



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών
Τομέας Συστημάτων Μετάδοσης Πληροφορίας και Τεχνολογίας Υλικών

Υπολογισμός και Ερμηνεία της Μεταβολής της Λειτουργικής Συνδεσιμότητας
στον Ακουστικό Φλοιό κατά τη διάρκεια Ψυχοακουστικού Πειράματος

Διπλωματική Εργασία

Χρήστος Ν. Μίχας

Επιβλέπουσα: Κ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2015



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και
Μηχανικών Υπολογιστών

Τομέας Συστημάτων Μετάδοσης Πληροφορίας και
Τεχνολογίας Υλικών

Υπολογισμός και Ερμηνεία της Μεταβολής της Λειτουργικής
Συνδεσιμότητας στον Ακουστικό Φλοιό κατά τη διάρκεια Ψυχοακουστικού
Πειράματος

Διπλωματική Εργασία

Χρήστος Ν. Μίχας

Επιβλέπουσα: Κ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 23^η Ιουλίου 2015:

.....
Κ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....
Δ.-Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Α.- Γ. Σταφυλοπάτης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2015

.....

Χρήστος Ν. Μίχας

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

Copyright © Χρήστος Ν. Μίχας, 2015

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η μελέτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια ψυχοακουστικού πειράματος, προκειμένου να αξιολογηθεί πώς η σύγκριση της διάρκειας ηχητικών παλμών επηρεάζει τη λειτουργική συνδεσιμότητα του ακουστικού φλοιού με τις υπόλοιπες περιοχές του εγκεφάλου.

Τα πειραματικά δεδομένα προέκυψαν από παλιότερη ερευνητική δραστηριότητα του εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας (BIOSIM) του ΕΜΠ. Κατά τη διάρκεια του πειράματος, 10 εθελοντές καλούνταν να ακούσουν διαδοχικά δύο ηχητικούς παλμούς ίδιας συχνότητας, εκ των οποίων ο πρώτος είχε διάρκεια 500ms ενώ ο δεύτερος μεταβλητή διάρκεια από 420ms έως 620ms, και να απαντήσουν εάν ο δεύτερος παλμός είχε μεγαλύτερη διάρκεια.

Η καταγραφή της δραστηριότητας είχε πραγματοποιηθεί επιφανειακά μέσω μη επεμβατικού ΗΕΓ 32 σημείων, συνεπώς μέρος της διπλωματικής ασχολείται με τον υπολογισμό της δραστηριότητας του εγκεφαλικού φλοιού. Η επεξεργασία των δεδομένων έγινε με τη χρήση του προγράμματος ελεύθερης διανομής MNE-Python. Χρησιμοποιήθηκε ένα μοντέλο συνοριακών στοιχείων για να προσομοιώσει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του κεφαλιού, δημιουργήθηκε ένας χώρος πηγών για να προσομοιώσει τις πηγές ρεύματος στον εγκεφαλικό φλοιό και στη συνέχεια έγινε ο υπολογισμός της εγκεφαλικής δραστηριότητας με χρήση των μεθόδων MNE (Εκτίμησης Ελάχιστης Νόρμας - Minimum Norm Estimation) και dSPM (dynamic Statistical Parametric Mapping).

Για τον υπολογισμό της συνδεσιμότητας, ο εγκεφαλικός φλοιός κατατμήθηκε σε 34 ανατομικές περιοχές ανά ημισφαίριο, υπολογίστηκε η μέση δραστηριότητα ανά περιοχή και τέλος υπολογίστηκε ο δείκτης της συνάφειας μεταξύ των περιοχών και του ακουστικού φλοιού με χρήση του Μετασχηματισμού Κυματιδίου. Η συνάφεια υπολογίστηκε σε έξι ζώνες συχνότητας, με συνολικό εύρος από 3Hz έως 50Hz.

