόρυφος άξονας αναπαριστά την ισοδύναμη συχνότητα Fourier. Οι διαφορετικές αποχρώσεις αναπαριστούν τα διαφορετικά επίπεδα της ισχύος κυματιδίων, όπου μεγαλύτερη αμαύρωση αντιστοιχεί σε μεγαλύτερες τιμές των συντελεστών του μετασχηματισμού. Η καμπύλη γραμμή που εμφανίζεται στο κάτω μέρος του φασματογραφήματος κυματιδίων καθορίζει τα όρια της περιοχής του κώνου επιρροής, όπου κάτω από αυτή τη γραμμή τα συνοριακά φαινόμενα γίνονται σημαντικά. Τα περιγράμματα προσδιορίζουν το λεγόμενο επίπεδο εμπιστοσύνης (confidence level) σε ποσοστό 95% (5% σημαντικό (significant)).



Σχήμα 6-2: (α) Ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα (EEG) υγιούς εξεταζόμενου, (β) Κατανομή ενέργειας κυματιδίων στο επίπεδο χρόνου – συχνότητας (φασματογράφημα κυματιδίων)

Στο σχήμα 6-3 που ακολουθεί απεικονίζονται τέσσερα διαφορετικά φάσματα ισχύος. Καταγράφεται η μέση ενέργεια του φάσματος ανά κλίμακα, προκειμένου να γνωρίζουμε σε ποια κλίμακα και κατά συνέπεια σε ποιες συχνότητες, γίνεται πιο έντονη η εγκεφαλική δραστηριότητα. Υπολογίστηκε επίσης η μέση ενέργεια ανά κλίμακα της περιοχής όπου γίνονται σημαντικά τα συνοριακά φαινόμενα. Ακόμη υπολογίστηκε το μέσο φάσμα ισχύος, όπως και η μέση ενέργεια ανά κλίμακα των περιοχών μέσα σε περίγραμμα, οι οποίες θεωρούνται «σημαντικές». Όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, οι σημαντικές νησίδες προκύπτουν κατόπιν σύγκρισης του διακριτού μέσου φάσματος ισχύος με την μέση ενέργεια που έχει υπολογιστεί, ξεχωριστά για κάθε κλίμακα. Γίνεται λοιπόν αντιληπτό ότι η τιμή του φάσματος ισχύος εξαρτάται κάθε φορά από τις τιμές της ενέργειας του εκάστοτε σήματος του οποίου έχουμε λάβει το φασματογράφημα.



Σχήμα 6-3: Απεικόνιση μέσω φασμάτων ισχύος.

Με κόκκινο χρώμα φαίνεται η μέση ενέργεια του φάσματος ανά κλίμακα. Με πράσινο αναπαρίσταται η μέση ενέργεια ανά κλίμακα της περιοχής όπου γίνονται σημαντικά τα συνοριακά φαινόμενα (COI). Με μπλε φαίνεται η μέση ενέργεια ανά κλίμακα, η οποία αντιστοιχεί στις σημαντικές περιοχές (νησίδια). Με διακεκομμένη γραμμή αναπαρίσταται το μέσο φάσμα ισχύος. Αν μία κορυφή είναι μεγαλύτερη από το μέσο φάσμα ισχύος, τότε υποθέτουμε ότι είναι πραγματικό χαρακτηριστικό με ποσοστό αξιοπιστίας 95%.

Παρατηρώντας και εξετάζοντας τους μετασχηματισμούς εγκεφαλογραφικών σημάτων, μπορούμε να καταλήξουμε σε πολύ χρήσιμα συμπεράσματα, προσφέροντας με αυτό τον τρόπο τη δυνατότητα έγκαιρης διάγνωσης. Βέβαια, αυτό μπορεί να μην σημαίνει θεραπεία όσον αφορά στην νόσο Alzheimer, αλλά δεν ισχύει το ίδιο για παθήσεις του εγκεφάλου ή της καρδιάς. Είναι πολύ πιθανό μία ακολουθία συχνοτήτων στο πεδίο του μετασχηματισμού να μπορέσει να προειδοποιήσει για τυχόν δυσλειτουργίες και να προλάβει ανεπιθύμητα συμπτώματα.

Στο επόμενο κεφάλαιο θα ασχοληθούμε με την επεξεργασία πραγματικών καταγραφών εγκεφαλογραφήματος τόσο υγιών εξεταζόμενων όσο και ασθενών Alzheimer, αποτελέσματα της οποίας μπορεί να φανούν πολύ χρήσιμα για την διάγνωση της ασθένειας, γεγονός το οποίο είναι πολύ σημαντικό όσον αφορά στην αντιμετώπιση της.

6.4 Ανάλυση πραγματικών EEG καταγραφών

Σε αυτή την ενότητα θα ασχοληθούμε με την επεξεργασία πραγματικών καταγραφών εγκεφαλογραφήματος δεκαοχτώ (18) εξεταζόμενων. Πρόκειται για τις καταγραφές της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια της διεξαγωγής ενός ακουστικού πειράματος. Το πείραμα αυτό διαρκεί δύο δευτερόλεπτα και ο ήχος παρουσιάζεται στο πρώτο. Οι συμμετέχοντες βρίσκονται σε κατάσταση ηρεμίας με κλειστά τα μάτια και πρέπει να ανταποκριθούν στον ήχο αυτό πατώντας ένα κουμπί όσο γρηγορότερα μπορούν. Κατά τη διάρκεια της επεξεργασίας αυτού του ερεθίσματος από τον εγκέφαλο, παράγονται ηλεκτρικά σήματα, τα οποία και καταγράφονται από το εγκεφαλογράφημα.

Οι καταγραφές αυτές παρουσιάζουν μία θετική κορύφωση περίπου 250-500 msec μετά το ερέθισμα (τμήμα P_{300}). Το σήμα αυτό καταγράφεται κυρίως σε δυο κανάλια, στο Cz και στο Pz. Όμως έχει παρατηρηθεί, ότι οι σημαντικότερες καταγραφές είναι αυτές που παρατηρούνται στο κανάλι Cz κι αυτός είναι ο λόγος που θα εξετάσουμε αποτελέσματα από το συγκεκριμένο κανάλι.

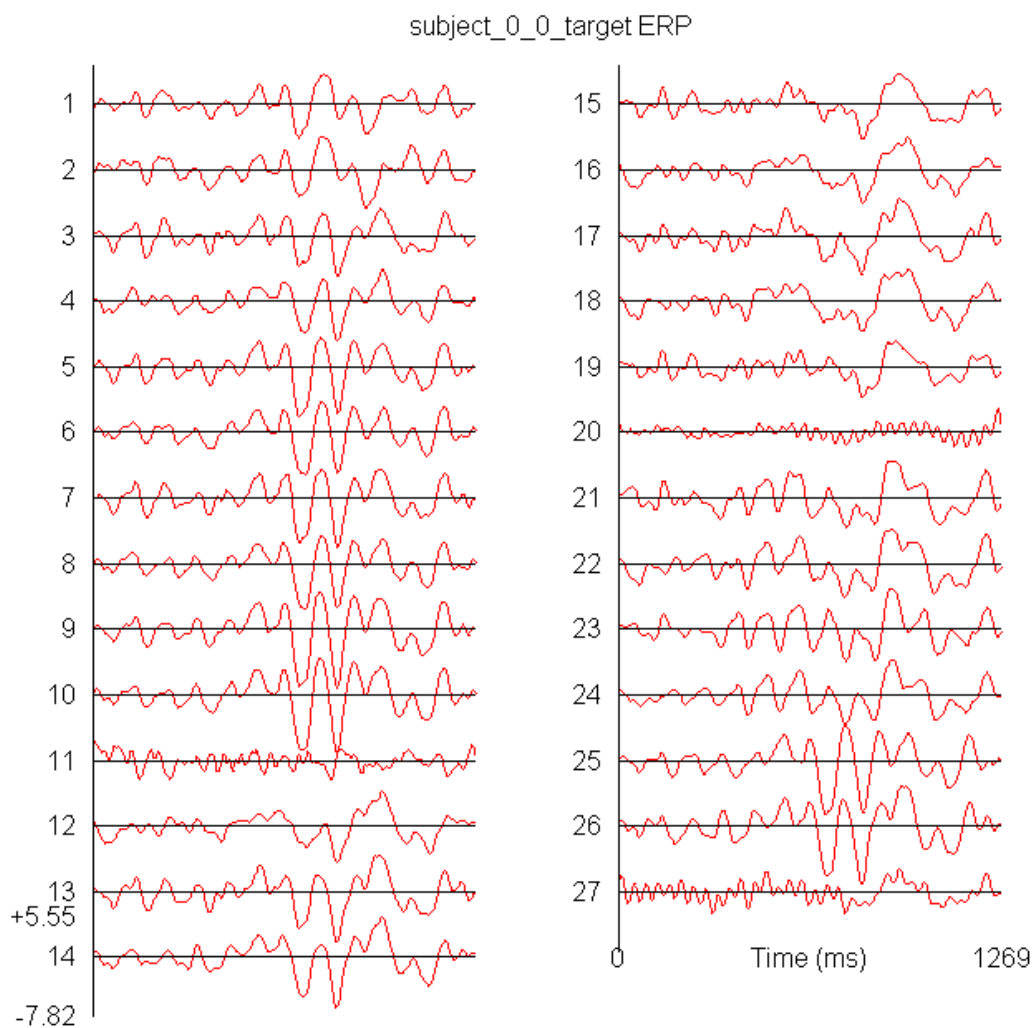
Οι καταγραφές των ηλεκτροεγκεφαλογραφικών σημάτων που εξετάζουμε, ανήκουν σε εννέα υγιείς και εννέα επιβεβαιωμένους ασθενείς της νόσου Alzheimer. Η καταγραφή των εγκεφαλογραφημάτων έχει γίνει με 27 ηλεκτρόδια, τα οποία τοποθετήθηκαν σε ισαπέχουσες θέσεις καλύπτοντας την μέγιστη δυνατή επιφάνεια, με τρόπο που περιγράφεται από τους Nuwer et al (1998) [48]. Οι καταγραφές για τον κάθε εξεταζόμενο έχουν 40 ή 41 δοκιμές. Η δειγματοληψία έγινε με συχνότητα 1024 Hz και με την χρήση τριών φίλτρων. Ενός high pass φίλτρου με cut off συχνότητα 0,016 Hz, ενός low pass φίλτρου με cut off συχνότητα 60 Hz και ενός φίλτρου με συχνότητα 50 Hz το οποίο χρησιμοποιείται για να αφαιρέσει την ηλεκτρική μόλυνση κεντρικών αγωγών.

Οι υγιείς συμμετέχοντες, έξι άντρες και τρεις γυναίκες, δεν έχουν ιστορικό νευρολογικής ή ψυχιατρικής διαταραχής και είναι μεταξύ 37 και 74 ετών. Οι ασθενείς συμμετέχοντες, είναι επιβεβαιωμένοι ασθενείς της νόσου Alzheimer και πρόκειται για δύο

άντρες και επτά γυναίκες μεταξύ 57 και 88 ετών. Και για τους εννέα η «διάγνωση» έγινε σε ένα σχετικά αρχικό στάδιο της νόσου όπου η νόσος είναι ακόμα σε ήπια μορφή. Όπως έχουμε αναφέρει και στο πρώτο κεφάλαιο, διάγνωση με την αυστηρή έννοια του όρου δεν είναι εφικτό αυτή τη στιγμή να γίνει. Στη συγκεκριμένη περίπτωση η διάγνωση έχει γίνει μέσω ψυχομετρικών δοκιμών και cerebral tomography (CT), στην οποία φάνηκε ατροφία στον φλοιό του εγκεφάλου. Επίσης, οι εξεταζόμενοι υποβλήθηκαν σε εξέταση Mini Mental State Examination (MMSE) και το αποτέλεσμα ήταν από 18 έως 29, σε μία κλίμακα από 1 έως 30 [49]. Η εξέταση αποτελείται από ένα σύντομο ερωτηματολόγιο, το οποίο χρησιμοποιείται για να ενεργοποιήσει τη διαδικασία της μάθησης. Ένα αποτέλεσμα από 27 έως 30 θεωρείται φυσιολογικό, ενώ αποτέλεσμα από 18 έως 26 υποδεικνύει ύπαρξη άνοιας ή άλλης διανοητικής διαταραχής [50].

6.5 Εντοπισμός των κορυφών P_{300} και καταγραφή των χαρακτηριστικών amplitude και latency.

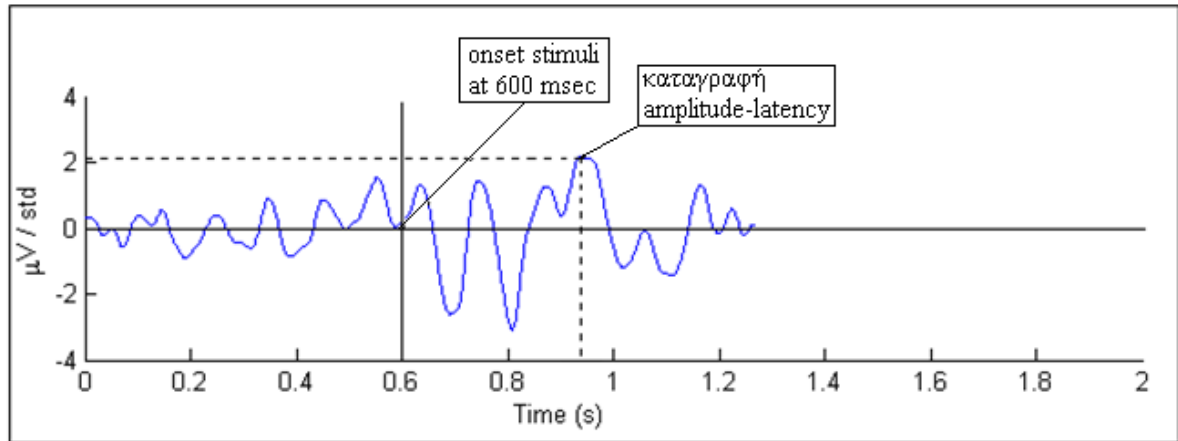
Αρχικά, για κάθε έναν από τους δεκαοκτώ ασθενείς εξάγουμε τον μέσο όρο των σημάτων των επιμέρους μετρήσεων. Με αυτό τον τρόπο προκύπτει ένα σήμα για κάθε ασθενή που αντιστοιχεί στον μέσο όρο των 40 ή 41 μετρήσεων. Στο σχήμα 6.4 παρακάτω, δίνονται τα αποτελέσματα εφαρμογής της τεχνικής averaging στα αρχικά δεδομένα του εξεταζόμενου subject_0_0_target.



Σχήμα 6-4: Η μέση τιμή (average) των 41 δοκιμών των σημάτων EEG για τον υγιή εξεταζόμενο (subject_0_0_target) για τα 27 κανάλια.

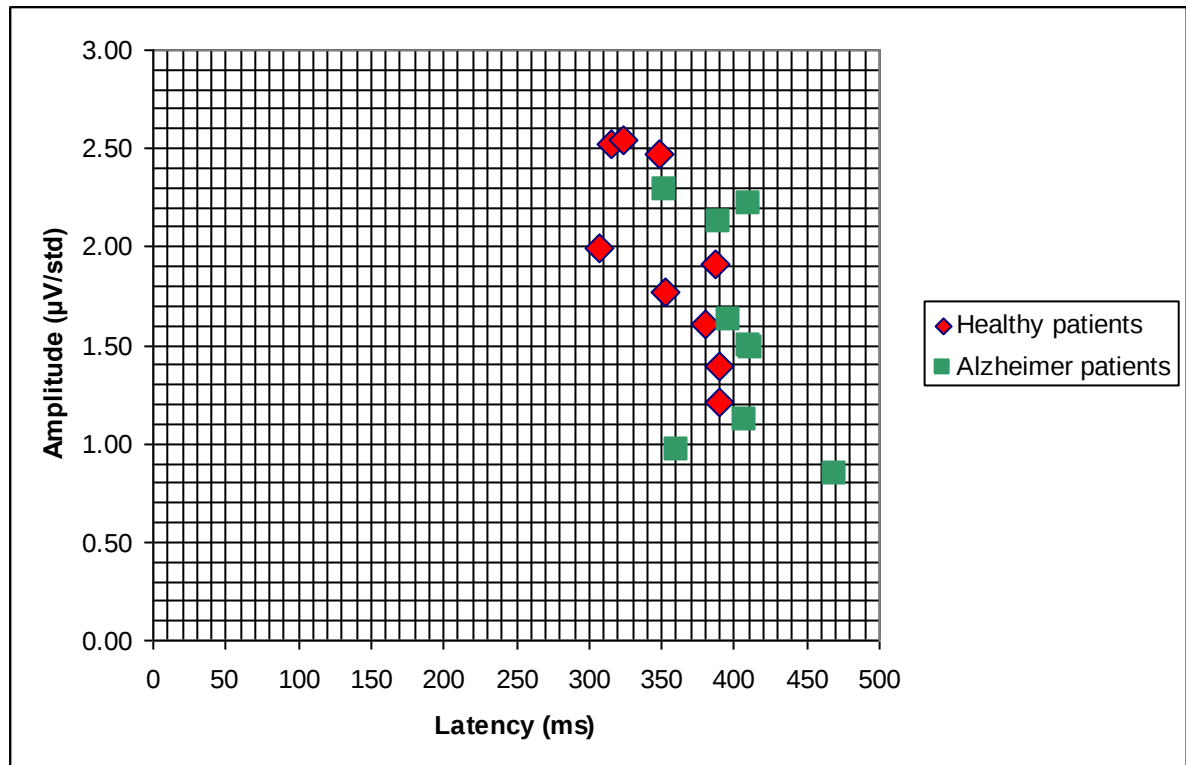
Για κάθε σήμα που προκύπτει ανά ασθενή, καταγράφουμε το μέγιστο πλάτος και τον λανθάνοντα χρόνο στον οποίο παρουσιάζεται το συστατικό P_{300} . Η αναζήτηση του μέγιστου κατ' απόλυτη τιμή peak γίνεται σε ένα χρονικό πλαίσιο γύρω από την τιμή latency, στην οποία περιμένουμε την κορύφωση. Στα πραγματικά δεδομένα, από τις ιδιότητες του τμήματος P_{300} αναμένουμε αυτή η τιμή να είναι περίπου 300ms μετά την εμφάνιση του ερεθίσματος. Θα ήταν ανούσιο να εξετάσουμε τα μέγιστα σε όλη τη διάρκεια του σήματος, αφού σε μία τέτοια περίπτωση θα επιλέγαμε και ενεργοποιήσεις

που εκφράζουν κορύφωση σε αδιάφορη χρονική στιγμή η οποία δεν αντιπροσωπεύει χρήσιμη πληροφορία.



Σχήμα 6-5: Εντοπισμός της κορυφής P_{300} και καταγραφή των χαρακτηριστικών amplitude και latency.

Η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε για όλους τους εξεταζόμενους. Λάβαμε με αυτόν τον τρόπο δεκαοκτώ μέγιστα πλάτη και τα αντίστοιχα χρονικά σημεία όπου αυτά συνέβησαν. Τα αποτελέσματα της καταγραφής αυτής δίνονται στο επόμενο σχήμα.



Σχήμα 6-6. Μέγιστα πλάτη και ο λανθάνοντας χρόνος όπου αυτά συμβαίνουν μετά το ερέθισμα, για τους 9 υγιείς και τους 9 ασθενείς εξεταζόμενους.

Latency (ms)	1-200	201-250	251-300	301-350	351-400	401-600
Healthy patients	0	0	0	4 (44%)	5 (55.5%)	0
Alzheimer patients	0	0	0	0	4 (44%)	5 (55.5%)

Πίνακας 2: Χρονικά διαστήματα στα οποία παρατηρείται κορύφωση μετά το ερέθισμα, των μέσων όρων των σημάτων των επιμέρους μετρήσεων των εξεταζόμενων. Σε παρένθεση τα ποσοστά των υγιών και των ασθενών σε σχέση με το σύνολο των υγιών και των ασθενών αντίστοιχα.

6.6 Ανάλυση στη συχνότητα

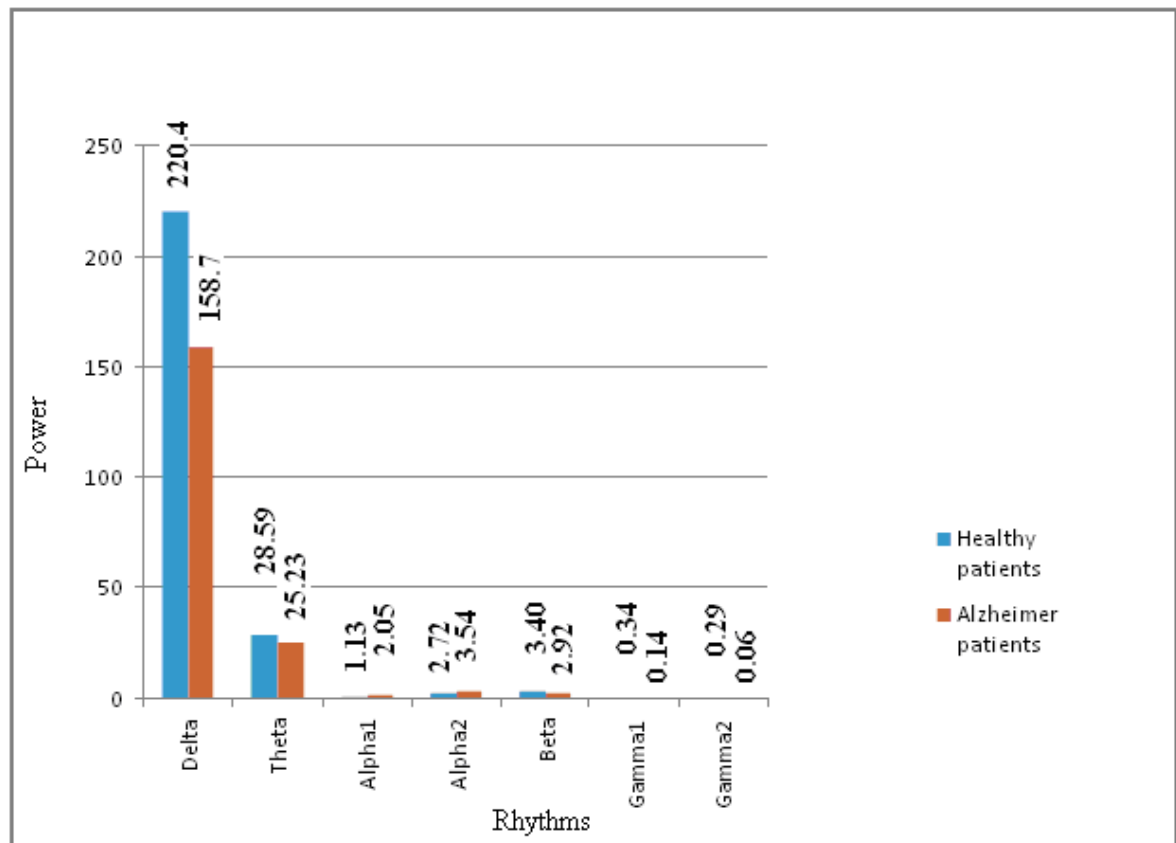
Για κάθε εγκεφαλογραφικό σήμα που προκύπτει από τον μέσο όρο των επιμέρους μετρήσεων κάθε εξεταζόμενου, εφαρμόζουμε τον συνεχή μετασχηματισμό κυματιδίων στη διακριτή του μορφή. Στο φασματογράφημα (wavelet spectrum) που προκύπτει από την εφαρμογή του μετασχηματισμού για κάθε εξεταζόμενο – σήμα ξεχωριστά, φαίνεται η κατανομή ενέργειας κυματιδίων στο επίπεδο χρόνου – συχνότητας (σχήμα 6-2β). Το φασματογράφημα είναι χωρισμένο σε 29 κλίμακες. Όπως έχουμε αναφέρει σε προηγούμενο κεφάλαιο, στον μετασχηματισμό wavelet η έννοια της κλίμακας αντικαθιστά την έννοια της συχνότητας του μετασχηματισμού Fourier. Επομένως, υπάρχει μία σχέση μεταξύ κάθε κλίμακας και ενός ισοδύναμου συνόλου συχνοτήτων. Η σχέση αυτή φαίνεται στον πίνακα που ακολουθεί:

Ρυθμός	Συχνότητα (Hz)	Κλίμακες
Δέλτα	0,5-4	25,26,27,28,29
Θήτα	4-8	21,22,23,24
Άλφα 1	8-10	20
Άλφα 2	10-13	18,19
Βήτα	13-30	14,15,16,17
Γάμμα 1	30-45	11,12,13
Γάμμα 2	45-90	7,8,9,10,

Πίνακας 3: Αντιστοιχία των κλιμάκων του μετασχηματισμού Wavelet, με τις ισοδύναμες συχνότητες Fourier.

