



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ

**Υπολογιστικό Σύστημα για την
Ανάλυση της Χρονικά Μεταβαλλόμενης
Μικρο-αρχιτεκτονικής
Υπνικών Ατράκτων
Εγκεφαλογραφήματος**

Δαμάσκος Γεώργιος

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
Υπεύθυνη
Γολεμάτη Σπυρέττα
Επ. Καθηγητρια (ΠΔ 407/80)**

Λαμία, Σεπτέμβριος 2008

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ

**ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ
ΠΑΠΑΣΙΟΠΟΥΛΟΥ 2-4, ΓΑΛΑΝΕΪΚΑ ΛΑΜΙΑΣ 35100, ΕΛΛΑΣ**



**Υπολογιστικό Σύστημα για την Ανάλυση της Χρονικά
Μεταβαλλόμενης Μικρο-αρχιτεκτονικής Υπνικών Ατράκτων
Εγκεφαλογραφήματος**

Δαμάσκος Γεώργιος

Πτυχιακή εργασία

Επιβλέπουσα : Σπυρέττα Γολεμάτη

Επ. Καθηγήτρια (ΠΔ 407/80)

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 10^η Σεπτεμβρίου 2008.

.....

Αμαλία Καραγκούνη

Πρόεδρος της ΠΓΣ

.....

Ηλίας Μαγκλογιάννης

Επίκουρος Καθηγητής

.....

Σπυρέττα Γολεμάτη

Επ. Καθηγήτρια (ΠΔ 407/80)

Λαμία, Σεπτέμβριος 2008

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ
ΠΑΠΑΣΙΟΠΟΥΛΟΥ 2-4, ΓΑΛΑΝΕΪΚΑ ΛΑΜΙΑΣ 35100, ΕΛΛΑΣ



Copyright ©— All rights reserved Δαμάσκος Γεώργιος, 2008

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος.

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

Δαμάσκος Γεώργιος (email: georgedamaskos@gmail.com), Υπολογιστικό Σύστημα για την Ανάλυση της Χρονικά Μεταβαλλόμενης Μικρο-αρχιτεκτονικής Υπνικών Ατράκτων Εγκεφαλογραφήματος, Πτυχιακή Εργασία, Πανεπιστήμιο Στερεάς Ελλάδας, Τμήμα Πληροφορικής με Εφαρμογές στη Βιοϊατρική, Σεπτέμβριος 2008.

Σελίδες: 84

Περιεχόμενα

Περιεχόμενα	4
Ευρετήριο Εικόνων	6
Λίστα Συντομογραφιών.....	9
Περίληψη	11
Abstract	12
1 Εισαγωγή	16
1.1 Η φύση και τα στάδια του ύπνου.....	17
1.2 Καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου	19
1.2.1 Η πηγή της καταγραφόμενης ηλεκτρικής δραστηριότητας	19
1.2.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα – ΗΕΓ.....	22
1.2.3 Οι ρυθμοί του ΗΕΓ	25
1.3 ΗΕΓ ύπνου και υπνικές άτρακτοι.....	28
1.3.1 Υπνικές άτρακτοι.....	29
1.4 Ψηφιακή επεξεργασία σημάτων υπνικών ατράκτων.....	31
1.5 Στόχος της πτυχιακής εργασίας.....	33
2 Ποσοτικοποίηση της χρονικά μεταβαλλόμενης μορφολογίας των υπνικών ατράκτων	35
2.1 Ένα μαθηματικό μοντέλο για την υπνική άτρακτο	37
2.2 Φιλτράρισμα των υπνικών ατράκτων.....	37
2.3 Εκτίμηση στιγμιαίου εύρους και στιγμιαίας συχνότητας.....	38
2.3.1 Μιγαδική Αποδιαμόρφωση (Complex Demodulation – CD).....	39
2.3.2 Μετασχηματισμός Hilbert (Hilbert Transform – HT).....	41

2.3.3 Αναζήτηση Προτύπων (<i>Matching Pursuit – MP</i>)	42
2.3.4 Μετασχηματισμός Κυματιδίων (<i>Wavelet Transformation – WT</i>)	43
2.4 Προσαρμογή καμπύλης και εκτίμηση των παραμέτρων του μοντέλου.....	44
3 Υλικό και μέθοδοι.....	47
3.1 Διαδικασίες καταγραφής σημάτων υπνικών ατράκτων	48
3.2 Εργαλεία ποσοτικοποίησης.....	49
3.3 Γενική περιγραφή και προσδιορισμός απαιτήσεων του συστήματος.....	50
3.4 Επιλογή περιβάλλοντος ανάπτυξης της εφαρμογής	52
3.5 Σχεδιασμός του υπολογιστικού συστήματος.....	56
3.5.1 Περιγραφή των βασικών παραθύρων του συστήματος	57
3.5.2 Περιγραφή των συμπληρωματικών εργαλείων και των τροποποιήσεων του διαθέσιμου κώδικα.....	60
4 Αποτελέσματα.....	63
4.1 Υπολογιστικές απαιτήσεις του συστήματος	63
4.2 Παράδειγμα χρήσης του υπολογιστικού συστήματος	65
4.3 Παραδείγματα εφαρμογής σε κλινικά δεδομένα.....	73
5 Συζήτηση και συμπεράσματα	78
5.1 Γενικά σχόλια.....	78
5.2 Μελλοντικές προοπτικές.....	80
5.3 Συμπέρασμα.....	81
6 Βιβλιογραφία	82
Παράρτημα	84

Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1.1: Τα βασικά μέρη ενός νευρικού κυττάρου (νευρώνα) [5].	20
Εικόνα 1.2: Απεικόνιση της σύναψης μεταξύ δύο νευρικών κυττάρων. Διακρίνονται οι βασικοί συντελεστές που λαμβάνουν μέρος στη μεταγωγή του ηλεκτρικού σήματος [5].	22
Εικόνα 1.3: Διεθνές Σύστημα 10 -20 για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων. A: λοβός αυτιού, C: κεντρικό (central) ηλεκτρόδιο, F: μετωπικό (frontal) ηλεκτρόδιο, P: βρεγματικό (parietal) ηλεκτρόδιο, T: κροταφικό (temporal) ηλεκτρόδιο, O: ινιακό (occipital) ηλεκτρόδιο, F _p : μετωπο-πολικό (fronto-polar) ηλεκτρόδιο, P _g : φαρυγγικό (pharyngeal) ηλεκτρόδιο. Τα ηλεκτρόδια της μέσης γραμμής έχουν τον δείκτη Z. Οι μονοί δείκτες χαρακτηρίζουν το αριστερό ημισφαίριο και οι ζυγοί το δεξιό [2].	24
Εικόνα 1.4: Οι τυπικές μορφές των κυμάτων που παρατηρούνται στο ΗΕΓ κατά τα διάφορα στάδια του ύπνου [6].	29
Εικόνα 1.5: ΗΕΓ σταδίου 2 του ύπνου. Τα σημειωμένα με κόκκινο μέρη του σήματος είναι σημεία εμφάνισης υπνικών ατράκτων.	30
Εικόνα 1.6: Ο θάλαμος σημειωμένος με κόκκινο χρώμα (αριστερό σχήμα – μέση οβελιαία διατομή του εγκεφάλου, έσω επιφάνεια του δεξιού ημισφαιρίου) και το εξωτερικό μέρος του εγκεφάλου ή φλοιός (δεξιό σχήμα) [5].	30
Εικόνα 2.1: (a) Προσομοίωση υπνικής ατράκτου βάσει του προτεινόμενου μοντέλου AM-FM και (b) πραγματική υπνική άτρακτος μετά από φιλτράρισμα με ζωνοπερατό φίλτρο στη ζώνη συχνοτήτων 5-22 Hz [17].	38
Εικόνα 2.2: Διαδικασία Μιγαδικής Αποδιαμόρφωσης. Πάνω γράφημα: Το φάσμα συχνοτήτων του ζωνοπερατού σήματος $f(t)$. Μεσαίο γράφημα: Η εκτέλεση της Μιγαδικής Αποδιαμόρφωσης στο σήμα $f(t)$. Κάτω γράφημα: Το φάσμα συχνοτήτων του αναλυτικού σήματος $f_+(t)$ που σχετίζεται με το αρχικό σήμα $f(t)$ [14].	40
Εικόνα 2.3: Δύο παραδείγματα υπνικών ατράκτων (γκρίζες γραμμές) μαζί με τις σχετιζόμενες κυματομορφές IE , IF (συμπαγείς μαύρες γραμμές) και τις προσαρμοσμένες σε αυτές καμπύλες (διακεκομμένες γραμμές). Οι υπνικές άτρακτοι καταγράφηκαν σε ένα υγιές υποκείμενο (πάνω και κάτω αριστερά) και σε ένα	

ασθενές υποκείμενο (πάνω και κάτω δεξιά). Η εκτίμηση των <i>IE</i> , <i>IF</i> έγινε με την τεχνική CD, ενώ η προσαρμογή καμπύλης έγινε χρησιμοποιώντας την MP [15].....	46
Εικόνα 3.1: Σχηματική αναπαράσταση του αυξητικού μοντέλου ανάπτυξης συστημάτων.	48
Εικόνα 3.2: Σχηματική αναπαράσταση της βασικής δομής και της δυνατότητας ενσωμάτωσης του προτεινόμενου υπολογιστικού συστήματος στη διαδικασία της ιατρικής διάγνωσης.	51
Εικόνα 3.3: Η αρχική σελίδα του koolplot στο Διαδίκτυο. Στο κέντρο της εικόνας φαίνεται ένα παράδειγμα γραφήματος που δημιουργήθηκε με το koolplot.....	53
Εικόνα 3.4: Παράδειγμα χρήσης του koolplot. Αριστερά φαίνονται οι τρεις γραμμές κώδικα koolplot που χρειάζονται για να παράγουν το γράφημα δεξιά.	54
Εικόνα 3.5: Το περιβάλλον ανάπτυξης παραθύρων GUIDE. Έχει σχεδιαστεί ένα παράθυρο με δύο περιοχές γραφημάτων (αριστερή πλευρά), τέσσερα κουμπιά τύπου “Push Button” (δεξιά πλευρά, πάνω και κάτω) και περιοχή απεικόνισης τιμών (δεξιά πλευρά, μέσον). Για κάθε παράθυρο έχει δημιουργηθεί και αντίστοιχο αρχείο με κώδικα που καθορίζει τη λειτουργία των συστατικών του.	55
Εικόνα 3.6: Το διάγραμμα δομής που παρουσιάζει την αρχιτεκτονική του προγράμματος. Με γκρίζο χρώμα διακρίνονται τα βασικά παράθυρα του συστήματος. Με κίτρινο χρώμα είναι σημειωμένα τα νέα αρχεία που δημιουργήθηκαν για τις ανάγκες της εφαρμογής. Με πορτοκαλί χρώμα εμφανίζονται τα αρχεία που έχουν τροποποιηθεί κατάλληλα, ενώ με πράσινο εκείνα που έχουν μείνει ως είχαν. Κάθε ένα από τα πέντε βασικά παράθυρα συντίθεται από ένα πλήθος αρχείων.	56
Εικόνα 4.1: Το παράθυρο καλωσορίσματος της εφαρμογής.	66
Εικόνα 4.2: Το Παράθυρο 2 – Εμφάνιση καναλιών (“Channel Display”). Σε αυτή την περίπτωση, έχει επιλεγεί ένα κανάλι (το δεύτερο), όπως φαίνεται και στο σχετικό πεδίο στο κάτω μέρος της οθόνης.	67
Εικόνα 4.3: Το Παράθυρο 3 – Απομόνωση ατράκτου (Spindle Isolation). Σε αυτή την περίπτωση, έχουν ανιχνευθεί πέντε άτρακτοι με χρήση του εργαλείου αυτόματου εντοπισμού ατράκτων, όπως φαίνεται στο πεδίο “Result” κάτω από το κουμπί “Automatic Segmentation”, και έχει επιλεγεί η 5η από αυτές για περαιτέρω ανάλυση.	68

Εικόνα 4.4: Το Παράθυρο 4 – Εκτίμηση IE , IF (Filtering and IE , IF Estimation). Η επιλεγμένη άτρακτος απομονώνεται από θόρυβο στην αρχή και το τέλος της, φιλτράρεται και αναλύεται ως προς τη μορφολογία της μέσω της εκτίμησης των κυματομορφών IE και IF με χρήση μιας από τις τέσσερις διαθέσιμες μεθόδους χρόνου-συχνότητας.	69
Εικόνα 4.5: Το παράθυρο αυτό αναδύεται κατά τη λειτουργία του Παραθύρου 4. Σε αυτό φαίνονται το αποθρομβοποιημένο σήμα (πάνω μέρος) και το μέτρο του μετασχηματισμού Fourier του (κάτω μέρος), στον οποίο έχει σημειωθεί με ένα κόκκινο τρίγωνο το αυτόματα προσδιορισμένο κέντρο βάρους (CoG). Το πλήθος των κορυφών που έχουν χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό του CoG αναφέρεται στο πάνω μέρος του αντίστοιχου γραφήματος.	70
Εικόνα 4.6: Παραδείγματα παραθύρων που αναδύονται κατά τη λειτουργία του Παραθύρου 4, κατά την επιλογή της τεχνικής εκτίμησης των IE και IF . (α) IE , IF με χρήση CD. (β) IE , IF με χρήση MP. (γ) IE , IF με χρήση HT.....	71
Εικόνα 4.7: Το Παράθυρο 5 – Εκτίμηση παραμέτρων μοντέλου (Curve Fitting and Parameter Estimation) στο οποίο πραγματοποιείται προσαρμογή καμπύλης με χρήση MP και εκτίμηση των έξι παραμέτρων του μοντέλου.	72
Εικόνα 4.8: Αποθήκευση των τιμών των παραμέτρων στο σκληρό δίσκο.	73
Εικόνα 4.9: Αποτελέσματα της ανάλυσης για νεαρό υγιές άτομο.	74
Εικόνα 4.10: Αποτελέσματα της ανάλυσης για ηλικιωμένο υγιές άτομο.	75
Εικόνα 4.11: Αποτελέσματα της ανάλυσης για ηλικιωμένο ανοϊκό ασθενή.....	76
Εικόνα 4.12: Παράδειγμα ανάλυσης για την οποία απαιτείται να γίνει δεύτερη προσαρμογή καμπύλης. (α) Πρώτη προσαρμογή καμπύλης, η καμπύλη που έχει προσαρμοστεί στο IE είναι σχεδόν μηδενικής συχνότητας. (β) Δεύτερη προσαρμογή καμπύλης, η καμπύλη που έχει προσαρμοστεί στο IE έχει μεγαλύτερη συχνότητα....	77

Λίστα Συντομογραφιών

A/D	Analog to Digital
AM	Amplitude Modulated
AP	Action Potential
CAD	Computer-Aided Diagnosis
CD	Complex Demodulation
CoG	Center of Gravity
DC	Direct Component
EEG	Electroencephalogram
FIR	Finite Impulse Response
FM	Frequency Modulated
GUIDE	Graphical User Interface Development Environment
HT	Hilbert Transform
HTLS	Hankel Total Least Squares
ICA	Independent Component Analysis
IE	Instantaneous Envelope
IF	Instantaneous Frequency
ISI	Inter Spindle Interval
KCs	K Complexes
MCR	MatLab Component Runtime
MP	Matching Pursuit
NREM	Non-Rapid Eye Movement
PSP	Post Synaptic Potential
REM	Rapid Eye Movement
SWS	Slow Wave Sleep
WT	Wavelet Transformation

Η/Υ	Ηλεκτρονικός Υπολογιστής
ΗΕΓ	Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα
ΤΝΔ	Τεχνητό Νευρωνικό Δίκτυο
ΥΣΥΔ	Υπολογιστικό Σύστημα Υποβοήθησης της Διάγνωσης

Περίληψη

Οι υπνικές άτρακτοι είναι χαρακτηριστικές κυματομορφές του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος του σταδίου 2 του ύπνου και έχουν ενεργό ρόλο στην παραγωγή και διατήρηση του ύπνου. Η χρονικά μεταβαλλόμενη μορφολογία τους έχει κλινική αξία σε μελέτες άνοιας και μπορεί να εκτιμηθεί ποσοτικά με χρήση τεχνικών χρόνου-συχνότητας. Σε αυτή την εργασία, περιγράφεται ένα υπολογιστικό σύστημα που ενσωματώνει και επεκτείνει μια ολοκληρωμένη διαδικασία ανάλυσης της μικρο-αρχιτεκτονικής των υπνικών ατράκτων, που έχει προταθεί σε προηγούμενες μελέτες. Βασικές προδιαγραφές σχεδιασμού του συστήματος περιλαμβάνουν την αξιοπιστία, τη φιλικότητα προς το χρήστη, την αυτοματοποίηση των διαδικασιών και την αυτονομία της εφαρμογής. Το σύστημα αναπτύχθηκε σε περιβάλλον MatLab με χρήση του εργαλείου GUIDE (Graphical User Interface Development Environment), που επιτρέπει τη δημιουργία διεπαφών φιλικών προς το χρήστη. Οι ελάχιστες απαιτήσεις της εφαρμογής σε υλικό περιλαμβάνουν σκληρό δίσκο χωρητικότητας 40 GB, επεξεργαστή συχνότητας 1.3 GHz και κύρια μνήμη μεγέθους 1 GB. Η εφαρμογή εκτελείται σε 0.2-33 sec, ανάλογα με την τεχνική που επιλέγεται για την ολοκλήρωση της διαδικασίας ανάλυσης μιας ατράκτου. Ενδεικτικά παραδείγματα δοκιμών του συστήματος σε πραγματικά κλινικά δεδομένα δείχνουν την εφαρμοσιμότητά του στην κλινική πράξη και τη βελτίωση σε σχέση με προηγούμενες εκδόσεις. Συμπερασματικά, το υπολογιστικό σύστημα που προτείνεται σε αυτή την εργασία μπορεί να ενσωματωθεί ικανοποιητικά σε κλινικές διαδικασίες διάγνωσης ψυχικών παθήσεων.

Λέξεις Κλειδιά: υπνική άτρακτος, ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (HEΓ), στιγμιαίο περίβλημα, στιγμιαία συχνότητα, ανάλυση χρόνου-συχνότητας, MatLab, γραφική διεπαφή χρήστη.

Abstract

Sleep spindles are characteristic waveforms of sleep stage 2 electroencephalogram (EEG) and are involved in the generation and preservation of sleep. Their time-varying morphology may have clinical value in dementia studies and can be quantitatively estimated using time-frequency techniques. In this study, a computer system is proposed, which integrates and extends a previously suggested methodology for analyzing sleep spindle micro-architecture. The main design requirements include reliability, user friendliness, automated procedures and autonomous system. System was developed in MatLab environment using the GUIDE (Graphical User Interface Development Environment) tool, which allows the generation of friendly Graphical User Interfaces. The minimum requirements include a hard disk drive of 40 GB, a processor running at a frequency of 1.3 GHz and main memory of 1 GB. The implemented methodology can be completed in 0.2-33 sec, depending on the choice of the time-frequency technique. Typical sample runs of the system on real clinical data demonstrate its feasibility in clinical practice and its improvement in comparison with previous versions. In conclusion, the computer system which is proposed in this study can be efficiently integrated in clinical diagnostic tasks in the field of psychiatry.

Keywords: sleep spindle, electroencephalogram (EEG), instantaneous envelope, instantaneous frequency, time-frequency analysis, MatLab, Graphical User Interface (GUI).

Πρόλογος

Το όργανο του ανθρώπινου κεντρικού νευρικού συστήματος που ονομάζεται εγκέφαλος αποτελεί, αναμφισβήτητα, το πλέον πολύπλοκο δημιούργημα της φύσης. Προϊόν βιολογικής εξέλιξης εκατομμυρίων ετών, αυτή η μικρή μάζα της τάξης του 1,5kg εμπεριέχει ένα εξαιρετικά πολυσύνθετο δίκτυο κυττάρων, οι λειτουργίες του οποίου είναι υπεύθυνες για τη δημιουργία των σκέψεων, της μνήμης, τον έλεγχο των δραστηριοτήτων του σώματος και των συναισθημάτων. Η έρευνα για την κατανόηση των μηχανισμών λειτουργίας του εδώ και 150 χρόνια, έχει αποφέρει κάποιες γνώσεις που όμως δημιουργούν πολλά νέα επιστημονικά ερωτήματα προς διερεύνηση, στα οποία οι Νευροεπιστήμες καλούνται να απαντήσουν.

Η συνεισφορά της τεχνολογίας στη μελέτη του εγκεφάλου κυρίως μέσω των απεικονιστικών τεχνικών είναι μεγάλη. Η εισαγωγή της αξονικής τομογραφίας (Computer Tomography scan – CT-scan) εγκεφάλου και πρόσφατα της Μαγνητικής Τομογραφίας (Magnetic Resonance Imaging – MRI) εγκεφάλου έχουν αλλάξει την άσκηση της Κλινικής Νευρολογίας, ιδιαίτερα σε σχέση με τη διάγνωση των ενδοκρανιακών βλαβών. Ακόμα οι πιο σύγχρονες απεικονιστικές τεχνικές όπως η Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίου (Positron Emission Tomography – PET) και η Υπολογιστική Τομογραφία Εκπομπής Μονήρους Φωτονίου (Single Photon Emission Computed Tomography – SPECT) με πληροφορία για τη λειτουργία και όχι μόνο τη δομή του εγκεφάλου, δημιουργούν νέα δεδομένα στην έρευνα και τη διάγνωση ασθενειών. Ακόμα μια σημαντική τεχνική με συνεισφορά κυρίως στην έρευνα είναι το Μαγνητοεγκεφαλογράφημα (Magnetoencephalography – MEG). Φυσικά, το ΗΕΓ, που είναι η παλιότερη τεχνική όλων, κατέχει εξέχουσα θέση ανάμεσα στις άλλες μεθόδους που έχουν χρησιμοποιηθεί για τη διερεύνηση του εγκεφάλου και είναι πλέον κλασσική τεχνική. Ο εγκέφαλος πριν από λίγα χρόνια θεωρούνταν από τους επιστήμονες ως «μαύρο κουτί», λόγω της εξαιρετικά ανεπαρκούς γνώσης για αυτόν. Αυτά που δεν γνωρίζουμε για τον εγκέφαλο είναι πολύ περισσότερα από αυτά που γνωρίζουμε. Συνεπώς, το πεδίο για έρευνα είναι ευρύ και η πρόοδος με τις ανακαλύψεις της τελευταίας τριακονταετίας, ωθεί συνεχώς σε νέες ανεξερεύνητες περιοχές. Στις μέρες μας σε παγκόσμια κλίμακα γίνεται πληθώρα μελετών για τον εγκέφαλο και ειδικά τα τελευταία χρόνια με τη χρήση ηλεκτρονικών υπολογιστών η

ένταση τους έχει αυξηθεί σημαντικά. Στο πλαίσιο αυτών των μελετών τοποθετείται και η παρούσα πτυχιακή εργασία.

Η πτυχιακή εργασία εκπονήθηκε στο Τμήμα Πληροφορικής με Εφαρμογές στη Βιοϊατρική του Πανεπιστημίου Στερεάς Ελλάδας που εδρεύει στη Λαμία. Ευχαριστώ θερμά την υπεύθυνη καθηγήτρια Κυρία Σπυρέττα Γολεμάτη για την πολύτιμη βοήθεια που προσέφερε και για το δημιουργικό και ευχάριστο κλίμα το οποίο καλλιεργεί. Επίσης ευχαριστώ τους ιατρούς και τους συνεργάτες της Μονάδας Μελέτης Ύπνου του Αιγινήτειου Νοσοκομείου για τα σήματα και τα υπολογιστικά εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν στα πλαίσια της εργασίας. Καθώς η εργασία μου αυτή σηματοδοτεί το πέρας της τετραετούς προπτυχιακής μου πορείας αισθάνομαι την ανάγκη να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στους αγαπημένους μου γονείς και αδερφές, που με ανέχθηκαν και με στήριξαν. Μετά από πολλούς κόπους και δυσκολίες ολοκληρώνεται μια εργασία η οποία ελπίζω να αποτελέσει σημαντικό βοήθημα για τους επιστήμονες υγείας στο σημαντικό και δύσκολο έργο τους.

Δαμάσκος Γεώργιος

Σεπτέμβριος 2008

1

Εισαγωγή

Ο ύπνος είναι μια φυσιολογική κατάσταση για τα ζώα και τον άνθρωπο και χαρακτηρίζεται από μειωμένη αντίληψη, μειωμένες εκούσιες σωματικές κινήσεις και περιορισμένη αλληλεπίδραση με το περιβάλλον. Η δραστηριότητα του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια του ύπνου είναι πιο ήπια συγκρινόμενη με την δραστηριότητα του κατά την περίοδο εγρήγορσης και η ενέργεια που καταναλώνεται είναι λιγότερη. Τα εγκεφαλικά κύτταρα συμπεριφέρονται διαφορετικά και τα πολύπλοκα κύματα που εμφανίζονται λόγω του μεγάλου πλήθους λειτουργιών που επιτελούνται την ημέρα απουσιάζουν, παρέχοντας μας έτσι τη δυνατότητα να μελετήσουμε πιο ξεκάθαρα, συγκεκριμένους τρόπους λειτουργίας του εγκεφάλου. Ο εγκέφαλος σε κατάσταση ύπνου μπορεί να μελετηθεί με το εγκεφαλογράφημα ύπνου και με τεχνικές επεξεργασίας βιοσημάτων ώστε να εξαχθούν χρήσιμες πληροφορίες.

Στα πλαίσια του εισαγωγικού αυτού κεφαλαίου, γίνεται αναφορά στη φύση του ύπνου και τα επιμέρους στάδιά του, περιγράφονται οι βασικές αρχές καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου σε κατάσταση εγρήγορσης και ύπνου, και γίνεται αναφορά στη μορφή των υπνικών ατράκτων και στις δυνατότητες ανάλυσής τους με χρήση υπολογιστικών εργαλείων. Τέλος, διατυπώνεται αναλυτικά ο στόχος της πτυχιακής εργασίας.

1.1 Η φύση και τα στάδια του ύπνου

Ο ύπνος είναι κατάσταση φυσικής ανάπαυσης και χαρακτηρίζεται από μειωμένες εκούσιες σωματικές κινήσεις, απώλεια της αντίληψης του περιβάλλοντος, μειωμένη αντίδραση στα εξωτερικά ερεθίσματα, αυξημένο μεταβολικό ρυθμό και μειωμένο καταβολισμό. Οι λόγοι που περνάμε το ένα τρίτο της ζωής μας κοιμώμενοι δεν είναι πλήρως κατανοητοί. Αντίθετα με αυτό που νομίζουν πολλοί, ο ύπνος δεν είναι μια κατάσταση όπου απλά το μυαλό ξεκουράζεται, αλλά μια δυναμική, περίπλοκη κατάσταση κατά την οποία το μυαλό είναι αρκετά ενεργό. Ο φυσιολογικός ύπνος ακολουθεί τον κερκάρδιο ρυθμό εμφάνισης (επανάληψη του ίδιου φαινομένου ανά 24-25 ώρες), χαρακτηρίζεται από την ύπαρξη 4-6 διαδοχικών κύκλων διάρκειας περίπου 90 λεπτών και καθένας από αυτούς και συνίσταται σε δύο φάσεις: την NREM (Non-Rapid Eye Movement) φάση, που δεν περιλαμβάνει ταχείες οφθαλμικές κινήσεις και την βραχύτερης διάρκειας REM (Rapid Eye Movement) φάση, που περιλαμβάνει ταχείες οφθαλμικές κινήσεις. Ο ύπνος NREM αποτελείται από τέσσερα στάδια 1, 2, 3 και 4, που χαρακτηρίζονται από αυξανόμενο βάθος του ύπνου (1 και 2 ελαφρύς ύπνος, 3 και 4 βαθύς ύπνος) [1]. Ακολουθεί μια περιγραφή των διαφόρων σταδίων του ύπνου που παρατηρούνται [2].

Εγρήγορση: Σε κατάσταση εγρήγορσης, ο εγκέφαλος είναι απασχολημένος με πολλές λειτουργίες. Τα νευρικά του δίκτυα, ταλαντώνονται σε διάφορους ρυθμούς και δεν εμφανίζουν κάποιο σταθερό πρότυπο, που σημαίνει ότι διαφορετικά πρότυπα εμφανίζονται ανεξάρτητα. Κατά την εγρήγορση, η αναπνοή είναι ακανόνιστη και υπάρχει τυπικά αρκετή μυϊκή δραστηριότητα και κίνηση των ματιών.

Υπνηλία: Αυτό το στάδιο προσδιορίζεται ως στάδιο εγρήγορσης αλλά με τα μάτια κλειστά. Από αυτό το στάδιο το άτομο μπορεί να μεταβεί στο στάδιο 1, στο στάδιο 2 ή την αγρύπνια.

Στάδιο 1: Σε αυτό το στάδιο τα μάτια είναι κλειστά, η αναπνοή γίνεται πιο ρυθμική και εμφανίζονται βραδύτερες περιοδικές κινήσεις των ματιών. Αυτό το στάδιο ονομάζεται και στάδιο ελαφρού ύπνου. Κατά το στάδιο αυτό αρχίζει η απώλεια του μυϊκού τόνου και η απώλεια συνείδησης. Επίσης, το άτομο αντιλαμβάνεται λιγότερο το περιβάλλον του, αλλά μπορεί εύκολα να ξυπνήσει. Αυτό το στάδιο μπορεί να παρατηρηθεί όταν ένα άτομο ξεκουράζεται ήρεμα, όταν βλέπει τηλεόραση, διαβάζει ή παρακολουθεί μια μη ενδιαφέρουσα διάλεξη και αποκοιμηθεί.

Ένα άτομο που βρίσκεται στο στάδιο 1 του ύπνου μπορεί να έχει και αυτό που περιγράφουμε ως «υπναγωγές εμπειρίες», αισθήσεις παρόμοιες με όνειρα όπως να πέφτει, να ακούει φωνές ή να βλέπει αστραπιαία εικόνες. Το στάδιο 1 μπορεί να διαρκέσει από 5 έως 10 λεπτά στο ξεκίνημα του ύπνου και αποτελεί ένα μικρό ποσοστό της συνολικής διάρκειας του ύπνου για τους υγιείς ενήλικες.

Στάδιο 2: Στη διάρκεια του σταδίου 2 του ύπνου το άτομο αντιλαμβάνεται ακόμα λιγότερο το περιβάλλον του αλλά είναι ακόμα εύκολο να ξυπνήσει. Ο καρδιακός ρυθμός και η θερμοκρασία του σώματος μειώνονται, η αναπνοή γίνεται ακόμα πιο ρυθμική και οι μύες χαλαρώνουν. Αποτελεί το 45-55% του συνολικού ύπνου.

Στάδιο 3: Το στάδιο αυτό χαρακτηρίζεται ως ύπνος με βραδέα κύματα (Slow Wave Sleep – SWS) και χαρακτηρίζεται ως μετάβαση στο στάδιο 4. Αποτελεί το 3-8% του συνολικού χρόνου του ύπνου.