Για την εκτίμηση της επίδρασης του πειράματος στη συνδεσιμότητα του ακουστικού φλοιού υπολογίστηκε για όλες τις περιοχές η μεταβολή της συνάφειας 250ms μετά τη λήξη του πρώτου και του δεύτερου ηχητικού παλμού και εντοπίστηκαν οι μεταβολές που συμφωνούσαν συστηματικά με τις απαντήσεις των εθελοντών για τη διάρκεια του δεύτερου παλμού. Για τις περιοχές του εγκεφάλου στις οποίες αντιστοιχούσαν οι μεταβολές, έγινε αναζήτηση στη διεθνή βιβλιογραφία προκειμένου να αξιολογηθεί αν πράγματι αυτές οι περιοχές σχετίζονται με την ακοή. Η μελέτη βασίστηκε στη μεταβολή της συνάφειας και όχι στην τιμή της συνάφειας μετά τη λήξη του δεύτερου παλμού για να εξασφαλισθεί ότι η επικοινωνία μεταξύ των περιοχών και του ακουστικού φλοιού οφείλεται στο ψυχοακουστικό πείραμα και όχι σε άλλες παράλληλες εγκεφαλικές διεργασίες που δεν σχετίζονται με το πείραμα.

Η διπλωματική εργασία κλείνει εξηγώντας ποιες περιοχές διαπιστώθηκε ότι αλληλεπιδρούν με τον ακουστικό φλοιό λόγω του ψυχοακουστικού πειράματος και της μεταβολής της διάρκειας των ηχητικών παλμών. Γίνεται επίσης μία σύντομη ανασκόπηση των πλεονεκτημάτων και των δυσκολιών που διαπιστώθηκαν κατά την επεξεργασία των δεδομένων και αναφέρονται πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις της μελέτης.

Λέξεις Κλειδιά

Ακουστικός φλοιός, Εγκάρσια Κροταφική Έλικα, Άνω Κροταφική Έλικα, ΗΕΓ, Λειτουργική Συνδεσιμότητα, Συνάφεια, Μοντέλο Συνοριακών Στοιχείων, Διόρθωση Στάθμης, Εκτίμηση Ελάχιστης Νόρμας, Μετασχηματισμός Κυματιδίου, MNE-Python, Ψυχοακουστικό Πείραμα

Abstract

The purpose of this thesis is the study of the cerebral activity during a psychoacoustic task, in order to assess the effect of the comparison of the duration of sound pulses on the functional connectivity between the auditory cortex and the rest of the brain.

The data used in this study were produced during a related experiment conducted in the Biomedical Simulations and Imaging (BIOSIM) Lab at NTUA. During the experiment, 10 subjects were asked to listen to a sequence of two sound pulses of equal frequency and to answer whether the second sound was longer than the first one. The first sound had a constant duration of 500ms, however the second sound had a variable duration, ranging between 420ms and 620ms.

The activity was recorded on the scalp surface with a non-invasive, 32 point EEG cap, so a significant part of this thesis deals with the computation of the activity on the cerebral cortex. The data was processed using the open-source program “MNE-Python”. A boundary element model (BEM) was used to simulate the electric properties of the human head and a source space was created to simulate the current source distribution on the cerebral cortex. The cerebral activity was then computed using the MNE (Minimum Norm Estimation) and dSPM (dynamic Statistical Parametric Mapping) methods.

Proceeding to the connectivity computation, the cerebral cortex was split into 34 anatomic regions, the mean activity was calculated for each region and the coherence index was calculated between the auditory cortex and each one of these regions using the Wavelet Transform. The coherence was calculated in six frequency bands, with frequencies ranging in total from 3Hz to 50Hz.

To assess the effect of the experiment on the connectivity of the auditory cortex, we calculated for each region the coherence differences between the moments 250ms after the end of the first and the second sound and we detected those that expressed a similar pattern with the answers the subjects gave about the sound duration. We then researched previous publications on the human brain to confirm the activation of the corresponding regions during acoustic tasks. The selection of the participating regions was based on the difference in coherence rather than the actual value of the coherence after the end of the second sound stimulus to ensure that the interaction between the regions and the auditory cortex was due to the experiment and not because of an unrelated simultaneous cerebral process.