Έτσι, γνωρίζοντας τις κλίμακες που αντιστοιχούν σε κάθε ρυθμό συχνοτήτων, μας είναι εύκολο να υπολογίσουμε την συνολική ενέργεια ανά συχνοτική ζώνη (δ , θ , α , β , γ). Στη συνέχεια υπολογίστηκε ο μέσος όρος της ενέργειας ανά ρυθμό από το χρονικό σημείο που δίδεται το ακουστικό ερέθισμα (600msec) και μετά, τόσο για τους υγιείς

εξεταζόμενους όσο και τους ασθενείς Alzheimer. Τα αποτελέσματα δίνονται στο σχήμα που ακολουθεί.



Σχήμα 6-7. Μέση ενέργεια ανά ρυθμό συχνοτήτων για υγιείς και ασθενείς εξεταζόμενους από το σημείο που δόθηκε το ερέθισμα και μετά.

Παρατηρούμε ότι για τις ζώνες συχνοτήτων δέλτα, θήτα, βήτα, γάμμα1 και γάμμα2, η μέση ενέργεια που μετρήθηκε για τους υγιείς είναι μεγαλύτερη από αυτή των ασθενών που πάσχουν από τη νόσο Alzheimer. Αντιθέτως, για τις ζώνες συχνοτήτων άλφα 1 και άλφα 2, η μέση ενέργεια των υγιών υπολείπεται σε σχέση με αυτή των ασθενών εξεταζόμενων.

6.6.1 *Ανάλυση ενέργειας άλφα μπάντας συχνοτήτων σε σχέση με το συστατικό P₃₀₀.*

Στην συνέχεια μελετήσαμε την δραστηριότητα του άλφα ρυθμού (8-13 Hz) πριν το ερέθισμα για το ηλεκτρόδιο Cz για όλους τους εξεταζόμενους. Ο λόγος είναι ότι έρευνες στο παρελθόν έχουν δείξει πως ο άλφα ρυθμός επηρεάζει τις διάφορες συνιστώσες του ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος που προκαλούνται μετά από κάποιο εξωτερικό ερέθισμα. Κάτι τέτοιο δεν θα πρέπει να μας κάνει εντύπωση, αφού όπως είδαμε στο δεύτερο κεφάλαιο, οι άλφα ταλαντώσεις επιδρούν στην ηλεκτροεγκεφαλική δραστηριότητα των ατόμων κατά τη φάση της χαλάρωσης, και απεικονίζουν χαρακτηριστικά της κατάστασης του εγκεφάλου τα οποία είναι σημαντικά σε σχέση με την διαδοχική επεξεργασία πληροφορίας στον εγκεφαλικό φλοιό. Επίσης όπως έχει ήδη αναφερθεί, οι ρυθμοί άλφα είναι ισχυρά συνδεδεμένοι με το επίπεδο προσοχής και την επεξεργασία της πληροφορίας που υπάρχει στον εγκεφαλικό φλοιό, ενώ έχει αποδειχτεί ότι μεταβάλλονται με διεργασίες που σχετίζονται με κίνηση, γνώση ή αίσθηση. Επομένως είναι λογικό όταν αυξάνεται ή μειώνεται η ισχύς του άλφα ρυθμού να προκαλείται ενεργοποίηση ή αναστολή των αισθητήρων που είναι υπεύθυνοι για το εκάστοτε ερέθισμα.

Βέβαια, ίσως η πιο μελετημένη σχέση να είναι αυτή μεταξύ του πλάτους ενέργειας άλφα μπάντας πριν το ερέθισμα και του πλάτους του N1 συστατικού του ERP, αλλά υπάρχει μια σχετική «σύγκρουση» στη βιβλιογραφία σχετικά με τη φύση αυτής της σχέσης. Ο Basar και η ομάδα του έκαναν λόγο για μία αντίστροφη σχέση μεταξύ της δραστηριότητας του άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του πλάτους του ERP, με μικρότερα πλάτη ERP να παρατηρούνται όταν παρουσιάζονται μεγαλύτερες τιμές πλάτους της άλφα δραστηριότητας (Basar, 1980; Basar and Stampfer, 1985; Basar et al., 1989; Rahn and Basar, 1993). Παραδόξως, αποτελέσματα με αντίθετες συνέπειες έχουν αναφερθεί από την ομάδα Brandt, Åhs ((Brandt and Jansen, 1991; Brandt et al., 1991; Jansen and Brandt, 1991; Brandt, 1997), όπου μεγαλύτερη ενέργεια άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα να οδηγεί σε μεγαλύτερα πλάτη ERP. Το 1980, στα πλαίσια κατανόησης της σχέσης ενέργειας άλφα ρυθμού και ERP, ο Basar εισήγαγε τον όρο «συντελεστή ισχύος»

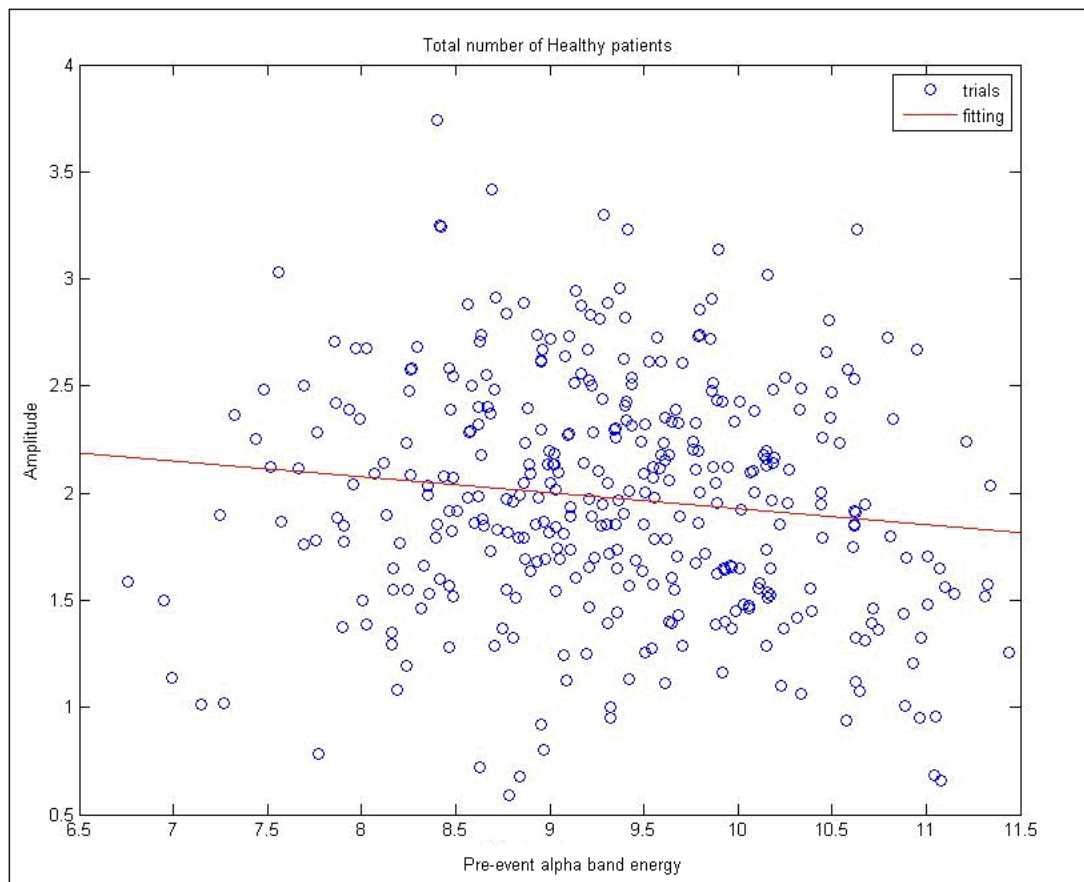
(Effect Factor), ως το λόγο του μεγαλύτερου εύρους πλάτους από κορυφή σε κορυφή μετά το ερέθισμα, προς την ρίζα της μέσης ενέργειας άλφα μπάντας πριν το ερέθισμα. Ο Basar έκανε πολλές φορές αναφορά για σχέση αντιστροφής μεταξύ του συντελεστή ισχύος και της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα, την ίδια στιγμή όπου ο Brandt και η ομάδα του υποστήριζαν ότι εκτός από σχέση αντιστροφής συνδέονταν και με εκθετική σχέση μεταξύ τους.

Παρά το γεγονός ότι το σύνολο της έρευνας αφορά στην επίδραση της άλφα δραστηριότητας στα N1 και N1P2 συστατικά, μερικοί ερευνητές κάνουν λόγο και για τη σχέση του άλφα ρυθμού με το συστατικό P3. Για παράδειγμα οι Jasiukaitis και Herakem (1988) υποστηρίζουν ότι αυξημένες τιμές πλάτους του P3 στα ηλεκτρόδια Cz και Pz, σχετίζονται με υψηλότερα επίπεδα της RMS άλφα μπάντας στο ηλεκτρόδιο Pz. Ωστόσο, τα συγκεκριμένα αποτελέσματα βγήκαν βάσει έρευνας που έγινε πάνω σε μικρό μέγεθος δείγματος, και δε γνωρίζουμε κατά πόσο είναι αντικειμενικά και εκφράζουν το σύνολο. Σε αντίθεση με τους Jasiukaitis και Herakem, ο Price (1997) υποστήριξε σε έρευνα του ότι αυξημένες τιμές πλάτους του άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα σχετίζονται με μειωμένες τιμές πλάτους του P₃₀₀. Παρόμοια συμπεράσματα που αφορούν στην αντίστροφη σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού και του πλάτους της συνιστώσας P₃₀₀ παρουσιάστηκαν και σε άλλες μελέτες [57][58][59].

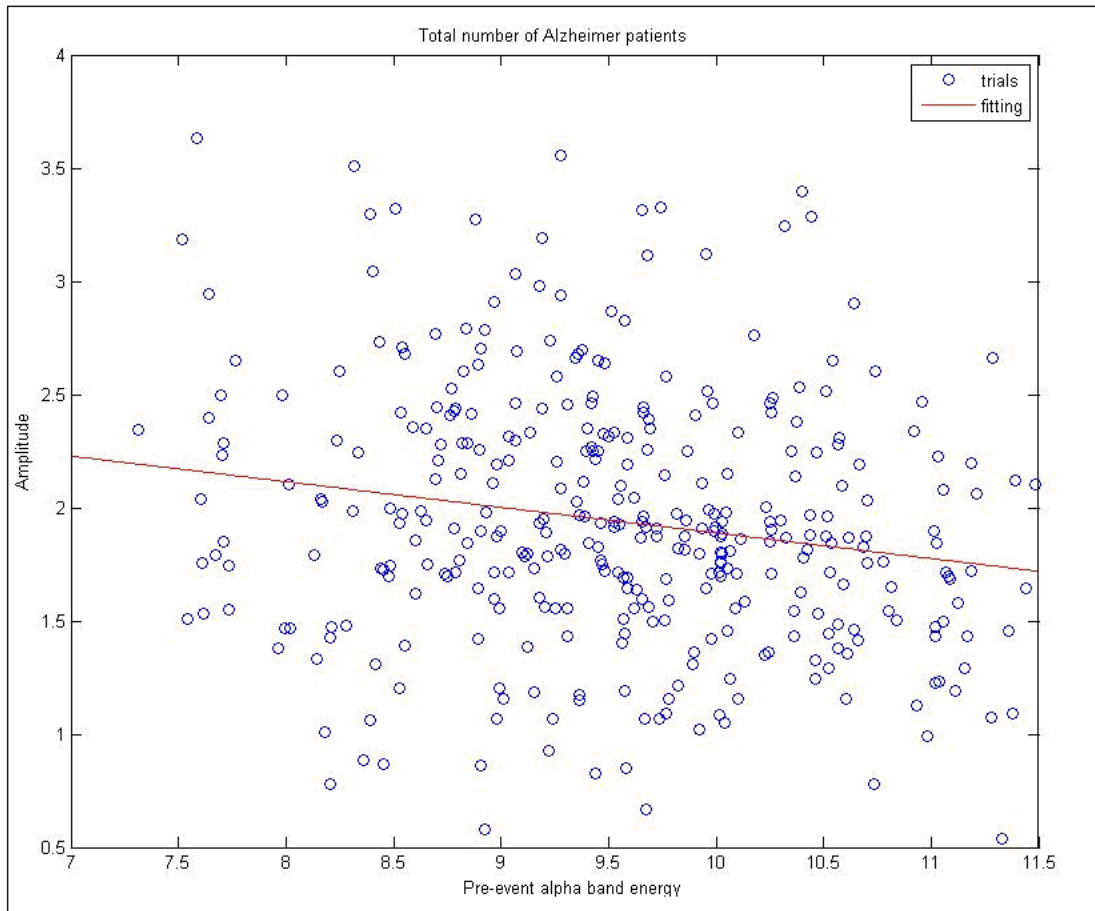
Έρευνες όμως με το συγκεκριμένο αντικείμενο πραγματοποιήθηκαν και στα πλαίσια της ασθένειας Alzheimer. Το 2003, ο Barry και η ομάδα του έδειξαν ότι το ERP με την μεγαλύτερη συσχέτιση στην ασθένεια αυτή είναι μία μεταγενέστερη, μειωμένη σε πλάτος κορύφωση του συστατικού P₃₀₀, κατά την διάρκεια ενός ανώδυνου ακουστικού ερεθίσματος. Σε παρόμοια συμπεράσματα οδηγήθηκαν οι Johnstone και Barry το 1996, τον Kemmer και την ομάδα του το 1998, αλλά και τον Lazzaro με την ερευνητική του ομάδα το 2001. Όμως, μελέτες που έγιναν από τον Frank και την ομάδα του το 1994 αλλά και τους Jeon και Polich το 2003, έδειξαν ότι η ανακάλυψη αυτή δεν αφορά σε ασθενείς οι οποίοι πάσχουν από τη νόσο Alzheimer, αλλά αφορά ανθρώπους οι οποίοι παρουσιάζουν μία σειρά από δυσλειτουργίες κατά την παιδική και εφηβική ηλικία.

Επανερχόμενοι στην εργασία μας, υπολογίζουμε για κάθε μέτρηση, κάθε εξεταζόμενου, την ενέργεια άλφα ρυθμού που αντιστοιχεί στο χρονικό διάστημα

διακοσίων msec πριν το ερέθισμα έως και τη στιγμή που δίνεται αυτό(400-600 msec). Αυτό γίνεται αθροίζοντας την ενέργεια των κλιμάκων του φασματογραφήματος οι οποίες αντιστοιχούν στον άλφα ρυθμό (κλίμακα 8-13) για το διάστημα 400-600 msec. Έχοντας εντοπίσει από πριν τα πλάτη αλλά και τα χρονικά σημεία στα οποία παρατηρείται μέγιστο της συνιστώσας P_{300} για κάθε μέτρηση κάθε εξεταζόμενου, δείχνουμε στα διαγράμματα που ακολουθούν τη σχέση που συνδέει την ενέργεια άλφα ρυθμού και των καταγραφών αυτών.

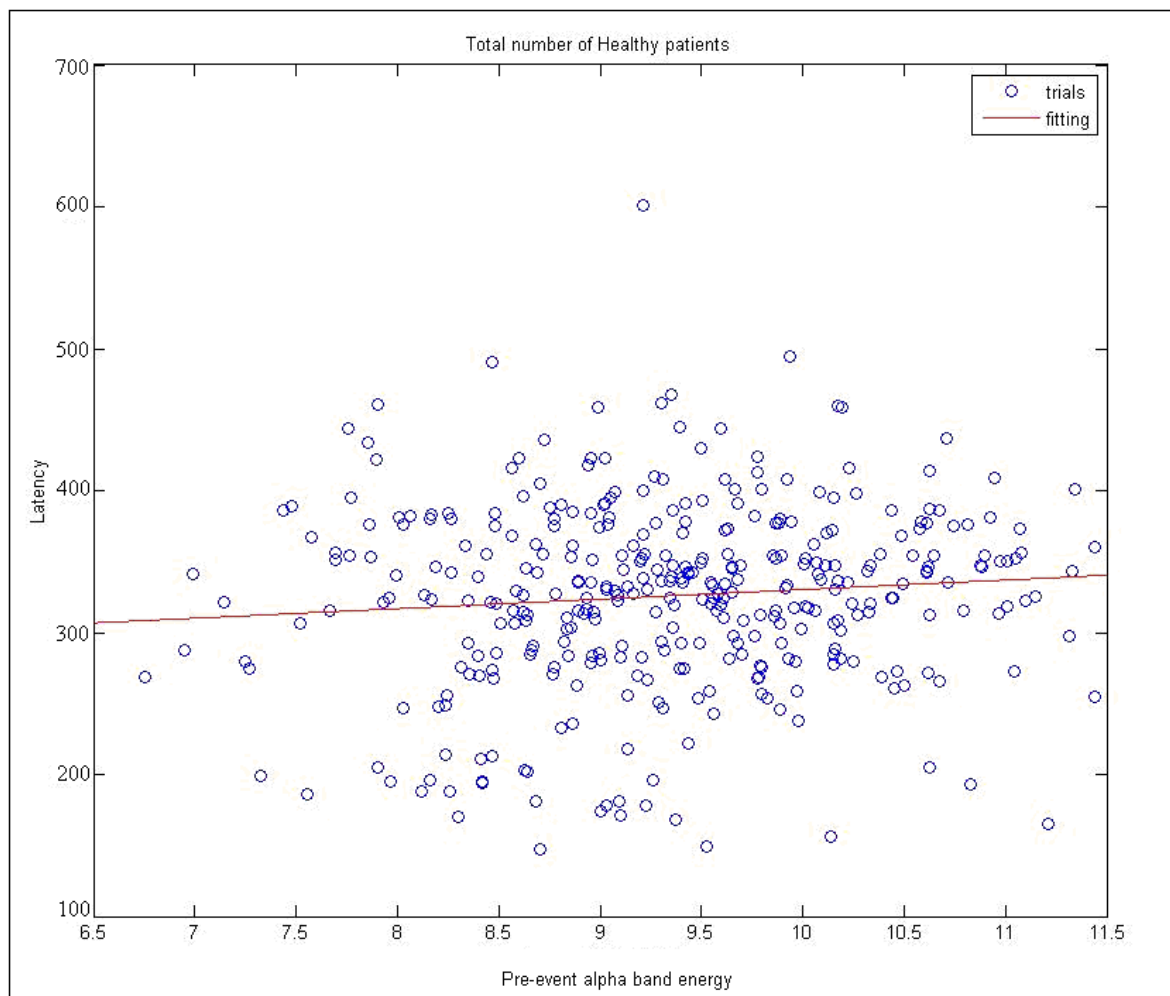


Σχήμα 6-8: Μετρήσεις υγιών εξεταζόμενων. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του πλάτους του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο.

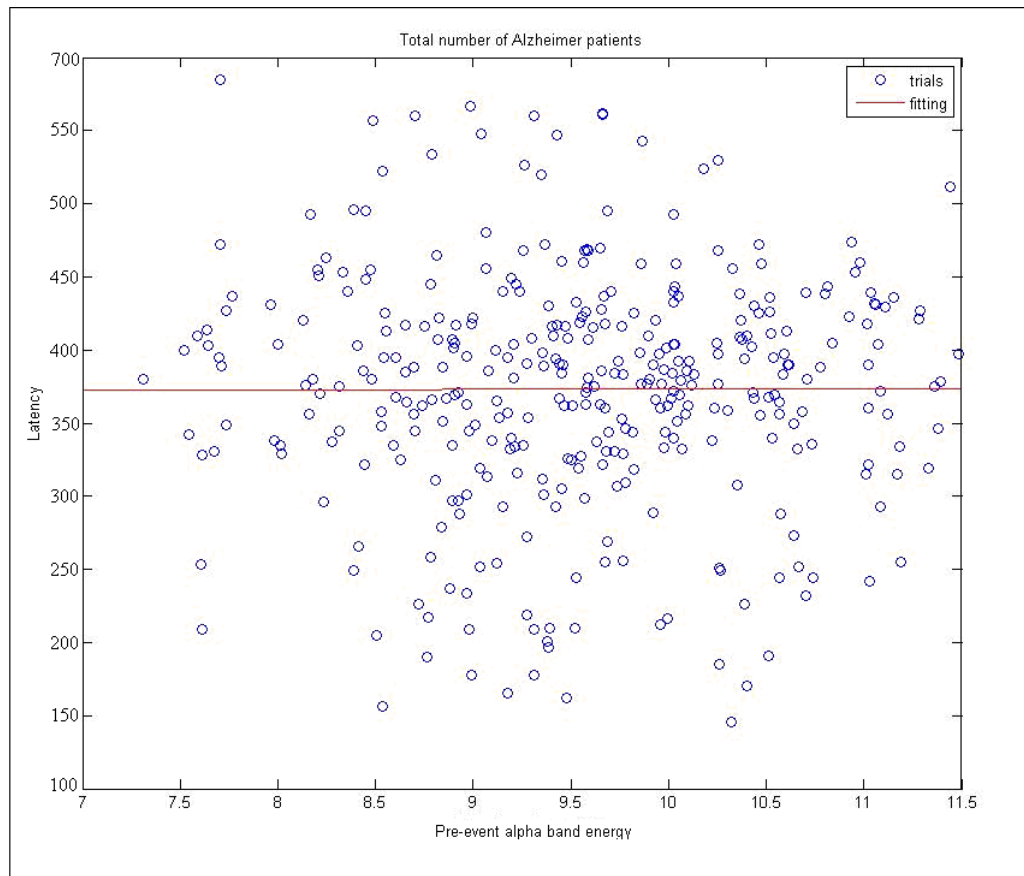


Σχήμα 6-9: Μετρήσεις ασθενών Alzheimer. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του πλάτους του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο.

Είναι εύκολο να παρατηρήσει κανείς ότι το σύνολο των καταγραφών των υγιών εξεταζόμενων παρουσιάζεται σε μικρότερο εύρος από τις αντίστοιχες των ασθενών, με μία τάση προς το κέντρο. Επίσης η κλίση των μετρήσεων των ασθενών φαίνεται να είναι μεγαλύτερη από την αντίστοιχη των υγιών εξεταζόμενων, δείχνοντας με αυτό τον τρόπο πως όταν κάποιος πάσχει από την ασθένεια Alzheimer, μεγαλύτερες τιμές πλάτους αντιστοιχούν σε μικρότερες τιμές ενέργειας πριν το ερέθισμα, σε σχέση πάντα με τους υγιείς. Και στις δύο περιπτώσεις εξεταζόμενων πάντως, φαίνεται η σχέση αντιστροφής μεταξύ της ενέργειας και του πλάτους του συστατικού P_{300} .



Σχήμα 6-10: Μετρήσεις υγιών εξεταζόμενων. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του χρονικού σημείου του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο.



Σχήμα 6-11: Μετρήσεις ασθενών Alzheimer. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του χρονικού σημείου του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο.