Στάδιο 4: Το στάδιο 4 είναι ο αληθινός ύπνος με βραδέα κύματα. Κυριαρχεί στο πρώτο 1/3 της νύχτας και μετρά στο 10-15% του συνολικού χρόνου ύπνου. Περιγράφεται ως το πιο βαθύ στάδιο του ύπνου και γι' αυτό είναι πολύ δύσκολο να ξυπνήσει κάποιος στο στάδιο αυτό.

Ύπνος REM: Μερικοί ονομάζουν το στάδιο αυτό ως στάδιο 5 του ύπνου. Το στάδιο REM διαφέρει αρκετά από τα άλλα στάδια του ύπνου. Πράγματι το μυαλό είναι πολύ ενεργό στη διάρκεια αυτού του σταδίου, αλλά ο κοιμισμένος δεν έχει συνείδηση του περιβάλλοντος. Το περισσότερο διάστημα που ονειρευόμαστε είναι σε ύπνο REM ή παράδοξο ύπνο. Κατά το στάδιο ύπνου REM υπάρχει και παράλληλη ενεργοποίηση του συστήματος ελέγχου κινήσεων. Ωστόσο, η πραγματοποίηση των κινήσεων εμποδίζεται γιατί ο εγκέφαλος σταματά να παράγει τους νευροδιαβιβαστές που λειτουργούν στις συνάψεις των κινητικών νευρώνων, ενώ επιπλέον παράγει άλλους νευροδιαβιβαστές που αδρανοποιούν αυτούς τους νευρώνες. Από το μηχανισμό αυτό δεν επηρεάζονται οι νευρώνες που ελέγχουν την κίνηση των ματιών και γι' αυτό κατά τη διάρκεια του ύπνου REM υπάρχει γρήγορη κίνησή τους. Στα νεογνά υπάρχει ο ενεργός ύπνος, όμοιος με τον REM ύπνο των ενηλίκων. Πολλοί ερευνητές πιστεύουν ότι αυτό το στάδιο είναι απαραίτητο για την σταθεροποίηση της μνήμης, υπάρχουν ενδείξεις ότι πρόκειται για έναν επανορθωτικό μηχανισμό του οποίου η ύπαρξη είναι αναγκαία για τους ζωικούς οργανισμούς.

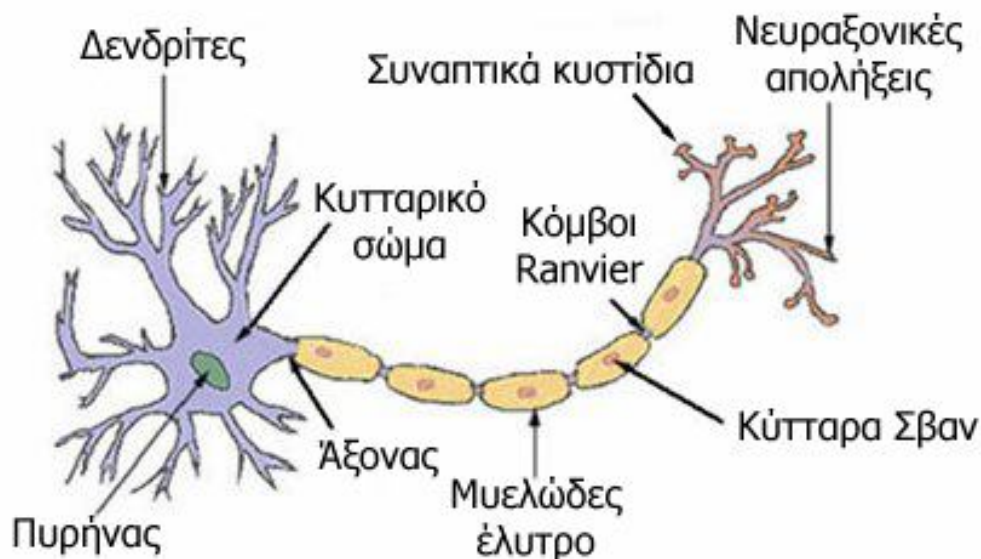
Στη διάρκεια του ύπνου REM, το σώμα είναι παράλυτο, εκτός από σπασμούς που μπορεί να παρατηρηθούν, λόγω της ανασταλτικής λειτουργίας κάποιων νευρικών συνάψεων. Γι' αυτό, παρά το γεγονός ότι το μυαλό είναι πολύ ενεργό δε παρατηρούνται κινήσεις. Μερικές φορές η παράλυση μπορεί να διαρκέσει και λίγο μετά από το ξύπνημα, ειδικά σε όσους είναι στερημένοι από ύπνο. Πιο παρατεταμένη παράλυση μπορεί να υπάρξει σε ανθρώπους με μια ασυνήθιστη νευρολογική διαταραχή που λέγεται ναρκοληψία [3].

Σε νεαρούς ενήλικες το 75% περίπου του ύπνου αποτελείται από την NREM φάση και το 25% από την REM φάση. Κατά τις πρώτες ώρες του ύπνου είναι αυξημένη η ποσότητα των σταδίων 3 και 4 του ύπνου NREM, ενώ η διάρκεια της REM φάσης αυξάνει προς το τέλος της νύχτας. Μεταβολές στην αρχιτεκτονική του ύπνου επέρχονται με την ηλικία, έτσι ώστε σε ηλικιωμένα άτομα να παρατηρείται ελάττωση μέχρι εξαφάνιση των βαθύτερων σταδίων του ύπνου (3 και 4 του ύπνου NREM) καθώς επίσης μείωση της ποσότητας του ύπνου REM, συχνές νυχτερινές αφυπνίσεις και μικρής διάρκειας ημερήσια επεισόδια ύπνου.

1.2 Καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου

1.2.1 Η πηγή της καταγραφόμενης ηλεκτρικής δραστηριότητας

Η ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφαλικού ιστού οφείλεται στα ηλεκτρικά δυναμικά που δημιουργούνται από τους νευρώνες, που αποτελούν το βασικό συστατικό του εγκεφάλου. Οι νευρώνες αποτελούνται από τον νευράξονα ή άξονα ο οποίος μεταφέρει ώσεις προς άλλα νευρικά κύτταρα και είναι μονωμένος από μυελώδες έλυτρο, από τους δενδρίτες και από το σώμα του κυττάρου (Εικόνα 1.1). Οι νευρώνες συνδέονται μεταξύ τους με τις νευρικές συνάψεις.



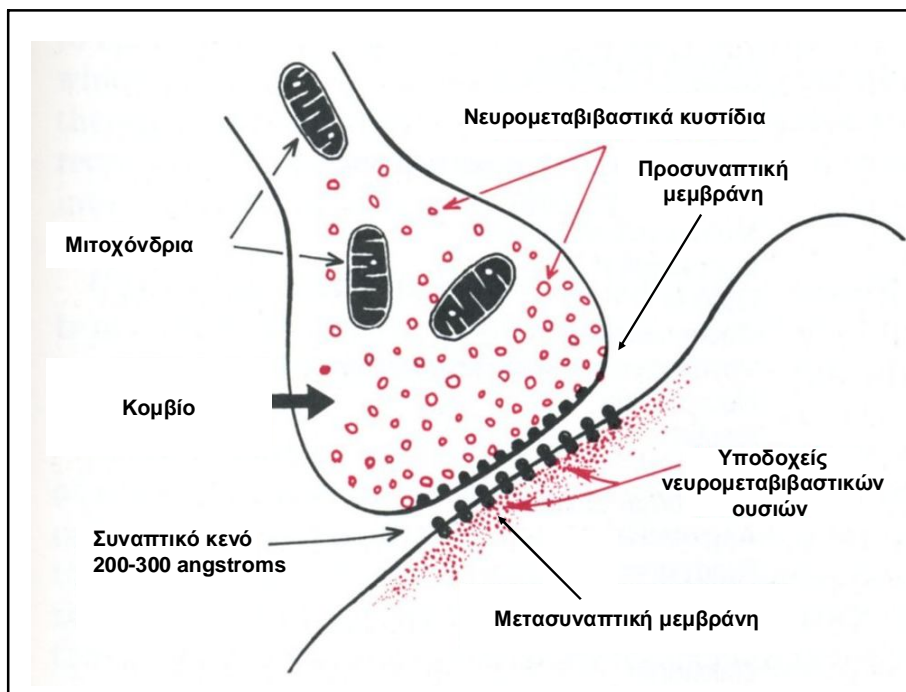
Εικόνα 1.1: Τα βασικά μέρη ενός νευρικού κυττάρου (νευρώνα) [5].

Υπάρχουν δύο είδη διαμεμβρανικής ρευματικής ροής, που σχετίζονται με τη μετάδοση και επεξεργασία πληροφοριών μεταξύ των νευρώνων και προκαλούν τα ακόλουθα διαφορετικής φύσης δυναμικά [4]:

- **Δυναμικό Δράσης (Action Potential – AP):** Προκαλείται όταν το διαμεμβρανικό δυναμικό στο σώμα του νευρώνα, ως συνολικό άθροισμα των ερεθισμών που καταφθάνουν από τους δενδρίτες άλλων νευρώνων, αλλάξει από την τιμή ηρεμίας και περάσει ένα ορισμένο κατώφλι (συνήθως -50mV περίπου). Τότε συμβαίνει ενεργοποίηση του νευρώνα, εκπόλωση της κυτταρικής μεμβράνης στη «ρίζα» όπου ο άξονας ξεκινά από το σώμα, και εμφάνιση μιας αιχμής δυναμικού ως τα 30mV , με επακόλουθη επιστροφή στην αρχική κατάσταση ηρεμίας αφού συμβεί επαναπόλωση και υπερπόλωση. Αυτή η κρουστική ώση διαδίδεται ταχύτατα κατά μήκος του άξονα, αναπαράγοντας τον κύκλο πόλωση-εκπόλωση-πόλωση και τη συνακόλουθη ρευματική ροή μέσα και έξω από την κυτταρική μεμβράνη.
- **Μετασυναπτικό Δυναμικό (Post Synaptic Potential – PSP):** Το δυναμικό αυτό εμφανίζεται στη μετασυναπτική μεμβράνη, όταν μεταδοθεί ο ερεθισμός μέσω του συναπτικού κενού από την προσυναπτική μεμβράνη, ερεθισμός ο οποίος οφείλεται σε ενεργοποίηση του προσυναπτικού νευρώνα. Έχει πιο συνεχή μορφολογία από τα δυναμικά δράσης, είναι πιο περιορισμένο στο χώρο, αφού εμφανίζεται στην περιοχή της σύναψης, και έχει χαμηλότερη

τιμή, διότι η μετασυναπτική μεμβράνη εκπολώνεται ή υπερπολώνεται σε μικρότερο βαθμό από ότι το σώμα του νευρώνα, όπου αθροίζονται όλα τα σήματα τα προερχόμενα από τους δενδρίτες. Όταν έχουμε εκπόλωση το δυναμικό ονομάζεται μετασυναπτικό δυναμικό διέγερσης (Excitatory PSP – EPSP), ενώ στην αντίθετη περίπτωση μετασυναπτικό δυναμικό καταστολής ή αναστολής (Inhibitory PSP – IPSP), διότι διαδιδόμενο προς το σώμα και αθροιζόμενο με άλλες συνεισφορές από διαφορετικές συνάψεις δεν διευκολύνει ενδεχόμενη εκπόλωση του νευρώνα. Σε μια σύναψη του εγκεφάλου μπορεί να εμφανισθεί συνήθως είτε μόνο EPSP, οπότε η σύναψη ονομάζεται σύναψη διέγερσης ή διεγείρουσα σύναψη (excitatory synapse), είτε μόνο IPSP, οπότε αυτή ονομάζεται κατασταλτική ή ανασταλτική σύναψη (inhibitory synapse).

Το ΗΕΓ μετράει τη συνολική δραστηριότητα των μετασυναπτικών ρευμάτων. Ένα δυναμικό δράσης σε ένα προσυναπτικό άξονα προκαλεί την απελευθέρωση του νευροδιαβιβαστή μέσα στη σύναψη. Ο νευροδιαβιβαστής διαχέεται απέναντι περνώντας το συναπτικό κενό και προσδένεται στους υποδοχείς του μετασυναπτικού δενδρίτη που ανήκει σε άλλο νευρικό κύτταρο (Εικόνα 1.2). Έτσι γίνεται η μεταγωγή του ηλεκτρικού σήματος από νευρώνα σε νευρώνα του εγκεφάλου. Οι νευραξονικές απολήξεις σχηματίζουν συνάψεις με δενδρίτες άλλων νευρώνων, έτσι μια ώση από έναν νευρώνα μπορεί να μεταδίδεται ταυτόχρονα σε πολλούς άλλους νευρώνες και ένας νευρώνας μπορεί να διεγείρεται ή να αναστέλλεται από πολλούς άλλους νευρώνες [5].



Εικόνα 1.2: Απεικόνιση της σύναψης μεταξύ δύο νευρικών κυττάρων. Διακρίνονται οι βασικοί συντελεστές που λαμβάνουν μέρος στη μεταγωγή του ηλεκτρικού σήματος [5].

Η ταυτόχρονη δραστηριότητα πολλών διαφορετικού τύπου υποδοχέων (ανάλογα με τη νευροδιαβιβαστική ουσία), έχει αποτέλεσμα τη ροή ιόντων μέσα και έξω από τους δενδρίτες. Αυτό με τη σειρά του συνεπάγεται την εμφάνιση αντισταθμιστικών ρευμάτων στον εξωκυττάριο χώρο. Τα αντισταθμιστικά αυτά ρεύματα είναι υπεύθυνα για τη γέννηση των τάσεων που μετρώνται με το ΗΕΓ. Το ΗΕΓ δεν είναι ευαίσθητο στα δυναμικά δράσης των αξόνων των νευρώνων, αλλά στη συνολική, συγχρονισμένη, δραστηριότητά τους (κάποιων χιλιάδων τον αριθμό) που ανιχνεύεται έξω του εξωκυττάριου χώρου. Συνεπώς δεν είναι δυνατός ο προσδιορισμός της δραστηριότητας ενός νευρώνα από το ΗΕΓ. Επειδή η συνεισφορά των νευρώνων μειώνεται με ρυθμό ίσο με την τέταρτη δύναμη της απόστασης που έχουν από το ηλεκτρόδιο, η δραστηριότητα των πιο εσωτερικών νευρικών στρωμάτων είναι πιο δύσκολο να ανιχνευθεί.

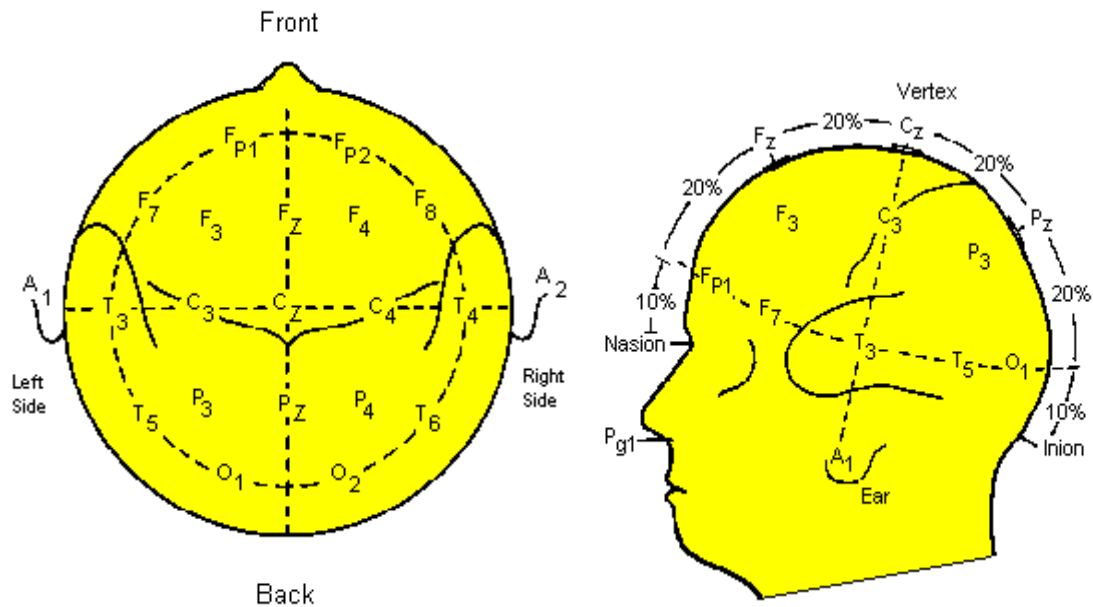
1.2.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα – ΗΕΓ

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (electroencephalogram – EEG) είναι η καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου, διαμέσου του άθικτου κρανίου και του τριχωτού της κεφαλής, με ηλεκτρόδια, αισθητήρες του συστήματος, οι οποίοι

μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων μέσα στο ανθρώπινο σώμα σε ρεύμα ηλεκτρονίων (ηλεκτρικό ρεύμα) μέσα στα καλώδια, τα οποία μετά οδηγούν αυτό το ρεύμα σε επόμενα στάδια επεξεργασίας. Η επαφή των ηλεκτροδίων με το δέρμα γίνεται μέσω μιας κολλώδους ουσίας ή μέσω ενός μικρού δακτυλιδιού, που από τη μια μεριά προσκολλάται στο δέρμα και από την άλλη στο κυρίως ηλεκτρόδιο [4]. Η τεχνική είναι απλή, ακίνδυνη και μη επεμβατική (σε ειδικές μόνο περιπτώσεις τοποθετούνται βελονοειδή ηλεκτρόδια απευθείας στη βάση του εγκεφάλου μετά από τρυπανισμό). Το πλάτος των κυμάτων που καταγράφονται είναι πολύ μικρό, της τάξης των λίγων μV ($1\mu\text{V}-100\mu\text{V}$) και το εύρος ζώνης κυμαίνεται από 0.5-80 Hz.

Ο αριθμός και οι θέσεις των ηλεκτροδίων είναι καθορισμένα και προσδιορίζονται επακριβώς στα διάφορα συστήματα τοποθέτησης, από τα οποία το πιο διαδεδομένο είναι το Διεθνές Σύστημα 10-20. Η ονομασία του συστήματος οφείλεται στην επιλογή του 20% της αποστάσεως μεταξύ 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 ηλεκτρόδιό του. Κατ' αυτόν τον τρόπο οι θέσεις των ηλεκτροδίων προσαρμόζονται ανάλογα με τις διαστάσεις του κρανίου του εξεταζόμενου όπως φαίνεται και στην Εικόνα 1.3. Η κατανομή των ηλεκτροδίων επιτρέπει την καταγραφή της δραστηριότητας των λοβών και από τα δύο ημισφαίρια του εγκεφάλου. Για να καταγραφούν δυναμικά που προέρχονται από την βάση του εγκεφάλου εισάγονται ηλεκτρόδια μέσα στην φαρυγγική κοιλότητα ή τις ρινικές κόγχες.

Τα κυριότερα στοιχεία σχεδιασμού ενός ηλεκτροεγκεφαλογραφικού συστήματος είναι η δυνατότητα διάκρισης μικρών διακυμάνσεων τάσης της τάξης των $1-10\mu\text{V}$, η δυνατότητα καταγραφής σε μικρό εύρος ζώνης, η επίτευξη ολοκληρωτικής και μόνιμης απομόνωσης από εξωεγκεφαλικά παράσιτα [2].



Εικόνα 1.3: Διεθνές Σύστημα 10 -20 για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων. **A:** λοβός αυτιού, **C:** κεντρικό (central) ηλεκτρόδιο, **F:** μετωπικό (frontal) ηλεκτρόδιο, **P:** βρεγματικό (parietal) ηλεκτρόδιο, **T:** κροταφικό (temporal) ηλεκτρόδιο, **O:** ινιακό (occipital) ηλεκτρόδιο, **Fp:** μετωποπολικό (fronto-polar) ηλεκτρόδιο, **Pg:** φαρυγγικό (pharyngeal) ηλεκτρόδιο. Τα ηλεκτρόδια της μέσης γραμμής έχουν τον δείκτη **Z**. Οι μονοί δείκτες χαρακτηρίζουν το αριστερό ημισφαίριο και οι ζυγοί το δεξιό [2].

Στην καθημερινή κλινική πρακτική καταγράφεται ταυτόχρονα η δραστηριότητα από πολλά σημεία (ηλεκτρόδια) του εγκεφαλικού φλοιού. Κάθε σήμα που ενισχύεται στην ηλεκτρονική διάταξη κάθε δεδομένη χρονική στιγμή, αντιστοιχεί στη διαφορά μεταξύ των δυναμικών που παρουσιάζουν δύο ηλεκτρόδια μεταξύ τους. Ηλεκτρόδια που βρίσκονται «πάνω» από εγκεφαλικές περιοχές, οι οποίες ενδεχομένως θα παρουσιάσουν δραστηριότητα, λέγεται ότι αντιστοιχούν σε ενεργά σημεία. Αντίθετα, ηλεκτρόδια τοποθετημένα «πάνω» από περιοχές που θεωρείται ότι δεν έχουν σχέση με εγκεφαλική λειτουργία, λέγεται ότι αντιστοιχούν σε ανενεργά σημεία. Τέτοια σημεία είναι το αυτί, τα ενωμένα με αγώγιμο δρόμο δύο αυτιά, σημεία του λαιμού κ.α. Αφού εισαχθεί στο ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σύστημα, το σήμα οδηγείται σε διαφορικό ενισχυτή, που λαμβάνει στην είσοδο τις τάσεις από δύο σημεία του κρανίου μέσω των ηλεκτροδίων, ενισχύει την διαφορά τους και δίνει στην έξοδο τους διακυμάνσεις ρεύματος πολλών δεκάδων mA, έτσι δημιουργούνται οι λεγόμενες απαγωγές ή κανάλια. Η επιλογή των δύο ηλεκτροδίων που θα αποτελέσουν κάθε κανάλι μπορεί να γίνει με διάφορους τρόπους. Όταν το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά δυναμικού δύο ηλεκτροδίων ενεργών περιοχών, τότε, σύμφωνα με την

ορολογία του ΗΕΓ, έχουμε «διπολική» μέτρηση [4]. Διπολικές μετρήσεις για 15 ως 30 ηλεκτρόδια είναι η κοινή μεθοδολογία σε κλινικές νευρολογικές εξετάσεις ΗΕΓ. Αυτή η μέθοδος προσφέρει το πλεονέκτημα ότι απορρίπτει τυχόν παράσιτα τα οποία είναι κοινά στα δύο ηλεκτρόδια. Στην περίπτωση της ψυχοφυσιολογικής έρευνας όμως, συνήθως το μετρούμενο σήμα προκύπτει ως διαφορά δυναμικού ενός ηλεκτροδίου ενεργής περιοχής και ενός ηλεκτροδίου ανενεργής περιοχής, οπότε έχουμε «μονοπολική» μέτρηση. Το ηλεκτρόδιο ανενεργής περιοχής είναι κοινό για όλες τις μετρήσεις και αποτελεί το σημείο αναφοράς, το οποίο κανονικά δεν θα πρέπει να επηρεάζεται από εγκεφαλικά ρεύματα. Με αυτόν τον τρόπο έχουμε μια ολοκληρωμένη και ταυτόχρονη, από όλα τα ηλεκτρόδια ενεργών περιοχών, πληροφόρηση σχετικά με κάθε εγκεφαλικό ρεύμα ιόντων το οποίο φτάνει στην εξωτερική δερματική επιφάνεια της κεφαλής. Οι καμπύλες των ρευμάτων είναι χρήσιμο να εμφανίζονται παράλληλα για να είναι δυνατή η σύγκριση.

Παλιότερα το σήμα καταγράφονταν σε χαρτί ενώ στις μέρες μας, στις σύγχρονες συσκευές τα σήματα οδηγούνται στον μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D), όπου ως ψηφιακά πλέον σήματα καταμετρώνται σε ηλεκτρονικό βολτόμετρο και λαμβάνονται από έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή. Στη συνέχεια, υπάρχει η δυνατότητα για ψηφιακή επεξεργασία και απεικόνιση του σήματος, είτε κατά τη διάρκεια των μετρήσεων (εντός γραμμής – on line), είτε μελλοντικά εφόσον αποθηκευτεί το σήμα στο σκληρό δίσκο του υπολογιστή (εκτός γραμμής – off line).

1.2.3 Οι ρυθμοί του ΗΕΓ

Το ΗΕΓ είναι από τα πιο περίπλοκα ηλεκτροφυσιολογικά βιοσήματα, δεδομένου ότι αποτελείται από ένα πλήθος, συχνά επικαλυπτόμενων, κυματομορφών με διαφορετικά χαρακτηριστικά. Οι καταγραφόμενες κυματομορφές αναπαριστούν τη συντονισμένη δραστηριότητα δικτύων νευρώνων. Κάποια από τα δίκτυα αυτά είναι γνωστά, όπως ο θαλαμο-φλοιο-θαλαμικός συντονισμός που προκαλεί τις υπνικές ατράκτους, ενώ άλλα όχι, όπως συμβαίνει με το δίκτυο που δημιουργεί τον πίσω βασικό ρυθμό. Οι διαφορές μεταξύ των διαφορετικών τύπων κυματομορφών του ΗΕΓ περιλαμβάνουν διαφορές στη συχνότητα, το εύρος και τη χρονική διάρκειά τους. Το σύνολο των κυματομορφών φέρει πολύτιμες πληροφορίες για τη λειτουργία του εγκεφάλου σε πλήθος καταστάσεων, όπως εγρήγορση, ύπνος, παρουσία παθολογίας.

Οι κυριότεροι τύποι κυματομορφών, γνωστοί και ως ρυθμοί, που μπορεί να εμφανιστούν στο ΗΕΓ σε περίοδο αυθόρμητης εγκεφαλικής δραστηριότητας, αναφέρονται συνοπτικά στον Πίνακα 1.1 και περιγράφονται αναλυτικότερα παρακάτω [2]:

Ρυθμός άλφα: Ο ρυθμός αυτός χαρακτηρίζεται από κύματα συχνότητας 8-13 Hz. Το πλάτος τους κυμαίνεται μεταξύ 5 και 50 μV , με αρκετά όμως μεγάλες αποκλίσεις από άτομο σε άτομο. Ο ρυθμός αυτός είναι πολύ κανονικός και πλησιάζει τη μορφή ημιτονοειδούς κύματος. Τα κύματα άλφα εξαπλώνονται σε ολόκληρο τον εγκεφαλικό φλοιό με ιδιαίτερη έμφαση στις πίσω περιοχές (ινιακός λοβός).

Η καταγραφή του ρυθμού άλφα επιτυγχάνεται σε κατάσταση διανοητικής χαλάρωσης, με την ελάχιστη κατά το δυνατό εξωτερική διέγερση (κλειστά μάτια, απουσία θορύβων και οσμών κ.α.). Ο ρυθμός προσωρινά διακόπτεται με οπτική προσοχή (άνοιγμα των ματιών) ή διανοητική συγκέντρωση (σκέψη) και εξαφανίζεται κατά τη διάρκεια του ύπνου.

Ρυθμός βήτα: Το πεδίο συχνοτήτων του ρυθμού βήτα είναι 14-30 Hz περίπου. Το πλάτος είναι μικρότερο από εκείνο των κυμάτων άλφα. Τα κύματα βήτα, σε σύγκριση με τα κύματα άλφα, είναι λιγότερο κανονικά και σε συχνότητα και σε πλάτος. Ο ρυθμός βήτα εντοπίζεται και στις δύο πλευρές με συμμετρική κατανομή και είναι πιο εμφανής στο μπροστινό μέρος (μετωπιαίος λοβός). Ο ρυθμός αυτός συνδέεται με τη δραστηριοποίηση του εγκεφάλου, την ένταση, το άγχος και γενικά την εγρήγορση. Επίσης, τα βαρβιτουρικά επιτείνουν αυτόν τον ρυθμό και κυριαρχεί στο ΗΕΓ όταν κάποιος έχει τα μάτια του ανοιχτά.

Ρυθμός δέλτα: Το εύρος συχνοτήτων του ρυθμού δέλτα είναι από 0 (Direct Component – DC) $\dot{\iota}$ έχρι και 3.5 Hz. Τείνει να είναι ο υψηλότερος σε πλάτος και ο βραδύτερος σε συχνότητα. Τα κύματα αυτά χαρακτηρίζουν κυρίως παθολογικές καταστάσεις, παρατηρούνται όμως και σε υγιείς ενήλικες κατά το βαθύ ύπνο (Slow Wave Sleep – SWS). Εμφανίζεται σε μικρά παιδιά και σε ενήλικες που πάσχουν από οργανικές παθήσεις του εγκεφάλου, κατά τις περιόδους της διέγερσης. Η διατήρηση του ρυθμού θήτα μετά το 10^ο-12^ο έτος της ηλικίας, αποτελεί ένδειξη πνευματικής καθυστέρησης.

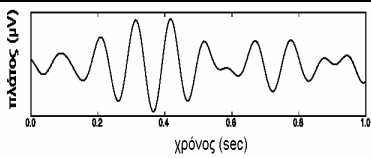
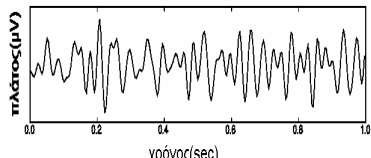
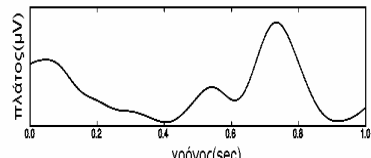
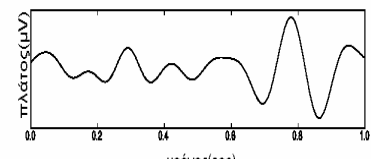
Ρυθμός θήτα: Τα κύματα του ρυθμού θήτα έχουν συχνότητα από 4 Hz έως 7 Hz είναι δηλαδή ενδιάμεσα εκείνων του άλφα και του δέλτα. Ο ρυθμός αυτός συνδέεται με την παιδική ηλικία και καταγράφεται κυρίως στην περιοχή του μετωπιαίου λοβού

του εγκεφάλου. Κατά τη διάρκεια της υπνηλίας και του ύπνου στο φυσιολογικό ενήλικα επανεμφανίζεται αρχικά η θήτα δραστηριότητα και κατόπιν η δέλτα.

Ρυθμός σίγμα: Τα κύματα που εμπίπτουν στο φάσμα συχνοτήτων 12.75-15 Hz αποκαλούνται και κύματα ρυθμού σίγμα. Οι υπνικές άτρακτοι είναι σήματα ρυθμού σίγμα.

Το ΗΕΓ μεταβάλλεται από τη βρεφική ηλικία στην ενηλικίωση. Πρώτα εμφανίζονται τα κύματα δέλτα και ο ρυθμός αυτός κυριαρχεί μέχρι την ηλικία των ενάμιση ετών. Κατόπιν, εμφανίζονται προοδευτικά οι ρυθμοί θήτα και άλφα. Τα παιδιά γενικά έχουν ρυθμούς βραδείς και ασταθείς, που εξελίσσονται με διαδοχικά στάδια μέχρι την ηλικία των 19-20 ετών. Στους ενήλικες, η μορφή του ΗΕΓ είναι αρκετά σταθερή και δεν μεταβάλλεται στη βασική του δομή, μέχρι και τα γηρατειά.