The thesis concludes explaining which regions were noted to interact with the auditory cortex because of the psychoacoustic task and the shift of duration between the two pulses. A short review about all the advantages and challenges in the data processing methods that were used is also included.

Key Words

Auditory Cortex, Transverse Temporal Gyrus, Superior Temporal Gyrus, EEG, Functional Connectivity, Coherence, Boundary Elements Method, Baseline Correction, Minimum Norm Estimation, Wavelet Transform, MNE-Python, Psychoacoustics

Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	13
1. Εισαγωγή.....	15
1.1 Μελέτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας.....	15
1.2 Σκοπός.....	16
1.3 Δομή της εργασίας.....	17
2. Θεωρητικό Υπόβαθρο.....	19
2.1 Δομή του ακουστικού συστήματος.....	19
2.2 Η έννοια της συνδεσιμότητας.....	24
3. Πειραματική Διαδικασία.....	27
3.1 Παρουσίαση Πειράματος.....	27
3.2 Διάταξη Ηλεκτροδίων ΗΕΓ.....	30
4. Επεξεργασία Μετρήσεων.....	33
4.1 Μετάβαση από το χώρο αισθητήρων στο χώρο πηγών.....	33
4.1.1 Προεπεξεργασία σήματος.....	33
4.1.2 Επίλυση του ευθέως προβλήματος.....	35
4.1.3 Επίλυση του αντίστροφου προβλήματος.....	40
4.1.5 Υπολογισμός έντασης πηγών.....	42
4.2 Μετάβαση από το χρόνο στη συχνότητα.....	46
4.2.1 Μετασχηματισμός Κυματιδίου.....	46
4.3 Υπολογισμός της συνδεσιμότητας.....	52
4.4 Ανακεφαλαίωση επεξεργασίας.....	54
5. Παρουσίαση Αποτελεσμάτων.....	55
5.1 Παρουσίαση αποτελεσμάτων.....	55
5.2 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων.....	64
6. Συμπεράσματα.....	73
6.1 Συνδεσιμότητα του ακουστικού φλοιού.....	73
6.2 Πειραματική Διαδικασία – Επεξεργασία Μετρήσεων.....	74
6.3 Μελλοντικές Επεκτάσεις.....	75
A. Παράρτημα Α.....	79
A.1 Αρχεία Επεξεργασίας Σημάτων.....	79
A.1.1 Ανάγνωση, ταξινόμηση και προεπεξεργασία δεδομένων.....	79
A.1.2 Δημιουργία τελεστή ευθείας λύσης.....	80
A.1.3 Περαιτέρω επεξεργασία και δημιουργία τελεστή αντίστροφης λύσης.....	81
A.1.4 Μετάβαση στο χώρο πηγών και υπολογισμός της συνάφειας.....	83
A.2 Βοηθητικά Αρχεία.....	85
A.3 Αρχεία Δημιουργίας Διαγραμμάτων.....	88
B. Παράρτημα Β.....	95
Γ. Βιβλιογραφία.....	121