Όπως στην περίπτωση της σχέσης του πλάτους με την ενέργεια, οι καταγραφές που εκφράζουν τη σχέση του χρόνου που παρατηρείται κορύφωση του P_{300} με την ενέργεια πριν το ερέθισμα παρουσιάζουν διαφορές ανάμεσα στους υγιείς και τους ασθενείς. Και εδώ, οι μετρήσεις των υγιών εξεταζόμενων παρουσιάζονται σε μικρότερο εύρος από αυτές των ασθενών. Το γεγονός όμως ότι οι μετρήσεις αυτές σχετίζονται με την καθυστέρηση στην απόκριση του εξωτερικού ερεθίσματος, μας προϊδεάζει σχετικά με τη διαφορά στον χρόνο απόκρισης των ασθενών σε σχέση με τους υγιείς. Αυτό που παρατηρείται και στις δύο περιπτώσεις εξεταζόμενων, ιδιαίτερα δε στην περίπτωση των υγιών εξεταζόμενων είναι ότι αυξημένες τιμές latency, σχετίζονται με υψηλότερα επίπεδα της ενέργειας άλφα μπάντας.

6.7 Ανακατασκευή αρχικού σήματος χρησιμοποιώντας τον αντίστροφο μετασχηματισμό κυματιδίων

Δεδομένου ότι ο μετασχηματισμός κυματιδίων είναι ένα ζωνοδιαβατό φίλτρο με μία γνωστή συνάρτηση απόκρισης (συνάρτηση wavelet), θα είναι δυνατή και η επανασύσταση της αρχικής χρονοσειράς χρησιμοποιώντας είτε αποσυνέλιξη, είτε το αντίστροφο φίλτρο. Αυτό είναι απλό για τους ορθογώνιους μετασχηματισμούς κυματιδίων (οι οποίοι έχουν ορθογώνια βάση), αλλά στην περίπτωση του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων είναι περίπλοκο λόγω του πλεονασμού στον χρόνο και στην κλίμακα. φανταστικού μέρους του μετασχηματισμού. Όπως είδαμε και νωρίτερα, χρησιμοποιήσαμε τον συνεχή μετασχηματισμό κυματιδίων στη διακριτή του μορφή, με σκοπό να πετύχουμε ακριβή ανάλυση της χρονικής ακολουθίας. Η δειγματοληψία του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων σε διακριτά σημεία συνεπάγεται κάποια απώλεια πληροφοριών. Αυτή η απώλεια μπορεί να αντιμετωπιστεί στην πράξη ως μία προσέγγιση, κατά την οποία τα λάθη μπορεί να είναι όσο το δυνατόν λιγότερα σε ένα κατάλληλα διαμορφωμένο πλέγμα. Το γεγονός ότι ουσιαστικά επεξεργαζόμαστε μια προσέγγιση του αρχικού μας σήματος, έχει ως αποτέλεσμα την ύπαρξη απωλειών και στο ανακατασκευασμένο σήμα.

Ο αντίστροφος μετασχηματισμός κυματιδίων, ο οποίος θα μας βοηθήσει να ανακατασκευάσουμε το αρχικό μας σήμα μέσω των παραμέτρων που προέκυψαν από την εφαρμογή του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων διακριτής μορφής στο σήμα μας, δίνεται από τον τύπο:

$$r(t) = \frac{1}{c_\psi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{\infty} [W(u, s) \frac{1}{\sqrt{s}} \psi(\frac{t-u}{s})] \frac{ds}{s^2} du \quad (6.2)$$

Είδαμε νωρίτερα ότι σαν μητρικό κυματίδιο επιλέξαμε το κυματίδιο Morlet. Το κυματίδιο Morlet είναι ένα μιγαδικό κύμα μέσα σε ένα πλαίσιο γκαουσιανής μορφής το οποίο ορίζεται ως:

$$\psi_{M,\omega_0}(t) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} \left(e^{i\omega_0 t} - e^{\omega_0^2/2} \right) e^{-t^2/2} \quad (6.3)$$

Για $\omega_0 > 5$ είδαμε ότι ο «όρος διόρθωσης» $e^{\omega_0^2/2}$ μπορεί να αγνοηθεί με μικρό σφάλμα κι έτσι το κυματίδιο Morlet σε μία πιο απλή μορφή δίνεται από τη σχέση:

$$\psi_{M,\omega_0}(t) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} e^{i\omega_0 t} e^{-t^2/2} \quad (6.4)$$

Ο μετασχηματισμός Fourier του κυματιδίου Morlet είναι:

$$\tilde{\psi}_{M,\omega_0} = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} \sqrt{2} e^{-\frac{1}{2}(\omega-\omega_0)^2} \quad (6.5)$$

και έχει τη μορφή μιας γκαουσιανής συνάρτησης μετατοπισμένης στον άξονα των συχνοτήτων κατά ω_0 . Για λόγους κανονικοποίησης έχουμε:

$$\psi_M(t\omega) = \frac{\omega}{\sqrt{C_\psi}} \psi_{M,\omega_0}(t\omega) \quad (6.6)$$

Το ενεργειακό φάσμα του κυματιδίου δίνεται από τη σχέση:

$$|\tilde{\psi}(\omega)|^2 = 2\pi^{1/2} e^{-(\omega-\omega_0)^2} \quad (6.6)$$

ενώ ένα κλιμακοποιημένο κυματίδιο Morlet δίνεται από τη σχέση

$$\psi\left(\frac{t-u}{s}\right) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} e^{i\omega_0[(t-u)/s]} e^{-[(t-u)/s]^2/2} \quad (6.7)$$

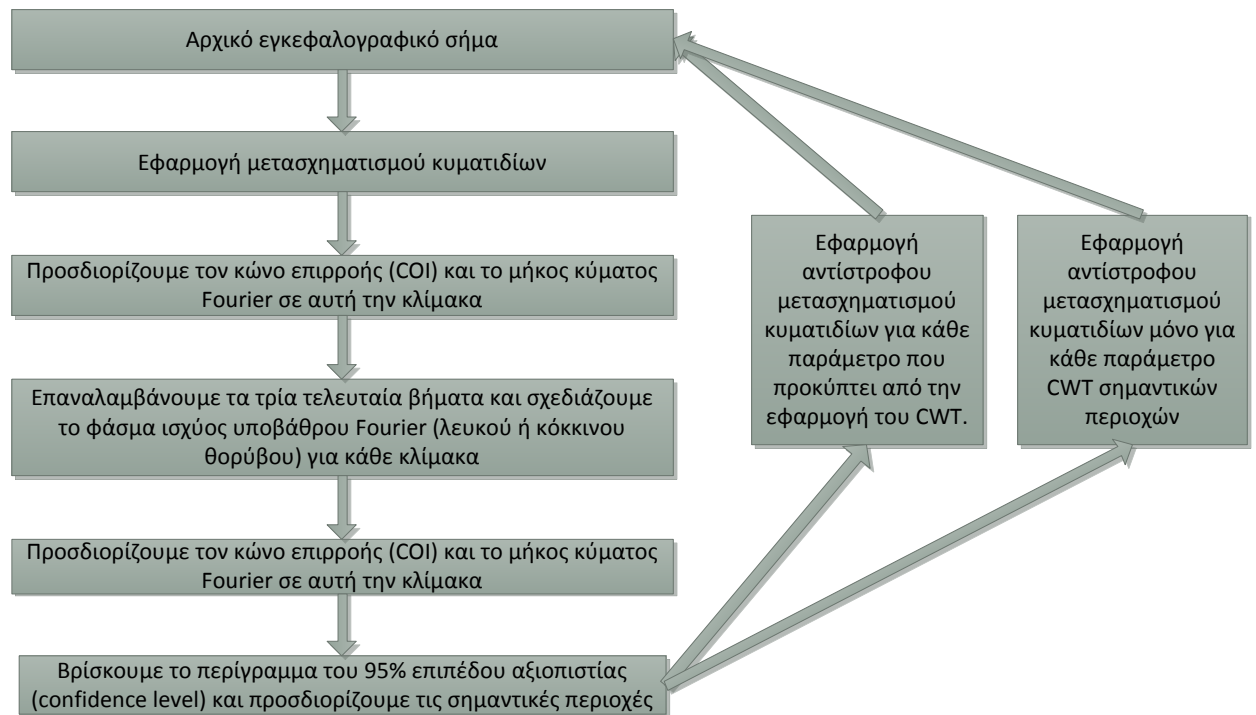
Έτσι, για τον συνεχή μετασχηματισμό κυματιδίων έχουμε:

$$W_{\psi}^f(u, s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-u}{s}\right) dt \quad (6.8)$$

και για τον αντίστροφο:

$$r(t) = \frac{1}{c_{\psi}} \int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{\infty} [W(u, s) \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right)] \frac{ds}{s^2} du \quad (6.9)$$

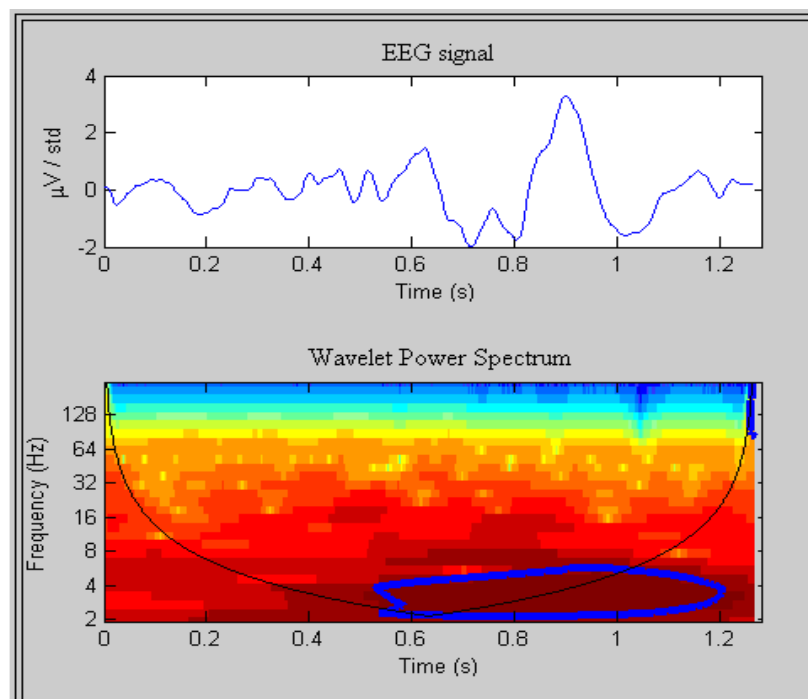
Η προσπάθεια ανακατασκευής του αρχικού σήματος γίνεται στην συνέχεια, εφαρμόζοντας τον αντίστροφο μετασχηματισμό κυματιδίων σε δύο διαφορετικές περιπτώσεις. Στην πρώτη, ο αντίστροφος μετασχηματισμός εφαρμόζεται για όλες τις παραμέτρους που έχουν προκύψει από την εφαρμογή του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων. Στην δεύτερη περίπτωση, αφού έχει βρεθεί το περίγραμμα του 95% επιπέδου αξιοπιστίας και έχουν προσδιοριστεί οι σημαντικές περιοχές, εφαρμόζεται ο αντίστροφος μετασχηματισμός κυματιδίων μόνο για τις παραμέτρους CWT αυτών των περιοχών.



Σχήμα 6-12: Επιστροφή στο αρχικό σήμα εφαρμόζοντας τον αντίστροφο μετασχηματισμό κυματιδίων

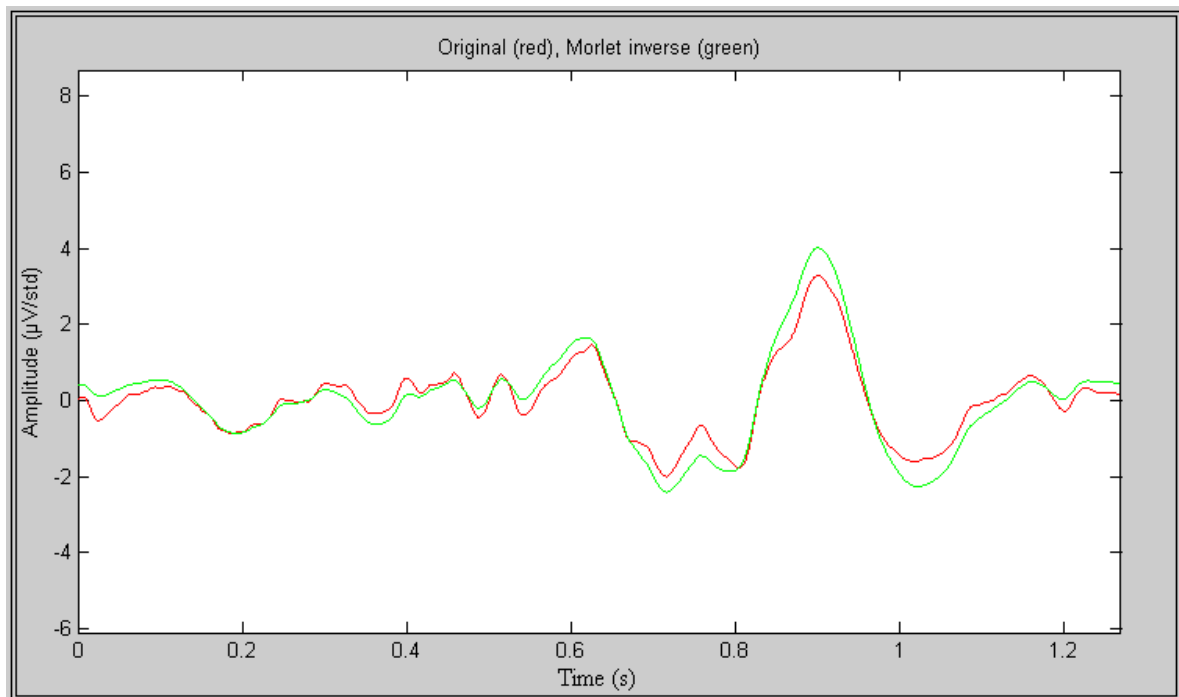
6.7.1 Ανακατασκευή κάνοντας χρήση όλων των παραμέτρων του CWT

Σε προηγούμενη ενότητα είδαμε ότι το αποτέλεσμα εφαρμογής του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων είναι το φασματογράφημα (wavelet spectrum), το οποίο ουσιαστικά αναπαριστά την κατανομή ενέργειας των κυματιδίων στο επίπεδο χρόνου – συχνότητας. Μέσα σε αυτό προσδιορίζονται και οι σημαντικές περιοχές, οι οποίες χαρακτηρίζονται από μέσο φάσμα ισχύος μεγαλύτερο από το μέσο φάσμα ισχύος υποβάθρου Fourier. Στην συνέχεια φαίνεται η εφαρμογή του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων σε σήμα εγκεφαλογραφήματος ενός υγιούς εξεταζόμενου (subject_1_0_target). Στο πάνω μέρος του σχήματος παριστάνεται το σήμα εγκεφαλογραφήματος, όπου στον κατακόρυφο άξονα φαίνεται το πλάτος του σήματος, ενώ ο οριζόντιος άξονας δείχνει την διάρκεια του σήματος. Ακριβώς από κάτω φαίνεται η κατανομή της ενέργειας του σήματος σε επίπεδο χρόνου - συχνότητας, όπου ο οριζόντιος άξονας δείχνει τον χρόνο, δηλαδή τη διάρκεια του σήματος σε δευτερόλεπτα, ενώ ο κατακόρυφος άξονας αναπαριστά την ισοδύναμη συχνότητα Fourier.



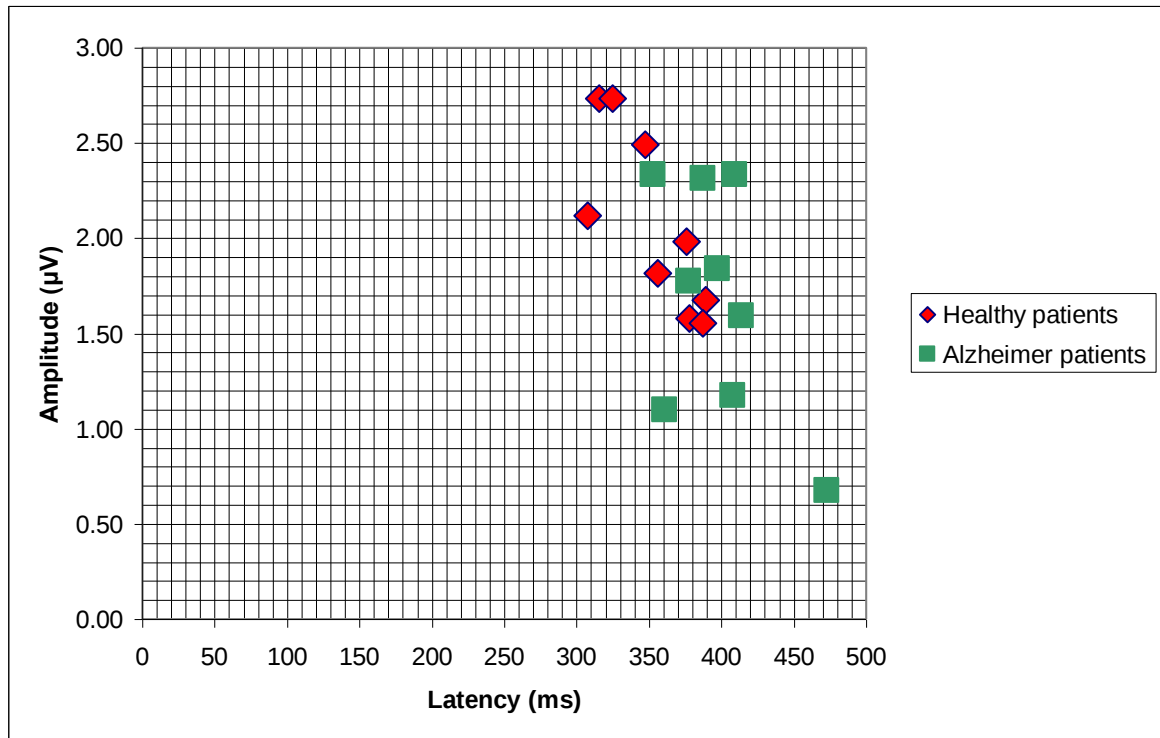
Σχήμα 6-13: (πάνω): Ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα (EEG) υγιούς εξεταζόμενου, (κάτω): Κατανομή ενέργειας κυματιδίων στο επίπεδο χρόνου – συχνότητας (φασματογράφημα κυματιδίων).

Εν συνεχεία, ανακατασκευάζουμε το αρχικό σήμα εγκεφαλογραφήματος εφαρμόζοντας τον αλγόριθμο αντιστροφής που περιγράφηκε παραπάνω, για τις παραμέτρους CWT όλου του σήματος, για κάθε κλίμακα. Το αποτέλεσμα ανακατασκευής για τον συγκεκριμένο υγιή εξεταζόμενο φαίνεται παρακάτω:



Σχήμα 6-14: Αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα (κόκκινο) και ανακατασκευασμένο σήμα βάσει όλων των παραμέτρων CWT (πράσινο).

Η ίδια διαδικασία ανακατασκευής ακολουθείται για όλους τους εξεταζόμενους, υγιείς και μη. Για τα δεκαοκτώ ανακατασκευασμένα σήματα που προκύπτουν, ένα για κάθε εξεταζόμενο, καταγράφουμε το μέγιστο πλάτος και τον λανθάνοντα χρόνο στον οποίο αυτό εμφανίζεται. Οι καταγραφές αυτές εμφανίζονται στο σχήμα που ακολουθεί.

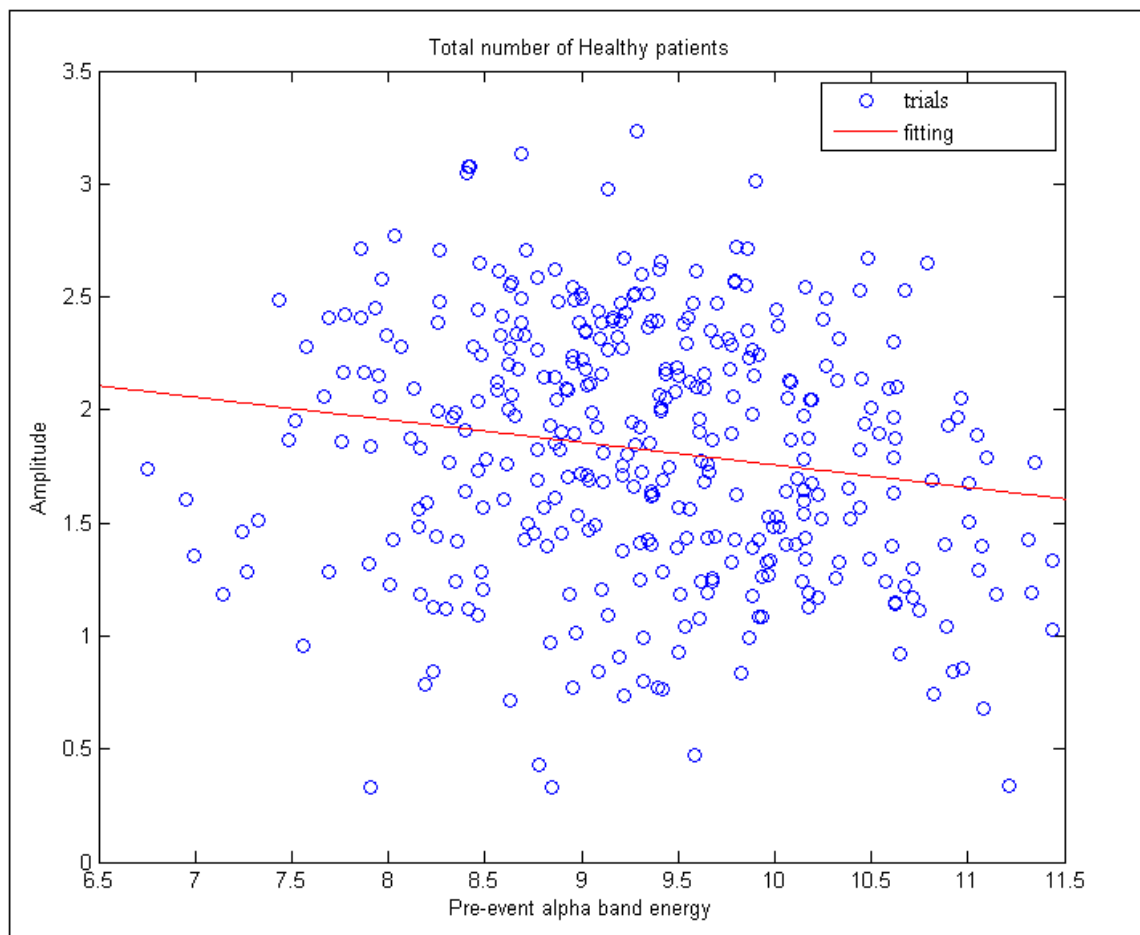


Σχήμα 6-15. Μέγιστα πλάτη και ο λανθάνοντας χρόνος όπου αυτά συμβαίνουν μετά το ερέθισμα, για τους 9 υγιείς και τους 9 ασθενείς εξεταζόμενους

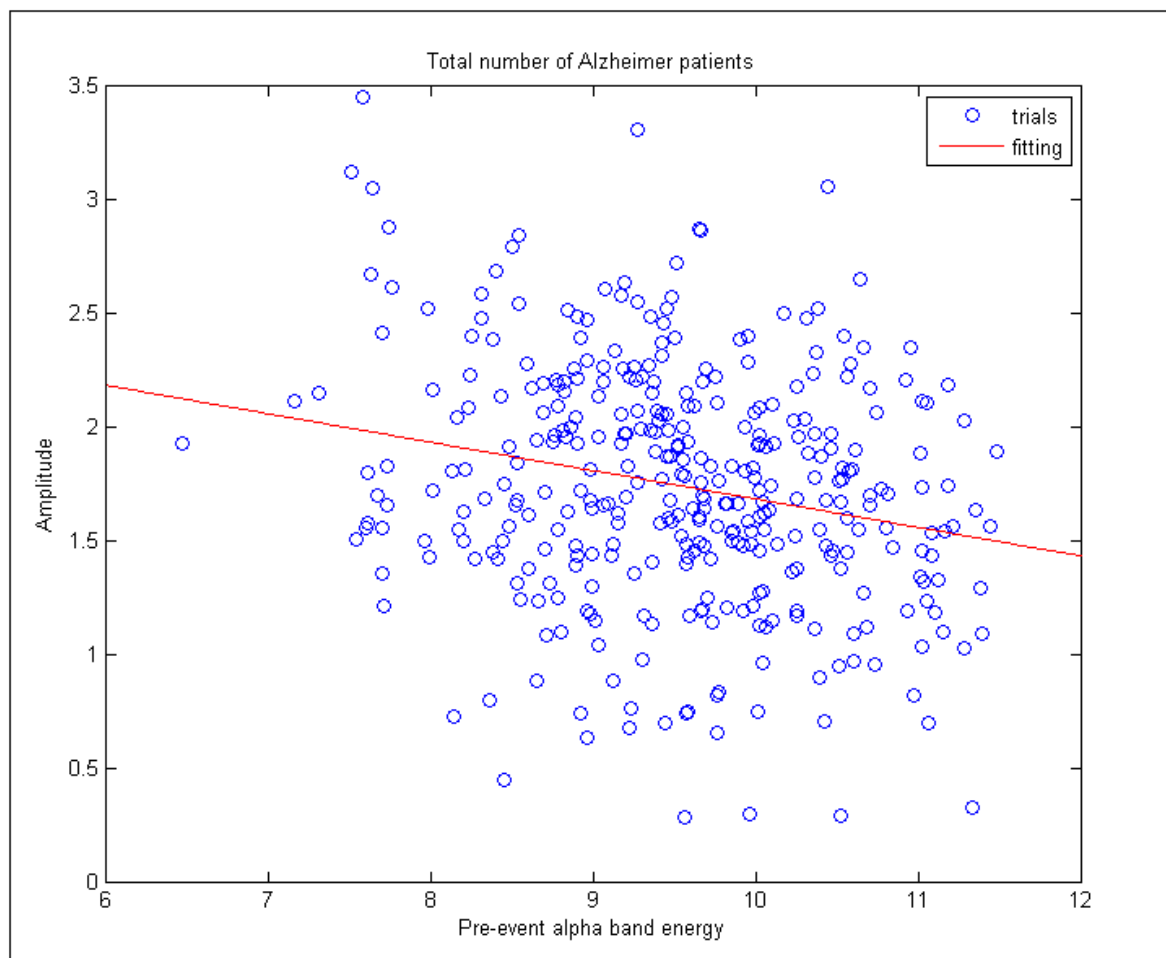
Latency	1-200	201-250	251-300	301-350	351-400	401-600
Healthy patients	0	0	0	4 (44.4%)	5 (55.5%)	0
Alzheimer patients	0	0	0	0	5(55%)	4 (44.4%)

Πίνακας 4: Χρονικά διαστήματα στα οποία παρατηρείται κορύφωση μετά το ερέθισμα, των μέσων όρων των σημάτων των επιμέρους μετρήσεων των εξεταζόμενων Σε παρένθεση τα ποσοστά των υγιών και των ασθενών σε σχέση με το σύνολο των υγιών και των ασθενών αντίστοιχα.