Πίνακας 1.1: Χρονική μορφή, εύρος ζώνης και περιπτώσεις εμφάνισης χαρακτηριστικών ρυθμών του ΗΕΓ [2].

Ρυθμός	Χρονική μορφή	Εύρος ζώνης	Περιπτώσεις εμφάνισης
Άλφα		8-13 Hz	Φυσιολογική δραστηριότητα σε ηρεμία, με κλειστά μάτια.
Βήτα		14-30 Hz	Φυσιολογική δραστηριότητα με ενεργοποίηση του εγκεφάλου ή ένταση.
Δέλτα		0-3.5 Hz	περίοδος ύπνου, σε μικρά παιδιά, σε οργανικές παθήσεις
Θήτα		4-7 Hz	Μικρά παιδιά, νεαρά άτομα με ψυχοκινητικά προβλήματα.

Οι συνηθέστερες κλινικές εφαρμογές του ΗΕΓ περιλαμβάνουν: (α) διάγνωση νευρολογικών και ψυχικών παθήσεων (επιληψία, κατάθλιψη, άνοια, σχιζοφρένεια),

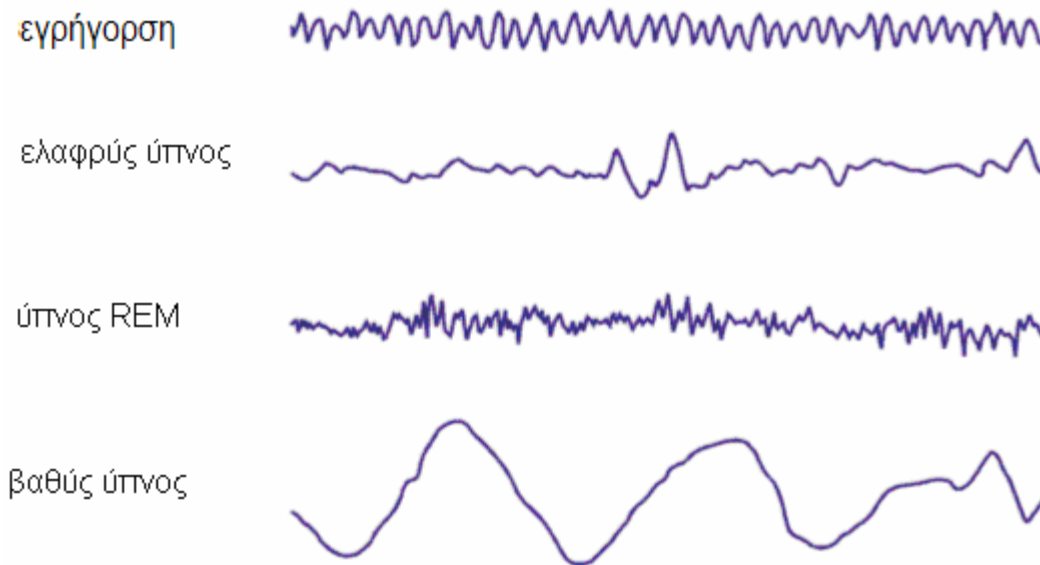
(β) παρακολούθηση της δραστηριότητας του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια νευροχειρουργικών επεμβάσεων και (γ) πιστοποίηση εγκεφαλικού θανάτου.

1.3 ΗΕΓ ύπνου και υπνικές άτρακτοι

Ο ύπνος είναι μια ιδιαίτερη κατάσταση του εγκεφάλου και του ανθρώπινου σώματος για την οποία υπάρχουν πολλά ανοιχτά ερωτήματα προς απάντηση. Μερικά από αυτά είναι: Σε τι μας χρειάζεται ο ύπνος; Ποια η σχέση του ύπνου με τη μνήμη; Τι είναι όνειρα και γιατί τα βλέπουμε; Η σχετική με τον ύπνο έρευνα αυξάνεται συνεχώς και αποδίδει νέους καρπούς με την πάροδο των χρόνων και την εξέλιξη των διαθέσιμων εργαλείων, συμβαδίζοντας με την έρευνα που γίνεται για τον εγκέφαλο. Μέσω του ύπνου οι ερευνητές έχουν την ευκαιρία να μελετήσουν τον εγκέφαλο σε διαφορετικές καταστάσεις λειτουργίας από εκείνες που εμφανίζονται κατά την εγρήγορση. Βασικό εργαλείο για την μελέτη του ύπνου είναι το ΗΕΓ ύπνου που, όπως δηλώνει το όνομά του, είναι η καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου, με ειδικά ηλεκτρόδια, κατά τη διάρκεια του ύπνου.

Για έναν άνθρωπο που βρίσκεται σε εγρήγορση, το ΗΕΓ εμφανίζει διάφορα τυχαία πρότυπα, κάτι που δείχνει ότι επιτελούνται πολλές λειτουργίες ταυτόχρονα. Στο στάδιο της υπνηλίας που ακολουθεί, το ΗΕΓ δείχνει επικρατούσα άλφα δραστηριότητα. Μετά τη μετάβαση στο στάδιο 1 του ύπνου, έχουν σχεδόν εξαφανιστεί τα κύματα συχνοτήτων που υπάρχουν όταν το άτομο είναι ξύπνιο και αρχίζουν να εμφανίζονται για πρώτη φορά κύματα θήτα. Κατά το στάδιο 2 του ύπνου το ΗΕΓ δείχνει κυρίαρχη θήτα δραστηριότητα με ελάχιστη άλφα δραστηριότητα. Επίσης, στο στάδιο αυτό, εμφανίζονται για πρώτη φορά στο ΗΕΓ τα συμπλέγματα K (K complexes – KC). Χαρακτηρίζονται ως απότομα αρνητικά, εκτρεπόμενα προς τα πάνω, μονοφασικά ή πολυφασικά επάρματα (κύματα) που ακολουθούνται από ένα βραδύτερο, θετικό κύμα, εκτρεπόμενο προς τα κάτω. Ένα σύμπλεγμα K επιμένει για τουλάχιστον 0.5 δευτερόλεπτα και ξεχωρίζει σαφώς από το υπόλοιπο σήμα του ΗΕΓ. Τα συμπλέγματα K μπορεί να εμφανιστούν ως αντίδραση σε ένα ξαφνικό ηχητικό ερέθισμα και ονομάστηκαν έτσι επειδή αναγνωρίστηκαν σαν τον ήχο που παράγεται από το ελαφρύ χτύπημα από κάποιο χερούλι πόρτας. Στο στάδιο 2 του ύπνου εμφανίζονται επίσης οι χαρακτηριστικές κυματομορφές που ονομάζονται υπνικές άτρακτοι, στις οποίες θα γίνει ειδική αναφορά στην επόμενη ενότητα. Τα κύματα δέλτα (4-5 Hz) εμφανίζονται στο στάδιο 3 και στο στάδιο 4 επικρατούν

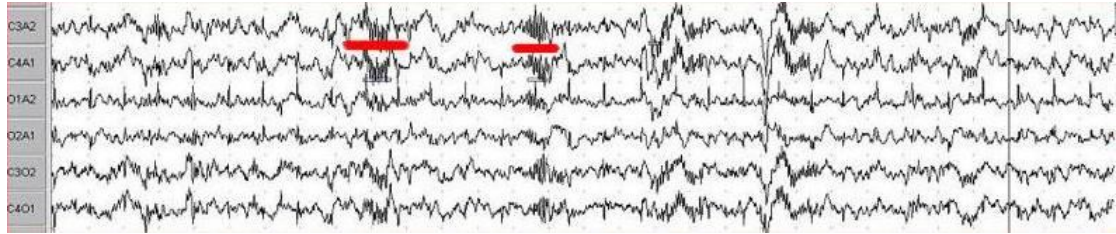
ολοκληρωτικά στο ΗΕΓ. Στον ύπνο REM το ΗΕΓ μοιάζει με αυτό της εγρήγορσης και εμφανίζει τα ίδια «χαοτικά» πρότυπα. Στην Εικόνα 1.4 φαίνονται τέσσερις χαρακτηριστικές κυματομορφές από ΗΕΓ ύπνου [6].



Εικόνα 1.4: Οι τυπικές μορφές των κυμάτων που παρατηρούνται στο ΗΕΓ κατά τα διάφορα στάδια του ύπνου [6].

1.3.1 Υπνικές άτρακτοι

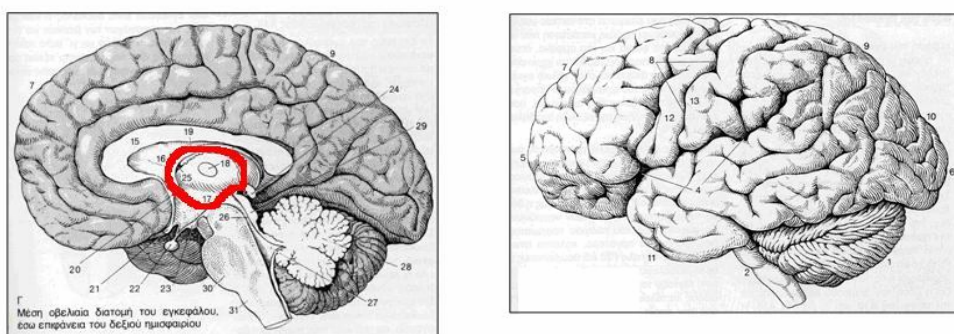
Στο στάδιο 2 του ύπνου παρατηρούνται στο ΗΕΓ χαρακτηριστικές κυματομορφές γνωστές ως υπνικές άτρακτοι (sleep spindles). Οι κυματομορφές αυτές είναι από τα λίγα γεγονότα του ΗΕΓ που είναι μοναδικά στον ύπνο. Μια υπνική άτρακτος είναι ομάδα ρυθμικών κυμάτων εντός του εύρους συχνοτήτων 11-15 Hz (ζώνη συχνοτήτων ρυθμού σίγμα), διάρκειας μεταξύ 0.5 και 2 δευτερολέπτων και εύρος που σταδιακά αυξάνεται και στη συνέχεια, σταδιακά μειώνεται (Εικόνα 1.5). Από τα παραπάνω χαρακτηριστικά η κυματομορφή παίρνει και το χαρακτηριστικό όνομά της. Μπορεί να εμφανιστούν σε ένα ΗΕΓ που επικρατούν χαμηλές τάσεις (low-voltage) ή μαζί με κύματα δέλτα ή τέλος, προσωρινά «κλειδωμένες» σε ένα σύμπλεγμα K [1].



Εικόνα 1.5: ΗΕΓ σταδίου 2 του ύπνου. Τα σημειωμένα με κόκκινο μέρη του σήματος είναι σημεία εμφάνισης υπνικών ατράκτων.

Οι υπνικές άτρακτοι δημιουργούνται από θαλαμο-φλοιο-θαλαμικά νευρικά δίκτυα (Εικόνα 1.6) και έχουν ενεργό ρόλο στην παραγωγή και διατήρηση του ύπνου. Παρόλο που οι ατρακτοειδείς ταλαντώσεις παράγονται από τους θαλαμικούς δικτυωτούς πυρήνες, η συχνότητα εμφάνισής τους και ο συγχρονισμός τους εξαρτάται από φλοιο-θαλαμικά νευρικά δίκτυα. Η συχνότητα εμφάνισης των υπνικών ατράκτων μεγαλώνει όσο ο ύπνος προχωρά στους διαδοχικούς κύκλους του (4-6 κύκλοι των 90 λεπτών περίπου [7]).

Μεταξύ των κυμάτων δέλτα (δηλαδή, του SWS) και των υπνικών ατράκτων υπάρχει αρνητική συσχέτιση. Η εμφάνιση υπνικών ατράκτων συνεπάγεται την εμφάνιση, μετά από λίγο, των κυμάτων δέλτα, η ύπαρξη των οποίων προκαλεί την ελάττωση των υπνικών ατράκτων· η μείωση των κυμάτων δέλτα συνεπάγεται την επανεμφάνιση των ατράκτων [7].



Εικόνα 1.6: Ο θάλαμος σημειωμένος με κόκκινο χρώμα (αριστερό σχήμα – μέση οβελιαία διατομή του εγκεφάλου, έσω επιφάνεια του δεξιού ημισφαιρίου) και το εξωτερικό μέρος του εγκεφάλου ή φλοιός (δεξιό σχήμα) [5].

Οι άτρακτοι εμποδίζουν τη διαβίβαση των συναπτικών εγκεφαλικών σημάτων δια μέσω του θαλάμου, προκαλώντας μια σχετική αναισθησία του φλοιού του εγκεφάλου επιτρέποντας έτσι τον ήρεμο ύπνο. Η παρουσία ενός διαστήματος μεταξύ των ατράκτων της τάξεως των 3 με 5 δευτερολέπτων, οδηγεί στην υπόθεση ότι οι άτρακτοι είναι σχετιζόμενες με περιοδική παρεμπόδιση της διακοπής του ύπνου με περίοδο 3 με 5 δευτερόλεπτα ξεκινώντας από το στάδιο 2 και επιμένοντας σε όλα τα στάδια NREM. Μια ακόμα ερευνητική υπόθεση για τις υπνικές ατράκτους, είναι ότι υπάρχουν δυο ξεχωριστοί τύποι ατράκτων, οι «αργές» και οι «ταχείς», περίπου στα 12 και 14Hz, αντίστοιχα. Εικάζεται ότι υπάρχουν τουλάχιστον δύο, λειτουργικά ξεχωριστές γεννήτριες υπνικών ατράκτων, που αντιστοιχούν στις περιοχές των παραπάνω συχνοτήτων. Σε πρόσφατη εργασία [8] έγινε επεξεργασία των υπνικών ατράκτων σε ανακατασκευασμένα ηλεκτροεγκεφαλογράφηματα (HEG) με την τεχνική Ανάλυσης Ανεξάρτητων Συνιστωσών (Independent Component Analysis – ICA), με σκοπό την έρευνα της πιθανότητας εξαγωγής συνιστωσών των δύο τύπων ατράκτων που αντιστοιχούν σε ξεχωριστές δομές HEG και τη μελέτη των πηγών που δημιουργούν αυτές τις συνιστώσες. Βέβαια στην ερευνητική κοινότητα υπάρχει και ο αντίλογος σε αυτή την υπόθεση και μέσω του διαλόγου και των πειραμάτων αναμένεται να διαλευκανθεί το ζήτημα [7].

Η κλινική σημασία των υπνικών ατράκτων έγκειται στο γεγονός ότι τόσο η συχνότητα εμφάνισής τους όσο και η χρονικά μεταβαλλόμενη μορφολογία τους επηρεάζεται από παράγοντες όπως η ηλικία και η παρουσία παθολογίας (επηρεάζονται από εγκεφαλικές βλάβες όπως αυτές που προκαλούνται από την άνοια). Η μορφή των ατράκτων μπορεί να διαφέρει και από άνθρωπο σε άνθρωπο στον τρόπο που κατανέμεται η ισχύς τους εντός του φάσματος συχνοτήτων τους (ζώνη σίγμα). Αυτές οι διαφορές οφείλονται κυρίως σε ανατομικά χαρακτηριστικά του θαλάμου του εγκεφάλου ο οποίος εμπλέκεται στην παραγωγή και διατήρηση των ατράκτων [7].

1.4 Ψηφιακή επεξεργασία σημάτων υπνικών ατράκτων

Η δυνατότητα ψηφιοποίησης που προσφέρουν οι σύγχρονες διατάξεις για HEG διευκολύνουν την περαιτέρω επεξεργασία των λαμβανόμενων σημάτων και ακολούθως την εξαγωγή επιπρόσθετων πληροφοριών από αυτό. Προηγούμενες μελέτες όσον αφορά στην υποβοηθούμενη από υπολογιστή ανάλυση υπνικών

ατράκτων περιλαμβάνουν τον αυτόματο εντοπισμό τους, την ποσοτικοποίηση της συχνότητας εμφάνισης των ατράκτων με μαρκοβιανή ανάλυση και την ποσοτικοποίηση της μορφολογίας τους.

Ένα τεχνητό νευρωνικό δίκτυο (ΤΝΔ) βασιζόμενο σε πολυστρωματική αρχιτεκτονική perceptron, έχει χρησιμοποιηθεί για την αυτόματη ανίχνευση υπνικών ατράκτων, σε φιλτραρισμένα με ζωνοπερατό φίλτρο σήματα από ΗΕΓ, χωρίς εξαγωγή χαρακτηριστικών από το σήμα [9]. Ακολουθώντας βέλτιστα σχήματα ταξινόμησης, η ευαισθησία του ΤΝΔ κινούνταν στην περιοχή από 79.2% μέχρι 87.5%, ενώ ο ρυθμός ψευδώς θετικών κινούνταν στην περιοχή από 3.8% μέχρι 15.5%. Ακόμα, σε παρόμοια μελέτη [10] τέσσερις τεχνικές για την αυτόματη ανίχνευση υπνικών ατράκτων συγκρίθηκαν με την καλύτερη από αυτές να είναι ένας υβριδικός ανιχνευτής που λαμβάνει υπό όψη του και το εύρος των ατράκτων μετά από ανάλυση. Με αριθμούς η απόδοση του υβριδικού ανιχνευτή ήταν 70% αληθώς θετικά ταξινομημένες παρατηρήσεις έχοντας και 98.6% ειδικότητα. Στην πιο πρόσφατη προσπάθεια αυτόματης ανίχνευσης υπνικών ατράκτων [11] χρησιμοποιείται ένα ΤΝΔ, που βασίζεται στην εκπαίδευση με όπισθεν διάδοση του σφάλματος, στο οποίο εισάγονται σαν είσοδοι συντελεστές που η τιμή τους υπολογίζεται από τον Μετασχηματισμό Κυματιδίων με μητρικό κυματίδιο Daubechies δεύτερης τάξης. Μια βασική διαφορά με την προαναφερθείσα προσπάθεια αυτόματης ανίχνευσης με ΤΝΔ είναι ότι τώρα εξάγονται χαρακτηριστικά από το σήμα. Τα αποτελέσματα του ΤΝΔ συμφωνούν σε ποσοστό 95.35% με την οπτική ταξινόμηση που έχει γίνει από ειδικούς σε σύνολο μεγέθους 1.140 δειγμάτων.

Η υπό συνθήκη πιθανότητα της εμφάνισης διαδοχικών μηκών των ατράκτων και διαδοχικών διαστημάτων μεταξύ των ατράκτων (Inter Spindle Interval – ISI) έχει διερευνηθεί [12]. Με χρήση μαρκοβιανών μοντέλων αποδείχθηκε ότι τα διαδοχικά μήκη των ατράκτων είναι στατιστικώς ανεξάρτητα. Ωστόσο, η κατανομή του μήκους των υπνικών ατράκτων (ιστόγραμμα συχνότητων) μπορεί να είναι παρόμοια για διαφορετικές περιόδους του σταδίου 2 του ύπνου καθ' όλη τη διάρκεια της νύχτας. Επίσης, τα ISI αποδείχθηκε ότι είναι στατιστικώς εξαρτημένα που σημαίνει ότι εάν γνωρίζουμε το μήκος ενός ISI είναι δυνατό να προβλέψουμε με συγκεκριμένη πιθανότητα επιτυχίας το μήκος του επόμενου ISI. Η μελέτη αυτή έγινε σε υπνικές ατράκτους καταγεγραμμένες από ΗΕΓ γατών και επιπλέον μελέτες αναμένεται να γίνουν προς επιβεβαίωση των αποτελεσμάτων της.

Η ποσοτικοποίηση των υπνικών ατράκτων μπορεί να γίνει μέσω της ακριβούς εκτίμησης της κεντρικής συχνότητας με διαφορετικές τεχνικές που περιλαμβάνουν την Αναζήτηση Προτύπων, το διακριτό μετασχηματισμό Fourier με παράθυρο Hanning, το άθροισμα ελαχίστων τετραγώνων του Hankel (Hankel Total Least Squares – HTLS) και μεθόδους κυματιδίων [13]. Η Αναζήτηση Προτύπων αποδείχθηκε η καταλληλότερη έχοντας την καλύτερη απόδοση στο σύνολο δεδομένων αξιολόγησης. Σε άλλες εργασίες [14] [15] το αναλυτικό σήμα $f_+(t)$ ενός σήματος $f(t)$ έχει χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση των κυματομορφών στιγμιαίου εύρους και στιγμιαίας συχνότητας από τις οποίες εξάγονται παράμετροι που ποσοτικοποιούν την μικροαρχιτεκτονική των υπνικών ατράκτων. Για την εκτίμηση του αναλυτικού σήματος υπνικών ατράκτων έχουν προταθεί η Μιγαδική Αποδιαμόρφωση και ο Μετασχηματισμός Hilbert. Επίσης, δύο τεχνικές, που βασίζονται στη συνέλιξη με κατάλληλα καθορισμένες κυματομορφές, η Αναζήτηση Προτύπων (με κινούμενο παράθυρο) και ο Μετασχηματισμός Κυματιδίων έχουν επίσης προταθεί. Σε μελέτες [16] [17] που έγιναν μέθοδοι βασισμένοι στις τέσσερις παραπάνω τεχνικές συγκρίθηκαν και αξιολογήθηκαν όσον αφορά την αποτελεσματικότητά τους στην εκτίμηση των έξι παραμέτρων ($A_0, k_a, f_a, f_0, k_b, f_b$) του προτεινόμενου μοντέλου για την υπνική άτρακτο (βλ. ενότητα 2.1). Η Μιγαδική Αποδιαμόρφωση βρέθηκε ότι είναι ένας καλός συμβιβασμός μεταξύ της παραμόρφωσης του σήματος (περίπου 0.24 δευτερόλεπτα για συχνότητα δειγματοληψίας 512 Hz) και του λάθους εκτίμησης για τις παραμέτρους (λιγότερο από 10% σε τεχνητά δεδομένα). Εξ' αίτιας των παραπάνω, αλλά και της ευελιξίας και της ευκολίας υλοποίησης της, επικρατέστερη τεχνική για την εκτίμηση των κυματομορφών IE και IF , θεωρήθηκε η Μιγαδική Αποδιαμόρφωση.

1.5 Στόχος της πτυχιακής εργασίας

Στόχος της πτυχιακής εργασίας είναι ο σχεδιασμός και η ανάπτυξη ενός ολοκληρωμένου, αξιόπιστου και φιλικού προς το χρήστη, υπολογιστικού συστήματος για την ανάλυση της δομής των υπνικών ατράκτων. Οι βασικές λειτουργίες του υπολογιστικού συστήματος περιλαμβάνουν την οπτικοποίηση, την αυτόματη κατάτμηση και την ποσοτικοποίηση της μορφολογίας του σήματος, χρησιμοποιώντας τέσσερις τεχνικές (Μετασχηματισμός Hilbert, Μιγαδική Αποδιαμόρφωση, Μετασχηματισμός Κυματιδίων και Αναζήτηση Προτύπων). Δευτερογενές στόχος

είναι η κατάλληλη τροποποίηση στα ήδη έτοιμα κομμάτια κώδικα, που υλοποιούν τις τέσσερις τεχνικές επεξεργασίας, έτσι ώστε να ενσωματωθούν λειτουργικά εντός του γραφικού περιβάλλοντος και να συνδυαστούν αρμονικά, χωρίς σφάλματα μεταξύ τους. Το πρόγραμμα στην τελική του μορφή αναμένεται να αποτελέσει ένα χρήσιμο εργαλείο για τη συστηματική διερεύνηση των υπνικών ατράκτων ακόμα και από άτομα με περιορισμένη εξοικείωση με εξειδικευμένα υπολογιστικά πακέτα και με προηγμένες τεχνικές επεξεργασίας σήματος.

2

Ποσοτικοποίηση της χρονικά μεταβαλλόμενης μορφολογίας των υπνικών ατράκτων

Στο σύντομο χρονικό διάστημα που διαρκεί μία άτρακτος, περίπου 1 sec, η μορφολογία της, που μπορεί να εκφραστεί τόσο μέσω του εύρους όσο και μέσω της συχνότητάς της, δεν παραμένει σταθερή. Η ανάλυση αυτής της χρονικά μεταβαλλόμενης μικρο-αρχιτεκτονικής μιας υπνικής ατράκτου με χρήση κατάλληλων μεθόδων επεξεργασίας σήματος και ο χαρακτηρισμός της μέσω ποσοτικών παραμέτρων μπορεί να παρέχουν πολύτιμες πληροφορίες για τους μηχανισμούς που την έχουν παράγει.

Με βάση τα παραπάνω, μια υπνική άτρακτος, όπως και πολλά άλλα βιοσήματα, είναι ένα μη στάσιμο σήμα. Ένα σήμα θεωρείται μη στάσιμο όταν οι στατιστικές ιδιότητές του όπως, για παράδειγμα, η μέση τιμή, η διακύμανση, η τυπική απόκλιση, η αυτοσυσχέτιση μεταβάλλονται με το χρόνο [18]. Η εφαρμογή του μετασχηματισμού Fourier σε ένα τέτοιο σήμα προσφέρει περιορισμένη πληροφορία για το συχνοτικό περιεχόμενό του. Συγκεκριμένα, ενώ δείχνει με ακρίβεια το πλήθος και τις τιμές των συχνοτήτων που υπάρχουν στο σήμα, δε δίνει καμιά πληροφορία σχετικά με το πώς είναι κατανομημένες οι συχνότητες στη διάρκεια του σήματος,

δηλαδή στο χρόνο. Σε τέτοιες περιπτώσεις, ενδείκνυται η χρήση τεχνικών χρόνου-συχνότητας.

Η χρονικά μεταβαλλόμενη μορφολογία μίας υπνικής ατράκτου μπορεί να εκτιμηθεί μέσω του στιγμιαίου περιβλήματος ή εύρους (Instantaneous Envelope – *IE*) και της στιγμιαίας συχνότητάς της (Instantaneous Frequency – *IF*). Το στιγμιαίο περίβλημα είναι ανάλογο της στιγμιαίας μέσης τετραγωνικής τιμής του σήματος. Σε περιπτώσεις ανάλυσης μεταβατικών κυματομορφών (transient waveforms), η συνάρτηση περιβλήματος επιτρέπει το σαφή προσδιορισμό των χρονικών μεταβολών της ενέργειας του σήματος, και την ανάδειξη της στιγμής εμφάνισης της μέγιστης ενέργειας καθώς και την έναρξη και το πέρας του μεταβατικού σήματος. Η στιγμιαία συχνότητα επιτρέπει τον εντοπισμό εμφανών περιοδικοτήτων του συχνοτικού περιεχομένου του σήματος σε συνάρτηση με το χρόνο. Σε περιπτώσεις κυματομορφών περιορισμένου εύρους ζώνης, η στιγμιαία συχνότητα περιγράφει τις μεταβολές γύρω από την κεντρική συχνότητα της διαδικασίας σε συνάρτηση με το χρόνο.

Η προσέγγιση για την ποσοτικοποίηση της μορφολογίας των υπνικών ατράκτων που υλοποιείται σε αυτή την εργασία έχει διερευνηθεί εκτενώς σε προηγούμενη μελέτη [16] και βασίζεται στην παραδοχή ενός μαθηματικού μοντέλου τύπου AM-FM για την άτρακτο. Τα επιμέρους βήματα της μεθοδολογίας περιλαμβάνουν: (α) φιλτράρισμα του σήματος, ώστε να απομακρυνθεί θόρυβος που μπορεί να έχει καταγραφεί μαζί με την ίδια την άτρακτο και να επηρεάσει το αποτέλεσμα της περαιτέρω ανάλυσης, (β) εκτίμηση του στιγμιαίου εύρους και της στιγμιαίας συχνότητας της υπνικής ατράκτου με χρήση τεχνικών χρόνου-συχνότητας και (γ) προσαρμογή καμπύλης για το στιγμιαίο εύρος και τη στιγμιαία συχνότητα και εξαγωγή των παραμέτρων του μοντέλου.

Στις ενότητες που ακολουθούν, περιγράφεται το μαθηματικό μοντέλο για την υπνική άτρακτο καθώς και τα επιμέρους βήματα της μεθοδολογίας ποσοτικοποίησης της χρονικά μεταβαλλόμενης μορφολογίας μιας υπνικής ατράκτου. Η μεθοδολογία αυτή υλοποιείται στη συνέχεια σε ένα ολοκληρωμένο υπολογιστικό σύστημα που περιγράφεται στο επόμενο κεφάλαιο.

2.1 Ένα μαθηματικό μοντέλο για την υπνική άτρακτο

Μια υπνική άτρακτος μπορεί να θεωρηθεί ως σήμα διαμορφωμένο ως προς το εύρος (Amplitude Modulated – AM), και ως προς τη συχνότητα (Frequency Modulated – FM), δηλαδή ως σήμα AM-FM [16]. Η μαθηματική διατύπωση ενός τέτοιου μοντέλου για την άτρακτο είναι:

$$f(t) = A(t)\cos[g(t)]; A(t) \geq 0$$

όπου: $A(t) = A_0 + k_a \cos(2\pi f_a t + \theta_a)$, ως μια απλή προσέγγιση, είναι ένα μοντέλο για το στιγμιαίο περίβλημα (IE),

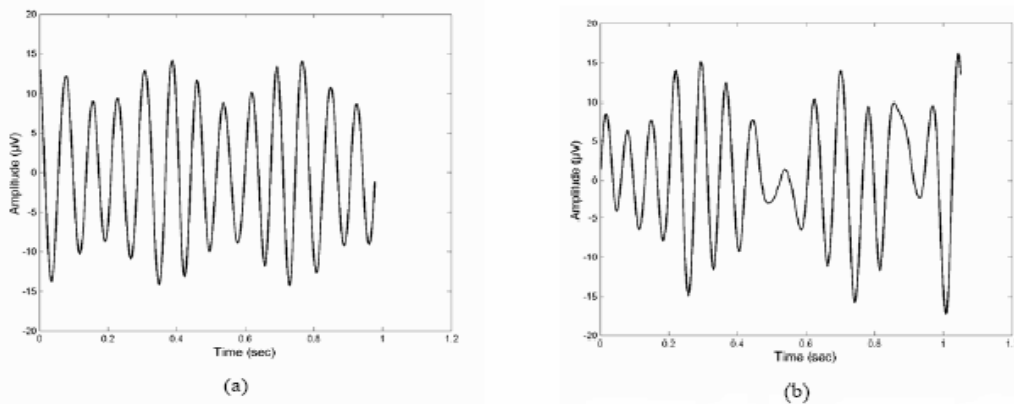
και: $g(t) = 2\pi f_0 t + k_b \cos(2\pi f_b t + \theta_b)$, ως μια απλή προσέγγιση, είναι ένα μοντέλο για τη στιγμιαία φάση. Η στιγμιαία συχνότητα (IF), σε rad/sec, είναι η παράγωγος του $g(t)$ ως προς το χρόνο.