Πίνακας Σχημάτων

Σχήμα 1: Σχηματική αναπαράσταση της ανατομίας του ανθρώπινου ωτός.....	18
Σχήμα 2: Σχηματική αναπαράσταση της τομής του κοχλία.....	19
Σχήμα 3: Σχηματική αναπαράσταση της πρωτεύουσας ακουστικής οδού	21
Σχήμα 4: Σχηματική αναπαράσταση της θέσης του ακουστικού φλοιού και της τονοτοπίας.....	23
Σχήμα 5: Σχηματική αναπαράσταση της μη πρωτεύουσας ακουστικής οδού	24
Σχήμα 6: Σχηματική αναπαράσταση της ακολουθίας ηχητικών παλμών	28
Σχήμα 7: Διάγραμμα ποσοστού θετικών απαντήσεων στην ερώτηση "Είναι ο δεύτερος ήχος μεγαλύτερης διάρκειας από τον πρώτο;"	29
Σχήμα 8: Σχηματική αναπαράσταση της σχετικής θέσης των σημείων του συστήματος 10-20...31	
Σχήμα 9: Σχηματική αναπαράσταση της θέσης 75 σημείων του συστήματος 10-10.....	34
Σχήμα 10: Στιγμιότυπο του ΗΕΓ του εθελοντή 5	37
Σχήμα 11: Σχηματική αναπαράσταση του μοντέλου ΒΕΜ	39
Σχήμα 12: Σχηματική αναπαράσταση του χώρου πηγών	42
Σχήμα 13: Γραφική αναπαράσταση του τελεστή της ευθείας λύσης	43
Σχήμα 14: Πλάγια όψη του εγκεφάλου	48
Σχήμα 15: Έσω επιφάνεια του εγκεφάλου	49
Σχήμα 16: Γραφική αναπαράσταση της πραγματικής τιμής του κυματιδίου Morlet.....	51
Σχήμα 17: Γραφική αναπαράσταση του μιγαδικού κυματιδίου Morlet.....	51
Σχήμα 18: Γραφική αναπαράσταση της ακρίβειας του Fourier και του Μ/Σ Κυματιδίου	52
Σχήμα 19: Γραφική αναπαράσταση του ποσοστού των δειγμάτων εντός του Μ/Σ Κυματιδίου τα οποία ανήκουν στην επέκταση τυχαίου σήματος	56
Σχήμα 20: Ενδεικτικό διάγραμμα της συνάφειας μεταξύ των περιοχών του εγκεφάλου	121
Σχήμα 21: Ενδεικτικό διάγραμμα των αποτελεσμάτων της συνδεσιμότητας	122
Σχήμα 22: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 420ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	124
Σχήμα 23: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 440ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	125
Σχήμα 24: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 460ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	126
Σχήμα 25: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 480ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	127
Σχήμα 26: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 500ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	128
Σχήμα 27: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 520ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	129
Σχήμα 28: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 540ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	130
Σχήμα 29: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 560ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	131
Σχήμα 30: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 580ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	132
Σχήμα 31: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 600ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	133
Σχήμα 32: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 620ms, ζώνη συχνοτήτων Β2	134
Σχήμα 33: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 420ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	135
Σχήμα 34: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 440ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	136
Σχήμα 35: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 460ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	137
Σχήμα 36: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 480ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	138
Σχήμα 37: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 500ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	139
Σχήμα 38: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 520ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	140
Σχήμα 39: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 540ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	141
Σχήμα 40: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 560ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	142
Σχήμα 41: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 580ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	143
Σχήμα 42: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 600ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	144
Σχήμα 43: Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 620ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1	145

Πίνακας Πινάκων

Πίνακας 1: Πίνακας αρίθμησης των περιοχών του φλοιού που χρησιμοποιήθηκαν	39
Πίνακας 2: Πίνακας ζωνών συχνότητας για τον υπολογισμό της συνάφειας.....	49
Πίνακας 3: Σημαντικές μεταβολές της συνάφειας με τον πρωτεύοντα ακουστικό φλοιό.....	52
Πίνακας 4: Σημαντικές μεταβολές της συνάφειας με το δευτερεύοντα ακουστικό φλοιό.....	56

Πρόλογος

Η παρούσα εργασία αποτελεί τη διπλωματική μου εργασία στα πλαίσια των σπουδών μου στη Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου στην Αθήνα. Η εκπόνησή της ξεκίνησε το Νοέμβριο του 2014, ολοκληρώθηκε τον Ιούλιο του 2015 και πραγματοποιήθηκε υπό την επίβλεψη της καθηγήτριας Κ. Νικήτα και του Διδάκτορα Κ. Μιχμίζου.