Σε αυτό το σημείο, έχοντας εντοπίσει τα πλάτη αλλά και τα χρονικά σημεία στα οποία παρατηρείται μέγιστο της συνιστώσας P_{300} για κάθε μέτρηση κάθε εξεταζόμενου που αντιστοιχεί στο ανακατασκευασμένο σήμα βάσει των παραμέτρων CWT, θα εξετάσουμε τη σχέση που υπάρχει ανάμεσα σε αυτά και την ενέργεια άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα. Ο λόγος που μελετάμε αυτές τις δύο σχέσεις (amplitude-pre event alpha band energy, latency-pre event alpha band energy) για το ανακατασκευασμένο σήμα είναι διότι θέλουμε να διαπιστώσουμε εάν διατηρούνται ή εάν διαφοροποιείται κάτι σε σχέση με τις αντίστοιχες σχέσεις που μελετήσαμε πριν και αφορούν στο αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα. Ακόμη, με αυτό τον τρόπο θα μπορούμε να επαληθεύσουμε την ορθότητα των σχέσεων που υπολογίστηκαν πριν και αφορούν στο αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα. Πρέπει να σημειώσουμε ότι η ενέργεια άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα που χρησιμοποιήθηκε στα παρακάτω διαγράμματα είναι αυτή που υπολογίστηκε παραπάνω στην περίπτωση του αρχικού εγκεφαλογραφικού σήματος. Αυτό έγινε διότι ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων μέσα από τον οποίο υπολογίστηκε η ενέργεια εφαρμόστηκε μόνο στο αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα και όχι στο ανακατασκευασμένο σήμα, το οποίο προέκυψε από τον αντίστροφο μετασχηματισμό. Οι σχέσεις φαίνονται στα σχήματα που ακολουθούν:

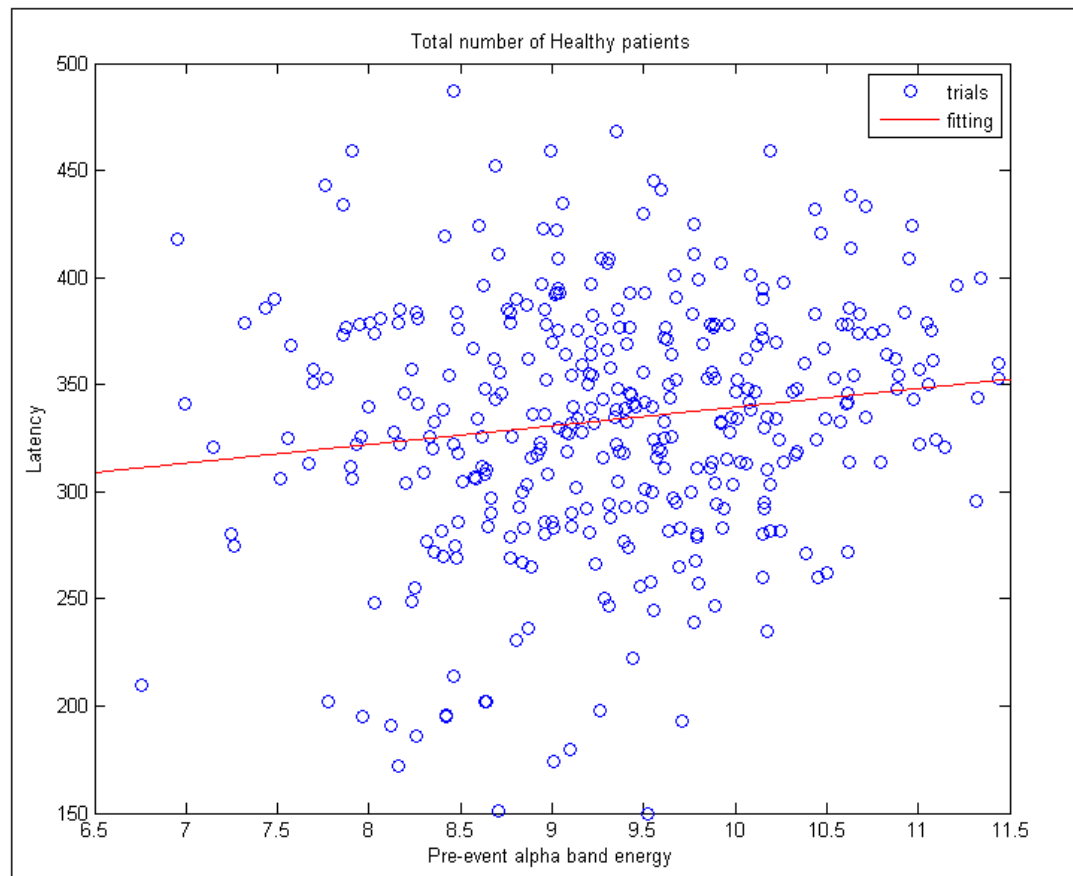


Σχήμα 6-16: Μετρήσεις υγιών εξεταζόμενων. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του πλάτους του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο για το σήμα που προέκυψε με ανακατασκευή βάσει των παραμέτρων του CWT.

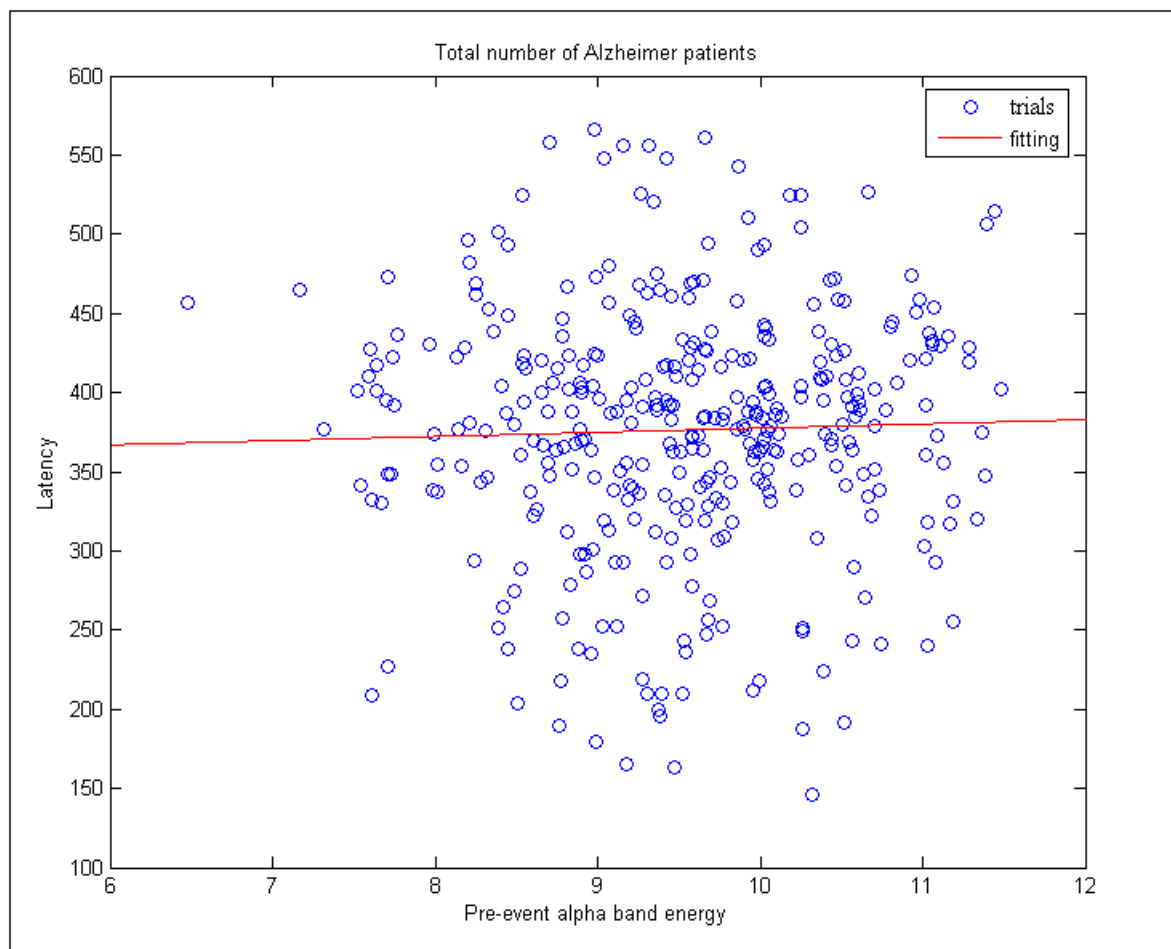


Σχήμα 6-17: Μετρήσεις ασθενών Alzheimer. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του πλάτους του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο για το σήμα που προέκυψε με ανακατασκευή βάσει των παραμέτρων του CWT.

Όπως παρατηρούμε και στην περίπτωση του ανακατασκευασμένου σήματος, η σχέση αντιστροφής ανάμεσα στις μετρήσεις του πλάτους που παρατηρείται μέγιστο της συνιστώσας P_{300} και της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα, παραμένει. Αυτό είναι φυσιολογικό αφού το ανακατασκευασμένο σήμα είναι ουσιαστικά μία προσέγγιση του αρχικού σήματος με μικρές απώλειες. Η κλίση εξακολουθεί να είναι μεγαλύτερη στην περίπτωση των ασθενών, όπου μικρότερες τιμές πλάτους σχετίζονται με υψηλότερα επίπεδα της ενέργειας άλφα μπάντας πριν το ερέθισμα, σε σχέση με τους υγιείς εξεταζόμενους.



Σχήμα 6-18: Μετρήσεις υγιών εξεταζόμενων. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του χρονικού σημείου του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο.

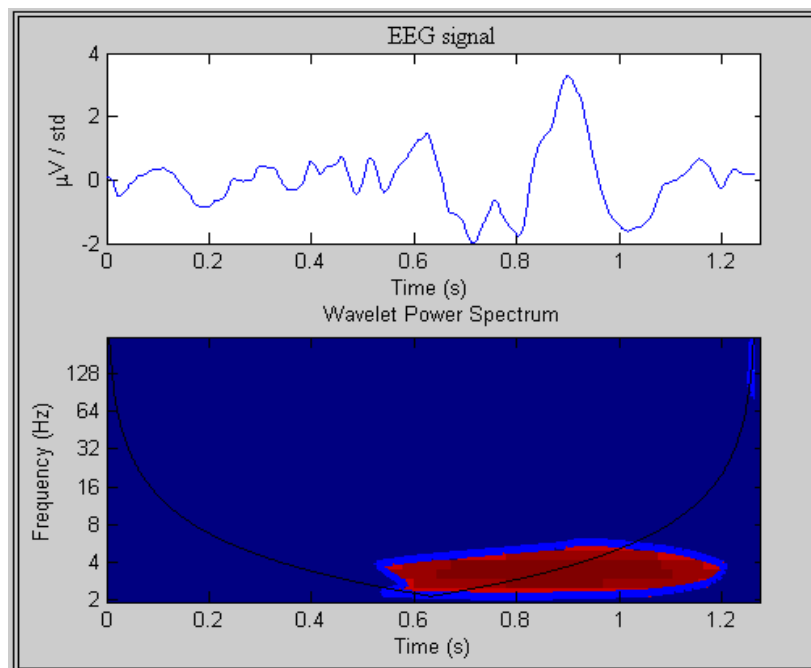


Σχήμα 6-19: Μετρήσεις ασθενών Alzheimer. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του χρονικού σημείου του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο.

Ίδια παραμένει και η σχέση ανάμεσα στην ενέργεια άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και στον χρόνο που παρατηρείται κορύφωση της συνιστώσας P_{300} , τόσο για τους υγιείς όσο και για τους ασθενείς εξεταζόμενους. Μεγαλύτερες τιμές ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα αντιστοιχούν σε μεγαλύτερες τιμές καθυστέρησης στην απόκριση στο ερέθισμα. Το εύρος των τιμών του λανθάνοντος χρόνου είναι μεγαλύτερο στην περίπτωση των ασθενών εξεταζόμενων, όπως ακριβώς παρατηρήθηκε και κατά την ανάλυση του αρχικού εγκεφαλικού σήματος. Αυτό σημαίνει ότι υπάρχει κάποια διαφορά καθυστέρησης στην αντίδραση των ασθενών στο εξωτερικό ερέθισμα, επαληθεύοντας τις αρχικές μας μετρήσεις.

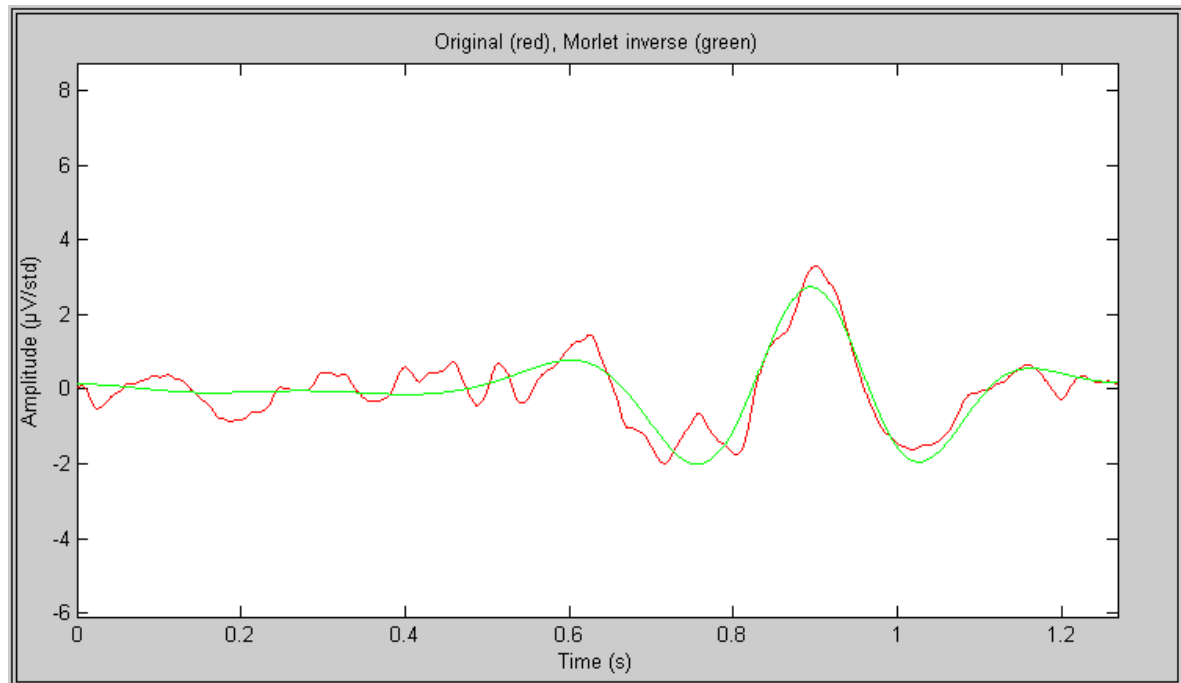
6.7.2 Ανακατασκευή κάνοντας χρήση των παραμέτρων των σημαντικών περιοχών (significant regions).

Σε αυτό εδώ το κομμάτι, θα προσπαθήσουμε να ανακατασκευάσουμε το αρχικό σήμα εγκεφαλογραφήματος των εξεταζόμενων, εφαρμόζοντας τον αλγόριθμο αντιστροφής για τις παραμέτρους CWT των σημαντικών περιοχών, έχοντας μηδενίσει τις παραμέτρους οι οποίες δεν αντιστοιχούν σε σημαντικές περιοχές. Δηλαδή, ο αλγόριθμος εφαρμόζεται μονάχα για τις παραμέτρους που αντιστοιχούν σε κλίμακες και χρονικά σημεία όπου υφίστανται σημαντικές περιοχές. Αρχικά εφαρμόζουμε τον συνεχή μετασχηματισμό κυματιδίων στο σήμα εγκεφαλογραφήματος (EEG). Εν συνεχεία, στο φασματογράφημα που διαμορφώνεται η κατανομή της ενέργειας, μηδενίζουμε όλες εκείνες τις μεταβλητές του μετασχηματισμού οι οποίες δεν ανήκουν σε σημαντικές περιοχές (μέσα σε περίγραμμα). Το αποτέλεσμα φαίνεται στο σχήμα που ακολουθεί.



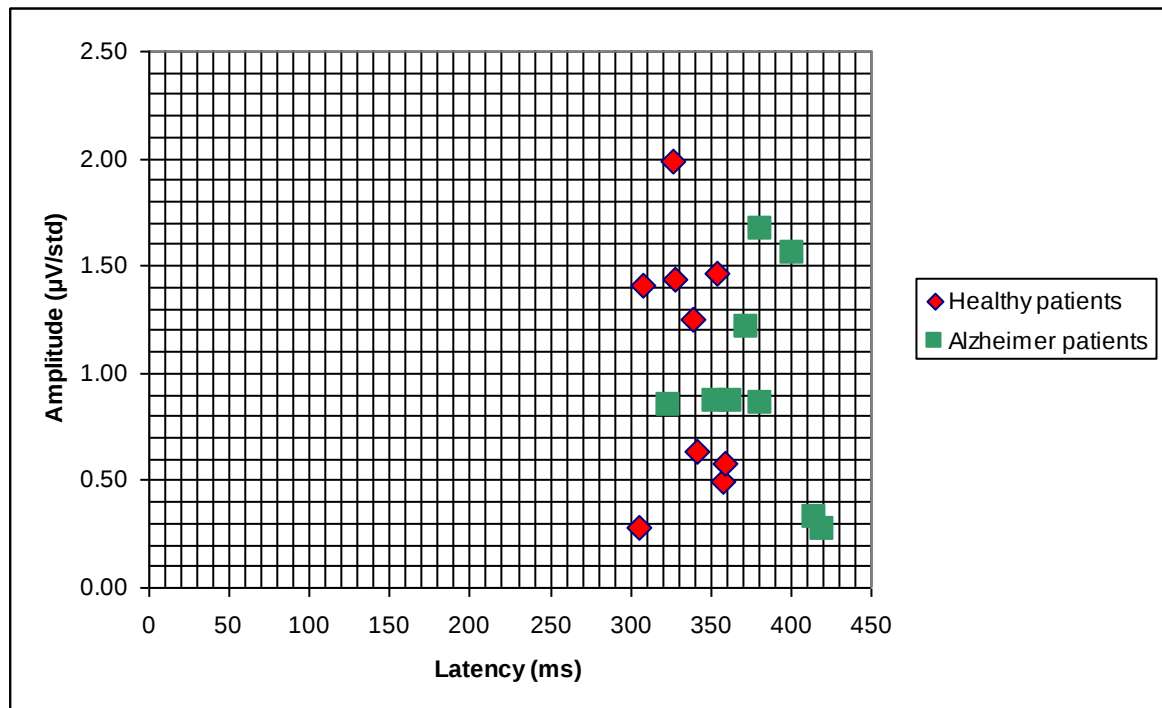
Σχήμα 6-20: (πάνω): Ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα (EEG) ασθενούς Alzheimer, (κάτω): Κατανομή ενέργειας κυματιδίων στο επίπεδο χρόνου – συχνότητας (φασματογράφημα κυματιδίων), έχοντας μηδενίσει τις μεταβλητές του μετασχηματισμού οι οποίες δεν ανήκουν σε σημαντικές περιοχές.

Κατόπιν, λαμβάνοντας υπόψη τις μεταβλητές CWT των σημαντικών μονάχα περιοχών (έχοντας μηδενίσει τις υπόλοιπες), κατασκευάζουμε εκ νέου το σήμα.



Σχήμα 6-21: Αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα (κόκκινο) και ανακατασκευασμένο σήμα βάσει παραμέτρων CWT σημαντικών περιοχών (πράσινο).