Σύμφωνα με τους βιολογικούς μηχανισμούς παραγωγής των ατράκτων, το $A(t)$ και οι παράμετροι που το προσδιορίζουν (A_0, k_a, f_a), μοντελοποιούν κυρίως διεργασίες του φλοιού (που σχετίζονται με την παραγωγή και διατήρηση των ατράκτων), ενώ το $g(t)$ και οι παράμετροι που το προσδιορίζουν (f_0, k_b, f_b), μοντελοποιούν κυρίως διεργασίες του θαλάμου (που σχετίζονται με τον συντονισμό των ατράκτων).

2.2 Φιλτράρισμα των υπνικών ατράκτων

Επειδή η υπνική άτρακτος καταγράφεται στο ΗΕΓ ύπνου μαζί με άλλα, ανεπιθύμητα για την περαιτέρω ανάλυση, σήματα, είναι σημαντικό ένα στάδιο προεπεξεργασίας της μέσω κατάλληλου φιλτραρίσματος. Για το σκοπό αυτό, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ζωνοπερατό φίλτρο, πεπερασμένης κρουστικής απόκρισης (Finite Impulse Response – FIR), μηδενικής φάσης, τάξης 128, με συχνότητα αποκοπής στα 5 και 22 Hz [17]. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται η ανάδειξη των ατράκτων έναντι άλλων, ανεπιθύμητων σημάτων. Οι συχνότητες αποκοπής επιλέχθηκαν έτσι ώστε οι συνιστώσες της κυματομορφής των ατράκτων στη ζώνη διάβασης να περνούν με μοναδιαίο κέρδος (δηλαδή, χωρίς παραμόρφωση) και να απομονώνεται κατά το δυνατόν περισσότερος θόρυβος. Η παραμόρφωση που εισάγεται από το παραπάνω φίλτρο είναι 50 δείγματα στην αρχή και 50 δείγματα στο τέλος του σήματος.

Στην Εικόνα 2.1 (a) βλέπουμε ένα παράδειγμα μιας προσομοιωμένης υπνικής άτρακτου (μήκους 500 δειγμάτων, δηλαδή διάρκειας περίπου ενός δευτερόλεπτου για συχνότητα δειγματοληψίας 512 Hz) για το μοντέλο που προτείνεται, χρησιμοποιώντας τις τιμές: $f_0=13$ Hz, $k_b=0.27$ rad, $f_b=2$ Hz και $A_0=11.5$ microvolt (\hat{i} V), $k_a=2.8$ microvolt (\hat{i} V), $f_a=2.7$ Hz, όπου f_0 είναι η κεντρική συχνότητα του σήματος. Οι τιμές των παραμέτρων που αφορούν τη φάση, θ_a , θ_b , είναι μηδέν. Οι παραπάνω τιμές θεωρούνται τυπικές για μια υπνική άτρακτο. Στην Εικόνα 2.1 (b) φαίνεται μια πραγματική υπνική άτρακτος, αφού έχει περάσει από το ζωνοπερατό φίλτρο. Η ομοιότητα των δύο κυματομορφών είναι ένδειξη ότι το μοντέλο που προτείνεται μπορεί να αποδώσει σε πραγματικά δεδομένα.



Εικόνα 2.1: (a) Προσομοίωση υπνικής άτρακτου βάσει του προτεινόμενου μοντέλου AM-FM και (b) πραγματική υπνική άτρακτος μετά από φιλτράρισμα με ζωνοπερατό φίλτρο στη ζώνη συχνοτήτων 5-22 Hz [17].

2.3 Εκτίμηση στιγμιαίου εύρους και στιγμιαίας συχνότητας

Η εκτίμηση των IE και IF μπορεί να γίνει μέσω του αναλυτικού του σήματος (analytical signal) $f_+(t)$, ή εναλλακτικά μέσω της συνέλιξης με κατάλληλες κυματομορφές. Πιο συγκεκριμένα, η εκτίμηση μέσω του αναλυτικού του σήματος $f_+(t)$, γίνεται ως εξής:

$$IE = A(t) = |f_+(t)|$$

$$IF = g'(t) = (\arccos[f(t)/A(t)])' ;$$

$$A(t) \neq 0 \text{ και } 0 \leq |f(t)/A(t)| \leq 1$$

Οι τέσσερις τεχνικές που έχουν προταθεί για την εκτίμηση του στιγμιαίου εύρους και της στιγμιαίας συχνότητας υπνικών ατράκτων περιλαμβάνουν τη Μιγαδική Αποδιαμόρφωση, το Μετασχηματισμό Hilbert, το Μετασχηματισμό Κυματιδίων και την Αναζήτηση Προτύπων. Από αυτές, οι δύο πρώτες βασίζονται στην εκτίμηση του αναλυτικού σήματος, ενώ οι δύο άλλες βασίζονται στη συνέλιξη του σήματος με κατάλληλες κυματομορφές. Τα σχετικά πλεονεκτήματα και οι περιορισμοί κάθε τεχνικής έχουν δειχθεί σε προηγούμενη μελέτη σε τεχνητά σήματα τύπου AM-FM που προσομοιώνουν υπνικές ατράκτους [16].

2.3.1 Μιγαδική Αποδιαμόρφωση (Complex Demodulation – CD)

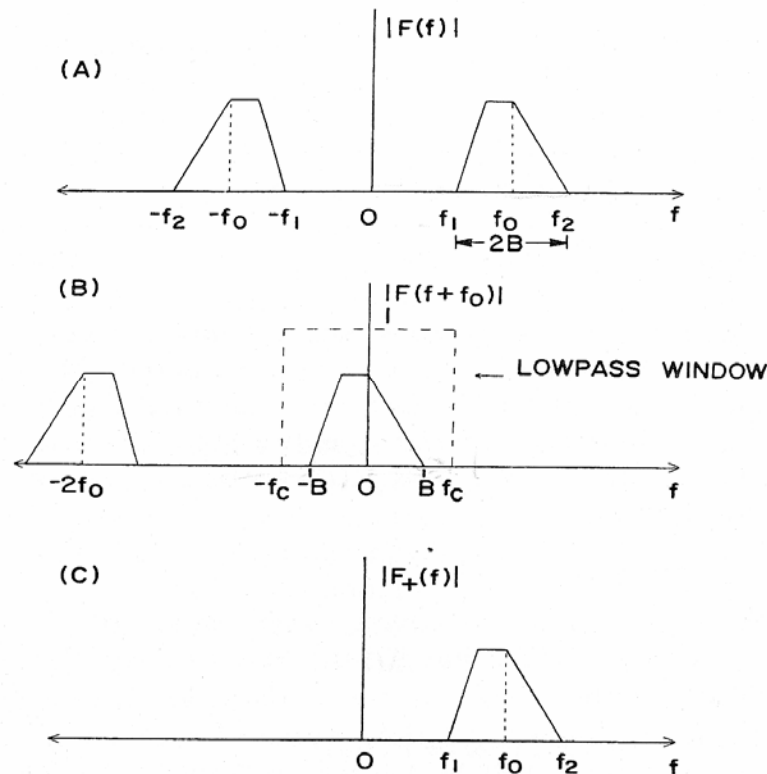
Η Μιγαδική Αποδιαμόρφωση είναι κατά βάση ευρετική τεχνική, για την εύρεση του αναλυτικού σήματος και η ακρίβειά της βασίζεται στη βέλτιστη επιλογή της συχνότητας αποδιαμόρφωσης και της συχνότητας αποκοπής του κατωπερατού φίλτρου. Ιδανικά, η επιλογή της συχνότητας αποκοπής αποτελεί έναν συμβιβασμό μεταξύ δύο ποσοτήτων: (α) του ποσού της ενέργειας της ζώνης σίγμα που παραμένει μετά το φιλτράρισμα και (β) του ποσού του ανεπιθύμητου περιεχομένου του σήματος που παραμένει μετά το φιλτράρισμα. Η επιλογή της συχνότητας αποδιαμόρφωσης θα πρέπει να βασίζεται στον μετασχηματισμό Fourier του αρχικού σήματος $f(t)$. Ένα από τα σημεία που η υπάρχουσα μεθοδολογία επεκτάθηκε στα πλαίσια αυτής της εργασίας, ήταν η επιλογή της συχνότητας αποδιαμόρφωσης αυτόματα βάσει εμπειρικών κανόνων που έχουν προταθεί από την παρατήρηση του μετασχηματισμού Fourier του αρχικού σήματος $f(t)$.

Η Μιγαδική Αποδιαμόρφωση ενός σήματος $f(t)$ περιλαμβάνει τα παρακάτω βήματα:

1. Το φάσμα συχνοτήτων του σήματος $f(t)$ μετατοπίζεται προς την αρχή των αξόνων κατά μια ποσότητα f_0 , η οποία ονομάζεται και συχνότητα αποδιαμόρφωσης.
2. Το μιγαδικό σήμα συνελίσσεται με ένα κατωπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής f_c .
3. Το φάσμα συχνοτήτων του φιλτραρισμένου σήματος μετατοπίζεται πάλι στην αρχική του θέση.

Το αποτέλεσμα είναι να γίνει εξάλειψη του αρνητικού φάσματος συχνοτήτων, και να μείνει ένα σήμα $f_+(t)$, που θα ορίζεται μόνο στο θετικό ημιάξονα του φάσματος

συχνοτήτων του (αναλυτικό σήμα) όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.2. Μέσω αυτού του σήματος, που σχετίζεται με το αρχικό, μπορούν να εκτιμηθούν τα IE και IF .



Εικόνα 2.2: Διαδικασία Μιγαδικής Αποδιαμόρφωσης. Πάνω γράφημα: Το φάσμα συχνοτήτων του ζωνοπερατού σήματος $f(t)$. Μεσαίο γράφημα: Η εκτέλεση της Μιγαδικής Αποδιαμόρφωσης στο σήμα $f(t)$. Κάτω γράφημα: Το φάσμα συχνοτήτων του αναλυτικού σήματος $f_+(t)$ που σχετίζεται με το αρχικό σήμα $f(t)$ [14].

Για να γίνει σωστή εκτίμηση των IE και IF , το σήμα πρέπει να είναι ζωνοπερατό. Αυτό είναι απαραίτητο για τον ακριβή διαχωρισμό του θετικού μέρους του σήματος από το αρνητικό.

Για τις ανάγκες της εφαρμογής της Μιγαδικής Αποδιαμόρφωσης στις υνικές ατράκτους (δειγματοληπτημένες με συχνότητα 512 Hz), μετά από σχετική μελέτη, έχουν προταθεί και εφαρμοστεί τα εξής:

- Η συχνότητα αποδιαμόρφωσης f_0 να υπολογίζεται ως το «κέντρο βάρους» (Center of Gravity – CoG) των μεγαλύτερων κορυφών (τοπικών μέγιστων) μέσα στη ζώνη συχνοτήτων 9.5-16.5 Hz, που είναι μεγαλύτερες του 50% της μέγιστης κορυφής, του μετασχηματισμού Fourier του σήματος.

- Το κατωπερατό φίλτρο του βήματος 2 της Μιγαδικής Αποδιαμόρφωσης να είναι μηδενικής φάσης, FIR, τάξης 100 και η συχνότητα αποκοπής του φίλτρου να είναι 6 Hz.
- Το ζωνοπερατό και το κατωπερατό φίλτρο που εφαρμόζονται στο σήμα του ΗΕΓ, εισάγουν παραμορφώσεις. Η παραμόρφωση εξ' αιτίας του ζωνοπερατού φίλτρου είναι 60 δείγματα στην αρχή και 60 δείγματα στο τέλος του σήματος. Το κατωπερατό φίλτρο (που χρησιμοποιείται για την αποθορυβοποίηση) με τη σειρά του δεν παραμορφώνει περισσότερα από 60 δείγματα επίσης (περίπου 50 δείγματα). Βάσει των παραπάνω, συνολικά 120 δείγματα (60 από την αρχή και 60 από το τέλος), δηλαδή 0.24 δευτερόλεπτα για δειγματοληψία 512Hz πρέπει να αφαιρεθούν από το σήμα πριν την επακόλουθη ανάλυση (προσαρμογή καμπύλης).

Όλες οι παραπάνω συστάσεις ακολουθήθηκαν κατά την ανάπτυξη του υπολογιστικού συστήματος για την ανάλυση των υπνικών ατράκτων.

2.3.2 Μετασχηματισμός Hilbert (Hilbert Transform – HT)

Ο Μετασχηματισμός Hilbert έχει χρησιμοποιηθεί εκτενώς για την ανάκτηση του αναλυτικού σήματος $f_+(t)$ που σχετίζεται με το πραγματικό σήμα $f(t)$ και οδηγεί απευθείας σε αντιστοιχία των $f(t)$ και $f_+(t)$, χωρίς να περιέχει στοιχεία ευρετικής μεθοδολογίας.

Ο HT μιας συνάρτησης ορίζεται από τη σχέση:

$$f_H(t) = -\frac{1}{\pi} \mathcal{P} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{f(x)}{t-x} dx$$

όπου ο συμβολισμός \mathcal{P} υποδεικνύει την κύρια τιμή Cauchy του ολοκληρώματος. Αν $F(\omega)$ και $F_H(\omega)$ είναι οι αντίστοιχοι μετασχηματισμοί Fourier του $f(t)$ και του $f_H(t)$, η παραπάνω σχέση εκφράζεται στο πεδίο των συχνοτήτων ως:

$$F_H = jF(\omega) \operatorname{sgn} \omega$$

όπου $\operatorname{sgn} \omega$ είναι η συνάρτηση προσήμου:

$$\operatorname{sgn} \omega = \begin{cases} 1, & \omega > 0 \\ 0, & \omega = 0 \\ -1, & \omega < 0 \end{cases}$$

Το θετικό φάσμα συχνοτήτων μπορεί να εκφραστεί σε σχέση με τους μετασχηματισμούς Fourier των $f(t)$ και $f_H(t)$ ως:

$$F_+(\omega) = F(\omega) - jF_H(\omega).$$

Το αναλυτικό σήμα $f_+(t)$ μπορεί τώρα να εκφραστεί σε σχέση με το σήμα $f(t)$ και τον ΗΤ του με τον ακόλουθο τρόπο:

$$f_+(t) = f(t) - jf_H(t).$$

Από αυτήν την εξίσωση φαίνεται ότι το πραγματικό και το φανταστικό μέρος του αναλυτικού σήματος είναι ένα ζεύγος ΗΤ. Στη συνέχεια, μπορούν να υπολογιστούν τα IE και IF , από το $f_+(t)$ από τις ακόλουθες σχέσεις:

$$IE(t) = A(t) = |f_+(t)| = \sqrt{f^2(t) + f_H^2(t)}$$

$$IF(t) = g'(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\varphi}{dt}$$

όπου φ η φάση του αναλυτικού σήματος.

2.3.3 Αναζήτηση Προτύπων (Matching Pursuit – MP)

Η τεχνική Matching Pursuit προτάθηκε για πρώτη φορά από τους Mallat και Zhang [19]. Η τεχνική αυτή παράγει ένα άθροισμα συναρτήσεων, το οποίο προσεγγίζει το βέλτιστο (βέλτιστη προσαρμογή), επιλέγοντας επαναληπτικά τις κυματομορφές από ένα γενικό λεξικό (τυπικά μια πλούσια συλλογή πιθανών ατόμων σε ένα πεδίο Hilbert). Η επιλογή των συναρτήσεων επιτελείται ή έσω μιας προοδευτικής βελτίωσης του σήματος έτσι ώστε αυτό να προσεγγίσει το αρχικό ή έσω μιας επαναληπτικής διαδικασίας.

Αρκετοί ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει τους μη ορθογωνικούς μετασχηματισμούς ως νέο τρόπο ανάλυσης των σημάτων. Η ανάλυση ενός σήματος από μια πλεονάζουσα (overcomplete) ομάδα συναρτήσεων ή λεξικό, μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για την εκτίμηση των κυματομορφών IE και IF , μετά από κατάλληλη επιλογή λεξικού. Παρόλα αυτά, αντίθετα με τους ορθογωνικούς μετασχηματισμούς, τα πλήρη αναπτύγματα των σημάτων προφανώς δεν είναι μοναδικά. Ο αριθμός των εφικτών αναλύσεων είναι άπειρος, και η εύρεση της καλύτερης λύσης με τη χρήση ορισμένων κριτηρίων είναι ένα πρόβλημα της κλάσης πολυπλοκότητας NP-complete. Ο αλγόριθμος Matching Pursuit ανήκει στις ευρετικές

μη-βέλτιστες (sub-optimal) προσεγγίσεις, οι οποίες προσεγγίζουν τη λύση σε αυτό το NP-complete πρόβλημα σε λογικό χρονικό διάστημα.

Στην MP, ο στόχος είναι να αποδιαμορφώσουμε ένα δεδομένο σήμα S σε ένα γραμμικό συνδυασμό από N τον αριθμό κυματομορφές ή άτομα d_i που επιλέγονται από ένα προκαθορισμένο λεξικό D_k έτσι ώστε:

$$S = \sum_{i=1}^N w_i d_i + R_N$$

όπου R_N το υπόλοιπο της αποδιαμόρφωσης.

Στην περίπτωση της προσέγγισης των υπνικών ατράκτων, χρησιμοποιείται το ακόλουθο βασισμένο σε συνημίτονα λεξικό:

$$D_k = \cos(2\pi f_k t + \varphi_k)$$

όπου $f_k = 0.1:0.05:16$ (σε Hz) και $\varphi_k = 0:\pi/10:2\pi$ (σε rad/sec).

Στην περίπτωση της ανάλυσης της δομής των υπνικών ατράκτων, η MP εφαρμόστηκε εντός ενός κινούμενου παραθύρου που περιείχε 50 δείγματα, και μετατοπίζονταν κατά 5 δείγματα τη φορά (με $N=1$ για να βρεθεί το άτομο που ταίριαζε καλύτερα στο κάθε παράθυρο) [16]. Το μέγεθος του παραθύρου, η μετατόπιση του παραθύρου και το χρησιμοποιούμενο βήμα κατά τη δημιουργία λεξικού είναι παράμετροι που επηρεάζουν το αποτέλεσμα.

Στις παραμέτρους που υπολογίστηκαν από την εκτέλεση της MP σε κάθε παράθυρο (συχνότητες f_k και τα βάρη w_k), εφαρμόστηκε παρεμβολή και εξομάλυνση καμπύλης, έτσι ώστε να παραχθούν οι τελικές κυματομορφές IE και IF .

2.3.4 Μετασχηματισμός Κυματιδίων (Wavelet Transformation – WT)

Για ένα δοσμένο σήμα $f(t)$, ο Συνεχής Μετασχηματισμός Κυματιδίων $W(\alpha, \tau)$, του $f(t)$ ορίζεται ως η συνέλιξη μεταξύ του $f(t)$ και διεσταλμένων εκδοχών μιας μιγαδικής συνάρτησης κυματιδίου $\psi(t)$ [16].

$$W(\alpha, \tau) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \int_{-\infty}^{+\infty} \psi^* \left(\frac{t - \tau}{\alpha} \right) f(t) dt$$

όπου $\alpha \in R^+$ είναι η παράμετρος κλίμακας διαστολής και $\tau \in R$ είναι η παράμετρος μετατόπισης. Στα πλαίσια της ανάλυσης υπνικών ατράκτων, χρησιμοποιήθηκε το μιγαδικό κυματίδιο Morlet $\left(\psi_{Morlet}(t) = 1/\sqrt{\pi f_c} e^{j2\pi f_c t - (t^2 / f_b)} \right)$, όπου $f_c=1$ είναι η

κεντρική συχνότητα και $f_b=1$ το εύρος ζώνης (διακύμανση γύρω από το f_c). Τα όρια των τιμών της παραμέτρου κλίμακας διαστολής που εξετάζουμε είναι $23 \leq a \leq 60$, με βήμα ίσο με 1. Μπορούμε να συσχετίσουμε τις κλίμακες a με τις συχνότητες f , προσεγγίζοντας την κεντρική συχνότητα f_c του κυματιδίου, χρησιμοποιώντας τη σχέση

$$f_a = f_s f_c / a$$

όπου f_s η συχνότητα δειγματοληψίας.

Για ένα μονοχρωματικό σήμα δηλαδή ένα σήμα στο οποίο επικρατεί μια συχνότητα, υπάρχει κλίμακα $a_r(t)$ για κάθε δεδομένο τ , που αντιστοιχεί σε ένα βασικό κυματίδιο με κέντρο το τ του οποίου η συχνότητα είναι ίση με την τοπική συχνότητα του $f(t)$. Η κλίμακα $a_r(t)$ προσδιορίζει την στιγμιαία συχνότητα IF του σήματος. Επειδή ο WT είναι μια γραμμική πράξη, τα υπερτιθέμενα συχνοτικά συστατικά εκδηλώνονται σαν τις διαφορετικές κλίμακες του $a_r^{(i)}(t)$ που τοπικά μεγιστοποιούν το $|W|$. Οι καμπύλες που σχηματίζονται από τα σημεία $(a_r^{(i)}(t), \tau)$ είναι γνωστές ως «λόφου» του μετασχηματισμού. Η τροχιά των «λόφων» μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εξαχθούν οι κυματομορφές IE και IF [16]. Με τον Continuous WT εισάγεται εσωτερικός θόρυβος που επηρεάζει την εκτίμηση των παραμέτρων επειδή το κυματίδιο Morlet δεν είναι πλήρως περιορισμένο στο χρόνο. Διαφορετικός τύπος μητρικών κυματιδίων θα μπορούσε να διερευνηθεί μελλοντικά. Η διερεύνηση διαφορετικών τύπων μητρικών κυματιδίων θα μπορούσε να αποτελέσει αντικείμενο μελλοντικής έρευνας.

2.4 Προσαρμογή καμπύλης και εκτίμηση των παραμέτρων

του μοντέλου

Εφόσον οι εκτιμώμενες IE και IF κυματομορφές μπορεί να μην είναι καθαρά ημιτονοειδείς, μια προσαρμογή καμπύλης βασισμένη στην MP εκτελείται, ώστε τελικά να εκτιμήσουμε τις έξι παραμέτρους που προσδιορίζουν το μοντέλο. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, στην MP, ο στόχος είναι να αποδιαμορφώσουμε ένα δοσμένο σήμα S σε ένα γραμμικό συνδυασμό από N κυματομορφές (άτομα) d_i που επιλέγονται από ένα προκαθορισμένο λεξικό D_k έτσι ώστε:

$$S = \sum_{i=1}^N w_i d_i + R_N$$

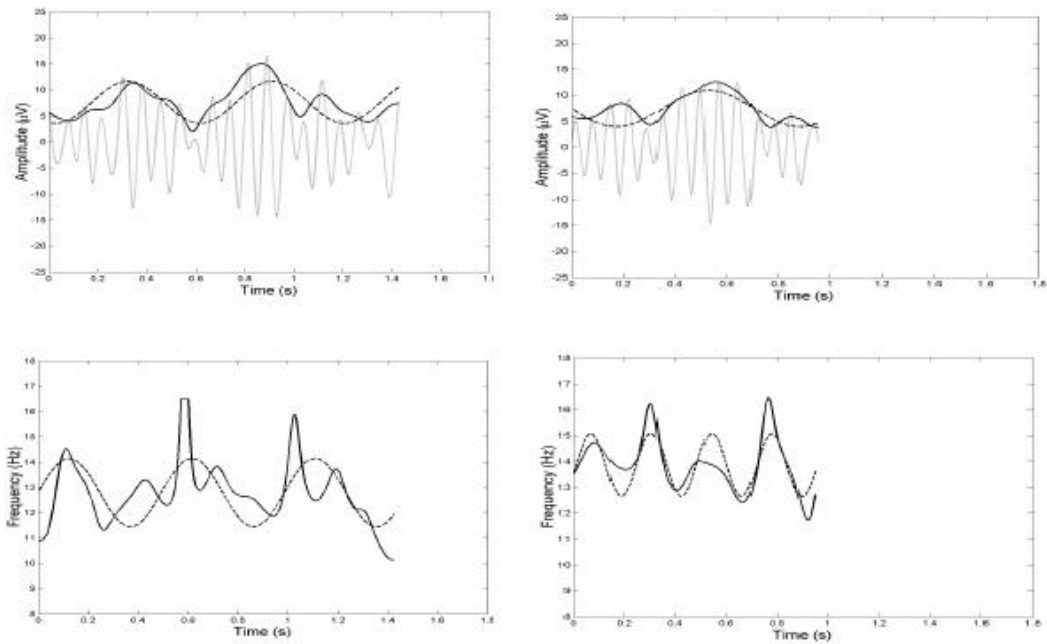
όπου R_N το υπόλοιπο της αποδιαμόρφωσης.

Το σύνηθες μέχρι σήμερα ήταν η εφαρμογή της μεθόδου μια φορά, αλλά λόγω πιο πρόσφατων συστάσεων, στο υπολογιστικό σύστημα που αναπτύχθηκε προσφέρεται η επιλογή της εφαρμογής της μεθόδου και δεύτερη φορά (αφού αφαιρεθεί το αποτέλεσμα της πρώτης εκτέλεσης του MP από τα σήματα IE και IF), σε περίπτωση που το αρχικό αποτέλεσμα δε μας ικανοποιεί. Ακολουθώς, για κάθε μια από τις κυματομορφές IE και IF , ένα άτομο d_i επιλέγεται τελικά από το επόμενο λεξικό για να προσεγγίσουμε ολόκληρο το σήμα:

$$D_{fit} = \cos(2\pi f_{fit} t + \varphi_{fit})$$

όπου $f_{fit} = 0.1:0.005:6$ (σε Hz) και $\varphi_{fit} = 0:\pi/10:2\pi$ (σε rad/sec).

Συγκεκριμένα, οι παράμετροι f_a και f_b αποκτήθηκαν απευθείας από το λεξικό που δημιουργήθηκε κατά τη διαδικασία του MP. Οι υπόλοιπες τέσσερις παράμετροι εκτιμήθηκαν από τις μέγιστες και ελάχιστες τιμές των καμπυλών που προσαρμόστηκαν στις κυματομορφές IE και IF . Ένα παράδειγμα εφαρμογής όλης της μεθοδολογίας δίνεται στην Εικόνα 2.4.



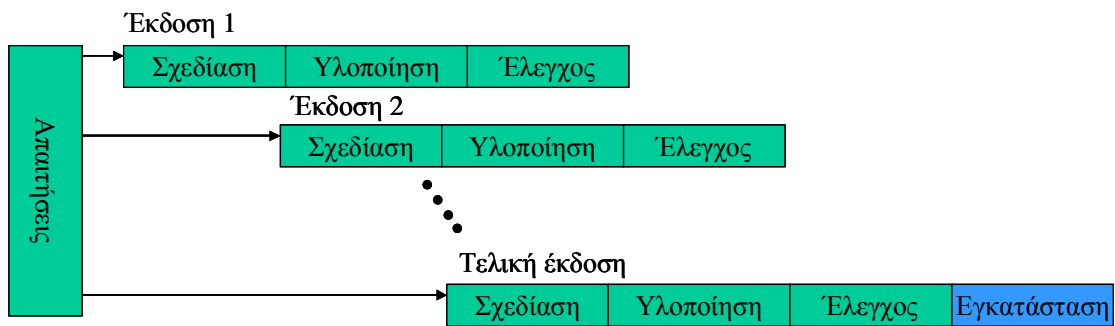
Εικόνα 2.3: Δύο παραδείγματα υπνικών άτρακτων (γκρίζες γραμμές) μαζί με τις σχετιζόμενες κυματομορφές *IE*, *IF* (συμπαγείς μαύρες γραμμές) και τις προσαρμοσμένες σε αυτές καμπύλες (διακεκομμένες γραμμές). Οι υπνικές άτρακτοι καταγράφηκαν σε ένα υγιές υποκείμενο (πάνω και κάτω αριστερά) και σε ένα ασθενές υποκείμενο (πάνω και κάτω δεξιά). Η εκτίμηση των *IE*, *IF* έγινε με την τεχνική CD, ενώ η προσαρμογή καμπύλης έγινε χρησιμοποιώντας την MP [15].

3

Υλικό και μέθοδοι

Το υλικό που χρησιμοποιήθηκε για την ανάπτυξη του υπολογιστικού συστήματος περιλαμβάνει: (α) σήματα υπνικών ατράκτων που έχουν απομονωθεί από το ΗΕΓ ύπνου με τη βοήθεια εξειδικευμένου ιατρού και (β) υπολογιστικά εργαλεία που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ποσοτικοποίηση της μορφολογίας των υπνικών ατράκτων και έχουν προταθεί στα πλαίσια προηγούμενων εργασιών, όπως αναφέρθηκε στο Κεφάλαιο 2. Τα δύο αυτά είδη πρωτογενούς υλικού διατέθηκαν για την ολοκλήρωση της πτυχιακής εργασίας μετά από έγκριση (βλ. Παράρτημα) και περιγράφονται στις ενότητες 3.1 και 3.2.

Η ανάπτυξη του συστήματος ακολουθεί το αυξητικό μοντέλο ανάπτυξης (incremental development model) λογισμικού από τη θεωρία ανάλυσης συστημάτων [20]. Σύμφωνα με το μοντέλο αυτό, αφού καθοριστούν οι απαιτήσεις, παράγονται συνεχώς νέες εκδόσεις του συστήματος περνώντας από τα ίδια στάδια (σχεδιασμός, υλοποίηση, έλεγχος) κάθε φορά που παράγεται μια νέα έκδοση. Κάθε νέα έκδοση ενσωματώνει νέες λειτουργίες και ποιοτικά χαρακτηριστικά από το προκαθορισμένο σύνολο απαιτήσεων. Μετά την τελική έκδοση ακολουθεί η εγκατάσταση του συστήματος. Η διαδικασία στο σύνολό της φαίνεται στην Εικόνα 3.1.



Εικόνα 3.1: Σχηματική αναπαράσταση του αυξητικού μοντέλου ανάπτυξης συστημάτων.

Ένα απαραίτητο βήμα που πρέπει να γίνει πριν την υλοποίηση, σε οποιαδήποτε έκδοση, του συστήματος είναι η επιλογή του κατάλληλου περιβάλλοντος ανάπτυξης του κώδικα της εφαρμογής. Συνεπώς, η μεθοδολογία σχεδιασμού και ανάπτυξης του συστήματος περιλαμβάνει (α) τον προσδιορισμό των απαιτήσεων χρήσης του συστήματος, (β) την επιλογή του κατάλληλου περιβάλλοντος ανάπτυξης της εφαρμογής και (γ) τον σχεδιασμό και υλοποίηση των επιμέρους λειτουργιών του συστήματος, μέσω αφενός του καθορισμού κατάλληλων οθονών και συνδέσεων μεταξύ τους και αφετέρου της ανάπτυξης συμπληρωματικών αλλά και της ενσωμάτωσης των ήδη υπάρχοντων εργαλείων που είναι απαραίτητα για την αξιόπιστη και ομοιόμορφη λειτουργία του συστήματος. Τα επιμέρους αυτά βήματα της μεθοδολογίας περιγράφονται στις ενότητες 3.3, 3.4 και 3.5, αντίστοιχα.