Το θέμα της εργασίας εντάσσεται στον κλάδο της Υπολογιστικής Νευροεπιστήμης, καθώς χειρίζεται έννοιες της επιστήμης υπολογιστών και των μαθηματικών προκειμένου να μελετήσει το νευρικό σύστημα και να συνεισφέρει στην ανάπτυξη του κλάδου της Νευροεπιστήμης. Για την πλήρη κατανόηση του περιεχομένου της εργασίας είναι απαραίτητη η γνώση προγραμματισμού, επεξεργασίας σήματος και ανατομίας του κεντρικού νευρικού συστήματος. Το περιεχόμενο εστιάζει τόσο σε μαθηματικές όσο και νευρολογικές λεπτομέρειες και στόχος είναι να προκύψουν χρήσιμα συμπεράσματα τόσο για τη δομή του κεντρικού νευρικού συστήματος όσο και για τις μεθόδους μελέτης του.

Θεωρώ ότι η παρούσα εργασία αποτελεί το εφιαλτήριο για την περαιτέρω ενασχόληση μου με τον ενδιαφέροντα κλάδο της Νευροεπιστήμης και γενικότερα με τις Επιστήμες Ζωής. Συνεπώς, με την ευκαιρία της ολοκλήρωσης της εργασίας, θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα την κα. Νικήτα, καθώς μου έδωσε την πολύτιμη ευκαιρία να ασχοληθώ με το παρόν ερευνητικό θέμα.

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

1.1 Μελέτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας

Ο εγκέφαλος αποτελεί ένα από τα λιγότερο κατανοητά τμήματα του ανθρώπινου οργανισμού. Σε αντίθεση με τα υπόλοιπα μέρη του σώματος, η πρόσβαση στον εγκέφαλο είναι εξαιρετικά δύσκολη. Οι πρώτες προσπάθειες μελέτης του εγκεφάλου έγιναν μέσω νεκροψιών, εντούτοις ο νεκρός εγκεφαλικός ιστός έχει χάσει πολλές από τις ιδιότητες του ζωντανού ιστού και επιτρέπει τη μελέτη του εγκεφάλου μόνο σε ανατομικό επίπεδο. Η αδυναμία πρόσβασης στον εγκέφαλο και οι έντονες επιπτώσεις στον εξεταζόμενο κατά την πρόκληση βλαβών στο κρανίο και στον εγκέφαλο κατέστησε τη μελέτη της λειτουργίας του εγκεφάλου πρακτικά αδύνατη. Επιπλέον απαιτεί άριστο ιατρικό εξοπλισμό και γνώση προκειμένου να πραγματοποιηθεί με τρόπο μεθοδικό και συστηματικό.

Η μεγάλη ανάπτυξη της μελέτης του εγκεφάλου επήλθε με την ανάπτυξη των σύγχρονων, μη επεμβατικών μεθόδων καταγραφής της εγκεφαλικής δραστηριότητας, καθώς επέτρεψε τη συμμετοχή του γενικού πληθυσμού σε πειράματα καταγραφής. Η πιο γνωστή μη επεμβατική μέθοδος είναι το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ), το οποίο καταγράφει το δυναμικό στην επιφάνεια του κρανίου. Η λογική πίσω από το εγκεφαλογράφημα είναι ότι το δυναμικό στο κρανίο οφείλεται στην ηλεκτρική δραστηριότητα των νευρώνων του εγκεφάλου. Η εφαρμογή του ΗΕΓ είναι απλή, υστερεί όμως επειδή η δραστηριότητα καταγράφεται στο κρανίο και όχι στον εγκέφαλο. Για την προβολή της δραστηριότητας του κρανίου στην επιφάνεια του εγκεφάλου ήταν πρώτα απαραίτητη η ανάπτυξη απεικονιστικών μεθόδων για την ακριβή καταγραφή της γεωμετρίας του κεφαλιού, η μέτρηση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων του κεφαλιού και ανάπτυξη των υπολογιστικών συστημάτων για την προσομοίωση της συμπεριφοράς του κεφαλιού.