Η ίδια διαδικασία ανακατασκευής ακολουθείται για όλους τους εξεταζόμενους, υγιείς και μη. Για τα δεκαοκτώ ανακατασκευασμένα σήματα που προκύπτουν, ένα για κάθε εξεταζόμενο, καταγράφουμε το μέγιστο πλάτος και τον λανθάνοντα χρόνο στον οποίο αυτό εμφανίζεται. Οι καταγραφές αυτές εμφανίζονται στο σχήμα που ακολουθεί:

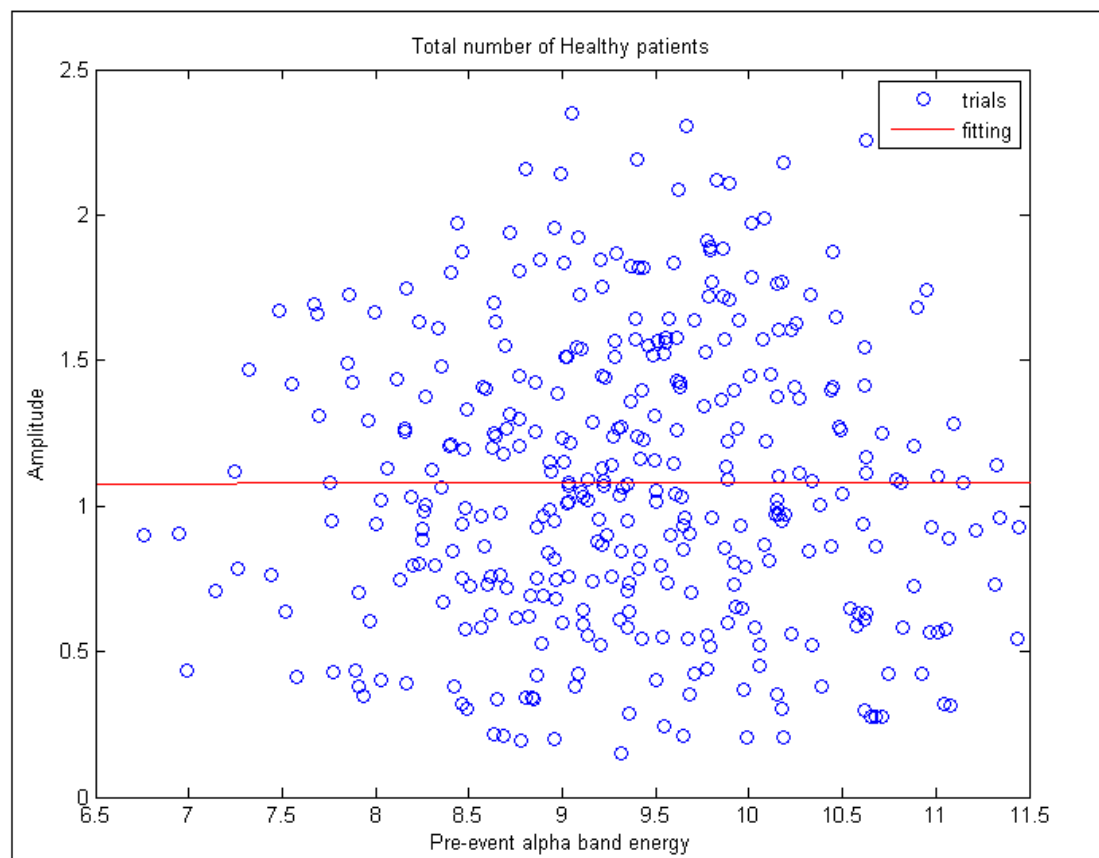


Σχήμα 6-22: Μέγιστα πλάτη και ο λανθάνοντας χρόνος όπου αυτά συμβαίνουν μετά το ερέθισμα, για τους 9 υγιείς και τους 9 ασθενείς εξεταζόμενους.

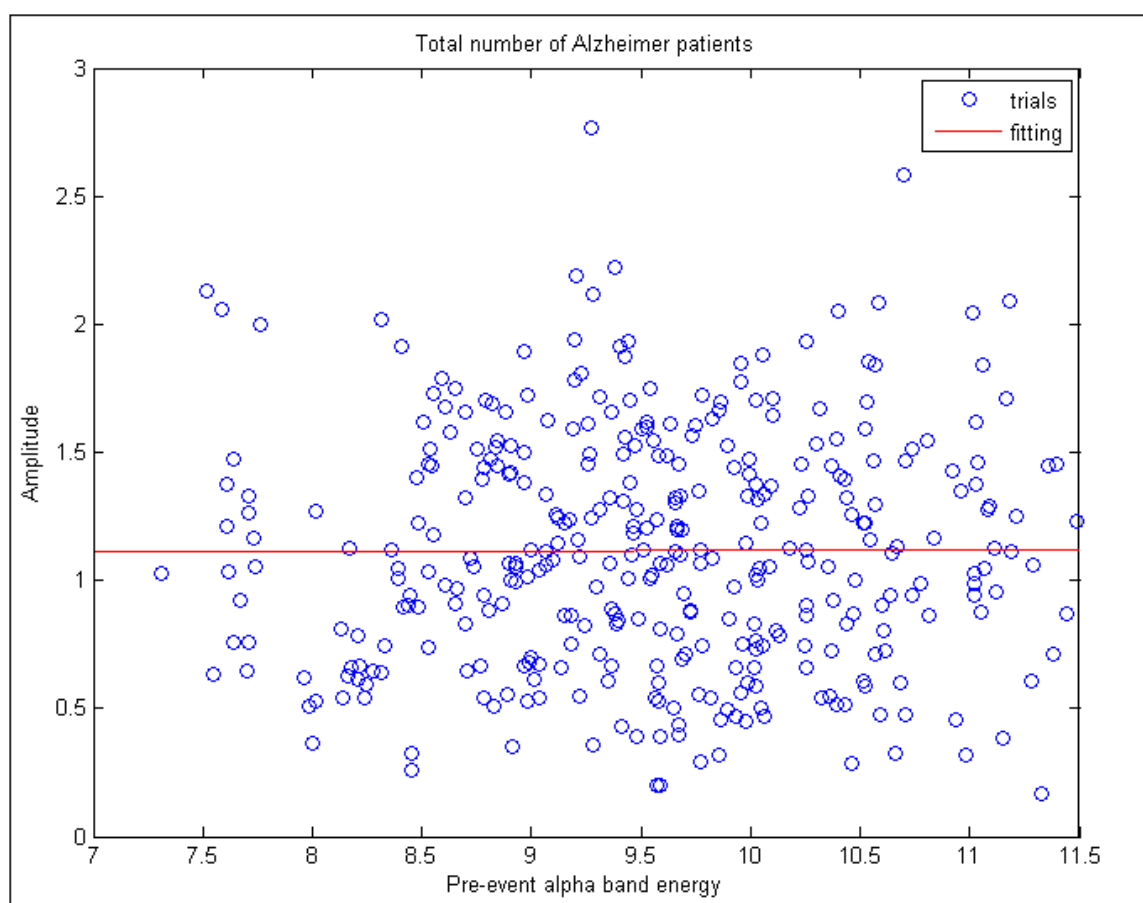
Latency	1-200	201-250	251-300	301-350	351-400	401-600
Healthy patients	0	0	0	6 (66.6%)	3 (33.3%)	0
Alzheimer patients	0	0	0	1 (11%)	5(55%)	3 (33%)

Πίνακας 5: Χρονικά διαστήματα στα οποία παρατηρείται κορύφωση μετά το ερέθισμα, των μέσων όρων των σημάτων των επιμέρους μετρήσεων των εξεταζόμενων Σε παρένθεση τα ποσοστά των υγιών και των ασθενών σε σχέση με το σύνολο των υγιών και των ασθενών αντίστοιχα.

Στη συνέχεια, αφού έχουμε εντοπίσει παραπάνω τα πλάτη αλλά και τα χρονικά σημεία στα οποία παρατηρείται μέγιστο της συνιστώσας P_{300} για κάθε μέτρηση κάθε εξεταζόμενου που αντιστοιχεί στο ανακατασκευασμένο σήμα βάσει των παραμέτρων CWT των σημαντικών μονάχα περιοχών, θα εξετάσουμε τη σχέση που υπάρχει ανάμεσα σε αυτά και την ενέργεια άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα. Πρέπει να σημειώσουμε και εδώ, ότι η ενέργεια άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα που χρησιμοποιήθηκε στα παρακάτω διαγράμματα είναι αυτή που υπολογίστηκε παραπάνω στην περίπτωση του αρχικού εγκεφαλογραφικού σήματος. Αυτό έγινε διότι ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίων μέσα από τον οποίο υπολογίστηκε η ενέργεια εφαρμόστηκε μόνο στο αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα και όχι στο ανακατασκευασμένο σήμα, το οποίο προέκυψε από τον αντίστροφο μετασχηματισμό. Οι σχέσεις φαίνονται στα σχήματα που ακολουθούν:

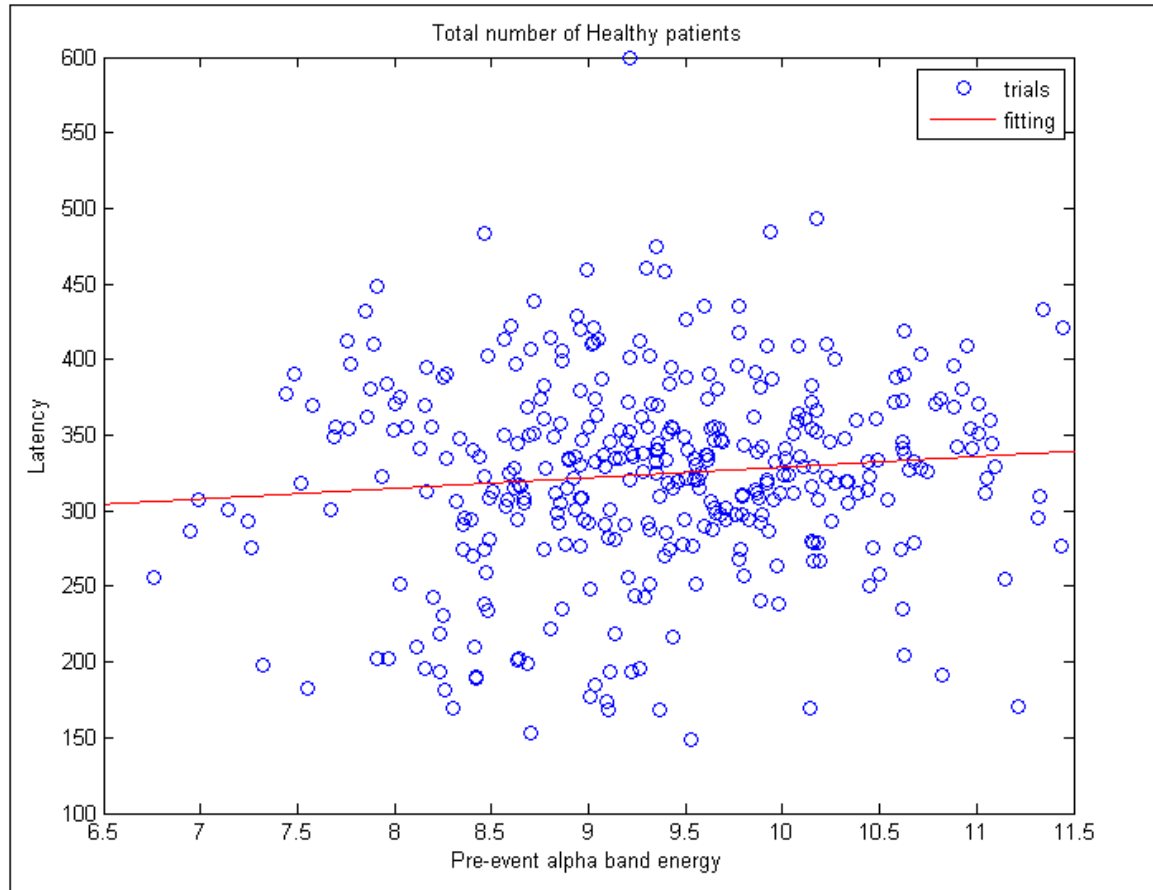


Σχήμα 6-23: Μετρήσεις υγιών εξεταζόμενων. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του πλάτους του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο για το σήμα που προέκυψε με ανακατασκευή βάσει των παραμέτρων του CWT των σημαντικών μονάχα περιοχών.

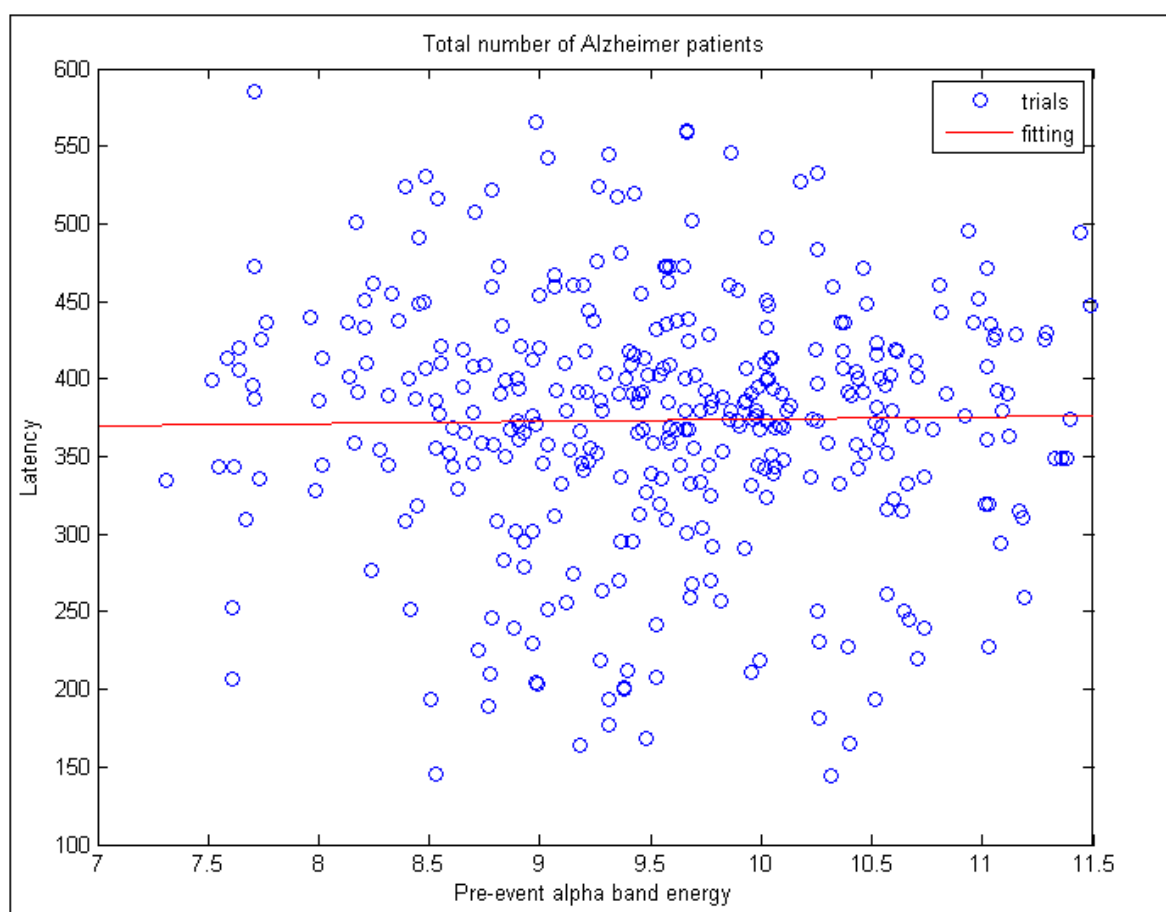


Σχήμα 6-24: Μετρήσεις ασθενών Alzheimer. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του πλάτους του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο για το σήμα που προέκυψε με ανακατασκευή βάσει των παραμέτρων του CWT των σημαντικά μονάχα περιοχών.

Παρατηρώντας τα παραπάνω σχήματα όπου φαίνεται η σχέση του πλάτους της κορύφωσης P_{300} και της ενέργειας άλφα μπάντας πριν το ερέθισμα, διακρίνουμε κάποιες διαφορές, τόσο σε σχέση με το αρχικό σήμα, όσο και με το ανακατασκευασμένο σήμα βάσει των παραμέτρων CWT. Διαπιστώνουμε ότι το εύρος τιμών των καταγραφών του πλάτους είναι αρκετά μικρότερο σε σχέση με τις πρώτες δύο περιπτώσεις. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι επεξεργαζόμαστε ένα τμήμα μονάχα των δεδομένων μας, αυτό των σημαντικών περιοχών, το οποίο έχει ως αποτέλεσμα την ύπαρξη σημαντικών απωλειών. Η ύπαρξη απωλειών είναι ο λόγος για τον οποίο δεν μπορούμε να εξάγουμε σαφή συμπεράσματα όσον αφορά στη σχέση ανάμεσα στο πλάτος και την ενέργεια άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα.



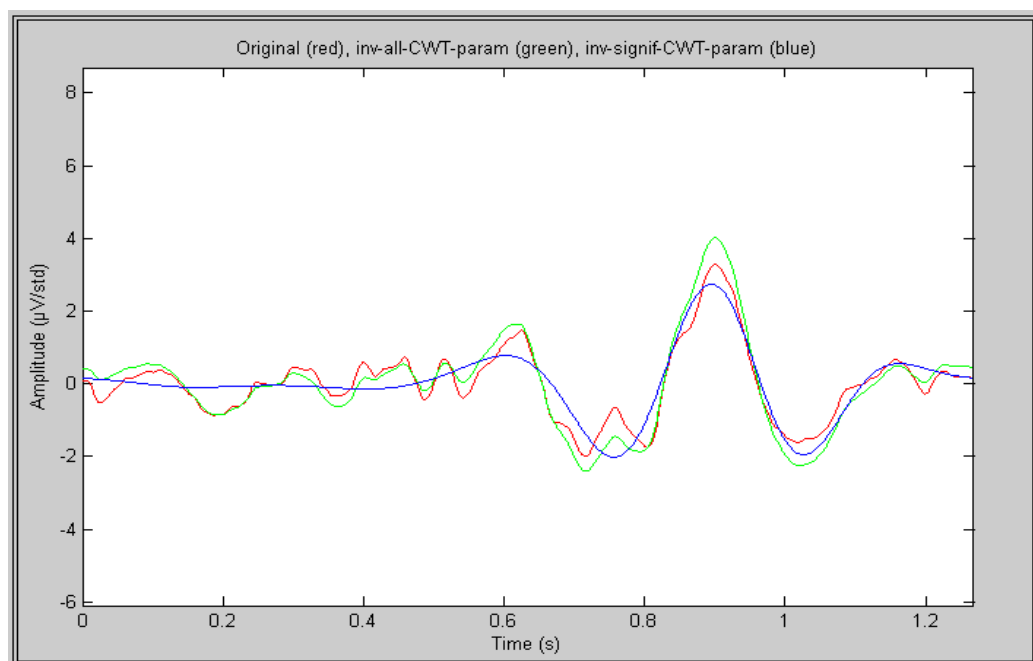
Σχήμα 6-25: Μετρήσεις υγιών εξεταζόμενων. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του χρονικού σημείου του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο.



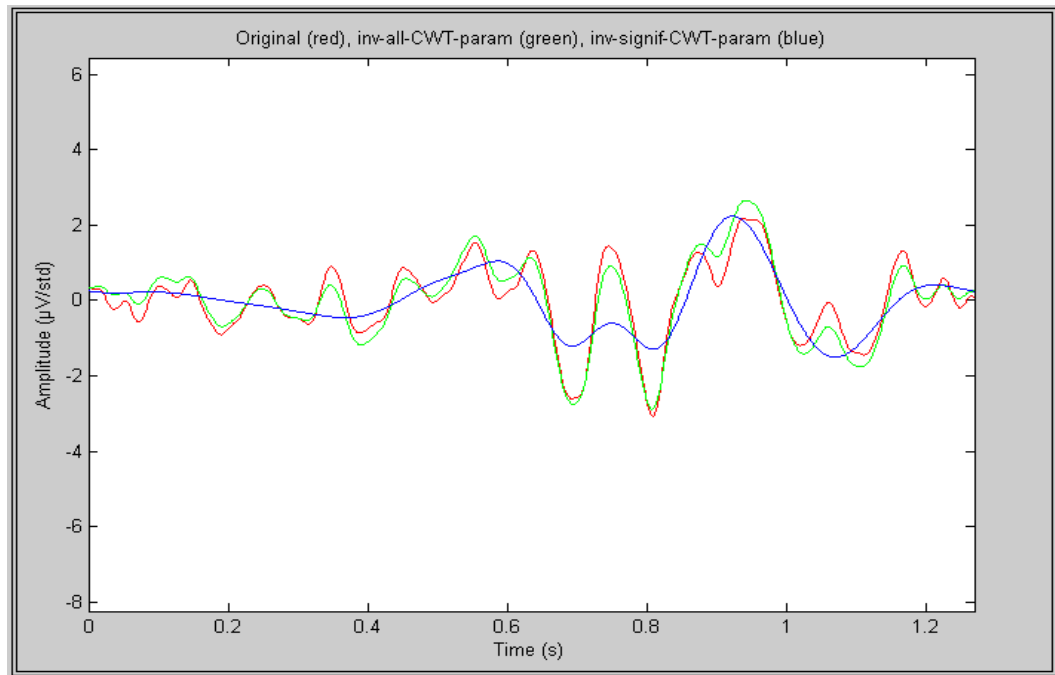
Σχήμα 6-26: Μετρήσεις ασθενών Alzheimer. Σχέση μεταξύ της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και του χρονικού σημείου του P_{300} που παρατηρείται μέγιστο.

Παρατηρώντας τα παραπάνω διαγράμματα όπου φαίνεται η σχέση ανάμεσα στον λανθάνοντα χρόνο και την ενέργεια άλφα ρυθμού προ ερεθίσματος, διαπιστώνουμε ότι η επεξεργασία ενός μόνο τμήματος της πληροφορίας όπως είναι οι σημαντικές μόνο περιοχές, δεν φαίνεται να επηρεάζει τον μετρούμενο χρόνο απόκρισης των εξεταζόμενων. Έτσι, και σε αυτή την περίπτωση, μεγαλύτερες τιμές ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα αντιστοιχούν σε μεγαλύτερες τιμές λανθάνοντος χρόνου. Η κλίση παραμένει ίδια τόσο στους ασθενείς όσο και τους υγιείς εξεταζόμενους, ενώ το εύρος των καταγεγραμμένων τιμών λανθάνοντος χρόνου φαίνεται ότι είναι υψηλότερο στην περίπτωση των ασθενών.

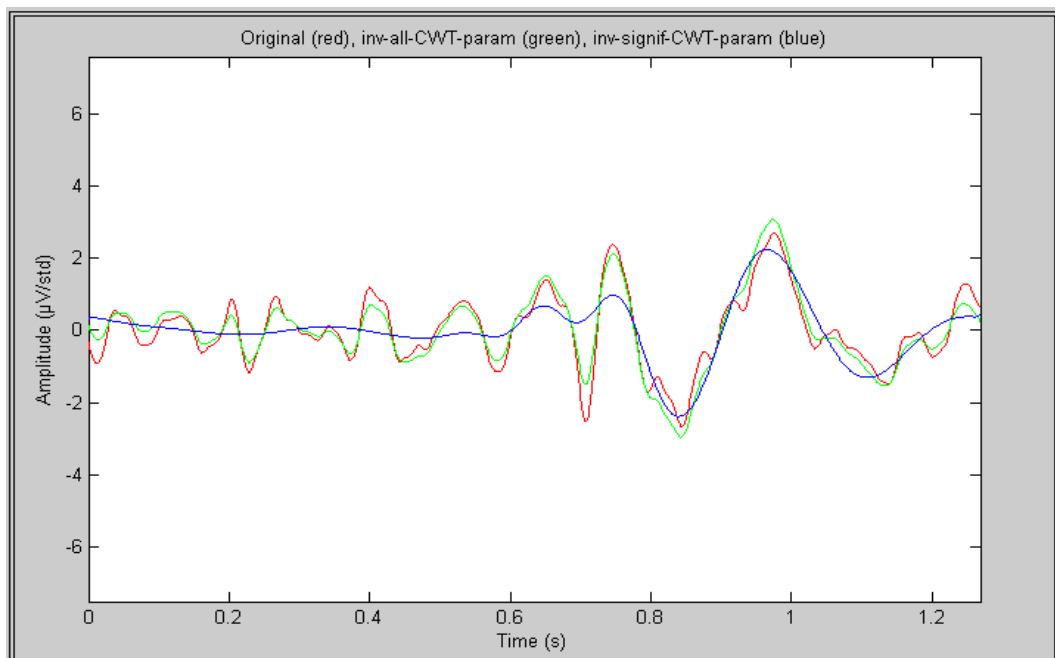
Στα διαγράμματα που ακολουθούν παρουσιάζουμε ενδεικτικά για 4 εξεταζόμενους τα τρία σήματα που εξετάσαμε παραπάνω, προκειμένου να γίνει εμφανής η σχέση μεταξύ τους, όσον αφορά στο πλάτος του σήματος αλλά και στον χρόνο απόκρισης στο εξωτερικό ερέθισμα. Το αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα, το ανακατασκευασμένο σήμα που προέκυψε από όλες τις μεταβλητές του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων CWT, καθώς και το ανακατασκευασμένο σήμα που προέκυψε βάσει των μεταβλητών CWT μονάχα των σημαντικών περιοχών.