3.1 Διαδικασίες καταγραφής σημάτων υπνικών ατράκτων

Ως είσοδοι στο υπολογιστικό σύστημα μπορούν να χρησιμοποιηθούν σήματα υπνικών ατράκτων που προέρχονται από πολυ-υπνογραφικά δεδομένα.

Τα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν για το σχεδιασμό και την ανάπτυξη του συστήματος περιλαμβάνουν ψηφιοποιημένα σήματα ΗΕΓ ύπνου από ασθενείς που πάσχουν από άνοια καθώς και από υγιείς μάρτυρες. Τα δεδομένα αυτά καταγράφηκαν σύμφωνα με συνήθεις πολυ-υπνογραφικές διαδικασίες που χρησιμοποιούνται από πιστοποιημένα εργαστήρια ύπνου ή από κέντρα διαταραχών του ύπνου. Τα δεδομένα προέρχονται από τη Μονάδα Μελέτης Ύπνου (Αιγινήτειο Νοσοκομείο) της Ψυχιατρικής Κλινικής του Τμήματος Ιατρικής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών και έχουν καταγραφεί στα πλαίσια του χρηματοδοτούμενου ευρωπαϊκού ερευνητικού προγράμματος BIOPATTERN.

Τα σήματα ΗΕΓ ύπνου έχουν ληφθεί από πρόσθια, κεντρικά, βρεγματικά και ινιακά ηλεκτρόδια του ΗΕΓ, και από τα δύο ημισφαίρια, από θέσεις που προσδιορίζονται από το διεθνές σύστημα 10-20 (βλ. Εικόνα 1.3). Οι διατάξεις των ηλεκτροδίων είναι μονοπολικές, δηλαδή αφορούν στην καταγραφή διαφορών δυναμικού μεταξύ ενός ηλεκτροδίου και ενός σταθερού σημείου γείωσης, και περιλαμβάνουν τις: F3-G2, F4-G2, C3-G2, C4-G2, P3-G2, P4-G2, O3-G2, O4-G2. Για την καταγραφή των ΗΕΓ χρησιμοποιήθηκε το σύστημα Brain Quick-System 98 (MicroMed, Italy) που περιλαμβάνει 16 κανάλια. Οι συχνότητες αποκοπής του ζωνοπερατού φίλτρου του ενισχυτή ήταν 0.15 και 70 Hz. Η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν 512 Hz. Τα ψηφιακά δεδομένα ήταν διαθέσιμα σε αρχεία τύπου `ascii`.

Από τα παραπάνω δεδομένα, για κάθε τρίτο της νύχτας (αρχή, μέση, τέλος), επιλέχθηκαν, με βάση οπτικά κριτήρια, καλά προσδιορισμένες υπνικές άτρακτοι, δηλαδή σχεδόν ημιτονοειδή, βραχείας διάρκειας, κύματα ΗΕΓ συχνότητας 12-14 Hz, κατά τη διάρκεια του σταδίου 2 του ύπνου. Το στάδιο αυτό προσδιορίστηκε οπτικά σύμφωνα με συνήθεις μεθόδους, όπως οι διαδικασίες που ορίζονται από τους Rechtschaffen και Kales [1]. Το αρχικό και τελικό σημείο κάθε ατράκτου προσδιορίστηκαν επίσης οπτικά και το σήμα του ΗΕΓ μεταξύ των δύο αυτών σημείων αποθηκεύτηκε σε αρχείο τύπου `ascii`.

Κάθε αρχείο που δημιουργείται σύμφωνα με τις παραπάνω διαδικασίες συνοδεύεται από ένα ακόμη αρχείο, τύπου `“.doc”`, στο οποίο είναι σημειωμένα τα τμήματα του σήματος που πρέπει να απομακρυνθούν από την αρχή και το τέλος του πριν από την ανάλυση που ακολουθεί. Για κάθε άτρακτο, σε κάθε κανάλι ΗΕΓ, τα τμήματα αυτά, σε msec, αντιστοιχούν σε μεταβατικά σήματα που μπορεί να καταγραφούν μαζί με το κυρίως μέρος της ατράκτου και αναγνωρίζονται κατά την επισκόπηση των σημάτων από επιστήμονες εξειδικευμένους στην ανάγνωση και ερμηνεία ΗΕΓ ύπνου.

3.2 Εργαλεία ποσοτικοποίησης

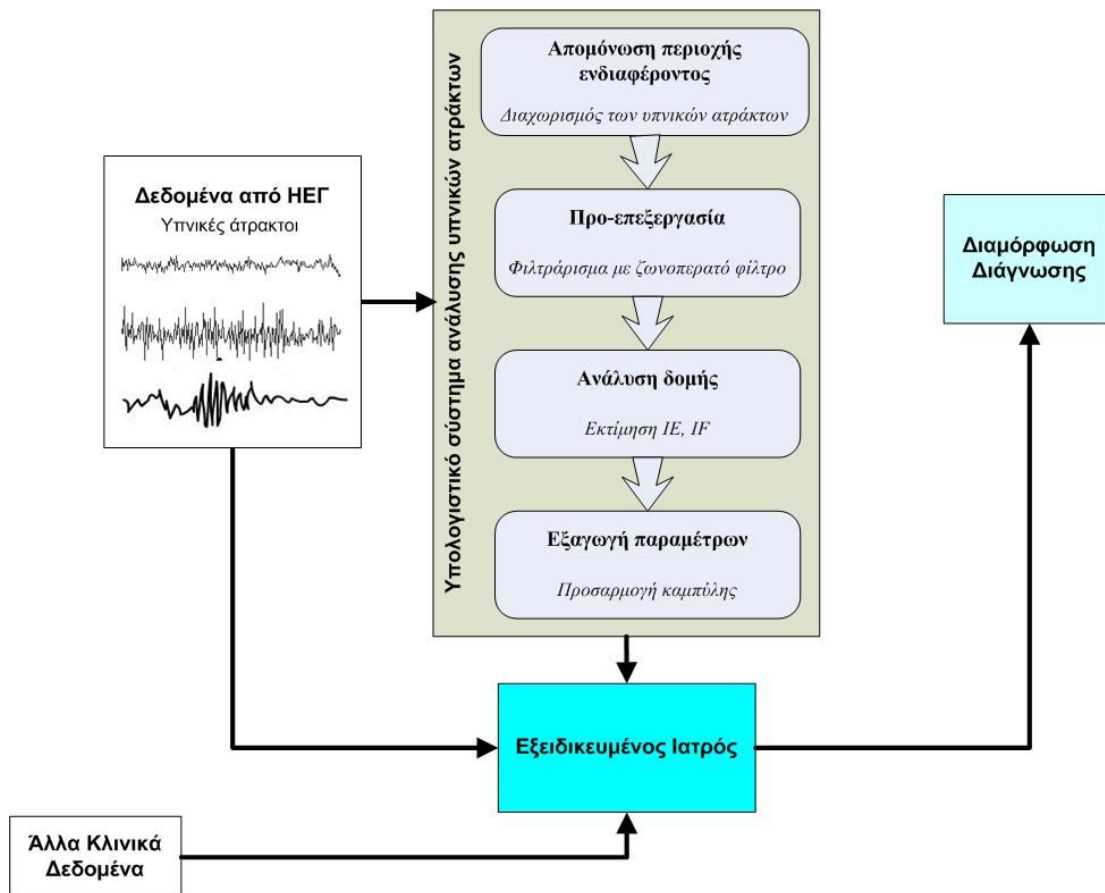
Τα εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν για την ποσοτικοποίηση της μορφολογίας των υπνικών ατράκτων περιλαμβάνουν: (α) τη Μιγαδική Αποδιαμόρφωση, το Μετασχηματισμό Hilbert, το Μετασχηματισμό Κυματιδίων και την Αναζήτηση Προτύπων για την εκτίμηση των *IE* και *IF* και (β) την Αναζήτηση Προτύπων για την

προσαρμογή καμπύλης και την εξαγωγή των παραμέτρων του μαθηματικού μοντέλου που έχει χρησιμοποιηθεί για την ανάλυση της δομής των ατράκτων. Τα παραπάνω εργαλεία, που έχουν αναπτυχθεί σε περιβάλλον MatLab, καθώς και η πλήρης μεθοδολογία που ακολουθείται έχουν περιγραφεί αναλυτικά στο Κεφάλαιο 2.

3.3 Γενική περιγραφή και προσδιορισμός απαιτήσεων του συστήματος

Το υπολογιστικό σύστημα για την ποσοτικοποίηση της μικροαρχιτεκτονικής των υπνικών ατράκτων προσφέρει ποσοτική πληροφορία που μπορεί να χρησιμοποιηθεί στα πλαίσια διαδικασιών διάγνωσης παθήσεων του εγκεφάλου. Συνεπώς, ανήκει στην κατηγορία των υπολογιστικών συστημάτων υποβοήθησης της διάγνωσης (ΥΣΥΔ) [21]. Η υπολογιστικά υποβοηθούμενη διάγνωση (Computer-Aided Diagnosis – CAD) έχει σκοπό να παρέχει μια δεύτερη γνώμη στον ιατρό ώστε να συμβάλει στη διάγνωση διαταραχών, στον προσδιορισμό της εξέλιξης μιας ασθένειας και στη διαφορική διάγνωση βλαβών.

Στην Εικόνα 3.2 φαίνονται τα βασικά τμήματα του προτεινόμενου υπολογιστικού συστήματος καθώς και ο τρόπος που μπορεί να ενσωματωθεί στην διαδικασία της ιατρικής διάγνωσης. Η είσοδος του συστήματος περιλαμβάνει σήματα υπνικών ατράκτων που έχουν απομονωθεί από ΗΕΓ ύπνου. Οι διαδικασίες επεξεργασίας και ανάλυσης των σημάτων αυτών, που συνιστούν το βασικό τμήμα του ΥΣΥΔ, περιλαμβάνουν (α) την αυτόματη απομόνωση της περιοχής ενδιαφέροντος του σήματος, (β) την προ-επεξεργασία του σήματος μέσω κατάλληλου φιλτραρίσματος, (γ) την ανάλυση της δομής της ατράκτου, μέσω της εκτίμησης του στιγμιαίου περιβλήματος και της στιγμιαίας συχνότητας και (δ) την εξαγωγή ποσοτικών παραμέτρων που χαρακτηρίζουν τη μικρο-αρχιτεκτονική της ατράκτου μέσω μιας διαδικασίας μη γραμμικής προσαρμογής καμπύλης. Η έξοδος του συστήματος, δηλαδή οι ποσοτικές παράμετροι, μπορούν να ληφθούν υπόψη από τον εξειδικευμένο ιατρό, ο οποίος, συνεκτιμώντας το ΗΕΓ καθώς και πιθανά άλλα κλινικά δεδομένα, είναι υπεύθυνος για τη διαμόρφωση της τελικής διάγνωσης.



Εικόνα 3.2: Σχηματική αναπαράσταση της βασικής δομής και της δυνατότητας ενσωμάτωσης του προτεινόμενου υπολογιστικού συστήματος στη διαδικασία της ιατρικής διάγνωσης.

Η ανάπτυξη του υπολογιστικού συστήματος, που προτείνεται στα πλαίσια της εργασίας, έχει στόχο τη δημιουργία ενός ολοκληρωμένου συστήματος που να ενσωματώνει τα επιμέρους βήματα της διαδικασίας ανάλυσης της μικρο-αρχιτεκτονικής των υπνικών ατράκτων και να μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην κλινική πράξη. Έτσι, οι βασικές απαιτήσεις του προτεινόμενου υπολογιστικού συστήματος περιλαμβάνουν:

Αξιοπιστία. Η αξιοπιστία του υπολογιστικού συστήματος είναι ιδιαίτερα σημαντική δεδομένου ότι τα αποτελέσματα που παρέχει πρόκειται να χρησιμοποιηθούν στα πλαίσια διαδικασιών ιατρικής διάγνωσης. Η αξιοπιστία του συστήματος εξασφαλίζεται αφενός μέσω της ακρίβειας των υπολογιστικών εργαλείων που ενσωματώνονται σε αυτό, η οποία έχει διερευνηθεί σε προηγούμενες εργασίες και αφετέρου μέσω της εγκυρότητας των συμπληρωματικών εργαλείων που αναπτύχθηκαν. Η τελευταία μπορεί να εξασφαλισθεί από επαναλαμβανόμενες εφαρμογές του συστήματος σε διαφορετικά κλινικά σενάρια.

Φιλικότητα προς το χρήστη. Η δημιουργία ενός εύχρηστου γραφικού περιβάλλοντος είναι σημαντική, δεδομένου ότι το σύστημα προορίζεται για χρήση από επιστήμονες που μπορεί να μην είναι εξοικειωμένοι με τη λειτουργία εξειδικευμένων υπολογιστικών συστημάτων και πακέτων λογισμικού.

Αυτοματοποίηση της διαδικασίας. Η αυτοματοποίηση της διαδικασίας ποσοτικοποίησης της μορφολογίας των υπνικών ατράκτων εξασφαλίζεται μέσω της ενσωμάτωσης σε ένα ενιαίο σύστημα (α) κατάλληλων εργαλείων που εξασφαλίζουν αυτοματοποίηση των επιμέρους λειτουργιών και (β) κατάλληλων τροποποιήσεων των υπολογιστικών εργαλείων που έχουν προηγουμένως αναπτυχθεί. Η αυτοματοποίηση της διαδικασίας συμβάλλει στη δυνατότητα χρήσης του συστήματος στην κλινική πράξη ακόμα και από χρήστες που μπορεί να μη γνωρίζουν σε βάθος τη μεθοδολογία που υλοποιείται.

Αυτονομία εφαρμογής. Η δυνατότητα χρήσης στην κλινική πράξη διευκολύνεται από την εκτέλεση της εφαρμογής εκτός του περιβάλλοντος ανάπτυξής της, δηλαδή σε διαφορετικές πλατφόρμες, με τη μορφή εκτελέσιμου κώδικα (executable ή αρχείο τύπου “.exe”).

3.4 Επιλογή περιβάλλοντος ανάπτυξης της εφαρμογής

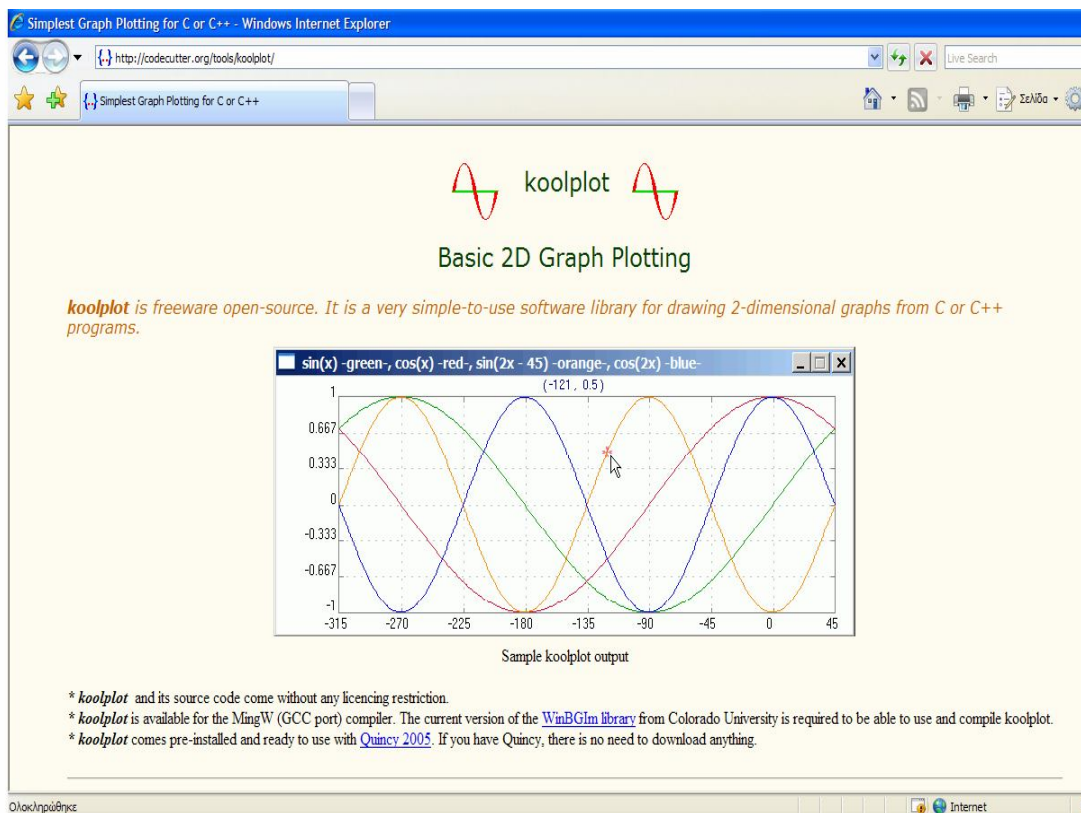
Η επιλογή του περιβάλλοντος ανάπτυξης μιας εφαρμογής γίνεται ιδανικά βάσει των επιθυμητών κριτηρίων που θέτει ο προγραμματιστής. Η ραγδαία εξέλιξη της πληροφορικής τις τελευταίες δεκαετίες έχει οδηγήσει στην εμφάνιση αρκετών ολοκληρωμένων γραφικών περιβαλλόντων ανάπτυξης τα οποία ενσωματώνουν πλήθος εργαλείων (π.χ. επεξεργαστή πηγαίου κώδικα, μεταγλωττιστή ή διερμηνέα, εργαλείο αποσφαλμάτωσης κλπ.) που διευκολύνουν την ανάπτυξη γραφικών εφαρμογών. Οι προσφερόμενες επιλογές έπρεπε να διερευνηθούν για την ανάδειξη της βέλτιστης από αυτές, για την περίπτωση του συστήματος που πρόκειται να υλοποιηθεί. Τα κριτήρια που τέθηκαν, κατά σειρά σπουδαιότητας, είναι:

- Δυνατότητα απεικόνισης διδιάστατων γραφημάτων.
- Ευκολία εκμάθησης και μικρός χρόνος εξοικείωσης, ώστε να είναι δυνατή η ανάπτυξη της εφαρμογής στα πλαίσια μιας πτυχιακής εργασίας. Προς αυτή την κατεύθυνση, είναι σημαντική η δυνατότητα προσφοράς έτοιμων συναρτήσεων και η ευελιξία προγραμματισμού.

- Ευκολία ενσωμάτωσης στο περιβάλλον των εργαλείων που ήδη είχαν αναπτυχθεί σε περιβάλλον MatLab.
- Δυνατότητα παραμετροποίησης των έτοιμων συναρτήσεων ώστε να μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη δημιουργία ενός σύνθετου γραφικού περιβάλλοντος.

Μετά από αναζήτηση στο Διαδίκτυο, τα υποψήφια περιβάλλοντα ανάπτυξης που ικανοποιούσαν τα παραπάνω κριτήρια ήταν το Quincy 2005 μαζί με τη βιβλιοθήκη koolplot και το εργαλείο GUIDE του MatLab.

Το koolplot είναι μια εύκολη στη χρήση βιβλιοθήκη ανοιχτού κώδικα, γραμμένη σε C++, για το σχεδιασμό διδιάστατων γραφημάτων (Εικόνα 3.3). Ο ευκολότερος τρόπος να τη χρησιμοποιήσει κάποιος είναι μέσω του Quincy 2005 στο οποίο είναι προεγκατεστημένη. Το Quincy 2005 είναι ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον ανάπτυξης εφαρμογών σε γλώσσα C/C++ που προσφέρεται δωρεάν και η πρώτη έκδοση αναπτύχθηκε από τον Al Stevens το 2002.



Εικόνα 3.3: Η αρχική σελίδα του koolplot στο Διαδίκτυο. Στο κέντρο της εικόνας φαίνεται ένα παράδειγμα γραφήματος που δημιουργήθηκε με το koolplot.

Ένα παράδειγμα της ευχρηστίας του koolplot δίνεται στην Εικόνα 3.4. Οι γραμμές κώδικα που χρειάζονται είναι πραγματικά λίγες αλλά εκτός από διδιάστατα γραφήματα δεν υπάρχουν άλλες έτοιμες συναρτήσεις στο koolplot (π.χ. για εύκολη δημιουργία πίνακα ή ξεχωριστού παραθύρου). Η χρήση του συνδυασμού Quincy 2005 και koolplot προϋποθέτει τη γνώση της σχετικά χαμηλού επιπέδου γλώσσας C++ και επιβάλλει τη μετατροπή των αρχείων “.m” της MatLab σε διαμοιρασμένες βιβλιοθήκες C++, μέσω του μεταγλωττιστή της MatLab (MatLab compiler).

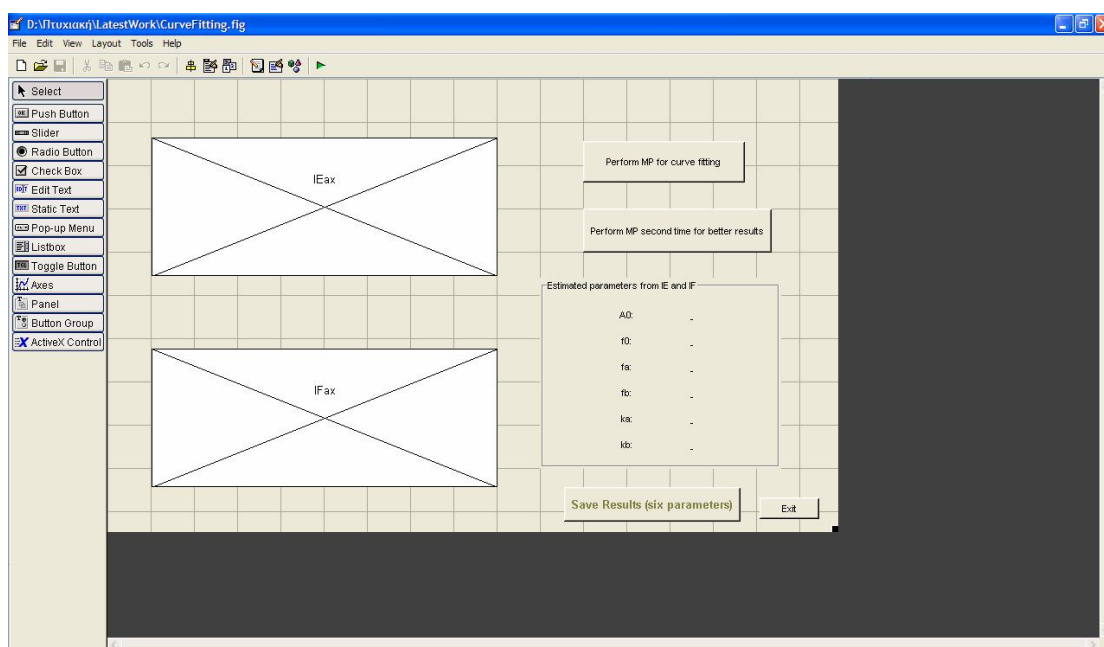


Εικόνα 3.4: Παράδειγμα χρήσης του koolplot. Αριστερά φαίνονται οι τρεις γραμμές κώδικα koolplot που χρειάζονται για να παράγουν το γράφημα δεξιά.

Το MatLab (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA), και ειδικότερα το εργαλείο GUIDE (Graphical User Interface Development Environment), για το σχεδιασμό παραθύρων, έχουν το πλεονέκτημα να συνδέονται εύκολα, με μικρές τροποποιήσεις, με τον ήδη έτοιμο κώδικα ο οποίος είναι γραμμένος και αυτός σε MatLab. Επιπλέον, προσφέρουν πληθώρα έτοιμων συναρτήσεων που είναι εύκολα παραμετροποιήσιμες και ευέλικτες για χρήση σε γραφικές διεπαφές χρήστη. Ακόμα, η γλώσσα στην οποία προγραμματίζονται (MatLab scripting language) είναι πιο υψηλού επιπέδου από τη C/C++, δημιουργεί και χειρίζεται πίνακες με χαρακτηριστική ευκολία και είναι ευκολότερη στην εκμάθηση και την αποσφαλμάτωση. Στην Εικόνα 3.5 φαίνεται το περιβάλλον σχεδίασης παραθύρων του GUIDE. Αριστερά στην οθόνη φαίνονται τα διάφορα συστατικά που μπορούν να προστεθούν στο παράθυρο που σχεδιάζεται. Μερικά από αυτά περιλαμβάνουν: περιοχή γραφημάτων, διαφορετικά είδη κουμπιών (πχ. “Push Button”, “Radio Button”, “Toggle Button”), στατικά πλαίσια κειμένου, κουτιά ελέγχου κλπ. Κάθε συστατικό τοποθετείται εύκολα και με ακρίβεια στο επιθυμητό σημείο με τη μέθοδο “drag ’n’ drop”, δηλαδή «τράβηγμα και εναπόθεση» του αντικειμένου με το δείκτη

του ποντικιού. Η συμπεριφορά που θα έχει κάθε συστατικό του παραθύρου εξαρτάται από τον κώδικα που φτιάχνεται για αυτό. Μπορεί να μην κάνει τίποτα, όπως στην περίπτωση ενός στατικού πλαισίου κειμένου ή να εκτελεί συναρτήσεις και εντολές του MatLab, όπως στην περίπτωση ενός κουμπιού αφού ενεργοποιηθεί (πατηθεί) από το χρήστη. Ο κώδικας που αφορά στη συμπεριφορά του παραθύρου αποθηκεύεται σε ένα αρχείο “.m” με το ίδιο όνομα με το αρχείο “.fig” που περιέχει μόνο την οπτική μορφή του σχεδιασμένου παραθύρου.

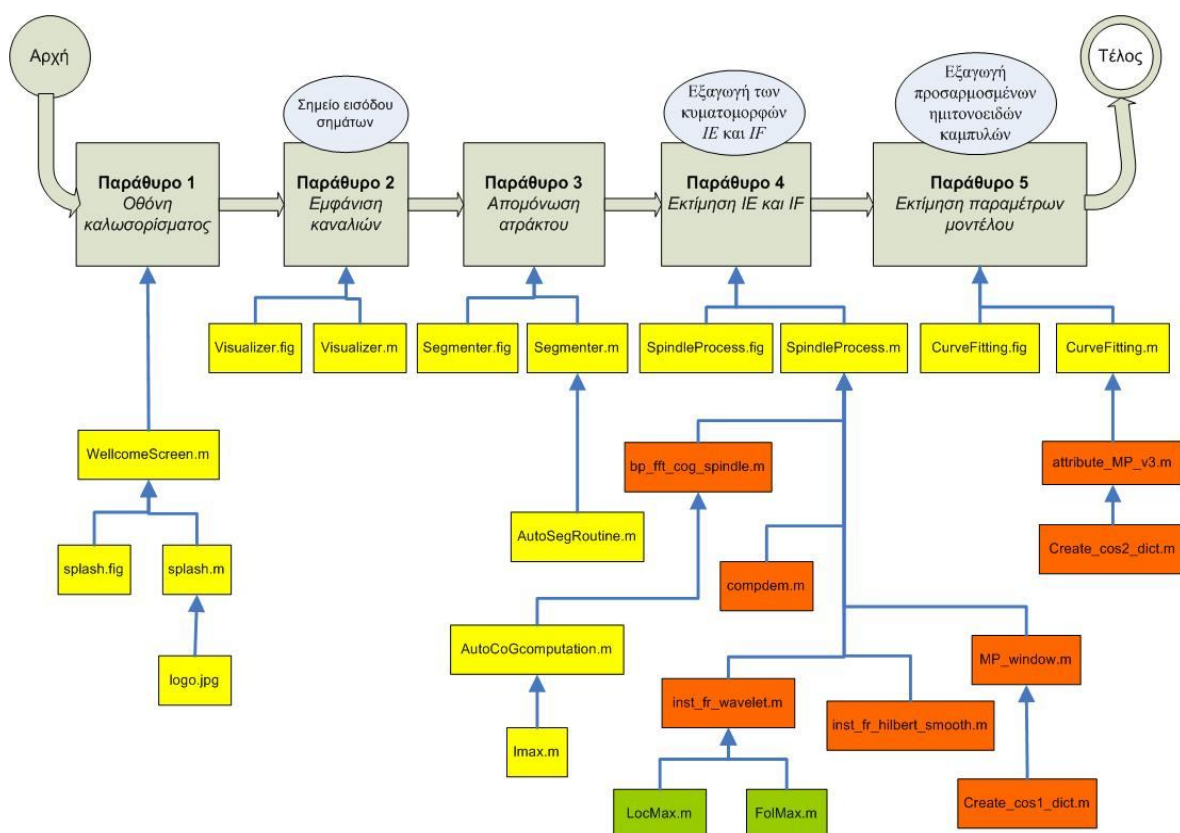
Με κυριότερα πλεονεκτήματα την ευκολία εκμάθησης και χρήσης και την προσφορά έτοιμου κώδικα με μορφή συναρτήσεων, το MatLab και το εργαλείο GUIDE κρίθηκαν καταλληλότερα από το Quincy 2005 και τη βιβλιοθήκη koolplot για την ανάπτυξη της εφαρμογής που σχεδιάστηκε σε αυτή την πτυχιακή εργασία.



Εικόνα 3.5: Το περιβάλλον ανάπτυξης παραθύρων GUIDE. Έχει σχεδιαστεί ένα παράθυρο με δύο περιοχές γραφημάτων (αριστερή πλευρά), τέσσερα κουμπιά τύπου “Push Button” (δεξιά πλευρά, πάνω και κάτω) και περιοχή απεικόνισης τιμών (δεξιά πλευρά, μέσον). Για κάθε παράθυρο έχει δημιουργηθεί και αντίστοιχο αρχείο με κώδικα που καθορίζει τη λειτουργία των συστατικών του.

3.5 Σχεδιασμός του υπολογιστικού συστήματος

Το σύστημα αποτελείται από πέντε βασικά παράθυρα και πλήθος συναρτήσεων που «τρέχουν» αποκρινόμενες στις επιλογές του χρήστη στο γραφικό περιβάλλον των παραθύρων. Κατά τη σχεδίαση των παραθύρων του συστήματος έπρεπε να ληφθεί υπόψη η μεθοδολογία για την ποσοτικοποίηση των υπνικών ατράκτων όπως παρουσιάζεται στο Κεφάλαιο 2, οι επιπλέον απαιτήσεις που τέθηκαν στην ενότητα 3.3 καθώς και η γενική μορφή που έχει ένα ΥΣΥΔ. Το τελικό αποτέλεσμα επιτυγχάνεται μέσω του συνδυασμού «άψυχων» παραθύρων (αρχεία “.fig”), που ορίζουν μόνο τη μορφή αλλά όχι τη λειτουργία του συστήματος, και συναρτήσεων γραμμένων σε αρχεία “.m” που δίνουν «ζωή» στα παράθυρα ορίζοντας τις λειτουργίες τους όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.6.