Μία διαφορετική προσέγγιση χρησιμοποιούν οι μέθοδοι που ανιχνεύουν τις μεταβολικές λειτουργίες του εγκεφάλου με χρήση επισημασμένων ουσιών. Βασίζονται στην εισαγωγή μίας επισημασμένης ουσίας στον οργανισμό, η οποία απορροφάται επιλεκτικά από τα εγκεφαλικά κύτταρα ανάλογα με τη δραστηριότητά τους, οπότε η καταγραφή της συγκέντρωσής με μέτρηση της ακτινοβολίας επιτρέπει την καταγραφή της δραστηριότητας του εγκεφάλου. Διαφορετικές ουσίες απορροφούνται υπό διαφορετικές συνθήκες, οπότε η ανάπτυξη ευρείας γκάμας ουσιών αποτέλεσε σημαντικό πλεονέκτημα των μεθόδων αυτών. Η πλέον σημαντική εξ αυτών είναι η PET (positron emission tomography – τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων), στην οποία οι επισημασμένες ουσίες είναι ραδιοϊσότοπα που εκπέμπουν ποζιτρόνια. Τα ποζιτρόνια αντιδρούν με την ύλη και παράγουν στιγμιαία ακτίνες γάμμα, οι οποίες είναι εύκολα ανιχνεύσιμες. Το βασικό μειονέκτημα των μεθόδων αυτών είναι η ανάγκη προετοιμασίας του εξεταζόμενου, το ενδεχομένως μεγάλο κόστος των επισημασμένων ουσιών και η ακτινοβολία που αυτές επάγουν στον εξεταζόμενο.

Η μέθοδος που έφερε καινοτομία στη μελέτη του εγκεφάλου είναι η fMRI (functional magnetic resonance imaging – λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού), η οποία δεν

απαιτεί απολύτως καμία προετοιμασία, εισαγωγή ουσίας, ακτινοβολήση ή επέμβαση για τον ασθενή. Σε αντίθεση με άλλους τύπους κυττάρων, οι νευρώνες δεν διατηρούν αποθέματα γλυκόζης και οξυγόνου στο εσωτερικό τους, συνεπώς μόλις ενεργοποιηθούν είναι απαραίτητη η άμεση αύξηση της αιματικής ροής και η παροχή οξυγόνου προς αυτούς. Αξιοποιώντας λοιπόν τη διαφορά της μαγνήτισης του πλούσιου και του φτωχού σε οξυγόνο αίματος, η fMRI μπορεί να εντοπίσει τις ενεργές περιοχές του εγκεφάλου. Η fMRI είναι γνωστή για την πολύ καλή χωρική της ακρίβεια, όμως η χρονική της ακρίβεια είναι της τάξης των δευτερολέπτων διότι βασίζεται στους χρόνους απόκρισης του αγγειακού συστήματος και συνεπώς υστερεί σημαντικά.

Μία άλλη μέθοδος καταγραφής της εγκεφαλικής δραστηριότητας είναι το μαγνητοεγκεφαλογράφημα (ΜΕΓ), το οποίο ανιχνεύει το μαγνητικό πεδίο που παράγει το ηλεκτρικό ρεύμα των νευρώνων. Η ένταση του μαγνητικού πεδίου είναι της τάξης των femptotesla, συνεπώς απαιτείται πλήρης απομόνωση από τις Η/Μ παρεμβολές του εξωτερικού περιβάλλοντος και πολύ ευαίσθητος εξοπλισμός. Αυτός είναι ο βασικός λόγος που η συγκεκριμένη μέθοδος δεν μπορούσε να εφαρμοστεί παλιότερα, όμως πλέον είναι εφαρμόσιμη και παρέχει πολύ καλή χρονική ακρίβεια, όπως και το ΗΕΓ. Η διαφορά με το ΗΕΓ είναι ότι το μαγνητικό πεδίο επηρεάζεται λιγότερο από τους υπόλοιπους ιστούς του κεφαλιού σε σχέση με το ηλεκτρικό πεδίο, συνεπώς το ΜΕΓ παρέχει καλύτερη χωρική ακρίβεια από το ΗΕΓ.