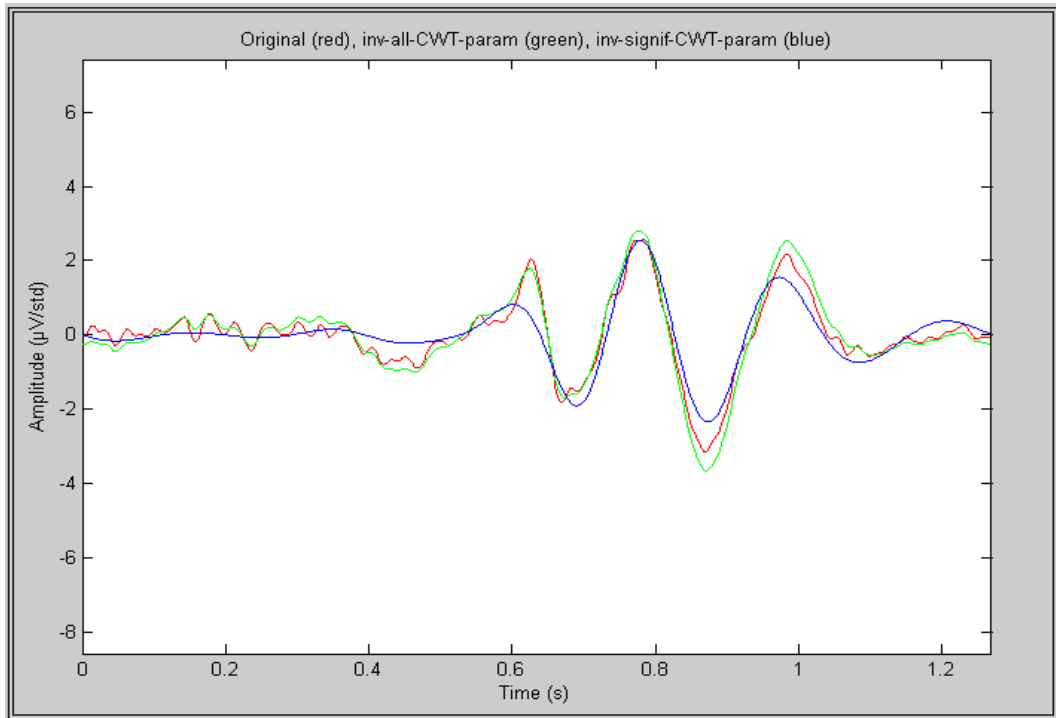
Σχήμα 6-27: Υγιής εξεταζόμενος, subject_1_0_target. Αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα (κόκκινο), ανακατασκευασμένο σήμα βάσει όλων των παραμέτρων CWT(πράσινο) και ανακατασκευασμένο σήμα βάσει παραμέτρων CWT σημαντικών περιοχών (μπλε).



Σχήμα 6-28: Υγιής εξεταζόμενος, subject_0_0_target. Αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα (κόκκινο), ανακατασκευασμένο σήμα βάσει όλων των παραμέτρων CWT(πράσινο) και ανακατασκευασμένο σήμα βάσει παραμέτρων CWT σημαντικών περιοχών (μπλε).



Σχήμα 6-29: Ασθενής εξεταζόμενος Alzheimer, subject_29_0_target. Αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα (κόκκινο), ανακατασκευασμένο σήμα βάσει όλων των παραμέτρων CWT(πράσινο) και ανακατασκευασμένο σήμα βάσει παραμέτρων CWT σημαντικών περιοχών (μπλε).



Σχήμα 6-30: Ασθενής εξεταζόμενος Alzheimer, subject_35_0_target. Αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα (κόκκινο), ανακατασκευασμένο σήμα βάσει όλων των παραμέτρων CWT(πράσινο) και ανακατασκευασμένο σήμα βάσει παραμέτρων CWT σημαντικών περιοχών (μπλε).

Αφού εντοπίστηκαν και καταγράφηκαν τόσο τα πλάτη αλλά και οι χρόνοι απόκρισης που αντιστοιχούν σε κάθε σήμα από τα τρία σήματα ξεχωριστά, τόσο για τα σήματα των 4 παραπάνω εξεταζόμενων, όσο και για τα σήματα των υπόλοιπων εξεταζομένων, είμαστε σε θέση να εξάγουμε κάποια σημαντικά συμπεράσματα. Η ανάλυση του αρχικού σήματος, αλλά και του ανακατασκευασμένου σήματος μέσω του αντίστροφου μετασχηματισμού, αφενός λαμβάνοντας υπόψη το σύνολο των παραμέτρων του συνεχούς μετασχηματισμού και αφετέρου λαμβάνοντας υπόψη τις παραμέτρους των σημαντικών μονάχα περιοχών, είδαμε ότι μας οδηγεί σε παρόμοια συμπεράσματα όσον αφορά στην καθυστέρηση της απόκρισης των ασθενών σε σχέση με τους υγιείς, αφού οι μετρούμενοι χρόνοι απόκρισης στο εξωτερικό ερέθισμα είναι σχεδόν ίδιοι και στις τρεις περιπτώσεις. Καταφέραμε με λίγα λόγια, επεξεργάζοντας μονάχα ένα τμήμα της συνολικής πληροφορίας όπως είναι αυτό των σημαντικών μονάχα περιοχών, να λάβουμε σχεδόν ίδιους χρόνους απόκρισης. Η διαφορά που παρατηρείται στα μετρούμενα πλάτη και για τις τρεις περιπτώσεις οφείλεται

σε διαφορετικό λόγο για κάθε σήμα. Το ανακατασκευασμένο σήμα βάσει όλων των παραμέτρων CWT αποτελεί μία προσέγγιση του αρχικού σήματος, κάτι το οποίο έχει ως αποτέλεσμα την ύπαρξη απωλειών. Το ίδιο ισχύει και για το ανακατασκευασμένο σήμα λαμβάνοντας υπ' όψη μόνο τις παραμέτρων CWT των σημαντικών περιοχών, αλλά αν το συνδυάσουμε με το γεγονός ότι το συγκεκριμένο σήμα βασίζεται σε ένα κομμάτι μονάχα της πληροφορίας του σήματος, αυτό των σημαντικών περιοχών, κατανοούμε ότι η απώλεια σε πλάτος θα είναι μεγαλύτερη, όπως φαίνεται άλλωστε και από τα παραπάνω διαγράμματα.

6.8 Συγκριτική ανάλυση υγιών και ασθενών Alzheimer

Έχοντας υπολογίσει τον μέσο όρο των χρονικών αποκρίσεων στο ακουστικό ερέθισμα για όλους τους εξεταζόμενους, έχουμε την δυνατότητα μέσα από την σύγκριση τους να καταλήξουμε σε πολύ χρήσιμα συμπεράσματα. Οι μέσοι όροι του latency και amplitude όλων των επιμέρους μετρήσεων για το σύνολο των υγιών και ασθενών εξεταζόμενων, αλλά και οι μέσοι όροι των ενεργειών άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα δίνονται στον πίνακα που ακολουθεί.

Αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα															
Αποτελέσματα των εννέα υγιών και εννέα ασθενών εξεταζόμενων											M.O	Ratio1	Ratio2	Ratio3	Ratio4
Υγιείς εξεταζόμενοι															
Amplitude	1,77	2,52	2,54	2,47	1,6	1,39	1,21	1,91	1,99	1,93					
Latency	352	315	323	348	380	390	390	387	307	355	0,2065	0,03807			
Energy	10,34	8,89	9,80	9,79	9,11	8,62	8,90	9,88	8,75	9,34					
														1.22	0.88
Ασθενείς Alzheimer															
Amplitude	1,49	1,48	0,85	2,13	1,63	0,97	2,29	2,22	1,12	1,57					
Latency	410	412	470	390	397	361	353	410	408	401	0,1647	0,04198			
Energy	9,21	9,25	9,57	10,08	9,67	8,57	9,11	10,13	10,32	9,55					
Ανακατασκευασμένο εγκεφαλογραφικό σήμα από όλες τις μεταβλητές CWT															
Αποτελέσματα των εννέα υγιών και εννέα ασθενών εξεταζόμενων											M.O				
Υγιείς εξεταζόμενοι															
Amplitude	1,81	2,73	2,73	2,49	1,58	1,67	1,55	1,98	2,12	2,08					
Latency	356	315	325	348	378	389	387	376	308	353	0,2226	0,0377			
														1.23	0.88
Ασθενείς Alzheimer															
Amplitude	1,77	1,60	0,68	2,31	1,84	1,10	2,33	2,34	1,17	1,68					
Latency	377	414	473	387	397	361	353	409	408	397	0,1798	0,0425			
Ανακατασκευασμένο εγκεφαλογραφικό σήμα από μεταβλητές CWT σημαντικών περιοχών															
Αποτελέσματα των εννέα υγιών και εννέα ασθενών εξεταζόμενων											M.O				
Υγιείς εξεταζόμενοι															
Amplitude	1,25	1,41	1,99	1,44	0,50	0,58	0,63	1,46	0,28	1,06					
Latency	339	308	327	328	358	359	341	354	305	335	0,1134	0,0358			
														1.13	0.88
Ασθενείς Alzheimer															
Amplitude	0,87	0,33	0,27	1,67	0,86	0,85	1,21	1,56	0,87	0,94					
Latency	363	415	420	381	381	324	373	402	353	379	0,1006	0,0405			

Πίνακας 6: Μέσοι όροι των latency, amplitude και της ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα για κάθε εξεταζόμενο

Πάνω: αρχικό εγκεφαλογραφικό σήμα.

Μέση: ανακατασκευασμένο σήμα χρησιμοποιώντας τις μεταβλητές του CWT.

Κάτω: ανακατασκευασμένο σήμα βάσει των μεταβλητών CWT μονάχα σημαντικών περιοχών. Η στήλη M.O αναφέρεται στον συνολικό μέσο όρο για τους εννέα υγιείς και εννέα ασθενείς εξεταζόμενους.

Οι αναλογίες Ratio1, Ratio2, Ratio3 και Ratio4 που υπολογίστηκαν στον παραπάνω πίνακα είναι οι εξής:

$$\begin{aligned} \text{Ratio1} &= \frac{M.O(\text{Amplitude})}{M.O(\text{Energy})}, \text{Ratio2} = \frac{M.O(\text{Latency})}{M.O(\text{Energy})} \\ \text{Ratio3} &= \frac{M.O(\text{Amplitude}(\text{Υγιών}))}{M.O(\text{Amplitude}(\text{Ασθενών}))}, \text{Ratio4} = \frac{M.O(\text{Latency}(\text{Υγιών}))}{M.O(\text{Latency}(\text{Ασθενών}))} \end{aligned}$$

Πίνακας 7: Αναλογίες που υπολογίστηκαν για την εξαγωγή αποτελεσμάτων του πίνακα 6.

Όπως παρατηρούμε και στις τρεις παραπάνω περιπτώσεις του πίνακα 6, υπάρχει μία ξεκάθαρη καθυστέρηση των ασθενών στην απόκριση σε σχέση με τους υγιείς εξεταζόμενους. Η διαφορά στην απόκριση ανάμεσα στους υγιείς και ασθενείς μετρήθηκε ότι είναι 46msec στην πρώτη περίπτωση που εξετάσαμε, 44 msec στην δεύτερη και 44 msec στην τρίτη. Ακόμη, όπως φαίνεται από τους μέσους όρους των πλατών στον παραπάνω πίνακα, οι μετρούμενες τιμές του πλάτους είναι εμφανώς μεγαλύτερες στους υγιείς απ' ότι στους ασθενείς και στις 3 περιπτώσεις που μελετήσαμε. Επίσης, παρατηρούμε ότι η ενέργεια άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα μετρήθηκε μεγαλύτερη για τους ασθενείς.

Ο υπολογισμός των αναλογιών του πίνακα 7 έγινε προκειμένου να καταλήξουμε σε συμπεράσματα τα οποία αφορούν στη διαφοροποίηση υγιών και ασθενών εξεταζόμενων. Έτσι, το Ratio1 εκφράζει το λόγο του μέσου όρου των μέγιστων τιμών amplitude (κορυφώσεις amplitude που αφορούν στο συστατικό P₃₀₀), προς τον μέσο όρο ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα των εξεταζόμενων. Αντίστοιχα, το Ratio2 εκφράζει τον λόγο του μέσου όρου των καθυστερήσεων απόκρισης που αντιστοιχούν σε μέγιστες μετρήσεις amplitude των εξεταζόμενων, προς τον μέσο όρο ενέργειας άλφα ρυθμού των εξεταζόμενων πριν το ερέθισμα. Ο λόγος που επιλέξαμε να υπολογίσουμε τις συγκεκριμένες αναλογίες είναι διότι θέλαμε να διαπιστώσουμε εάν υπάρχει διαφοροποίηση ανάμεσα σε υγιείς και ασθενείς, όσον αφορά στη σχέση της μετρούμενης ενέργειας άλφα

μπάντας πριν το ερέθισμα και του πλάτους που παρουσιάζεται η κορύφωση μετά από αυτό (Ratio1), όπως και στη σχέση της ενέργειας άλφα μπάντας πριν το ερέθισμα και της απόκρισης στο ερέθισμα (Ratio2). Το Ratio3 εκφράζει το λόγο του μέσου όρου των μέγιστων πλατών που αφορούν στο συστατικό P_{300} των υγιών εξεταζόμενων, προς τον μέσο όρο των μέγιστων πλατών που αφορούν στο στοιχείο P_{300} των ασθενών εξεταζόμενων. Θα μας βοηθήσει να διαπιστώσουμε διαφορά ανάμεσα σε υγιείς και ασθενείς όσον αφορά στο πλάτος που παρουσιάζεται η κορύφωση μετά το ερέθισμα. Αντίστοιχα, η αναλογία Ratio4, θα μας βοηθήσει να διαπιστώσουμε τυχόν διαφορά ανάμεσα σε υγιείς και ασθενείς, όσον αφορά στην καθυστέρηση απόκρισης στο εξωτερικό ερέθισμα.

Εξετάζοντας τα αποτελέσματα των αναλογιών, παρατηρούμε ότι οι αναλογίες Ratio3 και Ratio4 είναι παρόμοια στις δύο πρώτες περιπτώσεις. Κάτι τέτοιο είναι φυσιολογικό αφού το σήμα που ανακατασκευάστηκε είναι προϊόν του αλγόριθμου αντιστροφής ο οποίος χρησιμοποίησε όλες τις μεταβλητές που προέκυψαν από την εφαρμογή του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων. Αντίθετα, όσον αφορά στην τρίτη περίπτωση, ο λόγος Ratio3 είναι σαφώς μικρότερος, γεγονός απόλυτα φυσιολογικό δεδομένου ότι μηδενίσαμε όλες εκείνες τις μεταβλητές του μετασχηματισμού οι οποίες δεν άνηκαν σε σημαντική περιοχή. Όμως, παρόλο που το πλάτος στην τρίτη περίπτωση υπολείπεται σε σχέση με τις άλλες δύο περιπτώσεις, κάτι τέτοιο δεν ισχύει και για το latency. Όπως παρατηρούμε, ο λόγος Ratio4 για την περίπτωση ανακατασκευής σήματος βάσει μεταβλητών σημαντικών περιοχών έχει ακριβώς ίδια τιμή με τον αντίστοιχο λόγο των δύο άλλων περιπτώσεων. Αυτό είναι πολύ σημαντικό αφού, παρά το γεγονός ότι επεξεργαστήκαμε μονάχα ένα κομμάτι της συνολικής πληροφορίας, αυτό των σημαντικών περιοχών, καταλήξαμε σε ίδια αποτελέσματα όσον αφορά στην διαφορά απόκρισης υγιών και ασθενών στο ακουστικό ερέθισμα. Ασφαλώς, πρέπει να παρατηρήσουμε ότι τα αποτελέσματα που υπολογίστηκαν και έχουν να κάνουν με την διαφορά στην απόκριση μεταξύ υγιών και ασθενών είναι ενδεικτικά αλλά όχι απόλυτα, αφού έχουν υπολογιστεί βάσει των μέσων όρων των αποκρίσεων.

Η μελέτη των αναλογιών Ratio1 και Ratio2 μπορεί να μας οδηγήσει επίσης σε σημαντικά συμπεράσματα. Το γεγονός ότι ο λόγος Ratio1 είναι μεγαλύτερος στους υγιείς

απ' ότι στους ασθενείς είναι φυσιολογικό, αφού αφενός ο μέσος όρος του πλάτους των μετρήσεων των υγιών είναι μεγαλύτερος από τον αντίστοιχο των ασθενών, αφετέρου η ενέργεια άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα, μετρήθηκε ότι είναι μεγαλύτερη στην περίπτωση των μετρήσεων των ασθενών εξεταζόμενων. Η αναλογία Ratio2 μετρήθηκε ότι είναι μεγαλύτερη στους ασθενείς απ' ότι στους υγιείς. Παρά το γεγονός ότι ο μέσος όρος ενέργειας άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα (παρονομαστής) είναι μικρότερη για τους υγιείς, η διαφορά στην απόκριση στο εξωτερικό ερέθισμα (αριθμητής) είναι κατά πολύ μεγαλύτερη για τους ασθενείς κι έτσι διαμορφώνεται το αποτέλεσμα του λόγου αυτού, χωρίς να μας προκαλεί εντύπωση.

Στον πίνακα που ακολουθεί φαίνονται στατιστικά για τις σημαντικές νησίδες που εμφανίζονται στο φασματογράφημα για κάθε ομάδα εξεταζόμενων. Για κάθε ζώνη συχνοτήτων δίνεται το μέσο μέγεθος σημαντικής νησίδας και ο μέσος αριθμός νησίδων ανά ζώνη συχνοτήτων. Παρατηρώντας προσεκτικά τις συγκεκριμένες μετρήσεις, μπορούμε να διαπιστώσουμε ότι το μέσο μέγεθος νησίδας στις περισσότερες ζώνες συχνοτήτων είναι μεγαλύτερο στην περίπτωση των ασθενών. Το ίδιο συμβαίνει και με τον μέσο αριθμό νησίδων στις περισσότερες ζώνες συχνοτήτων, όπως αυτές εμφανίστηκαν στο φασματογράφημα κατά την εφαρμογή του συνεχούς μετασχηματισμού κυματιδίων. Τα συγκεκριμένα στατιστικά μεγέθη θα πρέπει να διερευνηθούν περαιτέρω για την αξία τους στην κλινική διάγνωση.

	Υγιείς Ασθενείς		Ασθενείς Alzheimer	
Band	Μέσο μέγεθος νησίδας ανά ζώνη συχνοτήτων (Διάρκεια msec) $\pm$ std	Μέσος αριθμός νησίδων ανά ζώνη συχνοτήτων $\pm$ std	Μέσο μέγεθος ανά νησίδα (Διάρκεια msec) $\pm$ std	Μέσος αριθμός νησίδων ανά ζώνη συχνοτήτων $\pm$ std
Gamma2 45-90 Hz	42,04 $\pm$ 12,78	31,66 $\pm$ 8,23	40,51 $\pm$ 8,31	49,22 $\pm$ 16,51
Gamma 1 30-45 Hz	49,51 $\pm$ 15,47	42,33 $\pm$ 12,15	55,98 $\pm$ 12,02	56,77 $\pm$ 13,90
Beta 13-30 Hz	90,24 $\pm$ 15,44	41,88 $\pm$ 10,93	104,85 $\pm$ 12,80	13,58 $\pm$ 52,11
Alpha 8-13 Hz	178,67 $\pm$ 38,24	14,88 $\pm$ 5,70	191,79 $\pm$ 17,26	19,44 $\pm$ 7,50
Theta 4-8 Hz	331,14 $\pm$ 37,77	32,66 $\pm$ 5,31	358,39 $\pm$ 48,45	30,11 $\pm$ 6,21
Delta 0,5-4 Hz	607,04 $\pm$ 115,24	24,66 $\pm$ 2,40	650,47 $\pm$ 85,68	28.66 $\pm$ 5,47

Πίνακας 8: Στατιστικά σημαντικών νησίδων που εμφανίζονται στο φασματογράφημα κάθε ομάδας εξεταζόμενων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Σκοπός της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας είναι η εξαγωγή γνώσης και χρήσιμων συμπερασμάτων από την επεξεργασία εγκεφαλικών σημάτων με τη χρήση μικροκυματιδίων. Για το σκοπό αυτό συλλέχθηκαν ηλεκτροεγκεφαλογραφικά σήματα τόσο υγιών όσο και ατόμων που πάσχουν από τη νόσο Alzheimer. Από την επεξεργασία και ανάλυση των σημάτων αυτών επιδιώχθηκε να βρεθούν διαφοροποιήσεις μεταξύ υγιών και ασθενών, και αν αυτές οι διαφοροποιήσεις μπορούν να παρέχουν στοιχεία για περαιτέρω ανάλυση λειτουργίας του εγκεφάλου, τα οποία είναι εκμεταλλεύσιμα για τη διάγνωση και την οργάνωση και άλλων νευρολογικών παθήσεων, όχι μόνο της ασθένειας Alzheimer.

Εφαρμόζοντας την τεχνική εξαγωγής μέσου όρου (averaging) για καθέναν από τους εξεταζόμενους, καταφέραμε να περιορίσουμε φαινόμενα θορύβου που προέρχονται είτε από τον εξεταζόμενο, είτε από το περιβάλλον του κατά τη διάρκεια του πειράματος. Από την ανάλυση των χρονικών καθυστερήσεων των σημάτων που προέκυψαν σαν αποτέλεσμα αυτής της τεχνικής, παρατηρήθηκαν έντονες διαφορές μεταξύ των ομάδων (υγιείς, ασθενείς), όσον αφορά στην κορύφωση P_{300} . Επιβεβαιώνεται με αυτόν τον τρόπο ότι το συστατικό P_{300} είναι συνδεδεμένο με την μνήμη, γεγονός που καθιστά ενδιαφέρουσα την παρατήρηση του συγκεκριμένου τμήματος όχι μόνο στην περίπτωση της νόσου Alzheimer αλλά και σε άλλες περιπτώσεις άνοιας.

Θέλοντας να είμαστε όσο το δυνατόν πιο σίγουροι για την μέθοδο επεξεργασίας και ανάλυσης των δεδομένων μας, κάναμε χρήση του μετασχηματισμού κυματιδίων λόγω της ικανότητας του να εξάγει πληροφορίες από ένα μη στάσιμο σήμα, παρέχοντας μας καθαρότερη αναπαράσταση που έχει μεταβλητή ανάλυση χρόνου – κλίμακας. Η ανάλυση του αρχικού σήματος, αλλά και του ανακατασκευασμένου σήματος μέσω του αντίστροφου

μετασχηματισμού, αφενός λαμβάνοντας υπόψη το σύνολο των παραμέτρων του συνεχούς μετασχηματισμού και αφετέρου λαμβάνοντας υπόψη τις παραμέτρους των σημαντικών μονάχα περιοχών, είδαμε ότι μας οδηγεί σε παρόμοια συμπεράσματα όσον αφορά στην καθυστέρηση της απόκρισης των ασθενών σε σχέση με τους υγιείς. Το γεγονός αυτό είναι πολύ σημαντικό, αφού επεξεργάζοντας μόνο ένα τμήμα συνολικής πληροφορίας, αυτό της σημαντικής περιοχής, καταλήξαμε στο ίδιο συμπέρασμα.