Εικόνα 3.6: Το διάγραμμα δομής που παρουσιάζει την αρχιτεκτονική του προγράμματος. Με γκριζό χρώμα διακρίνονται τα βασικά παράθυρα του συστήματος. Με κίτρινο χρώμα είναι σημειωμένα τα νέα αρχεία που δημιουργήθηκαν για τις ανάγκες της εφαρμογής. Με πορτοκαλί χρώμα εμφανίζονται τα αρχεία που έχουν τροποποιηθεί κατάλληλα, ενώ με πράσινο εκείνα που έχουν μείνει ως είχαν. Κάθε ένα από τα πέντε βασικά παράθυρα συντίθεται από ένα πλήθος αρχείων.

Η λογική ανάπτυξης της εφαρμογής είναι ο συναρτησιακός ή αρθρωτός προγραμματισμός (functional ή modular programming) που σημαίνει ότι ο κώδικας είναι χωρισμένος σε κομμάτια (συναρτήσεις) που επιτελούν καλά καθορισμένες λειτουργίες και συντίθενται μεταξύ τους για να δημιουργήσουν έναν ενιαίο κώδικα που επιτελεί πιο περίπλοκες λειτουργίες. Ωστόσο, το εργαλείο GUIDE είναι βασισμένο σε αντικειμενοστραφή προγραμματισμό (object-oriented programming) και δημιουργεί ένα «προγραμματιστικό» αντικείμενο για κάθε συστατικό του παραθύρου που προστίθεται.

Μετά την ανάλυση της δομής του συστήματος (Εικόνα 3.6) ακολουθεί η περιγραφή των επιμέρους δομικών συστατικών του και ο σχεδιασμός τους. Ο σχεδιασμός της γραφικής διεπαφής χρήστη έγινε απευθείας στο περιβάλλον ανάπτυξης GUIDE, κάτι που σήμαινε ταυτόχρονα και την υλοποίηση ενός μέρους του συστήματος. Στη συνέχεια αναπτύχθηκε ο κώδικας και τα εργαλεία που ορίζουν τη λειτουργία της γραφικής διεπαφής χρήστη.

3.5.1 Περιγραφή των βασικών παραθύρων του συστήματος

Με τη βοήθεια των διαφορετικών παραθύρων του συστήματος, ενοποιούνται τόσο η κυρίως διαδικασία ανάλυσης της μορφολογίας των υπνικών ατράκτων όσο και συμπληρωματικές λειτουργίες, όπως η επιλογή καναλιών, η αυτόματη απομόνωση της ατράκτου που θα μελετηθεί, και το φιλτράρισμά της, που είναι απαραίτητες για την αυτοματοποίηση της διαδικασίας της ανάλυσης. Με την ενεργοποίηση του συστήματος, εμφανίζεται μια οθόνη καλωσορίσματος, ενώ στο επόμενο παράθυρο ο χρήστης μπορεί να επιλέξει και στη συνέχεια να εμφανίσει το αρχείο που περιλαμβάνει την άτρακτο που θα αναλυθεί. Στα επόμενα παράθυρα, πραγματοποιούνται διαδοχικά τα βήματα της διαδικασίας ανάλυσης που έχει περιγραφεί σε προηγούμενο κεφάλαιο. Ο χρήστης μεταβαίνει εύκολα από κάθε παράθυρο στο επόμενο μέχρι να ολοκληρωθεί η ανάλυση. Η μετάβαση του χρήστη σε επόμενο παράθυρο σημαίνει ταυτόχρονα την ολοκλήρωση ενός σταδίου της ανάλυσης και την εκκίνηση του επόμενου. Είναι δυνατόν στην οθόνη του υπολογιστή να φαίνονται περισσότερα του ενός παράθυρα της εφαρμογής ανάλογα με το στάδιο της διαδικασίας της ανάλυσης.

Η γλώσσα που χρησιμοποιήθηκε για τον διάλογο του συστήματος με το χρήστη είναι η αγγλική, έναντι της ελληνικής, ώστε να είναι εφικτή η χρήση της εφαρμογής από διεθνή ερευνητικά και ιατρικά κέντρα. Επίσης, κάποιοι τεχνικοί όροι δεν θα ήταν εύκολο να αποδοθούν στα ελληνικά και επειδή είναι γνωστοί μόνο με την αγγλική τους ονομασία θα ήταν δύσκολο να γίνουν κατανοητοί από τους χρήστες στα ελληνικά.

Στις παραγράφους που ακολουθούν, περιγράφεται ο σχεδιασμός της βασικής λειτουργίας καθενός από τα βασικά παράθυρα του συστήματος καθώς και η είσοδος και έξοδος αυτού.

Παράθυρο 1 – Οθόνη καλωσορίσματος. Το παράθυρο αυτό περιλαμβάνει επιγραμματική περιγραφή της λειτουργίας της εφαρμογής και τα Πανεπιστημιακά Εργαστήρια που έχουν συνεργαστεί για την ανάπτυξή της.

Παράθυρο 2 – Εμφάνιση καναλιών. Στο παράθυρο αυτό, εμφανίζονται τα κανάλια που περιλαμβάνονται στο αρχείο που έχει επιλεγεί από το χρήστη για ανάλυση. Στο ίδιο παράθυρο, επιτρέπεται η επιλογή ενός ή περισσότερων καναλιών, από τα οποία θα απομονωθεί η άτρακτος που θα μελετηθεί. Για κάθε επιλεγμένο κανάλι, εμφανίζεται ένα ξεχωριστό παράθυρο που αντιστοιχεί στο επόμενο κατά σειρά παράθυρο της διαδικασίας (Παράθυρο 3).

Παράθυρο 3 – Απομόνωση ατράκτου. Σε αυτό το παράθυρο εμφανίζεται το επιλεγμένο κανάλι. Από εδώ, μπορεί να γίνει αυτόματος εντοπισμός των ατράκτων με χρήση κατάλληλου εργαλείου που αναπτύχθηκε για αυτό το σκοπό (βλ. ενότητα 3.5.2). Σε αυτό το σημείο ο χρήστης μπορεί να επιλέξει κάποια από τις ατράκτους που ανιχνεύθηκαν για να προχωρήσει στην ανάλυσή της ή να επιλέξει να αναλύσει όλες τις ατράκτους. Για κάθε άτρακτο που ανιχνεύεται, ένα νέο παράθυρο μπορεί να εμφανιστεί ώστε αυτή να αναλυθεί ξεχωριστά από τις υπόλοιπες.

Παράθυρο 4 – Εκτίμηση *IE* και *IF*. Σε αυτό το παράθυρο, όπου εμφανίζεται η επιλεγμένη άτρακτος, είναι δυνατή η εκτίμηση των κυματομορφών *IE* και *IF* με χρήση των τεσσάρων διαθέσιμων τεχνικών χρόνου-συχνότητας. Δύο στάδια προεπεξεργασίας είναι απαραίτητα: (α) αποκοπή πλήθους δειγμάτων από την αρχή και το τέλος του σήματος, σύμφωνα με τις οδηγίες που περιγράφονται στο αρχείο που συνοδεύει το σήμα (βλ. ενότητα 3.1) και (β) φιλτράρισμα του σήματος με ζωνοπερατό φίλτρο. Η αρχική εκτίμηση της συχνότητας αποδιαμόρφωσης, που απαιτείται για την υλοποίηση της CD, πραγματοποιείται αυτόματα με χρήση

κατάλληλου εργαλείου που αναπτύχθηκε για το σκοπό αυτό. Αφού γίνει η επιλογή τεχνικής εκτίμησης *IE* και *IF* το επόμενο βήμα είναι να προχωρήσει η εφαρμογή στο παράθυρο εκτίμησης των έξι παραμέτρων του μοντέλου.

Παράθυρο 5 – Εκτίμηση παραμέτρων μοντέλου. Σε αυτό το παράθυρο, μπορούν να εκτιμηθούν οι έξι παράμετροι του μοντέλου από τις κυματομορφές *IE* και *IF*, με προσαρμογή καμπύλης και χρήση της μεθόδου MP. Πριν εφαρμοστεί η προσαρμογή καμπύλης, αφαιρούνται από την αρχή και το τέλος κάθε κυματομορφής (*IE*, *IF*) πλήθος δειγμάτων που αντιστοιχούν στην παραμόρφωση που εισάγεται από κάθε τεχνική χρόνου-συχνότητας. Οι τιμές των παραμέτρων εμφανίζονται σε κατάλληλη περιοχή του παραθύρου. Στο ίδιο παράθυρο, είναι δυνατή η δευτερογενής προσαρμογή καμπύλης, δηλαδή η προσαρμογή καμπύλης στο σήμα που προκύπτει αφού αφαιρεθεί το αποτέλεσμα της πρώτης προσαρμογής από την αρχική κυματομορφή *IE* ή *IF*. Αυτό γίνεται γιατί μερικές φορές η πρώτη προσαρμογή οδηγεί σε καμπύλες πολύ μικρής (σχεδόν μηδενικής) συχνότητας, που μπορεί να αντιστοιχούν σε φαινόμενα τύπου “trend” και όχι σε φυσιολογικούς μηχανισμούς (βλ. Εικόνα 4.12).

Είσοδος – έξοδος συστήματος. Στο σύστημα μπορούν να εισαχθούν για ανάλυση αρχεία τύπου MS Excel (“.xls”) στο Παράθυρο 2. Επειδή η αρχική μορφή των ψηφιοποιημένων σημάτων της εισόδου είναι διαφορετική (τύπου ascii), απαιτείται μια χειροκίνητη προ-επεξεργασία ώστε να μπορούν να εισαχθούν στο σύστημα. Το ακατέργαστο αρχείο περιέχει απλό κείμενο χαρακτήρων ascii που μπορούμε να δούμε με το σημειωματάριο ή κάποιον άλλο επεξεργαστή κειμένου. Η προ-επεξεργασία συνίσταται στο άνοιγμα του ακατέργαστου αρχείου μέσα από το πρόγραμμα MS Excel και τη χειροκίνητη απαλοιφή της πρώτης στήλης που πληροφορεί για το χρόνο λήψης των δειγμάτων.

Οι τιμές των έξι παραμέτρων του μαθηματικού μοντέλου για την άτρακτο αποτελούν τη βασικότερη έξοδο (αποτέλεσμα) της εφαρμογής και μπορούν να ληφθούν είτε με εμφάνιση στο Παράθυρο 5 είτε, εναλλακτικά, σε αρχείο τύπου “.xls”. Στα πλαίσια της λειτουργίας της εφαρμογής, είναι επίσης εφικτή η εξαγωγή των κυματομορφών *IE* και *IF* από το Παράθυρο 4, καθώς και των αντίστοιχων προσαρμοσμένων ημιτονοειδών καμπυλών από το Παράθυρο 5, σε μορφή αρχείων εικόνας (“.jpg”).

3.5.2 Περιγραφή των συμπληρωματικών εργαλείων και των τροποποιήσεων του διαθέσιμου κώδικα

Τα συμπληρωματικά εργαλεία που αναπτύχθηκαν καθώς και οι τροποποιήσεις που έγιναν στο διαθέσιμο κώδικα συμβάλλουν στην αυτοματοποίηση της διαδικασίας ανάλυσης καθώς και στην αποτελεσματική ενσωμάτωση των εργαλείων στο γραφικό περιβάλλον.

Εργαλείο αυτόματης απομόνωσης ατράκτων. Κάθε κανάλι του σήματος εισόδου περιλαμβάνει ένα πλήθος ατράκτων, συνήθως 4-5, στη σειρά. Ο αυτόματος προσδιορισμός της αρχής και του τέλους κάθε ατράκτου είναι σημαντικός στα πλαίσια μιας αυτόματης διαδικασίας. Το εργαλείο που αναπτύχθηκε για αυτό το σκοπό είναι ενσωματωμένο στο Παράθυρο 3 και διατρέχει το σήμα ακολουθώντας τα εξής βήματα:

- Το πρώτο σημείο μη-μηδενικής δραστηριότητας που συναντάται ορίζεται ως αρχή της πρώτης ατράκτου.
- Εάν ανιχνευθούν μεγάλα διαστήματα συνεχόμενων μηδενικών (διαστήματα 300 δειγμάτων) σημαίνει ότι αυτό το μέρος του σήματος βρίσκεται μεταξύ δύο ατράκτων. Το μέγεθος των διαστημάτων (300 δείγματα) επιλέχθηκε με βάση παρατηρήσεις από τα σήματα που ήταν διαθέσιμα. Όταν ανιχνευθεί ένα τέτοιο διάστημα, η ρουτίνα σημαδεύει το τελευταίο σημείο που υπήρξε μη-μηδενική δραστηριότητα ως το τέλος ατράκτου, αφού το έχει κρατήσει στη μνήμη προηγουμένως.
- Το επόμενο σημείο μη-μηδενικής δραστηριότητας αναγνωρίζεται ως αρχή της επόμενης ατράκτου.
- Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να μην υπάρχουν άλλα δεδομένα προς εξέταση.
- Στο τέλος, επιστρέφεται ένας πίνακας που περιέχει τα σημεία που αρχίζει και τελειώνει η κάθε άτρακτος που ανιχνεύθηκε.

Εργαλείο αυτόματου προσδιορισμού κέντρου βάρους φάσματος συχνοτήτων. Το εργαλείο αυτό σχετίζεται με την τεχνική της Μιγαδικής Αποδιαμόρφωσης και είναι ενσωματωμένο στο Παράθυρο 4. Σκοπός του είναι ο αυτόματος προσδιορισμός της συχνότητας αποδιαμόρφωσης f_0 μέσω του μετασχηματισμού Fourier του σήματος (βλ. ενότητα 2.3.1). Ο μετασχηματισμός Fourier εμφανίζει «κοιλιάδες» και

«κορυφές», οπότε η συχνότητα αποδιαμόρφωσης f_0 υπολογίζεται ως ο βεβαρημένος μέσος όρος ή «κέντρο βάρους» (Center of Gravity – CoG) των πέντε μεγαλύτερων «κορυφών», δηλαδή τοπικών μεγίστων. Κάθε μια από τις τέσσερις κορυφές (εξαιρείται η μεγαλύτερη) πρέπει να είναι μεγαλύτερη του 50% της μέγιστης κορυφής, αλλιώς παραλείπεται από τον υπολογισμό ως μη σημαντική. Επίσης, όλες οι κορυφές πρέπει να βρίσκονται εντός της ζώνης συχνοτήτων 9.5-16.5 Hz, στην οποία συγκεντρώνεται σχεδόν όλη η ισχύς του μετασχηματισμού Fourier των ατράκτων. Ο προσδιορισμός των πέντε τοπικών μεγίστων γίνεται με εργαλείο που βασίζεται στη συνάρτηση “Imax.m” που διατίθεται στο δικτυακό τόπο <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/> (“MatLab File Exchange”), ο οποίος εξυπηρετεί την ανταλλαγή κώδικα μεταξύ χρηστών. Τα πέντε τοπικά μέγιστα χρησιμοποιούνται για τον τελικό υπολογισμό του CoG αφού εφαρμοστούν οι περιορισμοί όπως περιγράφονται παραπάνω αλλά και στην ενότητα 2.3.1.

Τροποποιήσεις διαθέσιμων αρχείων. Αρκετός κώδικας δόθηκε έτοιμος σε αρχεία “.m” (Εικόνα 3.6). Αυτός ο κώδικας προορίζονταν για χρήση από τη γραμμή εντολών του MatLab. Τα γραφήματα που προέκυπταν από αυτόν λειτουργούσαν ανεξάρτητα, δεν ήταν προσαρμοσμένα σε ένα κοινό πρότυπο εμφάνισης και δεν ήταν ενσωματωμένα σε κάποιο γραφικό περιβάλλον με το οποίο θα αντάλλασσαν δεδομένα. Επίσης κάποιες συναρτήσεις δέχονταν και επέστρεφαν ορίσματα (μεταβλητές) που δεν χρειάζονταν ή τους έλλειπαν ορίσματα που ήταν απαραίτητα για την αρμονική λειτουργία τους στα πλαίσια μιας γραφικής διεπαφής χρήστη. Επιπλέον, ο κώδικας μπορούσε να αλλαχθεί ώστε να γίνει αποδοτικότερος. Τέλος, κάποια αρχεία κώδικα δεν λάμβαναν υπόψη τους την ύπαρξη των άλλων αρχείων κώδικα και δεν υπήρχε δυνατότητα επικοινωνίας και ανταλλαγής δεδομένων μεταξύ τους. Για να επιλυθούν όλα τα παραπάνω ζητήματα έγιναν κατάλληλες μετατροπές σε πρωτογενή αρχεία κώδικα. Ο υπολογισμός των έξι παραμέτρων με τη συνάρτηση “attribute_MP_v3.m” δεν έδινε αποτέλεσμα στην περίπτωση που η καμπύλη που είχε προσαρμοστεί δεν είχε τοπικό ελάχιστο (βλ. Εικόνα 4.8). Ο κώδικας τροποποιήθηκε ώστε στη θέση του τοπικού ελαχίστου να χρησιμοποιείται η μικρότερη τιμή του σήματος. Η υλοποίηση του MP έγινε αποδοτικότερη ορίζοντας από πριν το μέγεθος των πινάκων που χρησιμοποιούνται, για να μην καταστρέφονται και αναδημιουργούνται κάθε φορά που μεγαλώνουν κατά ένα στοιχείο. Μια ακόμα σημαντική αλλαγή είναι ότι το σήμα από τη στιγμή που εισάγεται στο σύστημα μένει

στην κύρια μνήμη χρησιμοποιώντας την εσωτερική αναπαράσταση του MatLab για να είναι διαθέσιμο σε όλες τις συναρτήσεις που το επεξεργάζονται.

4

Αποτελέσματα

Αφού ολοκληρώθηκε η ανάπτυξη του συστήματος και η τελική έκδοση του συστήματος ήταν διαθέσιμη, έγιναν μετρήσεις προκειμένου να καθοριστούν οι ελάχιστες απαιτήσεις του Η/Υ που θα εκτελείται η εφαρμογή σε υλικό, ώστε να επιτυγχάνεται ικανοποιητικός χρόνος εκτέλεσής της. Οι μετρήσεις που έγιναν αφορούσαν τυπικές περιπτώσεις χρήσης του συστήματος. Ένας επιπλέον στόχος των εκτελέσεων της εφαρμογής για διαφορετικές περιπτώσεις χρήσης ήταν να διαπιστωθεί η αξιοπιστία της και να παρουσιαστεί η μορφή της γραφικής διεπαφής χρήστη στον αναγνώστη.

4.1 Υπολογιστικές απαιτήσεις του συστήματος

Η εφαρμογή αναπτύχθηκε για το λειτουργικό σύστημα Windows XP (service pack 2) συνεπώς, η ύπαρξή του αποτελεί απαραίτητη προϋπόθεση για την απρόσκοπτη λειτουργία της. Για την εκτέλεση της εφαρμογής εκτός του περιβάλλοντος ανάπτυξής της με τη μορφή απευθείας εκτελέσιμου κώδικα απαιτείται να έχει εγκατασταθεί στον Η/Υ το πακέτο MCR (MatLab Component Runtime) μεγέθους 199 KB. Επίσης, για να είναι ευδιάκριτα τα σήματα στην οθόνη του Η/Υ, η τελευταία θα πρέπει να έχει ανάλυση τουλάχιστον 1024?768 εικονοστοιχεία (pixels) και βάθος χρώματος της τάξης των 32 bits. Η ύπαρξη οδηγού CD ή DVD καθώς και

θύρας USB κρίνεται απαραίτητη για την ανάγνωση των δεδομένων από το σύστημα. Ο χώρος που καταλαμβάνουν στο σκληρό δίσκο τα αρχεία που περιέχουν τον κώδικα του προγράμματος είναι 616 KB και το τυπικό μέγεθος ενός αρχείου δεδομένων με ψηφιοποιημένα σήματα από έναν ασθενή είναι 651 KB. Οι εικόνες με τα διαγράμματα που δημιουργείται στην έξοδο έχουν μέγεθος περίπου 100 KB και το αρχείο που περιέχει τις τιμές των παραμέτρων έχει μέγεθος 14 KB για κάθε άτρακτο. Λαμβάνοντας υπόψη και το μέγεθος του λειτουργικού συστήματος, ένας σκληρός δίσκος χωρητικότητας 40 GB επαρκεί για να αποθηκευτούν δεδομένα για περίπου 32000 υποκείμενα.

Η κύρια μνήμη και ο χρόνος που απασχολεί τον επεξεργαστή είναι οι πιο σημαντικοί πόροι του H/Y που καταναλώνει η εφαρμογή.

Οι πιο χρονοβόρες εργασίες που μπορούν να εκτελεστούν κατά την ανάλυση των υπνικών ατράκτων από το σύστημα είναι οι δύο MP που χρησιμοποιούνται (α) στην εκτίμηση των κυματομορφών *IE*, *IF* και (β) στην προσαρμογή καμπύλης σε αυτές. Ο χρόνος που χρειάζεται για να εκτελεστεί ο υπόλοιπος κώδικας του συστήματος μπορεί να θεωρηθεί αμελητέος σε σχέση με το χρόνο που χρειάζεται για να εκτελεστεί ο αλγόριθμος MP. Ενδεικτικά αναφέρεται ότι κατά την εκτίμηση των *IE*, *IF*, για την ίδια άτρακτο, η CD εκτελείται σε 0.2 sec, ο HT σε 0.4 sec ενώ ο MP σε 33 sec. Αυτό συμβαίνει γιατί ο αλγόριθμος MP αναζητά στο λεξικό το πρότυπο που προσαρμόζεται καλύτερα σε κάθε παράθυρο μήκους 50 δειγμάτων (προτεινόμενη τιμή) για το οποίο εφαρμόζεται. Ολόκληρο το σήμα διατρέχεται με βήμα 5 δειγμάτων (προτεινόμενη τιμή) δηλαδή, ανά 5 δείγματα εφαρμόζεται ο MP για παράθυρο μήκους 50 σημείων. Οι μετρήσεις έγιναν σε H/Y με επεξεργαστή Intel Celeron M στα 1.4 GHz με 1.5 GB μνήμη RAM, όταν ο H/Y δεν απασχολούνταν από άλλες εργασίες. Ο χρόνος εκτέλεσης αυξάνεται περισσότερο όταν χρησιμοποιείται ο MP για την προσαρμογή καμπύλης. Εκεί έχουμε τυπικούς χρόνους εκτέλεσης της τάξης των 3 min. Σε περίπτωση που θέλουμε να εφαρμόσουμε για δεύτερη φορά τον MP ο χρόνος αυτός φυσικά διπλασιάζεται. Ένας επεξεργαστής της κλάσης Intel Pentium 4 ή AMD Athlon με συχνότητα ρολογιού 1.3 GHz είναι η ελάχιστη απαίτηση για να επιτευχθούν ικανοποιητικοί χρόνοι, ανάλογοι με αυτούς που αναφέρονται παραπάνω.

Η κύρια μνήμη είναι το μέρος του υλικού από στο οποίο η εφαρμογή έχει τις μεγαλύτερες απαιτήσεις, όπως συχνά συμβαίνει με ανάλογες εφαρμογές ψηφιακής επεξεργασίας σημάτων. Όταν το σύστημα βρίσκεται σε πλήρη ανάπτυξη με όλα του

τα παράθυρα ανοιχτά καταλαμβάνει στην κύρια μνήμη περίπου 100 KB. Ο ΜΡ κατά την προσαρμογή καμπύλης όμως απαιτεί όση περισσότερη μνήμη μπορούμε να διαθέσουμε γιατί εφαρμόζεται σε ολόκληρη την άτρακτο την οποία αναγκαστικά πρέπει να «φορτώσει» στην κύρια μνήμη μαζί με άλλους πίνακες απαραίτητους για την επεξεργασία. Επειδή το μέγεθος αυτών ξεπερνάει το μέγεθος της κύριας μνήμης για συστήματα desktop PC, η άτρακτος «φορτώνεται» και επεξεργάζεται τμηματικά με την τεχνική του swapping στην εικονική μνήμη (virtual memory) του λειτουργικού συστήματος. Οι χρόνοι που αναφέρονται στην προηγούμενη παράγραφο έχουν επιτευχθεί σε Η/Υ με 1.5 GB μνήμη RAM, αλλά μπορούμε να πούμε ότι η μνήμη RAM που απαιτείται κατ' ελάχιστο είναι 1 GB. Στον Πίνακα 4.1 συνοψίζονται οι ελάχιστες απαιτήσεις του υπολογιστικού συστήματος.

Πίνακας 4.1: Οι βασικές υπολογιστικές απαιτήσεις της εφαρμογής.

Λειτουργικό σύστημα	Windows XP (service pack 2)
Συχνότητα ρολογιού επεξεργαστή	1.3 GHz
Κύρια μνήμη (RAM)	1 GB
Σκληρός δίσκος	40 GB
Ανάλυση οθόνης	1024?768 pixels
Βάθος χρώματος	32 bits
Αφαιρούμενα αποθηκευτικά μέσα	USB stick ή οδηγός CD ή οδηγός DVD
Προ-εγκατεστημένο πακέτο λογισμικού	MCR

4.2 Παράδειγμα χρήσης του υπολογιστικού συστήματος

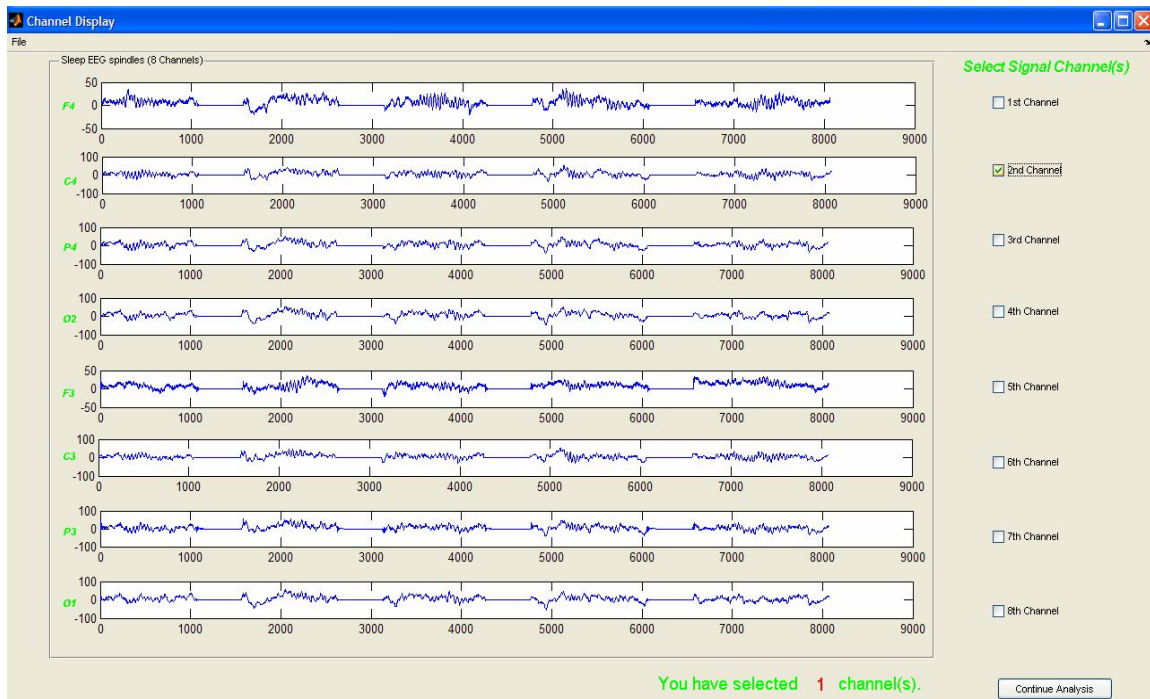
Σε αυτή την ενότητα παρουσιάζονται παραδείγματα των παραθύρων που εμφανίζονται κατά την εφαρμογή του προτεινόμενου υπολογιστικού συστήματος. Για τη δημιουργία των ενδεικτικών αυτών παραθύρων έχει χρησιμοποιηθεί ένα αρχείο που περιλαμβάνει ατράκτους νεαρού υγιούς ατόμου.



Εικόνα 4.1: Το παράθυρο καλωσορίσματος της εφαρμογής.

Στην Εικόνα 4.1 φαίνεται το παράθυρο καλωσορίσματος της εφαρμογής που εμφανίζεται κατά την εκκίνηση του συστήματος. Οι πληροφορίες που αναγράφονται σε αυτό περιλαμβάνουν την περιγραφή της εφαρμογής και τα Πανεπιστημιακά Ιδρύματα που έχουν συνεργαστεί.

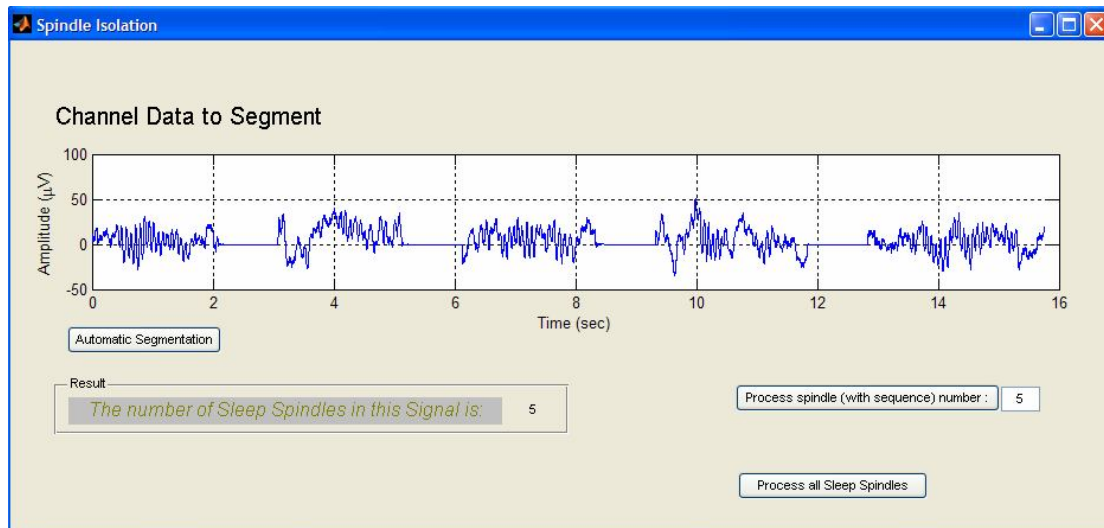
Αφού γίνει η επιλογή του προς ανάλυση αρχείου από το σκληρό δίσκο ή από περιφερικό μέσο αποθήκευσης, εμφανίζονται στο Παράθυρο 2 (Channel Display) τα κανάλια που περιλαμβάνονται στο αρχείο (Εικόνα 4.3).



Εικόνα 4.2: Το Παράθυρο 2 – Εμφάνιση καναλιών (“Channel Display”). Σε αυτή την περίπτωση, έχει επιλεγεί ένα κανάλι (το δεύτερο), όπως φαίνεται και στο σχετικό πεδίο στο κάτω μέρος της οθόνης.