Στη συνέχεια καταγράψαμε την δραστηριότητα του ρυθμού άλφα πριν το ερέθισμα, ενώ κατόπιν μελετήσαμε τη σχέση ανάμεσα στην ενέργεια αυτή, τον λανθάνοντα χρόνο και το πλάτος που παρουσιάζεται η κορύφωση μετά το ερέθισμα για κάθε μέτρηση. Μετρήθηκε ότι η ενέργεια πριν το ερέθισμα είναι μεγαλύτερη για τους ασθενείς από την αντίστοιχη των υγιών για το συγκεκριμένο διάστημα. Όσον αφορά στη σχέση ανάμεσα στην ενέργεια αυτή και τα amplitude, latency, είδαμε και στις τρεις περιπτώσεις (αρχικό σήμα, ανακατασκευασμένο σήμα με βάση όλες τις μεταβλητές CWT, ανακατασκευασμένο σήμα με βάση τις μεταβλητές των σημαντικών μόνο περιοχών), ότι το εύρος στο οποίο παρουσιάζονται οι καταγραφές των ασθενών είναι μεγαλύτερο από αυτό των υγιών, όπου παρατηρείται συγκέντρωση της πληροφορίας σε μικρότερες και πιο συγκεκριμένες περιοχές. Ακόμη, παρατηρώντας την κλίση των καταγραφών και στις τρεις περιπτώσεις μέσα από διαγράμματα που φαίνεται η σχέση ενέργειας προ ερεθίσματος και λανθάνοντος χρόνου, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι για τους μεν υγιείς η αυξημένη ενέργεια σημαίνει και αυξημένες τιμές λανθάνοντος χρόνου, ενώ για τους ασθενείς δεν υπάρχει ουσιαστική διαφοροποίηση στις τιμές λανθάνοντος χρόνου καθώς αυξάνεται η ενέργεια πριν το ερέθισμα. Αντίθετα, σχέση αντιστροφής είδαμε ότι υπάρχει ανάμεσα στην ενέργεια άλφα ρυθμού πριν το ερέθισμα και στο πλάτος της συνιστώσας P_{300} και για τις δύο ομάδες εξεταζόμενων, όσον αφορά στις περιπτώσεις του αρχικού σήματος και του ανακατασκευασμένου σήματος βάσει όλων των μεταβλητών CWT. Η περίπτωση του ανακατασκευασμένου σήματος με βάση τις μεταβλητές CWT των σημαντικών περιοχών δεν μπορεί να μας οδηγήσει σε σαφή συμπεράσματα αφού η απώλεια πληροφορίας επηρεάζει πολύ το πλάτος. Ωστόσο, κρίνοντας από τις περιπτώσεις του αρχικού σήματος και του ανακατασκευασμένου μέσω όλων των μεταβλητών CWT, θα μπορούσαμε να πούμε ότι επαληθεύονται μελέτες που υποστηρίζουν ότι η ενέργεια ρυθμού άλφα πριν το ερέθισμα έχει αντίστροφη σχέση με το πλάτος του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος που μετράται μετά από το εξωτερικό ερέθισμα (Price 1997, Brandt M-Jansen B 1991,

Ciganeck L 1961, Rahn E, Basar E 1993), οι οποίες έκαναν λόγο για την αντίστροφη σχέση πλάτους-ενέργειας σε πειράματα όπου το εξωτερικό ερέθισμα ήταν οπτικό. Ωστόσο, δεν μπορεί να γίνει κάποιος σαφής διαχωρισμός βάσει της μελέτης της σχέσης αυτής ανάμεσα σε υγιείς και ασθενείς Alzheimer, ο οποίος θα μπορούσε να μας βοηθήσει στην διάγνωση της ασθένειας σε αρχικό στάδιο. Πάντως, και σε αυτή την μελέτη φαίνεται ξεκάθαρα η διαφορά στην απόκριση του ακουστικού ερεθίσματος ανάμεσα στις δύο ομάδες εξεταζόμενων.

Συγκρίνοντας την συνολική ενέργεια ανά συχνοτική ζώνη, όπως αυτή υπολογίστηκε από το χρονικό σημείο που δόθηκε το ακουστικό ερέθισμα (600msec) και μετά, διακρίνουμε ορισμένες διαφορές στους υγιείς σε σχέση με τους ασθενείς εξεταζόμενους. Η ενέργεια των υγιών που μετρήθηκε για τις ζώνες δέλτα, θήτα, βήτα, γάμμα1 και γάμμα2, είναι μεγαλύτερη από την αντίστοιχη ενέργεια των ασθενών. Αντίθετα, η ενέργεια των ρυθμών Alpha1 και Alpha2 των ασθενών φαίνεται να είναι μεγαλύτερη από αυτή των υγιών. Συνδυάζοντας τα αποτελέσματα αυτά και γνωρίζοντας ότι η μείωση της δραστηριότητας άλφα έχει συσχετιστεί με αισθητηριακό ερεθισμό ή πνευματική δραστηριότητα οδηγούμαστε στο συμπέρασμα ότι οι υγιείς εξεταζόμενοι είναι σε μεγαλύτερη εγρήγορση σε σχέση με τους ασθενείς. Αποδεικνύεται, έτσι, ότι οι υγιείς εμφανίζουν μεγαλύτερη ικανότητα αυτοσυγκέντρωσης, όπως και μεγαλύτερη ταχύτητα στην επεξεργασία πληροφοριών, γεγονός που έρχεται σε συμφωνία με τα αποτελέσματα που υπολογίσαμε παραπάνω και αφορούν στην καθυστέρηση των ασθενών στην απόκριση σε σχέση με τους υγιείς εξεταζόμενους.

Είναι πολύ σημαντικό ότι το σύνολο των αποτελεσμάτων βγήκε κατόπιν επεξεργασίας του τμήματος P₃₀₀. Στην περίπτωση της ασθένειας που μελετήθηκε σε αυτή την εργασία, είναι πλέον δυνατή η διάγνωση της σε αρχικό στάδιο, γεγονός πολύ σημαντικό αφού η καταπολέμηση της είναι αποτελεσματικότερη σε περίπτωση που γίνει πρόβλεψη αυτού του τύπου άνοιας σε πρώιμο ακόμα στάδιο. Η μελέτη του τμήματος αυτού μπορεί να μας οδηγήσει σε πολύ σημαντικά συμπεράσματα τα οποία σχετίζονται με την λειτουργία του εγκεφάλου, και με περαιτέρω ανάλυση μπορούν να μας οδηγήσουν στην διάγνωση και αξιολόγηση και κατά συνέπεια αντιμετώπιση και άλλων νευρολογικών παθήσεων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ ΚΑΙ ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Η παρούσα διπλωματική προσέφερε μια σημαντική διαπίστωση σχετικά με τον ρόλο των wavelet ως εργαλείο στην ανάλυση των εγκεφαλικών σημάτων. Είναι γεγονός ότι τα wavelets αντικαθιστούν πλέον τις παραδοσιακές μεθόδους ανάλυσης όπως είναι ο μετασχηματισμός Fourier καθώς παρουσιάζουν πληθώρα πλεονεκτημάτων όπως αυτά παρουσιάστηκαν παραπάνω. Έτσι θα μπορούσαμε να πούμε ότι η ανάλυση wavelet αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι στην μελέτη της εγκεφαλογραφίας και θα βοηθήσει τους επιστήμονες στην εξαγωγή νέων θεμελιωδών συμπερασμάτων. Γενικά, θα μπορούσαμε να πούμε ότι πραγματοποιείται μια σύμπραξη με την επιστήμη της ιατρικής καθώς όλα τα παραπάνω συμπεράσματα μπορούν να αξιοποιηθούν από την ιατρική επιστήμη και να δώσουν νέο έναυσμα για μελέτες βιολογικών σημάτων εξάγοντας πολύ σημαντικά συμπεράσματα τα οποία αφορούν την διάγνωση ή ακόμα και την πρόγνωση διαφόρων νευρολογικών και μη, παθήσεων.

Ωστόσο, σε μία μελλοντική μελέτη θα μπορούσαν να γίνουν μία σειρά από προεκτάσεις με αποτέλεσμα να καταλήξουμε σε πιο σαφή αποτελέσματα. Σίγουρα, σε περίπτωση που θα είχαμε μεγαλύτερο δείγμα προς ανάλυση και επεξεργασία, θα οδηγούμασταν σε πιο αντικειμενικά αποτελέσματα. Ακόμη, σε ενδεχόμενη επόμενη μελέτη όπου θα εξετάζονται βιολογικά σήματα ασθενών Alzheimer, ίσως θα έπρεπε να γίνει καλύτερη ομαδοποίηση των εξεταζόμενων, αφού όπως είδαμε υπάρχουν παράγοντες όπως είναι η ηλικία, το φύλο κλπ, οι οποίοι παίζουν σημαντικό ρόλο. Έτσι, έχοντας ομαδοποιήσει το δείγμα προς εξέταση με βάση κοινές παραμέτρους όπως αυτές, μπορεί στη συνέχεια να γίνει σύγκριση πάνω σε μία κοινή βάση. Σε κάθε περίπτωση, κατά την συλλογή ή επεξεργασία των σημάτων, θα πρέπει να βρεθεί ένας τρόπος έτσι ώστε ο θόρυβος που προκύπτει να εξαλειφθεί ή τουλάχιστον να μειωθεί στο ελάχιστο. Ας μην ξεχνάμε ότι η τεχνική εξαγωγής μέσου όρου που εφαρμόσαμε προκειμένου να μειώσουμε

το φαινόμενο του θορύβου, είχε ως αποτέλεσμα την αποκοπή σημαντικής πληροφορίας. Τέλος, θα πρέπει να γίνει μια σημαντική παρατήρηση η οποία αφορά στην ανάλυση των ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων στο πεδίο της συχνότητας. Συγκρίνοντας την ενέργεια η οποία παρατηρείται στον ρυθμό συχνοτήτων άλφα, διαπιστώθηκε ότι υπάρχει μεγαλύτερη δραστηριότητα στους ασθενείς από τους υγιείς εξεταζόμενους. Περαιτέρω μελέτη του φαινομένου αυτού, θα μπορούσε ενδεχομένως να φανερώσει συσχέτιση του ιδιαίτερου αυτού χαρακτηριστικού με την νόσο Alzheimer. Εάν κάτι τέτοιο επαληθευτεί, θα έχει γίνει ένα πολύ σημαντικό βήμα στην προσπάθεια διάγνωσης σε πρώιμο στάδιο της ασθένειας Alzheimer.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

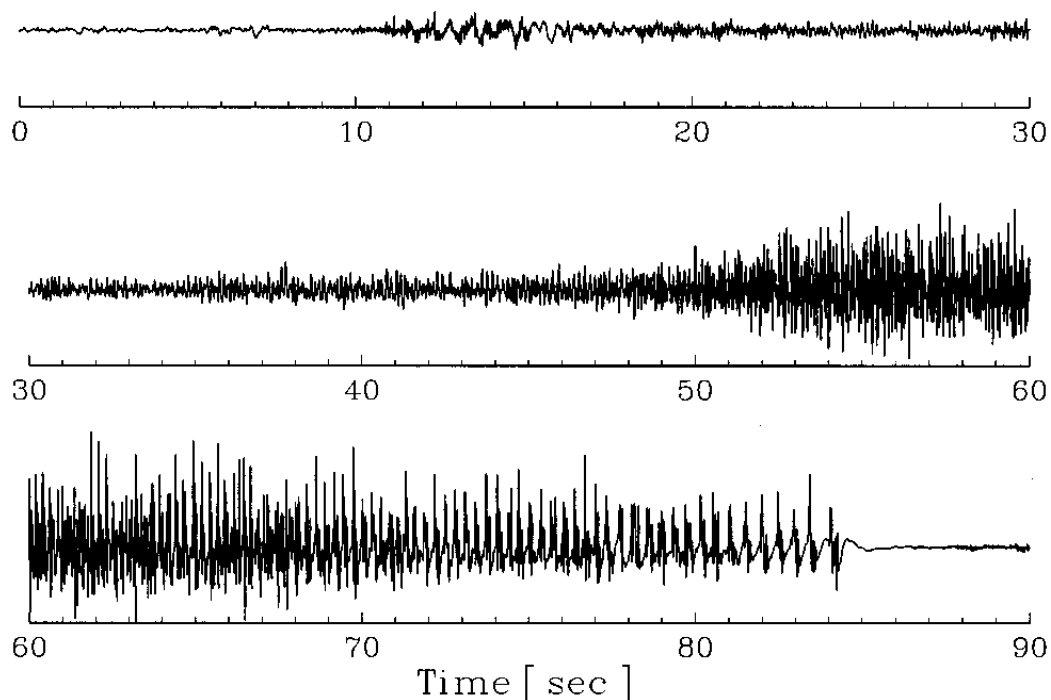
Εφαρμογές της μεθόδου Wavelet στην Εγκεφαλογραφία

Εδώ γίνεται μια βιβλιογραφική παρουσίαση ορισμένων εφαρμογών των wavelets στην εγκεφαλογραφία. Συγκεκριμένα παρουσιάζονται τα συμπεράσματα από μια σειρά μελετών που έχουν πραγματοποιηθεί από επιστήμονες τα τελευταία χρόνια πάνω στο σχετικό αντικείμενο.

Τα τελευταία χρόνια έχουν πραγματοποιηθεί σειρά από μελέτες με βάση τις οποίες αποδεικνύεται ότι η ανάλυση wavelet αποτελεί τη πιο κατάλληλη μέθοδο για τη μελέτη και ανάλυση της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας (EEG) και των εφαρμογών της, αντικαθιστώντας πολλές από τις παραδοσιακές μεθόδους. Σε αυτή τη κατεύθυνση έχουν πραγματοποιηθεί διάφορες έρευνες κάποιες από τις οποίες θα παρουσιαστούν στη συνέχεια.

Μια από τις μελέτες που έγιναν πάνω στο σχετικό αντικείμενο πραγματοποιήθηκε το 1997 από τους S. Blanco, A. Figliola, R. Quian Quiroga, O. A. Rosso, και E. Serrano³ με τίτλο “*Time-frequency analysis of electroencephalogram series. III. Wavelet packets and information cost function*” και η οποία κατέληξε σε μια σειρά συμπεράσματα τα οποία παρουσιάζονται παρακάτω. Η συγκεκριμένη μελέτη πραγματεύεται το πώς με το μετασχηματισμό wavelet και τις παραγόμενες μεθόδους του, είναι δυνατό να καθαριστεί ένα σήμα EEG προκειμένου να ληφθούν οι δυναμικές παράμετροι και οι κρυμμένες πληροφορίες που εμπεριέχονται στη συχνότητα του. Είναι γεγονός ότι τα σήματα EEG τα οποία εμπεριέχουν θόρυβο συνήθως δε λαμβάνονται υπόψη από τους ιατρούς. Η ανάλυση που πραγματοποιείται σε μια τονοκλονική επιληπτική κρίση (tonic-clonic epileptic seizure) χρησιμοποιώντας το μετασχηματισμό wavelet και τα πακέτα κυμάτων έχει δείξει ότι, κατά τη διάρκεια μιας επιληπτικής κρίσης, η σχετική δραστηριότητα του εγκεφάλου

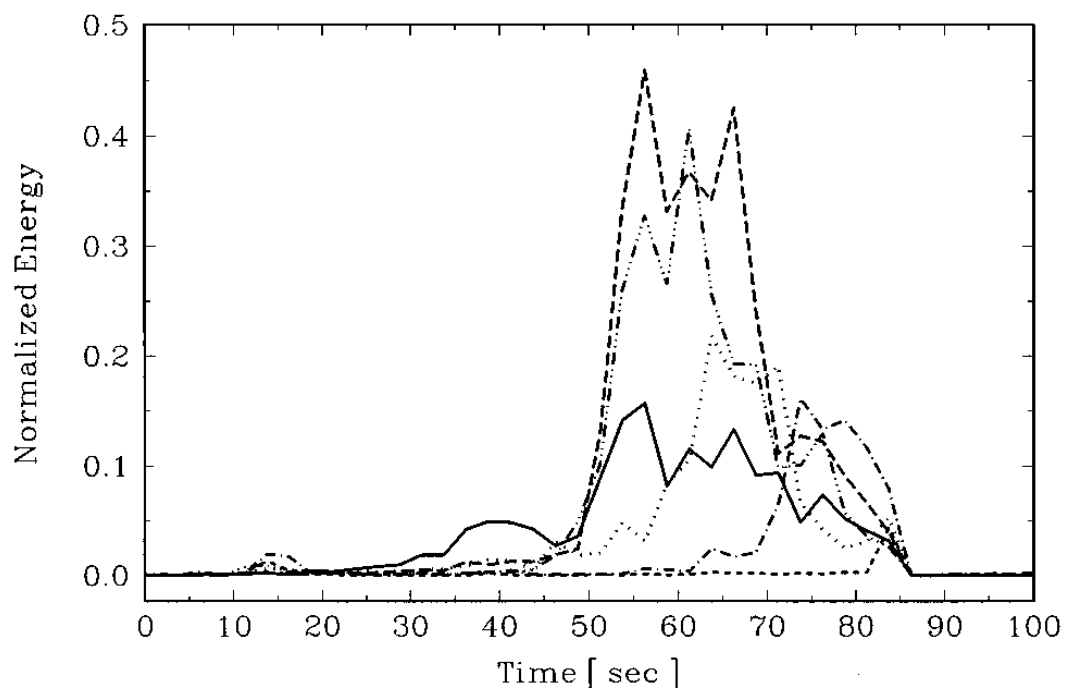
παρουσιάζει συχνότητες περίπου στα 10 Hz, και όταν η κρίση πλησιάζει στην ολοκλήρωση η δραστηριότητα του εγκεφάλου γίνεται πιο αργή, με συχνότητες περίπου στα 4 Hz. Η υψηλής συχνότητας δραστηριότητα των μυών είναι αυτή που κρύβει το σήμα. Αυτές οι υψηλές συχνότητες είναι αυτές που συσσωρεύουν ενέργεια κατά τη διάρκεια της τονικής φάσης της κρίσης. Οι αιχμές που παρατηρήθηκαν εκτελώντας τις wavelet αναλύσεις στις ζώνες B₃ και B₄ καθιερώνουν με εύστοχη ακρίβεια την έναρξη και τη λήξη των διαφορετικών φάσεων της τονοκλονικής κρίσης. Χαρακτηρίζουν επίσης τις αλλαγές στη μορφολογία των σημάτων που θα μπορούσαν να συσχετιστούν με την κλινική συμπτωματολογία.



Σήμα EEG. Η κρίση ξεκινά το 10ο δευτερόλεπτο, η τονική φάση το 35ο και η κλονική φάση το 50ο. Η κρίση ολοκληρώνεται το 80ο δευτερόλεπτο.

Η ανάλυση της συνολικής ενέργειας, της σχετικής ενέργειας, και της ICF (information cost function) σε λειτουργίες του χρόνου έριξε φως στη δυναμική διαδικασία ή τάση της ομαλοποίησης κατά τη διάρκεια της κρίσης. Αυτές οι αλλαγές μπορούν μόνο να παρατηρηθούν πραγματικά μέσω του video-EEG. Παράλληλα, αναπτύχθηκαν διάφορες αριθμητικές μέθοδοι για την περιγραφή του σήματος EEG στην περιοχή χρόνου-συχνότητας. Ο ορθογώνιος μετασχηματισμός wavelet εμφανίζεται να είναι κατάλληλος, λόγω της ικανότητας του να διαχωρίζει τις διαφορετικές ζώνες συχνότητας χωρίς

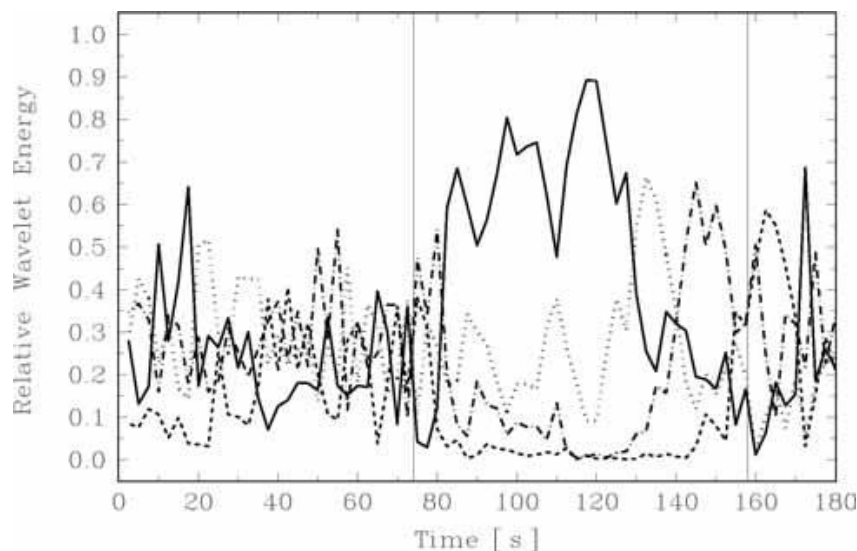
τροποποίηση των παραμένουσων. Ειδικότερα, είναι ακριβής για την ανάλυση των πληροφοριών της δραστηριότητας του εγκεφάλου. Επιπλέον, αυτή η μέθοδος είναι κατάλληλη για τη μελέτη της ενεργειακής συσσώρευσης και της ανταλλαγής της μεταξύ των διαφορετικών ζωνών συχνοτήτων, σε διαφορετικά στάδια της κρίσης. Η δυναμικότητα της κρίσης μπορεί επίσης να προσεγγιστεί με την εκτέλεση μιας ανάλυσης βασισμένης στις πληροφορίες της συνάρτησης κόστους, που παρουσιάζει σε ποιο στάδιο και σε ποια ζώνη συχνότητας περιλαμβάνεται μια λιγότερο χαοτική συμπεριφορά.



Η ενέργεια ανά ζώνη κανονικοποιημένη στη συνολική ενέργεια που ανταποκρίνεται στο σήμα EEG του σχήματος 1 σε συνάρτηση του χρόνου.