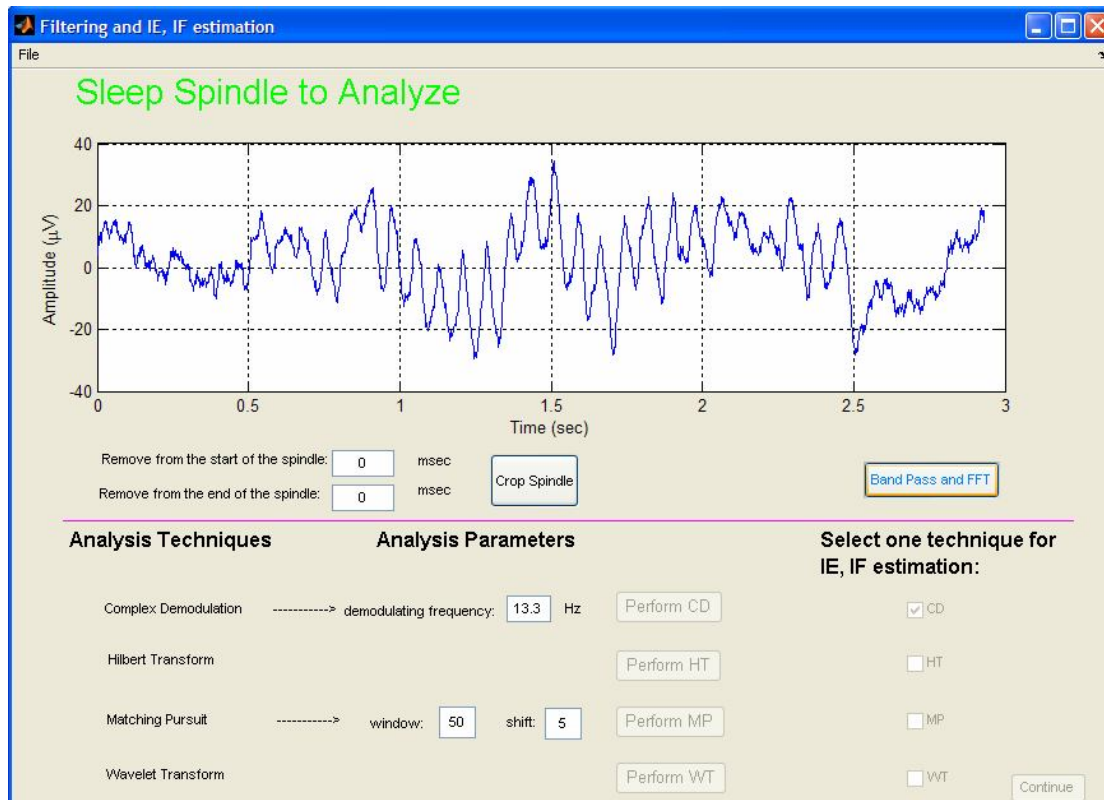
Κάθε κανάλι, που αντιστοιχεί σε καταγραφή από διαφορετικό ηλεκτρόδιο, αποδίδεται σε ξεχωριστό γράφημα – στην αριστερή πλευρά κάθε γραφήματος φαίνεται και το όνομα του ηλεκτροδίου που το προσδιορίζει. Η κλίμακα στον οριζόντιο και κατακόρυφο άξονα των γραφημάτων ορίζεται αυτόματα ανάλογα με το εύρος των αντίστοιχων τιμών. Ο χρήστης μπορεί να επιλέξει το κανάλι που θα αναλύσει κάνοντας χρήση των κουτιών (CheckBoxes) που βρίσκονται δεξιά από κάθε κανάλι. Είναι δυνατή η επιλογή περισσότερων του ενός καναλιού για περαιτέρω ανάλυση. Το συνολικό πλήθος των επιλεγμένων καναλιών εμφανίζεται στο κάτω μέρος της οθόνης. Πιέζοντας το κουμπί (PushButton) “Continue Analysis” αναδύεται το επόμενο παράθυρο της ανάλυσης (Παράθυρο 3). Αν έχουν επιλεγεί περισσότερα από ένα κανάλια, εμφανίζεται ισάριθμο πλήθος Παραθύρων 3.

Στο επόμενο παράθυρο της ανάλυσης, Παράθυρο 3 – Απομόνωση ατράκτου (Spindle Isolation), εμφανίζεται το κανάλι που έχει επιλεγεί, αναγνωρίζονται αυτόματα όλες οι άτρακτοι που περιέχονται σε αυτό και επιλέγεται η άτρακτος που θα αναλυθεί (Εικόνα 4.4).



Εικόνα 4.3: Το Παράθυρο 3 – Απομόνωση ατράκτου (Spindle Isolation). Σε αυτή την περίπτωση, έχουν ανιχνευθεί πέντε άτράκτοι με χρήση του εργαλείου αυτόματου εντοπισμού ατράκτων, όπως φαίνεται στο πεδίο “Result” κάτω από το κουμπί “Automatic Segmentation”, και έχει επιλεγεί η 5η από αυτές για περαιτέρω ανάλυση.

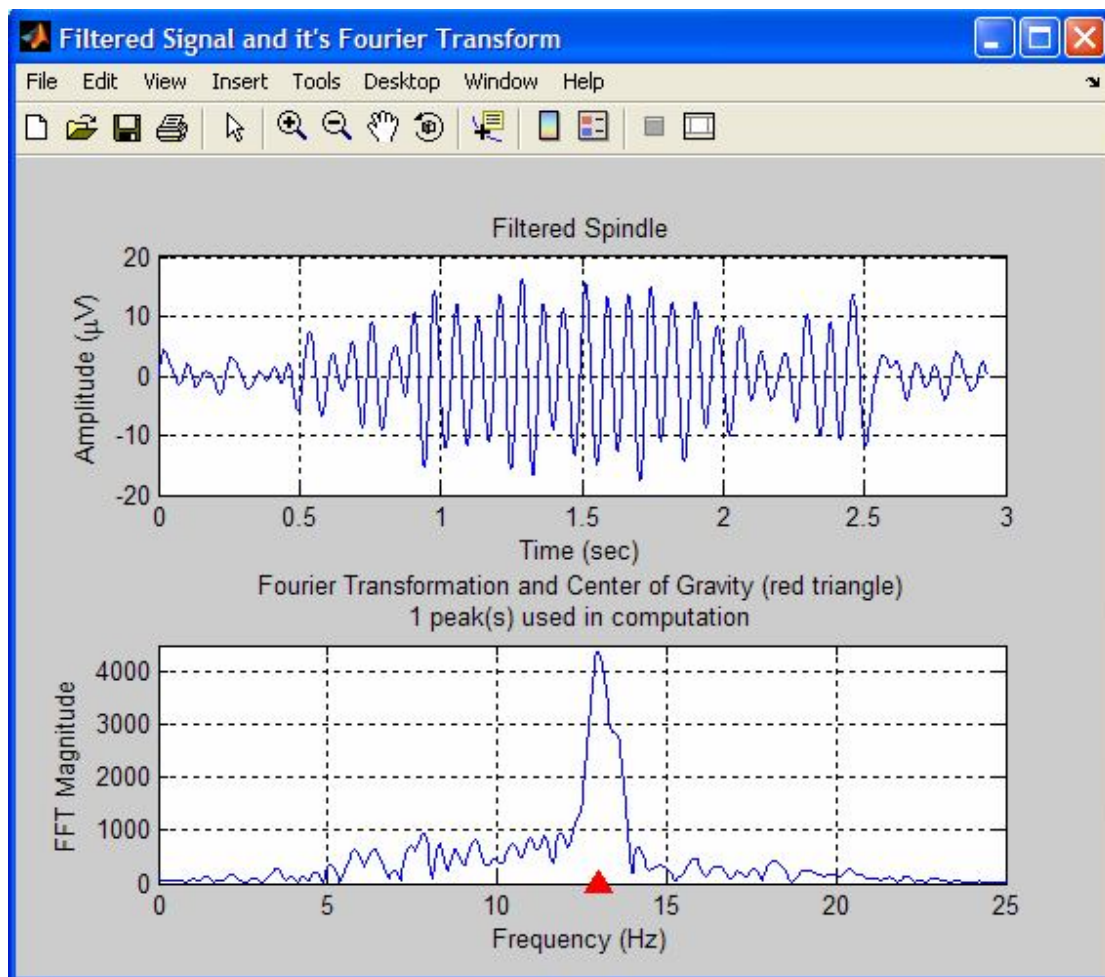
Ο οριζόντιος άξονας του γραφήματος σε αυτό το παράθυρο είναι σε μονάδες χρόνου και έχει υπολογιστεί λαμβάνοντας υπόψη τη συχνότητα δειγματοληψίας. Όταν πιεστεί το κουμπί “Automatic Segmentation” εκτελείται η ρουτίνα αυτόματου εντοπισμού ατράκτων (βλ. ενότητα 3.5.2) και εμφανίζεται το πλήθος των ατράκτων που ανιχνεύθηκαν στην περιοχή που βρίσκεται κάτω από το κουμπί. Στη συνέχεια, ο χρήστης μπορεί να επιλέξει μια από αυτές, πληκτρολογώντας τον αύξοντα αριθμό της και πιέζοντας το κουμπί δίπλα από το πεδίο πληκτρολόγησης. Εναλλακτικά, ο χρήστης μπορεί να συνεχίσει αναλύοντας όλες τις ατράκτους. Αυτό μπορεί να γίνει πιέζοντας το κουμπί με τίτλο “Process all Sleep Spindles”. Το επόμενο παράθυρο που βλέπει ο χρήστης φαίνεται στην Εικόνα 4.5.



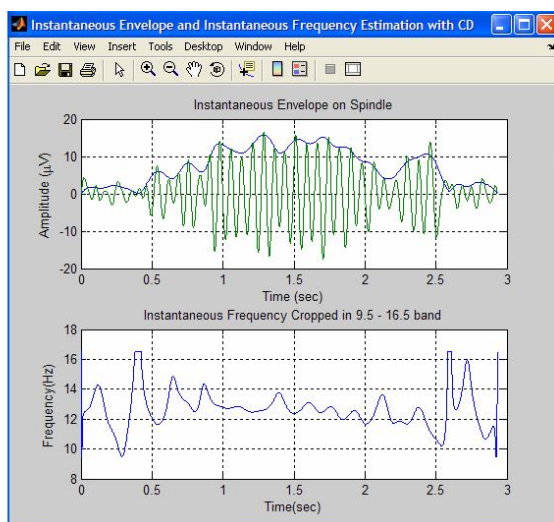
Εικόνα 4.4: Το Παράθυρο 4 – Εκτίμηση *IE, IF* (Filtering and *IE, IF* Estimation). Η επιλεγμένη άτρακτος απομονώνεται από θόρυβο στην αρχή και το τέλος της, φιλτράρεται και αναλύεται ως προς τη μορφολογία της μέσω της εκτίμησης των κυματομορφών *IE* και *IF* με χρήση μιας από τις τέσσερις διαθέσιμες μεθόδους χρόνου-συχνότητας.

Στο επόμενο κατά σειρά παράθυρο της διαδικασίας, Παράθυρο 4 – Εκτίμηση *IE, IF* (Filtering and *IE, IF* Estimation), εμφανίζεται η επιλεγμένη άτρακτος, η οποία θα υποστεί την κατάλληλη προ-επεξεργασία (αφαίρεση θορύβου, φιλτράρισμα) και θα εκτιμηθούν οι κυματομορφές *IE* και *IF* (Εικόνα 4.5). Η αποκοπή μέρους της ατράκτου από την αρχή και το τέλος της γίνεται σύμφωνα με τις οδηγίες που έχουν δοθεί μαζί με τα σήματα (βλ. ενότητα 3.1). Η αποκοπή εκτελείται όταν πιεστεί το κουμπί “Crop Spindle”, αφού οριστεί από το χρήστη πόσα msec θα αφαιρεθούν από την αρχή και το τέλος της ατράκτου. Στη συνέχεια, πατώντας το κουμπί με τίτλο “Band Pass and FFT” εμφανίζεται ένα επιπλέον παράθυρο (Εικόνα 4.6) που περιέχει την φιλτραρισμένη άτρακτο, το μετασχηματισμό Fourier της και το CoG σημειωμένο στο γράφημα του μετασχηματισμού Fourier. Η τιμή του CoG μεταφέρεται αυτόματα στο πεδίο “demodulating frequency” του κεντρικού παραθύρου. Η παράμετρος αυτή χρησιμοποιείται από την τεχνική CD. Στη συνέχεια, ο χρήστης καλείται να επιλέξει την τεχνική που θα χρησιμοποιήσει για την εκτίμηση των *IE, IF* από τις τέσσερις

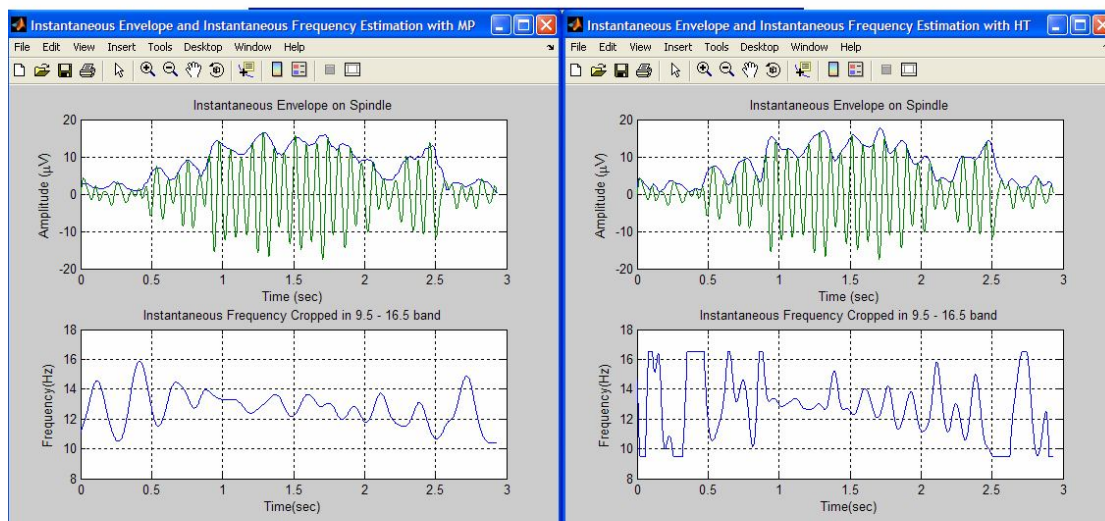
διαθέσιμες τεχνικές χρόνου-συχνότητας. Ο χρήστης μπορεί να εκτελέσει όλες τις τεχνικές και να δει το αποτέλεσμα που δίνουν πιέζοντας τα αντίστοιχα κουμπιά. Ωστόσο, πριν συνεχιστεί η ανάλυση, πρέπει να επιλέξει μια μόνο τεχνική. Αφού επιλεγεί η τεχνική χρόνου-συχνότητας, η ανάλυση μπορεί να συνεχιστεί πιέζοντας το κουμπί “Continue”. Στην Εικόνα 4.7 φαίνονται παραδείγματα παραθύρων με τα αποτελέσματα εκτίμησης IE και IF με χρήση των 3 τεχνικών που έχει δειχθεί ότι έχουν το μικρότερο σφάλμα.



Εικόνα 4.5: Το παράθυρο αυτό αναδύεται κατά τη λειτουργία του Παραθύρου 4. Σε αυτό φαίνονται το αποθρομβωποιημένο σήμα (πάνω μέρος) και το μέτρο του μετασχηματισμού Fourier του (κάτω μέρος), στον οποίο έχει σημειωθεί με ένα κόκκινο τρίγωνο το αυτόματα προσδιορισμένο κέντρο βάρους (CoG). Το πλήθος των κορυφών που έχουν χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό του CoG αναφέρεται στο πάνω μέρος του αντίστοιχου γραφήματος.



(α)



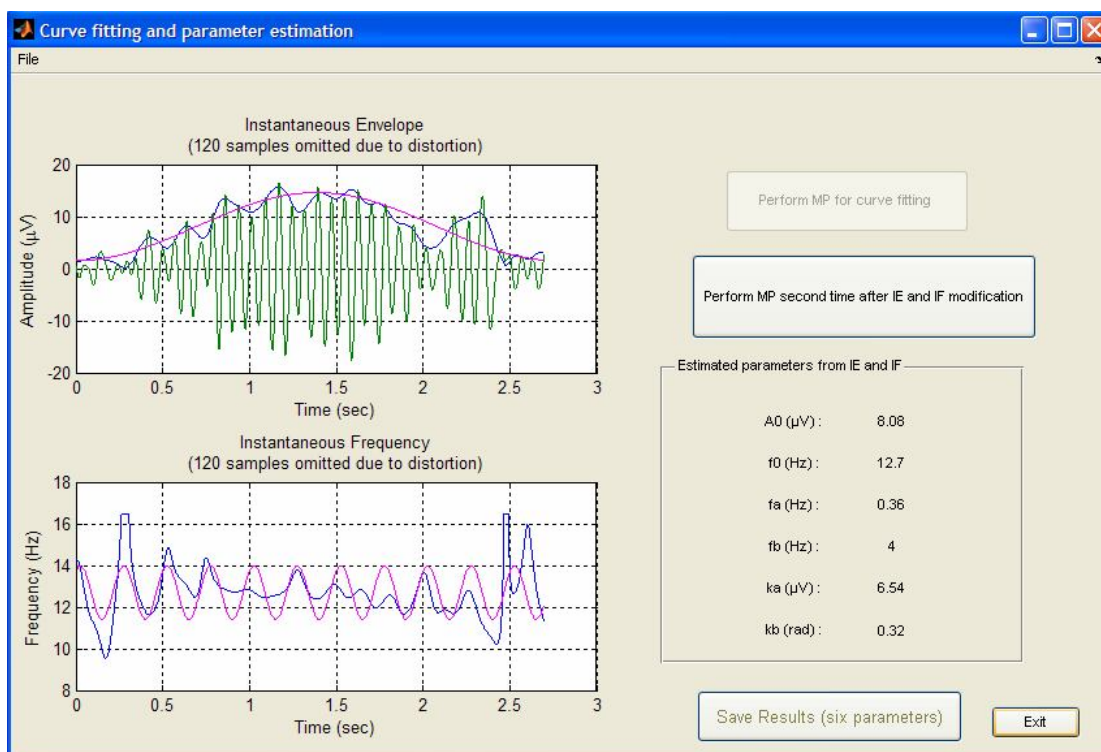
(β)

(γ)

Εικόνα 4.6: Παραδείγματα παραθύρων που αναδύονται κατά τη λειτουργία του Παραθύρου 4, κατά την επιλογή της τεχνικής εκτίμησης των IE και IF . (α) IE , IF με χρήση CD . (β) IE , IF με χρήση MP . (γ) IE , IF με χρήση HT .

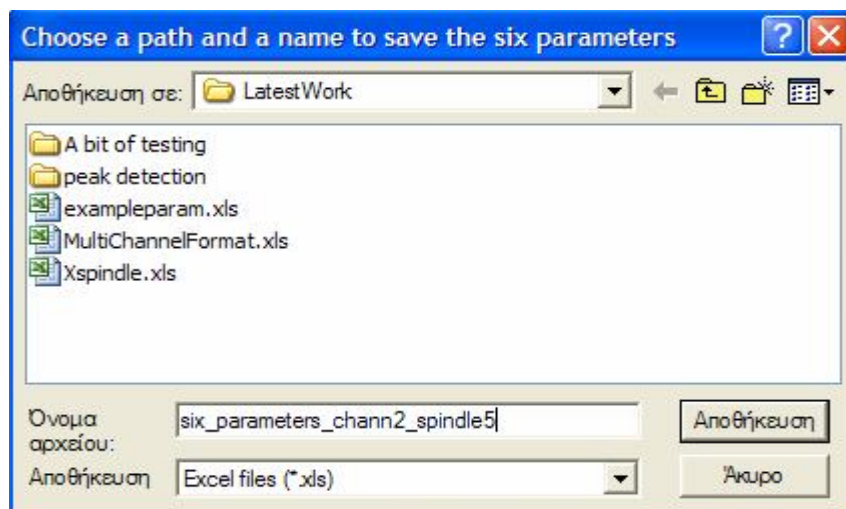
Στο τελευταίο παράθυρο της διαδικασίας παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της προσαρμογής καμπύλης που πραγματοποιείται με τη μέθοδο MP (Εικόνα 4.8). Για το σκοπό αυτό, το παράθυρο χωρίζεται σε δύο περιοχές. Στην αριστερή περιοχή εμφανίζονται τα γραφήματα IE (πάνω) και IF (κάτω), ενώ στη δεξιά περιοχή του παραθύρου εμφανίζονται οι έξι παράμετροι του μαθηματικού μοντέλου που εκτιμώνται από τις προσαρμοσμένες ημιτονοειδείς καμπύλες. Ο χρήστης μπορεί να εφαρμόσει προσαρμογή καμπύλης πιέζοντας το κουμπί στο πάνω δεξιό μέρος του

παραθύρου. Μετά από αυτό μπορεί να εκτελέσει ξανά τον MP αφαιρώντας το αποτέλεσμα της πρώτης προσαρμογής από το σήμα, εάν η καμπύλη που προσαρμόστηκε αρχικά είναι προβληματική. Αφού εκτελεστεί ο MP εμφανίζονται στα υπάρχοντα γραφήματα οι καμπύλες που προσάρμοσε και εμφανίζονται οι τιμές των παραμέτρων δίπλα από το όνομα της κάθε μιας. Κάτω από το πεδίο εμφάνισης των παραμέτρων υπάρχει ένα κουμπί με τίτλο “Save Results (Six Parameters)” που πατώντας το εμφανίζεται το παράθυρο της Εικόνας 4.8.



Εικόνα 4.7: Το Παράθυρο 5 – Εκτίμηση παραμέτρων μοντέλου (Curve Fitting and Parameter Estimation) στο οποίο πραγματοποιείται προσαρμογή καμπύλης με χρήση MP και εκτίμηση των έξι παραμέτρων του μοντέλου.

Από το μενού του παραθύρου που εμφανίζεται στην Εικόνα 4.8 μπορούμε να επιλέξουμε το όνομα και τον κατάλογο που θα «σωθούν» οι παράμετροι στο σκληρό δίσκο. Αντίστοιχο μενού εμφανίζεται σε περίπτωση που επιθυμούμε να αποθηκευτούν σαν εικόνες τα γραφήματα του παραθύρου προσαρμογής καμπύλης. Πατώντας το κουμπί με τίτλο “Exit” στο κάτω δεξί μέρος του παραθύρου της Εικόνας 4.7 ο χρήστης τερματίζει την εφαρμογή.



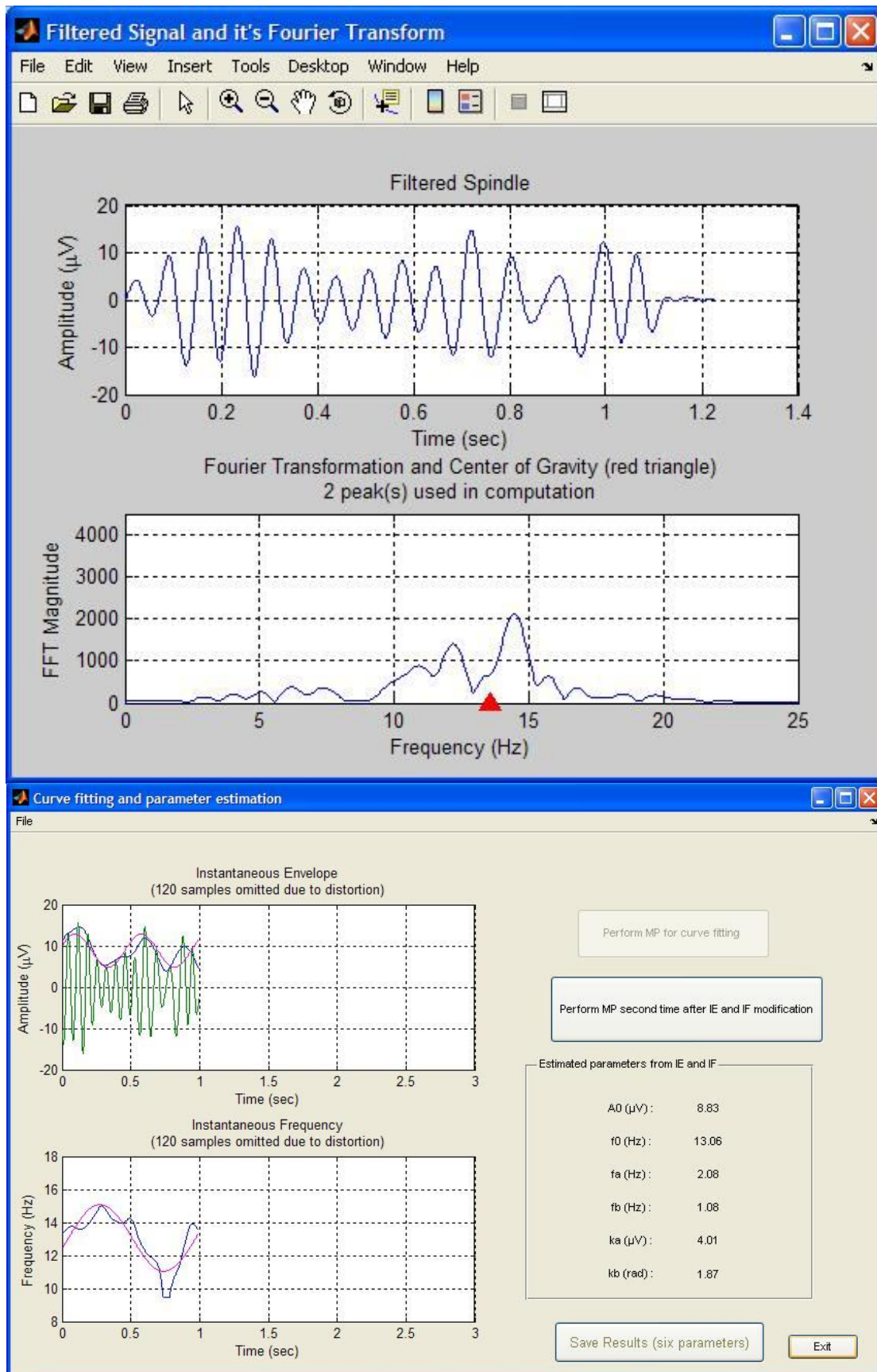
Εικόνα 4.8: Αποθήκευση των τιμών των παραμέτρων στο σκληρό δίσκο.

4.3 Παραδείγματα εφαρμογής σε κλινικά δεδομένα

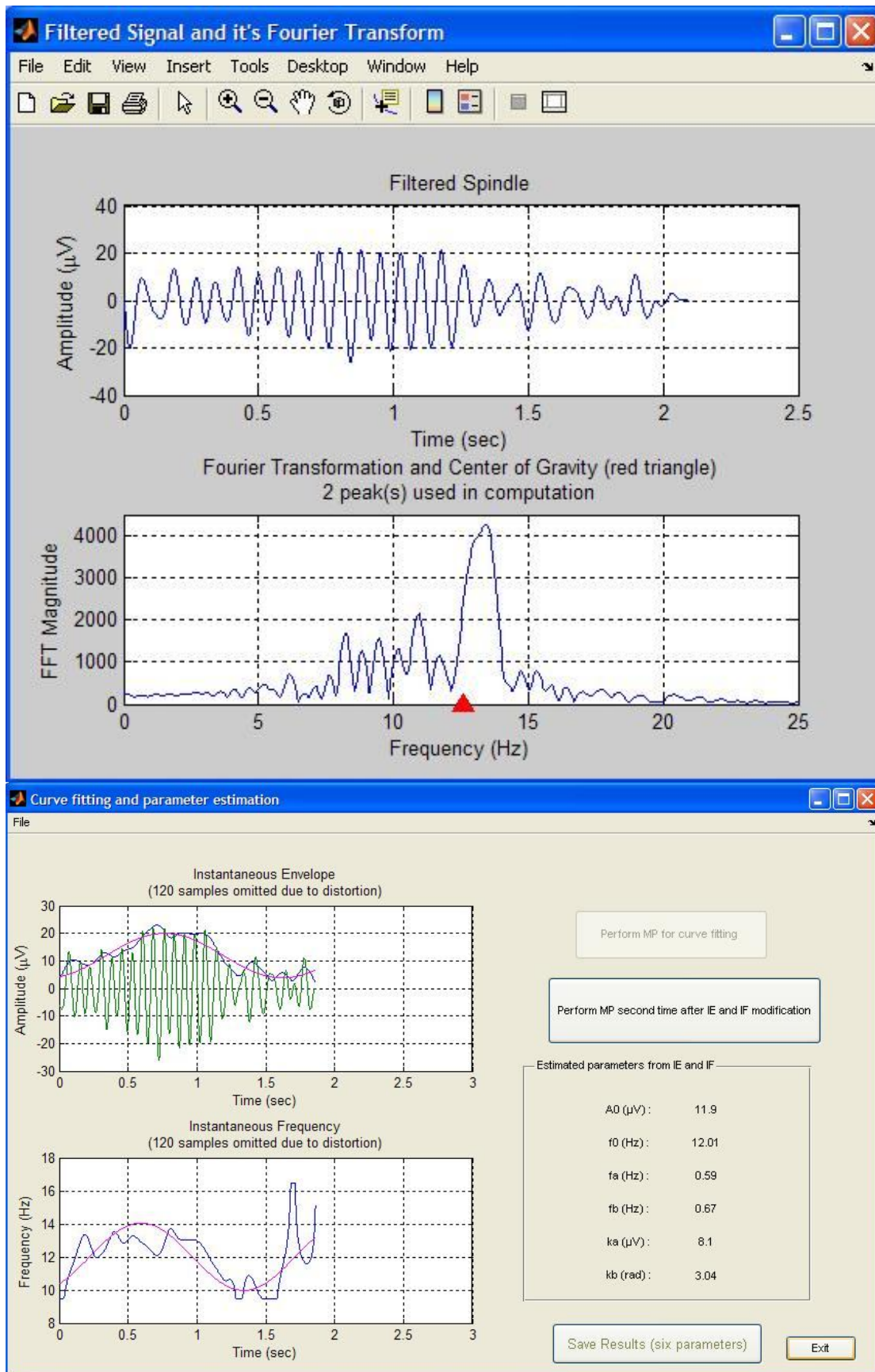
Σε αυτή την ενότητα παρουσιάζονται ενδεικτικά παραδείγματα εφαρμογής του συστήματος σε πραγματικά κλινικά δεδομένα. Για τα αποτελέσματα αυτά χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος CD η οποία έχει προταθεί ως η επικρατέστερη για την ανάλυση της μορφολογίας των υπνικών ατράκτων.

Στις Εικόνες 4.9, 4.10 και 4.11 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ανάλυσης μίας υπνικής ατράκτου νεαρού υγιούς ατόμου, μίας ατράκτου ηλικιωμένου υγιούς ατόμου και μίας ατράκτου ηλικιωμένου ατόμου με άνοια, αντίστοιχα. Ο χρόνος που χρειάστηκε για την εξαγωγή αυτών των αποτελεσμάτων ήταν 2.7 min.