Το 2003 πραγματοποιήθηκε μια άλλη έρευνα από τους O.A. Rosso και A. Figliola με τίτλο “Order/disorder in brain electrical activity”. Η παρούσα εργασία περιγράφει τη χρήση των ποσοτικών παραμέτρων που προέρχονται από τον ορθογώνιο διακριτό μετασχηματισμό wavelet όπως εφαρμόζεται στην ανάλυση των ηλεκτρικών σημάτων του εγκεφάλου. Η σχετική ενέργεια wavelet παρέχει τις πληροφορίες για τη σχετική ενέργεια που συνδέεται με τις διαφορετικές ζώνες συχνοτήτων παρούσες μέσα στο σήμα EEG και επιτρέπουν σε κάποιον να εξακριβώσει τον αντίστοιχο βαθμό σπουδαιότητας τους. Η κανονικοποιημένη συνολική εντροπία wavelet μεταφέρει τις πληροφορίες για το βαθμό ομαλότητας/αναταραχής (order/disorder) που συνδέεται με μια πολλαπλής-συχνότητας

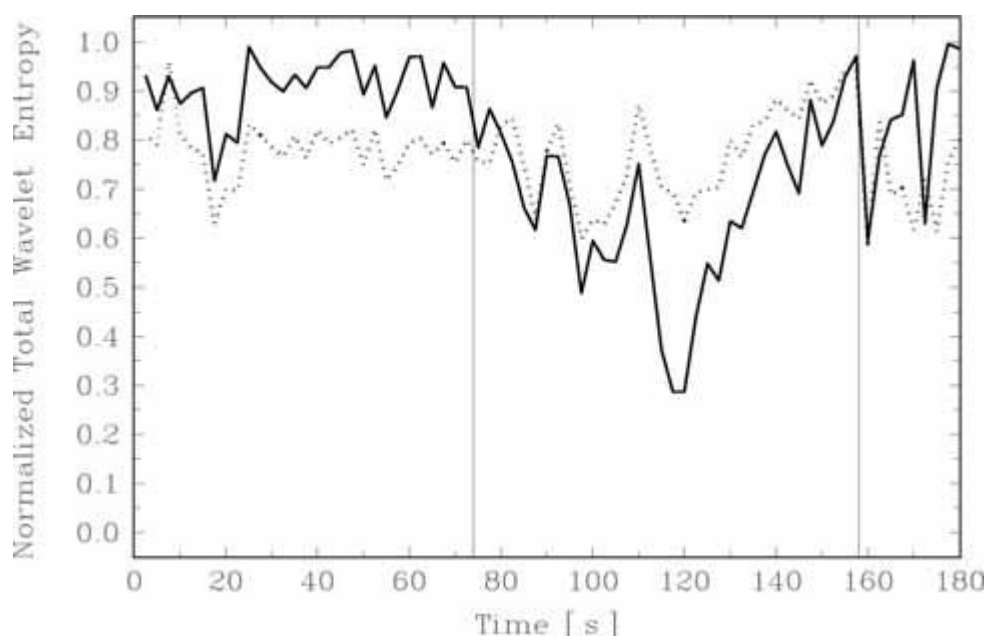
απόκριση σημάτων. Επιπλέον, διαπιστώθηκε ότι η χρονική εξέλιξη αυτών των ποσοτικοποιητών δίνει τις πληροφορίες για τη δυναμική που συνδέεται με τα αρχεία EEG. Συγκεκριμένα απεδείχθη ότι η επιληπτική συμπεριφορά στρατολόγησης ρυθμού που αναφέρεται από τους Gastaut και Broughton για τις γενικευμένες επιληπτικές τονοκλονικές κρίσεις περιγράφεται επακριβώς από τη σχετική έννοια της ενέργειας wavelet. Ταυτόχρονα, οι παρούσες μελέτες δεν απαιτούν τη χρήση του ψηφιακού φιλτραρίσματος. Επίσης, μια σημαντική μείωση στην κανονικοποιημένη συνολική εντροπία wavelet παρατηρήθηκε στην εποχή στρατολόγησης, ένδειξη μιας πιο ρυθμικής και ομαλής συμπεριφοράς του EEG σήματος, συμβατό με τη δυναμική διαδικασία συγχρονισμού στη δραστηριότητα του εγκεφάλου.



Η χρονική εξέλιξη της σχετικής ενέργειας wavelet για τις συχνотικές ζώνες B_3 (συνεχής γραμμή), B_4 (γραμμή με κουκίδες), B_5 (διακεκομμένη με κουκίδες γραμμή), B_6 (απλή διακεκομμένη γραμμή). Οι κάθετες γραμμές αντιπροσωπεύουν την αρχή και το τέλος της επιληπτικής κρίσης.

Ένα ενδιαφέρον σημείο που υπογραμμίζεται είναι ότι αν και η ομαδοποίηση στις ζώνες συχνότητας υπονοούν μια απώλεια στην ανάλυση της συχνότητας, αυτή η διαδικασία μπορεί να είναι πιο χρήσιμη από τη μελέτη μεμονωμένων συχνотήτων ή αιχμών, λόγω της σχέσης μεταξύ των ζωνών συχνότητας και των λειτουργιών στον εγκέφαλο. Σε αυτό το πλαίσιο, η σχετική ενέργεια wavelet επιτρέπει μια εύκολη ερμηνεία αρκετών λεπτών παραλλαγών συχνότητας σε μια μεμονωμένη έκθεση, κάτι που είναι μερικές φορές δύσκολο να επιτευχθεί με τα παραδοσιακά EEGs. Όντας ανεξάρτητη από το εύρος ή την ενέργεια του σήματος, η εντροπία wavelet αποφέρει νέες πληροφορίες για τα σήματα EEG σε σύγκριση με αυτές που λαμβάνονται από τη χρήση της ανάλυσης

συχνότητας ή άλλων τυποποιημένων μεθόδων. Η κανονικοποιημένη συνολική εντροπία wavelet έχει τα ακόλουθα πλεονεκτήματα: (i) σε αντίθεση με τη φασματική εντροπία, η κανονικοποιημένη συνολική wavelet εντροπία είναι σε θέση να εντοπίζει τις αλλαγές σε έναν μη στάσιμο σήμα λόγω των χαρακτηριστικών εντοπισμού του μετασχηματισμού wavelet (ii) σε σύγκριση με τη δισδιάστατη ανάλυση και τους Εκθέτες Lyapunov (που καθορίζονται μόνο για στάσιμη συμπεριφορά), ή με τα μέτρα διδιάστασης και χαοτισμού (οι περιορισμοί στασιμότητας αφαιρούνται), ο υπολογιστικός χρόνος που απαιτείται για τις μελέτες της κανονικοποιημένης συνολικής wavelet εντροπίας είναι σημαντικά μικρότερος.



Η χρονική εξέλιξη της κανονικοποιημένης wavelet εντροπίας (NTWS). Η συνεχής και η διακεκομμένη γραμμή αντιπροσωπεύουν τη χρονική εξέλιξη της NTWS με και χωρίς τη συνεισφορά των συχνοτικών ζωνών B_1 και B_2 . Οι κάθετες γραμμές αντιπροσωπεύουν την αρχή και το τέλος της επιληπτικής κρίσης.

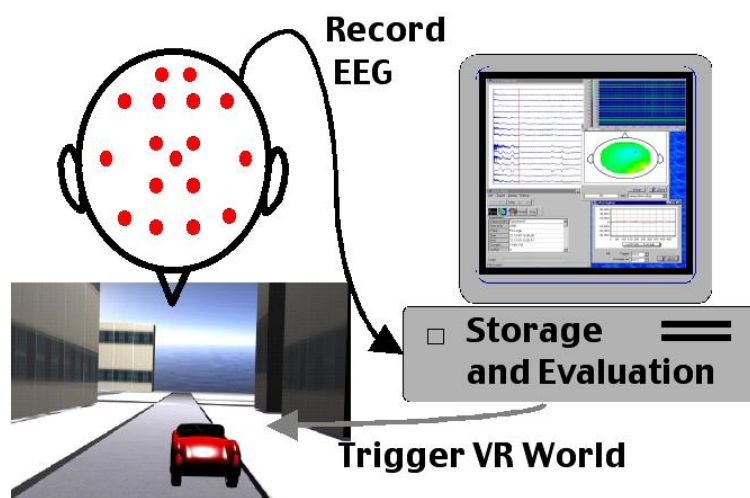
Ο αλγόριθμος για την αξιολόγηση της κανονικοποιημένης συνολικής wavelet εντροπίας περιλαμβάνει ακριβώς τη χρήση του μετασχηματισμού wavelet σε ένα πλαίσιο πολλαπλής ανάλυσης. (iii) Η συνεισφορά του θορύβου (εάν συγκεντρώνεται βασικά σε κάποια ζώνη συχνοτήτων) μπορεί να απομονωθεί εύκολα και τέλος, (iv) η κανονικοποιημένη συνολική wavelet εντροπία είναι ελεύθερη από παραμέτρους. Η χρήση των ποσοτικοποιητών βασισμένων στις μεθόδους χρόνου-συχνότητας (όπως ODWT) μπορεί να συμβάλει στην ανάλυση του εγκεφαλικών ηλεκτρικών αποκρίσεων και μπορεί

επίσης να οδηγήσει σε μια καλύτερη κατανόηση της δυναμική τους. Βεβαίως, η χρήση αυτών των ποσοτικοποιητών δεν είναι προορισμένη για να αντικαταστήσει τις συμβατικές EEG αναλύσεις, αλλά για να παρέχει περαιτέρω ιδέες στους ελλοχεύοντες μηχανισμούς του εγκεφάλου.

Την ίδια χρονιά παρουσιάστηκε μια άλλη μελέτη στην οποία έγινε εφαρμογή της ανάλυσης της wavelet εντροπίας στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία που αφορά το τραυματισμό του εγκεφάλου. Η μελέτη αυτή συντάχθηκε από τους H. A. Al-Nashash, J. S. Paul και N. V. Thakor και έχει ως τίτλο “*Wavelet Entropy Method for EEG Analysis: Application to Global Brain Injury*”. Ειδικότερα στη μελέτη αυτή εφαρμόζεται μια νέα μέθοδος η wavelet εντροπία (Subband wavelet εντροπία, SWE) η οποία χρησιμοποιήθηκε για να αναλύσει το EEG που καταγράφηκε κατά τη διάρκεια του σφαιρικού υποξικού-ισχαιμικού τραυματισμού και των επόμενων σταδίων αποκατάστασης. Η SWE σε κάθε επίπεδο της wavelet ανασύνθεσης απεικονίζει τον ελλοχεύοντα βαθμό της εμφάνισης των αιχμών και της έκρηξης της δραστηριότητας που συνδέεται με το φαινόμενο αποκατάστασης. Με βάση τις παρατηρήσεις που σημειώθηκαν στα είδη της εντροπίας που λήφθηκαν από τα διαφορετικά επίπεδα τραυματισμού, η ομαλοποιημένη μέση εντροπία χρησιμοποιήθηκε για να τεμαχίσει το EEG που αποκαταστάθηκε. Η RWE (residual wavelet entropy) εξετάστηκε ως μέτρο της φάσης του συγχρονισμού των EEG γεννητριών ρυθμού. Η RWE σε κάθε επίπεδο ανασύνθεσης του σήματος αντανakλά το βαθμό συγχρονισμού των γεννητριών ρυθμού. Η συνέπεια που παρατηρείται στο συγχρονισμό των ζωνών χαμηλής συχνότητας υποστηρίζει την ιδέα ότι η φάση του συγχρονισμού αντανakλά την ολική ενοποίηση όλων των διαστάσεων και επιπέδων του εγκεφάλου. Μια πιθανή εφαρμογή χρήσης της SWE είναι η κατάτμηση. Η συνδυασμένη παρουσία των εκρήξεων και της δευτερευούσης δραστηριότητας μπορεί έπειτα να χρησιμοποιηθεί σα δείκτης των διαφόρων καταστάσεων αποκατάστασης. Μια άλλη σημαντική εφαρμογή της wavelet εντροπίας είναι ο συσχετισμός συγκεκριμένων γεγονότων στη δραστηριότητα του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια της διαδικασίας της αποκατάστασης για τη δημιουργία αντικειμενικών κριτηρίων κατά τη διάρκεια απεικόνισης της εξέλιξης της εγκεφαλικής αποκατάστασης.

Μια άλλη έρευνα η οποία αξίζει να σημειωθεί πραγματοποιήθηκε το 2002 με τίτλο “*Real-time EEG processing based on Wavelet Transformation*” με θέμα την

επεξεργασία του σήματος EEG με το μετασχηματισμό wavelet σε πραγματικό χρόνο από τους T. Malina, A. Folkers και U.G. Hofmann. Στη προκείμενη έρευνα υποβλήθηκε έκθεση σε ένα νέο σύστημα ανάκτησης δεδομένων, ως τμήμα ενός συστήματος το οποίο μετράει τα σήματα ανάδρασης ERP το οποίο χρησιμοποιεί το μετασχηματισμό wavelet για να ανασυνθέσει τα σήματα EEG σε πραγματικό χρόνο στις αντίστοιχες ενεργειακές ζώνες. Λόγω των περιορισμών στη DSP υπολογιστική δύναμη, οι ερευνητές προσαρμόστηκαν στη λιγότερο ευνοϊκή ανασύνθεση από short wavelets, αλλά παρόλα αυτά πέτυχαν ικανοποιητική διάκριση της δύναμης για κλινικές εφαρμογές.



Διάγραμμα της πειραματικής διάταξης χαμηλού κόστους η οποία καταγράφει τα EEG/ ERPs κατά τη διάρκεια οδήγησης σε εικονικό περιβάλλον

Ενδιαφέρον παρουσιάζει και η χρήση της ανάλυσης wavelet για την εξαγωγή των EEG χαρακτηριστικών για την ανίχνευση ψεύδους. Η συγκεκριμένη μελέτη πραγματοποιήθηκε το 2006 από τους Anna Caterina Merzagora, Scott Bunce, Meltem Izzetoglu και Banu Onaral και έχει τίτλο “Wavelet analysis for EEG feature extraction in deception detection”. Ο στόχος αυτής της προκαταρκτικής μελέτης ήταν να ερευνηθεί η δυνατότητα των wavelet χαρακτηριστικών γνωρισμάτων που λήφθηκαν από το EEG να διαφοροποιούν την αλήθεια από την εξαπάτηση κατά τη διάρκεια ενός χαμηλού στόχου

ανησυχίας. Τα αποτελέσματα αποκάλυψαν ότι οι συντελεστές wavelet που αντιστοιχούν στα βήτα κύματα βρέθηκαν να διαφοροποιούνται όταν οι εξεταζόμενοι έλεγαν την αλήθεια σε σχέση με όταν έλεγαν ψέματα. Αυτά τα αποτελέσματα προτείνουν ότι οι συντελεστές wavelets θα μπορούσαν ενδεχομένως να χρησιμοποιηθούν ως νέα ή πρόσθετα χαρακτηριστικά γνωρίσματα προκειμένου να ανιχνευθεί το ψεύδος χρησιμοποιώντας τα EEG σήματα. Η ανάγκη για την κοινή ανάλυση χρόνου-συχνότητας τεκμηριώθηκε περαιτέρω από το γεγονός ότι οι παραδοσιακές αναλύσεις χρόνου και πεδίου συχνότητας απέτυχαν να παρουσιάσουν οποιαδήποτε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ελικρινών και παραπλανητικών απαντήσεων για αυτό το πειραματικό πρωτόκολλο. Αντίθετα οι συντελεστές wavelet με μια κοινή συνεισφορά χρόνου-συχνότητας που ανταποκρίνεται στο βήτα ρυθμό μπόρεσαν να διακρίνουν την αλήθεια από το ψέμα σε χρονικά παράθυρα από 300 σε 1000 ms μετά τη διέγερση. Βασιζόμενοι σε αυτά τα προκαταρκτικά αποτελέσματα, η εφαρμογή των χαρακτηριστικών EEG βασισμένων σε ανάλυση wavelet για την ανίχνευση ψεύδους είναι ελπιδοφόρα. Μεγαλύτερα μεγέθη δειγμάτων, μαζί με διαφορετικά πρωτόκολλα είναι απαραίτητα για την εξέταση της γενικότητας των ξεχωριστών χαρακτηριστικών που αναγνωρίζονται εδώ. Επιπρόσθετα, η μεγαλύτερη διακύμανση απαντήσεων όπως και οι μέσοι όροι των αποκρίσεων θα μπορούσαν να ερευνηθούν, καθώς οι περισσότερες από τις σημαντικότερες διαφορές σε αυτές τις αναλύσεις είχαν εντοπισθεί σε μεγαλύτερα διαστήματα ερεθισμού-αντίδρασης.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Alzheimer Alois. “Über eine eigenartige erkrankung der hirnrinde [about a peculiar disease of the cerebral cortex] (in (German)). Allgemeine Zeitchrift fur psychiatrie und psychisch-gerichtlich medizin 64(1-2):146-148, 1907.
- [2] Brookmeyer R, Gray S, Kawas C. “Projections of Alzheimer’s disease in the United States and the public health impact of delaying disease onset”. Am J public health 88 (9): 1337-42, 1998.
- [3] <http://stefanogiannis.blogspot.com/2008/07/21.html>
- [4] R.M. Rangayyan, Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach, IEEE Press Series in Biomedical Engineering, John Wiley & Sons Inc: 5-28, 2002.
- [5] Δ. Κουτσούρης, Εισαγωγή στη Βιοιατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων, Ε.Μ.Π, 2000.
- [6] J.G Webster, Medical Instrumentation: Application and Design, Wiley, 3rd edition, 1998.
- [7] Niedermeyer E, Sleep and EEG. NiederMeyer E. and Lopes da Silva, F. (editor): Electroncephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields, Williams & Wilkins, pp. 153-166, 1999.
- [8] Buzsaki, G., “Theta rhythm of Navigation: Link Between path intergration and landmark navigationm episodic and semantinc memory”, Hippocampus 15(7):827-40, 2005
- [9] Pineda, J.A.: The functional significance of mu rhythms: translating “seeing” and “hearing” into “doing”. Brain Research. Brain Research Reviews, 50(1):57-68, 2005.
- [10] Nashaat Boutros, Henry Nasrallah, Robert Leighty, Michael Torello, Patricia Tueting, Stephen Olson, Auditory evoked potentials: Clinical vs. Research Applications, Psychiatry Research volume 69, Issues 2-3 , pp. 183-195, 1997.
- [11] A. Peled, A. Pressman, Amir B. Geva, I. Modai, Somatosensory evoked potentials during a rubber-hand illusion in schizophrenia, Schizophrenia Research , 2003.
- [12] J. Polish, P300 clinical utility and control variability, Journal of Clinical Neurophysiology. 15(1), pp. 14-33, 1998.

- [13] T.W. Picton, The P300 wave of human event-related potential, *Journal of Clinical Neurophysiology*. 9, pp. 456-479, 1992.
- [14] C. Papageorgiou, I. Liappas, P. Asvestas, C. Vasios, G.K. Matsopoulos, C. Nikolaou, K.S. Nikita, N. Uzunoglu, A. Rabavilas, Abnormal P600 in heroin addicts with prolonged abstinence elicited during a working memory test, *Neuroreport* , 12:1773-1778, 2001.
- [15] M.D. Rugg, M.G.H. Coles, The ERP and cognitive psychology: Conceptual issues, *Electrophysiology of mind: Event-related brain potentials and cognition*, Oxford University Press , pp. 27-39, 1995
- [16] Zoltan J. Koles, Trends in EEG source localization, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, pp. 106:127-137, 1998.
- [17] Sylvain Baillet, John C. Mosher and Richard M. Leahy, Electromagnetic Brain Mapping, *IEEE Signal Processing Magazine*, pp. 114-30, 2001.
- [18] R.D. Fitzgerald, C. Lamn, W. Oczenski, T. Stimpfl, W. Vycudilik, H. Bauer, Direct Current Auditory Evoked Potentials during Wakefulness, Anesthesia and Emergence from Anesthesia, *Anesthesia & Analgesia*, pp. 154-160, 2001.
- [19] P. A. Lynn and W. Fuert, *Introductory Digital Signal Processing with computer applications*, John Wiley & Sons Ltd, 1998.
- [20] D. Gabor “Theory of communication”, *J. of the IEEE*, vol. 93, pp. 429-457, 1946.
- [21] O. Rioul and M. Vetterli, “Wavelets and Signal Processing, *IEEE Signal Processing Magazine*, 1991.
- [22] M. Farge. Wavelet transforms and their applications to turbulence. *Ann Rev of Fluid Mech*, 24:395-457, 1992.
- [23] B.P Marchant. Time-frequency Analysis for Biosystems Engineering. *Bio Eng*, 85(3): 261-281, 2003.
- [24] P.S. Addison, *The Illustrated Wavelet Transform Handboo.*,. Institute of Physics Publishing, 2002.
- [25] G. Kaiser. *A friendly Guide to Wavelets*. Birkhäuser, 1994.
- [26] O. Rioul and M. Vetterli. Wavelets and Signal Processing. *IEEE Signal Proc Magazine*, 8(4):14-38, 1991.
- [27] M. Vetterli and J. Kovasevic Wavelets and subband coding. *Prentice Hall*, pp. 313-321, 1995.
- [28] S. Mallat. *A Wavelet Tour of Signal Processing(2nd Edition)*. Academic Press, 1999.

- [29] J. Littlewood and R. Paley, "Theorems on Fourier series and Power Series", Proc. London Math. Soc., vol 42, pp 52-89, 1937.
- [30] R.R. Coifman and G. Weiss, "Extensions of Hardy spaces and their use in analysis", Bull. Of the Amer. Math. Soc., vol. 83, num 4, 1977.
- [31] A.P. Calderon, "Intermediate Spaces and Interpolation, the Complex Method", Studia Mathematica, vol 24, pp. 113-190, 1964.
- [32] A. Grossman and J. Morlet, "Decomposition of Hardy Functions into Square Integrable Wavelets of Constant Shape", SAIM Journal on Mathematical Analysis, vol 15, pp. 723-726, 1984.
- [33] D. Marr, "Vision", Freeman & Co, 1982.
- [34] S. Mallat, "Multifrequency channel decompositions of images and wavelet models", IEEE Trans. Acoust., Speech, and Signal Process., vol. 37, pp. 2091-2110, 1989.
- [35] S. Mallat, "A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation", IEEE Trans. Patt. Recog. And Mach. Intell., vol.11, pp. 674-693, 1989.
- [36] S. Mallat, "Multiresolution approximations and orthonomial bases of $L^2(\mathbb{R})$ ", Trans. Amer. Math. Soc., vol. 315, pp. 69-87, 1989.
- [37] I. Daubechies, "The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis", IEEE Transf Info. Theory, 36(5), pp.961-1005, 1990.
- [38] Y. Meyer, Wavelets: Algorithms and Applications, Society for Industrial and Applied Mathematics, 1993
- [39] I. Daubechies. Ten Lectures on Wavelets. : Society for Industrial and Applied Mathematics, 1992.
- [40] R.K. Young. Wavelet theory and its applications. Kluwer Academic Publishers, 1993.
- [41] S.D Meyers, B.G. Kelly and J.J. O'Brien. An introduction to wavelet analysis in oceanography and meteorology: With application to the dispersion of Yanai waves. Monthly Weather Review, 121(10): 2858-2866, 1993.
- [42] C. Torrence and G.P. Compo. A practical guide to wavelet analysis. Bull Am Meteorol Society, 69(1): 61-78, 1998.
- [43] G. Strang and T. Nguyen, Wavelets and Filter Banks, Wellesley – Cambridge Press, 1996.

- [44] P. M. Bentley and J. T. E. McDonnel, "Wavelet transforms: an introduction", Electronics and Commun. Enginnering Journal, 1994.
- [45] S. B. Howell, handbook of CCD Astronomy, Cambridge University Press, 2000.
- [46] D.B. Percival, "On estimation of the wavelet variance", Biometrika, 1995.
- [47] M. Farge, "Wavelet transforms and their application to turbulence", Annu. Rev. Fluid Mech., vol 24, pp.395-457, 1992.
- [48] Nuwertm, Comig, Emerson R, Fuglsang-Frederiksena, Guerit J-M, Hinrichsh, Ikeda A, Luccas F and Rappelsburger P, "Standards for digital recorfnig of clinical EEG" Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. (106): 250-61, 1998.
- [49] Folstein Mf, Folstein Se, Mchugh Pr. ""Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician". Journal of psychiatric research 12(3): 189-98, 1972.
- [50] Hodkinson Hm. "Evaluation of a mental test score for assessment of mental impairment in the elderly". Age and ageing 1(4): 233-8, 1972.
- [51] Oppenheim, Schafer, Buck "Discrete-Time Signal Processing". 1999.
- [52] <http://www.bem.fi/book/13/13.htm>
- [53] <http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>
- [54] <http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTpart4.html>
- [55] <http://www-ssc.igpp.ucla.edu/personnel/russell/ESS265/Ch8/>
- [56] <http://www.ericdolchfoundation.org/images/brainlobes.gif>
- [57] Brandt M, Jansen B. "The relationship between pre-stimulous alpha amplitude and visual evoked potential amplitude". Int J Neurosci, pp. 61,261-8, 1991.
- [58] Ciganek L. "The EEG response (evoked potential) to light stimulus in man". Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol, pp. 13, 165-172, 1991
- [59] Rahn E, Basar E. "Enhancement of visual evoked potentials by stimulation during low prestimulus EEG states". Int J Neurosci, pp. 72, 123-126, 1993.