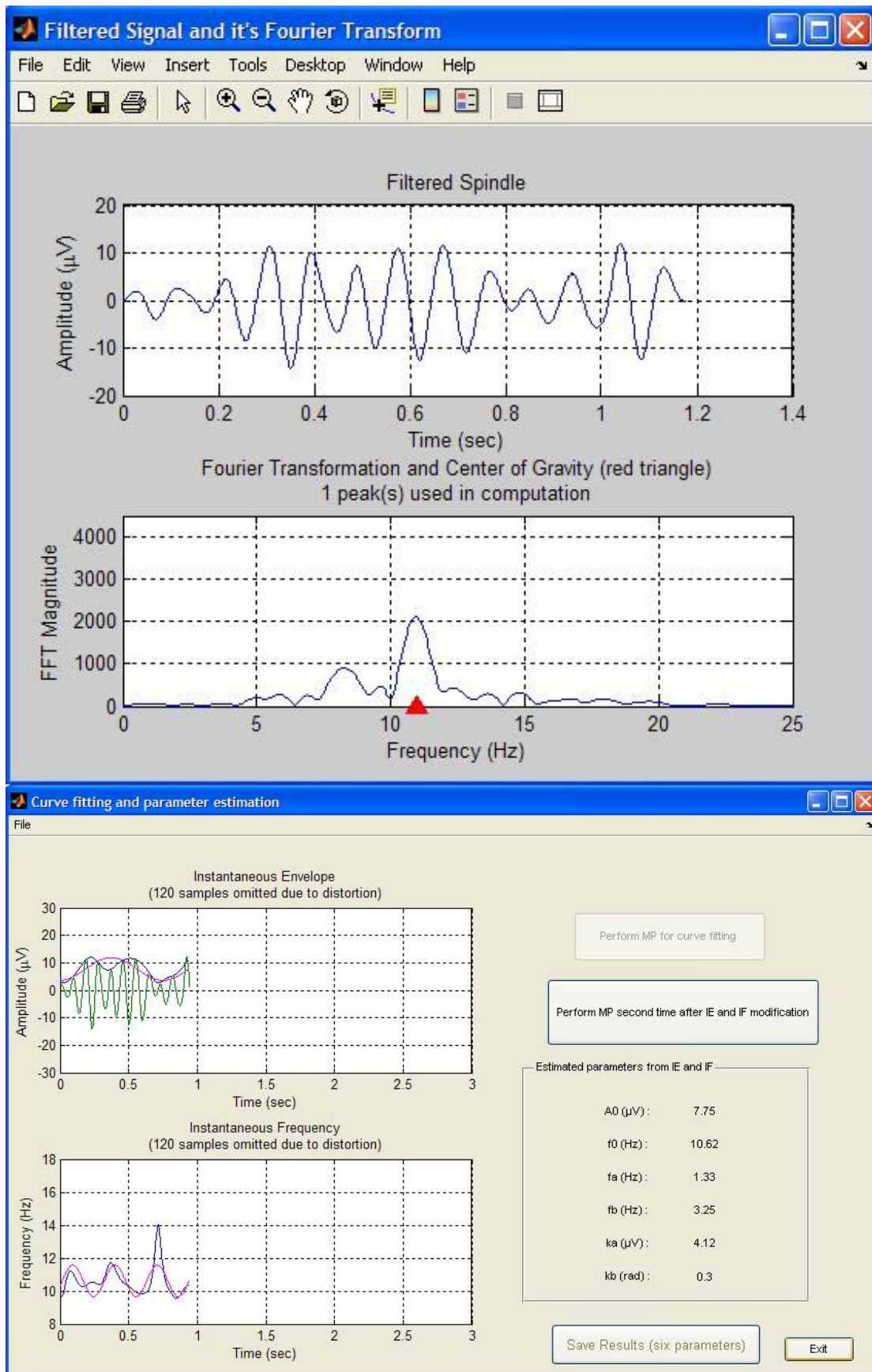
Στην Εικόνα 4.12 φαίνεται ένα παράδειγμα στο οποίο χρειάζεται διπλή εφαρμογή της διαδικασίας προσαρμογής καμπύλης με χρήση της μεθόδου MP. Μετά την πρώτη εφαρμογή του MP η καμπύλη που προσαρμόζεται στο *IE* έχει σχεδόν μηδενική συχνότητα και προσεγγίζει την ευθεία. Αφού εκτελέσουμε τον MP δεύτερη φορά αφαιρώντας το αποτέλεσμα της πρώτης προσαρμογής η καμπύλη που προσαρμόζεται έχει αισθητά μεγαλύτερη συχνότητα.



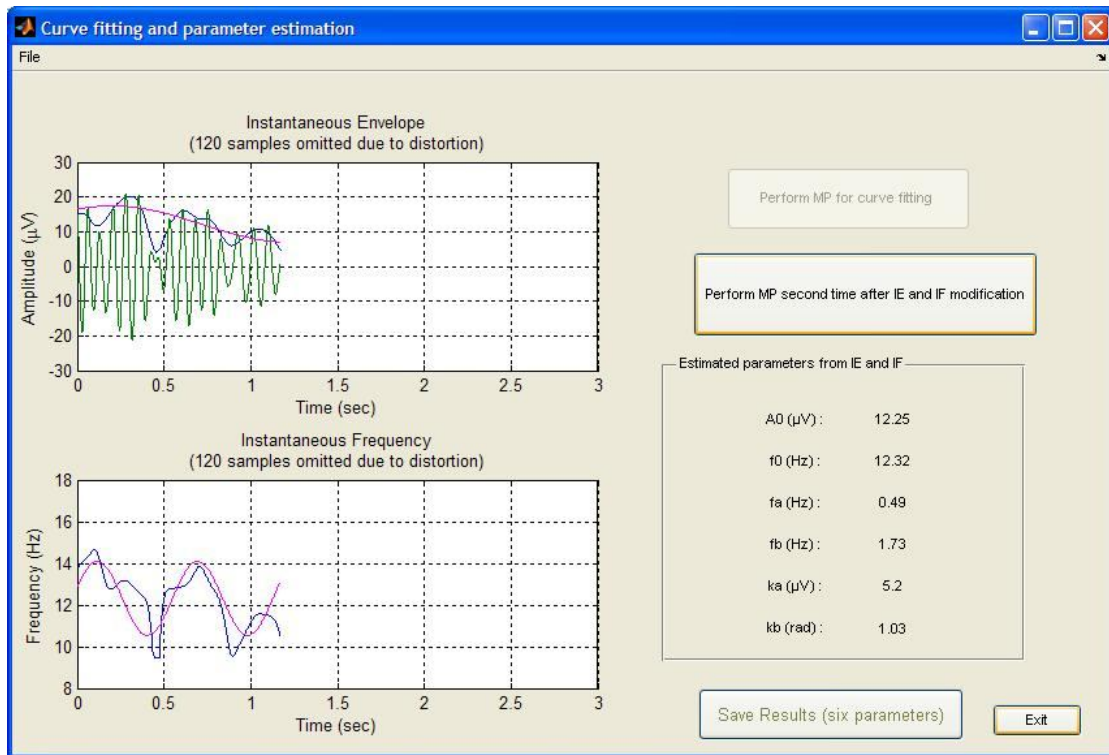
Εικόνα 4.9: Αποτελέσματα της ανάλυσης για νεαρό υγιές άτομο.



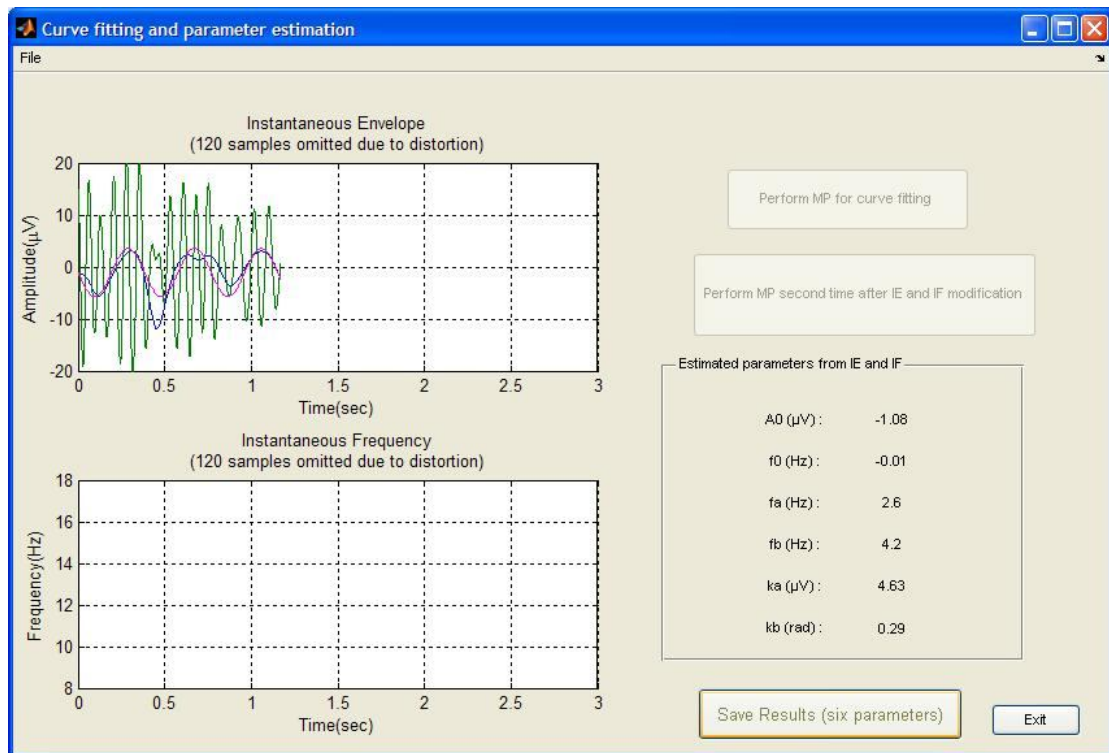
Εικόνα 4.10: Αποτελέσματα της ανάλυσης για ηλικιωμένο υγιές άτομο.



Εικόνα 4.11: Αποτελέσματα της ανάλυσης για ηλικιωμένο ανοϊκό ασθενή.



(α)



(β)

Εικόνα 4.12: Παράδειγμα ανάλυσης για την οποία απαιτείται να γίνει δεύτερη προσαρμογή καμπύλης. (α) Πρώτη προσαρμογή καμπύλης, η καμπύλη που έχει προσαρμοστεί στο IE είναι σχεδόν μηδενικής συχνότητας. (β) Δεύτερη προσαρμογή καμπύλης, η καμπύλη που έχει προσαρμοστεί στο IE έχει μεγαλύτερη συχνότητα.

5

Συζήτηση και συμπεράσματα

Σε αυτή την εργασία αναπτύχθηκε ένα υπολογιστικό σύστημα με γραφική διεπαφή χρήστη για την ποσοτικοποίηση της μορφολογίας υπνικών ατράκτων ΗΕΓ ύπνου. Βασικά χαρακτηριστικά του συστήματος, που προσδιορίστηκαν με σαφήνεια κατά τη φάση σχεδιασμού του, αποτελούν η αξιοπιστία, η φιλικότητα προς το χρήστη, η αυτονομία και η αυτοματοποίηση της μεθοδολογίας. Τα χαρακτηριστικά αυτά, σε συνδυασμό με τη γρήγορη απόκριση των εργαλείων που ενσωματώνονται σε αυτό και τις σχετικά περιορισμένες υπολογιστικές απαιτήσεις, επιτρέπουν τη χρήση του συστήματος τόσο σε ερευνητικό επίπεδο όσο και στην κλινική πράξη.

5.1 Γενικά σχόλια

Σε αυτή την ενότητα συνοψίζονται μερικά γενικά σχόλια σχετικά με την ανάπτυξη και τη χρήση του συστήματος.

Το περιβάλλον που επιλέχθηκε για τον σχεδιασμό των παραθύρων που αποτελούν τη γραφική διεπαφή χρήστη, το MatLab GUIDE, θεωρήθηκε το καταλληλότερο για τη συγκεκριμένη εφαρμογή. Η χρήση του GUIDE προτείνεται σε περιπτώσεις όπου απαιτείται γρήγορη και ευέλικτη κωδικοποίηση μιας παραθυρικής εφαρμογής που περιλαμβάνει επεξεργασία σημάτων. Ωστόσο, για να «τρέξει» σε έναν Η/Υ μια

εφαρμογή που έχει υλοποιηθεί στο GUIDE και έχει μεταγλωττιστεί σε εκτελέσιμη μορφή, απαιτείται η εγκατάσταση του λογισμικού MCR που περιέχεται στο MatLab. Ένας ακόμα περιορισμός είναι ότι ο πηγαίος κώδικας που έχει γραφεί στο MatLab δεν παράγει εκτελέσιμο κώδικα πολύ υψηλής αποδοτικότητας, δηλαδή κώδικα μικρού μεγέθους και υψηλής ποιότητας, όπως γίνεται με άλλες γλώσσες προγραμματισμού, όπως η C++. Η ανάπτυξη του συστήματος σε περιβάλλον που επιτρέπει την παραγωγή εκτελέσιμου κώδικα υψηλής αποδοτικότητας θα ήταν ιδιαίτερα απαιτητική σε χρόνο, και συνεπώς απαγορευτική για μια πτυχιακή εργασία. Βέβαια, οι επεξεργαστές των Η/Υ στις μέρες μας λειτουργούν σε τόσο υψηλές ταχύτητες που, σε περιπτώσεις περιορισμένων υπολογιστικών απαιτήσεων, η διαφορά είναι πολύ μικρή και δικαιολογεί τη χρήση του MatLab.

Ο βαθμός ικανοποίησης των απαιτήσεων που ορίζονται από τον αναλυτή κρίνει την επιτυχία της διαδικασίας ανάπτυξης. Για να διαπιστωθεί και να διασφαλιστεί η υψηλή αξιοπιστία του συστήματος πραγματοποιήθηκαν πολλαπλές δοκιμές με πραγματικά κλινικά δεδομένα. Τα αποτελέσματά τους υπέδειξαν συγκεκριμένες τροποποιήσεις που έπρεπε να γίνουν στον κώδικα. Επιπλέον δοκιμές από τους τελικούς χρήστες του συστήματος, μετά την εγκατάστασή του, αναμένονται προς οριστική επιβεβαίωση της αξιοπιστίας. Η φιλικότητα προς το χρήστη επιτυγχάνεται μέσα από το σωστό σχεδιασμό της εφαρμογής. Τα παράθυρα που εμφανίζονται στη διάρκεια της ανάλυσης είναι λιτά και απέρριττα και περιέχουν ευμεγέθη κουμπιά με αυτοπεριγραφικές ονομασίες. Κατά την ανάλυση της εφαρμογής εντοπίστηκαν πιθανά λάθη που μπορεί να κάνει ο χρήστης και η εφαρμογή τον προστατεύει από αυτά εμποδίζοντας τη χρήση των εργαλείων πριν την πλήρωση ορισμένων απαραίτητων προϋποθέσεων. Επίσης, στα σημεία όπου απαιτείται επιλογή τιμών παραμέτρων, υπάρχουν προτεινόμενες (προ-επιλεγμένες) τιμές βάσει προηγούμενων μελετών. Ένας μη εξοικειωμένος χρήστης μπορεί να χρησιμοποιήσει αυτές και να συνεχίσει την ανάλυση. Επιπλέον, στα πλαίσια της φιλικότητας, το σύστημα μετρά και παρουσιάζει αυτόματα στο χρήστη τον αριθμό των καναλιών που έχει επιλέξει, εισάγει αυτόματα την υπολογισμένη τιμή του CoG στο πεδίο της συχνότητας αποδιαμόρφωσης και επιτρέπει μόνο σε μία από τις τέσσερις τεχνικές εκτίμησης των κυματομορφών *IE*, *IF* να είναι επιλεγμένη ώστε να μπορεί να συνεχιστεί η ανάλυση. Αρκετές ήταν οι λειτουργίες για τις οποίες γράφτηκε κώδικας ώστε να αυτοματοποιηθούν. Η ανάγνωση και απεικόνιση των καναλιών του ΗΕΓ σε

ξεχωριστά γραφήματα, η αυτόματη απομόνωση των ατράκτων, ο υπολογισμός του CoG, η ροή των δεδομένων και η αποθήκευσή τους γίνονται αυτόματα χρησιμοποιώντας τα κουμπιά και τα μενού του GUIDE. Τέλος, η αυτονομία της εφαρμογής επιτυγχάνεται μετά από μεταγλώττιση σε εκτελέσιμο αρχείο των Windows XP, το οποίο συνοδεύεται από αρχεία που περιέχουν δεδομένα και επιπλέον κώδικα.

Περιορισμό στη χρήση του συστήματος αποτελεί η χειροκίνητη μετατροπή των διατιθέμενων αρχείων ascii σε αρχεία τύπου “.xls” που να μπορούν να εισαχθούν στην εφαρμογή (βλ. ενότητα 3.5.1). Παρά το γεγονός ότι το MatLab προσφέρει τις συναρτήσεις “textread” και “textscan” για την ανάγνωση αρχείων κειμένου (τύπου ascii), δεν είναι άμεσα προφανής ο τρόπος που θα μπορούσε να απαλειφθεί αυτόματα η πρώτη στήλη. Η δυνατότητα καταγραφής των προς ανάλυση αρχείων σε μορφή EDF (European Data Format), που χρησιμοποιείται πλέον ευρύτατα σε διεθνή ερευνητικά και κλινικά κέντρα, θα συνέβαλε στην αντιμετώπιση αυτού του περιορισμού.

Η τελική αποδοχή του προτεινόμενου συστήματος στην κλινική πράξη εξαρτάται όχι μόνον από την απόδοση των υπολογιστικών μεθόδων που υλοποιεί, αλλά και από το πόσο το αποτέλεσμα του υπολογιστή βοηθά τον ιατρό. Η φιλικότητα προς το χρήστη, ο σύντομος χρόνος απόκρισης του συστήματος και το χαμηλό κόστος είναι σημαντικά για την ενσωμάτωσή του στην κλινική πράξη. Είναι προφανές ότι κάτι τέτοιο απαιτεί τη στενή συνεργασία δύο επιστημονικών περιοχών: της Ιατρικής και της Πληροφορικής. Μια τέτοια συνεργασία στοχεύει στην κωδικοποίηση της γνώσης και τον προσδιορισμό των λογικών διαδικασιών που ακολουθεί ο ιατρός ώστε να φτάσει σε κάποιο συμπέρασμα. Έτσι ο επιστήμων πληροφορικής καλείται να «εξάγει» τη γνώση από τον ιατρό και να την αναπαράγει κατάλληλα. Κάτι τέτοιο είναι ιδιαίτερα δύσκολο γιατί οι αποφάσεις του ιατρού είναι αποτέλεσμα μιας πολύπλοκης διαδικασίας που συνδυάζει εξειδικευμένες γνώσεις και εμπειρία.

5.2 Μελλοντικές προοπτικές

Μελλοντικές προοπτικές ανάπτυξης και χρήσης του συστήματος περιλαμβάνουν δύο βασικές κατευθύνσεις: την υπολογιστική και την κλινική κατεύθυνση.

Πιο συγκεκριμένα, από υπολογιστικής απόψεως, το σύστημα έχει περιθώρια βελτίωσης, κυρίως σε ότι αφορά τις απαιτήσεις του σε χώρο στην κύρια μνήμη. Τα

πολλά παράθυρα που μπορεί να είναι ταυτόχρονα ανοιχτά, τα σήματα και οι μεταβλητές που ορίζονται από το πρόγραμμα καταλαμβάνουν αρκετό χώρο στην κύρια μνήμη (βλ. ενότητα 4.1). Ο προσεκτικός έλεγχος του κώδικα για πιθανά σημεία βελτίωσης και η αποδοτικότερη διαχείριση μνήμης (καταστροφή μεταβλητών όταν δε χρειάζονται) μπορούν να μειώσουν τις απαιτήσεις της εφαρμογής σε μνήμη RAM.

Σε περίπτωση που το σύστημα εξελιχθεί περισσότερο με νέες εκδόσεις θα πρέπει να εξεταστεί το ενδεχόμενο να γίνει μετάβαση στη γλώσσα C++, μικραίνοντας παράλληλα σε γραμμές κώδικα και να γίνει προσθήκη αναλυτικών σχολίων ώστε να μπορεί να συντηρηθεί εύκολα.

Το σύστημα που αναπτύχθηκε μπορεί να εμπλουτιστεί με την προσθήκη νέων εργαλείων και τη βελτίωση αυτών που υπάρχουν ήδη. Υπάρχουν σκέψεις να προσφέρεται η δυνατότητα εκτέλεσης του μετασχηματισμού Fourier στις κυματομορφές *IE* και *IF* ειδικά αν αποδειχθεί ότι αυτή η πληροφορία έχει διαγνωστική αξία. Καινούργια μητρικά κυματίδια (πχ. κυματίδια Daubechies) θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν στον WT και να διερευνηθεί η αποτελεσματικότητά τους στην εκτίμηση των *IE* και *IF*.

Από απόψεως ενσωμάτωσης στην κλινική πράξη, είναι υπό συζήτηση η δυνατότητα ενοποίησης του συστήματος με συστήματα που επιτελούν συμπληρωματικές λειτουργίες όπως είναι τα συστήματα αυτόματης ανίχνευσης υπνικών ατράκτων. Ένα τέτοιο σύστημα υπάρχει ήδη και είναι εγκατεστημένο στη Μονάδα Μελέτης Ύπνου στο Αιγινήτειο Νοσοκομείο [9]. Η κατάλληλη συνένωση των δύο συστημάτων θα οδηγήσει σε ένα ολοκληρωμένο σύστημα αυτόματης ανίχνευσης και ανάλυσης της μορφολογίας υπνικών ατράκτων, που θα αποτελέσει ισχυρό διαγνωστικό εργαλείο.

5.3 Συμπέρασμα

Το υπολογιστικό σύστημα ανάλυσης της μορφολογίας υπνικών ατράκτων που προτείνεται σε αυτή την εργασία είναι ένα αξιόπιστο, φιλικό προς το χρήστη εργαλείο ιατρικής διάγνωσης. Το σύστημα μπορεί να χρησιμοποιηθεί άμεσα για την ανάλυση πραγματικών κλινικών δεδομένων. Η περαιτέρω βελτίωση του συστήματος καθώς και η ευρεία χρήση του στην κλινική πράξη αναμένεται να το καταστήσουν ένα ισχυρό εργαλείο υποβοήθησης της διάγνωσης ψυχικών παθήσεων.

6

Βιβλιογραφία

- [1] Rechtschaffen A. & Kales A., A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects, Washington, DC: Public Health Service, U.S. Government Printing Office, 1968.
- [2] Καραγιάννης Γ. & Τζιτζιράρχου Κ., (2002) Περιγραφή των σημάτων του Εγκεφαλογραφήματος (EEG), Εισαγωγή στα Σήματα και Συστήματα 6, 220-223, Εκδόσεις Τζιόλα,.
- [3] Τομαράς Β., (2001) Εγχειρίδιο Νευρολογίας, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας.
- [4] Κουτσούρης Δ. & Παυλόπουλος Σ. & Πρέντζα Α., (2003) Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων, Εκδόσεις Τζιόλα.
- [5] Ράμμος Γ., (2006) Νευρικό Σύστημα, Ανατομία και Φυσιολογία 2, Πανεπιστημιακές σημειώσεις.
- [6] Malmivuo J. & Plonsey R., (1995) Bioelectromagnetics: Chapter 13- Electroencephalography, <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/13/13.htm> .
- [7] Gennaro L. & Ferrara M., (2003) Sleep spindles: an overview, Sleep Medicine Reviews 7, 423 – 440.
- [8] Ventouras EM. & Alevizos I. & Ktonas PY. & Tsekou H. & Paparrigopoulos T. & Kalatzis I. & Soldatos CR & Nikiforidis G., (2007) Independent components of sleep spindles, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2007, 4002-4005.
- [9] Ventouras EM. & Monoyiou EA. & Ktonas PY. & Paparrigopoulos T. & Dikeos DG. & Uzunoglu NK. & Soldatos CR., (2005) Sleep spindle detection using artificial neural networks trained with filtered time-domain EEG: A

- feasibility study, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 78, 191-207.
- [10] Huupponen E. & Gomez-Herrero G. & Saastamoinen A. & Varri A. & Hasan J. & Himanen SL, (2007) Development and comparison of four sleep spindle detection methods, *Artificial intelligence in medicine*, 40, 157-170.
- [11] Sinha RK, (2008) Artificial neural network and wavelet based automated detection of sleep spindles, REM sleep and wake states, *Journal of medical systems*, 32, 291-299.
- [12] Ktonas PY. & Paparrigopoulos T. & Monoyiou EA. & Bergiannaki JD. & Soldatos CR., (2000) Sleep Spindle Incidence Dynamics: A Pilot Study Based on a Markovian Analysis, *Sleep*, 23, 419-423.
- [13] Huupponen E. & De Clercq W. & Gomez-Herrero G. & Saastamoinen A. & Egiazarian K. & Varri A. & Vanrumste B. & Vergult A. & Van Huffel S. & Van Paesschen W. & Hasan J. & Himanen SL, (2006) Determination of dominant simulated spindle frequency with different methods, *Journal of neuroscience methods*, 156, 275-283.
- [14] Ktonas PY. & Papp N., (1980) Instantaneous envelope and phase extraction from real signals: theory, implementation, and an application to EEG analysis, *Signal Processing* 2, 373-385.
- [15] Ktonas PY. & Golemati S. & Xanthopoulos P. & Sakkalis V. & Ortigueira MD. & Tsekou H. & Zervakis M. & Paparrigopoulos T. & Soldatos CR., (2007) Potential dementia biomarkers based on the time-varying microstructure of sleep EEG spindles, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2007*, 2464-2467.
- [16] Xanthopoulos P. & Golemati S. & Sakkalis V. & Ktonas PY. & Zervakis M. & Soldatos CR., (2006) Modelling the time-varying microstructure of simulated sleep EEG spindles using time-frequency analysis methods, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2006*, 2438-2441.
- [17] Xanthopoulos P. & Golemati S. & Sakkalis V. & Ktonas PY. & Ortigueira MD. & Zervakis M. & Paparrigopoulos T. & Tsekou H. & Soldatos CR., Comparative analysis of time-frequency methods estimating the time-varying microstructure of sleep EEG spindles, (2006) *Proceedings of the International Special Topic Conference on Information Technology in Biomedicine (ITAB 2006)*, Ioannina, Greece.
- [18] Μουστακίδης ΓΒ., (2004) Βασικές τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας σημάτων, Εκδόσεις Τζιόλα.
- [19] Mallat S. & Zhang Z., (1993) Matching Pursuits with time-frequency dictionaries, *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 41, 3397-3415.
- [20] Βεσκούκης Βασίλειος, (2000) Το μοντέλο λειτουργικής επαύξησης, *Τεχνολογία Λογισμικού Ι*, σελίδες 39-41, Εκδόσεις Ελληνικό Ανοικτό Πανεπιστήμιο.
- [21] Golemati S. & Mougiakakou SG. & Stoitsis J. & Valavanis I. & Nikita KS., (2005) Clinical decision support systems: basic principles and applications in diagnosis and therapy in *Clinical Knowledge Management: Opportunities and Challenges*, ed. R. Bali, IGI: USA.

Παράρτημα

Approval Form for the Use of Data or Software Related to the BIOPATTERN Network of Excellence Project

Dear investigator,

I am pleased to inform you about the availability of polysomnographic (night sleep) data collected during the BIOPATTERN project, as well as about the availability of software programs developed during the BIOPATTERN project.

In order to be able to allow you to use such data/software, we need confirmation that you accept the conditions for using the data/software. These conditions include taking all the necessary steps to ensure the security of the data/software, that is protecting the data/software from loss, corruption, and unauthorised access. Therefore, as a minimum precaution, the data/software should be stored only on password-protected computers, and regular virus checks should be performed.

In addition, you should also ensure that the data/software is not used for any other purpose apart from developing a thesis project (Πτυχιακή Εργασία με τίτλο: «Υπολογιστικό Σύστημα για την Ανάλυση της Χρονικά Μεταβαλλόμενης Μικρο-αρχιτεκτονικής Υπνικών Ατράκτων Εγκεφαλογραφήματος»), and that unauthorised copies of the data/software should not be made. The data/software remain the property of the University of Athens, and you must destroy all copies of the data/software after the completion of the thesis project or if requested to do so.

Appropriate acknowledgement of the origin of the data/software is expected in any presentations, which may include conference presentations or presentations to the media, as well as in any publications, including the thesis itself, which may result from the use of this data/software.


If you agree to the above, please sign and return this form to:

Attn: Periklis Ktonas, egslelabath@hol.gr,
Fax: 00 30 210 7251312

Kind regards,

Asst. Prof. T. Paparrigopoulos, M.D.
Acting Director, Sleep Research Unit
Department of Psychiatry
University of Athens

I have read the above and agree to the conditions mentioned

Name: Damaskos Giargos
Organisation: University of Central Greece
Date: 10/6/2008
Signature: 

Approval Form for the Use of Data or Software Related to the BIOPATTERN Network of Excellence Project

Dear investigator,

I am pleased to inform you about the availability of polysomnographic (night sleep) data collected during the BIOPATTERN project, as well as about the availability of software programs developed during the BIOPATTERN project.

In order to be able to allow you to use such data/software, we need confirmation that you accept the conditions for using the data/software. These conditions include taking all the necessary steps to ensure the security of the data/software, that is protecting the data/software from loss, corruption, and unauthorised access. Therefore, as a minimum precaution, the data/software should be stored only on password-protected computers, and regular virus checks should be performed.

In addition, you should also ensure that the data/software is not used for any other purpose apart from developing a thesis project (Πτυχιακή Εργασία με τίτλο: «Υπολογιστικό Σύστημα για την Ανάλυση της Χρονικά Μεταβαλλόμενης Μικρο-αρχιτεκτονικής Υπνικών Ατράκτων Εγκεφαλογραφήματος»), and that unauthorised copies of the data/software should not be made. The data/software remain the property of the University of Athens, and you must destroy all copies of the data/software after the completion of the thesis project or if requested to do so.

Appropriate acknowledgement of the origin of the data/software is expected in any presentations, which may include conference presentations or presentations to the media, as well as in any publications, including the thesis itself, which may result from the use of this data/software.

If you agree to the above, please sign and return this form to:

Attn: Periklis Ktonas, egslelabath@hol.gr,
Fax: 00 30 210 7251312

Kind regards,

Asst. Prof. T. Paparrigopoulos, M.D.
Acting Director, Sleep Research Unit
Department of Psychiatry
University of Athens

I have read the above and agree to the conditions mentioned

Name: Spyretta Golemati
Organisation: University of Central Greece
Date: 10/06/08
Signature: 