Η ανάπτυξη των μεθόδων καταγραφής της εγκεφαλικής δραστηριότητας, καθώς και η συνεχής αύξηση της διαθέσιμης υπολογιστικής ισχύος για την επεξεργασία των παραγόμενων δεδομένων επέτρεψαν την άνθιση της μελέτης του εγκεφάλου. Γίνεται λοιπόν προσπάθεια να προσδιοριστούν οι δομές και οι περιοχές εντός του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνες για τις διάφορες εγκεφαλικές λειτουργίες. Ένα σχετικό ερευνητικό θέμα αποτελεί η δημιουργία ενός πλήρους χάρτη του εγκεφάλου, ο οποίος θα παρουσιάζει όλες τις οδούς επικοινωνίας εντός του κεντρικού νευρικού συστήματος, με απώτερο στόχο την κατανόηση της εσωτερικής οργάνωσης του εγκεφάλου.

1.2 Σκοπός

Η παρούσα διπλωματική εργασία επιδιώκει να εξετάσει εάν υπάρχει κάποια συστηματική συμπεριφορά όσον αφορά την αλληλεπίδραση του ακουστικού φλοιού με τις υπόλοιπες περιοχές του εγκεφάλου κατά τη σύγκριση της διάρκειας ηχητικών παλμών σε ψυχοακουστικό πείραμα. Η εκτέλεση του πειράματος πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια ερευνητικής δραστηριότητας στη μονάδα Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας (BIOSIM) του Ε.Μ.Π. [1], ωστόσο η παρούσα εργασία είναι αποδεσμευμένη από τους στόχους της δραστηριότητας εκείνης. Κίνητρο της εργασίας αποτέλεσε η μελέτη της δομής του εγκεφάλου, των μεθόδων υπολογισμού της εγκεφαλικής δραστηριότητας και της έννοιας της συνδεσιμότητας. Δεδομένης της πειραματικής διαδικασίας, η διπλωματική εστιάζει στην αίσθηση της ακοής και στον τρόπο με τον οποίο οι εγκεφαλικές διεργασίες που σχετίζονται με την ακοή κατανέμονται και πραγματώνονται μέσα στον εγκέφαλο.

1.3 Δομή της εργασίας

Στο **Κεφάλαιο 2** γίνεται μία συνοπτική περιγραφή της δομής και της λειτουργίας του ακουστικού συστήματος, και παρουσιάζεται η έννοια της συνδεσιμότητας.

Στο **Κεφάλαιο 3** περιγράφεται το ψυχοακουστικό πείραμα από το οποίο αντλήθηκαν τα δεδομένα. Περιγράφεται επίσης η μεθοδολογία ορισμού των σημείων του κρανίου για την καταγραφή του δυναμικού στο κρανίο κατά το ΗΕΓ.

Στο **Κεφάλαιο 4** περιγράφονται αναλυτικά όλα τα βήματα της επεξεργασίας των μετρήσεων, μέχρι να παραχθούν τα τελικά αποτελέσματα. Σε κάθε βήμα θίγονται οι απαραίτητες μαθηματικές λεπτομέρειες και παρουσιάζονται τα πλεονεκτήματα/μειονεκτήματα των μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν.

Στο **Κεφάλαιο 5** γίνεται η παρουσίαση των αποτελεσμάτων και η αξιολόγησή τους με βάση τη διεθνή βιβλιογραφία.

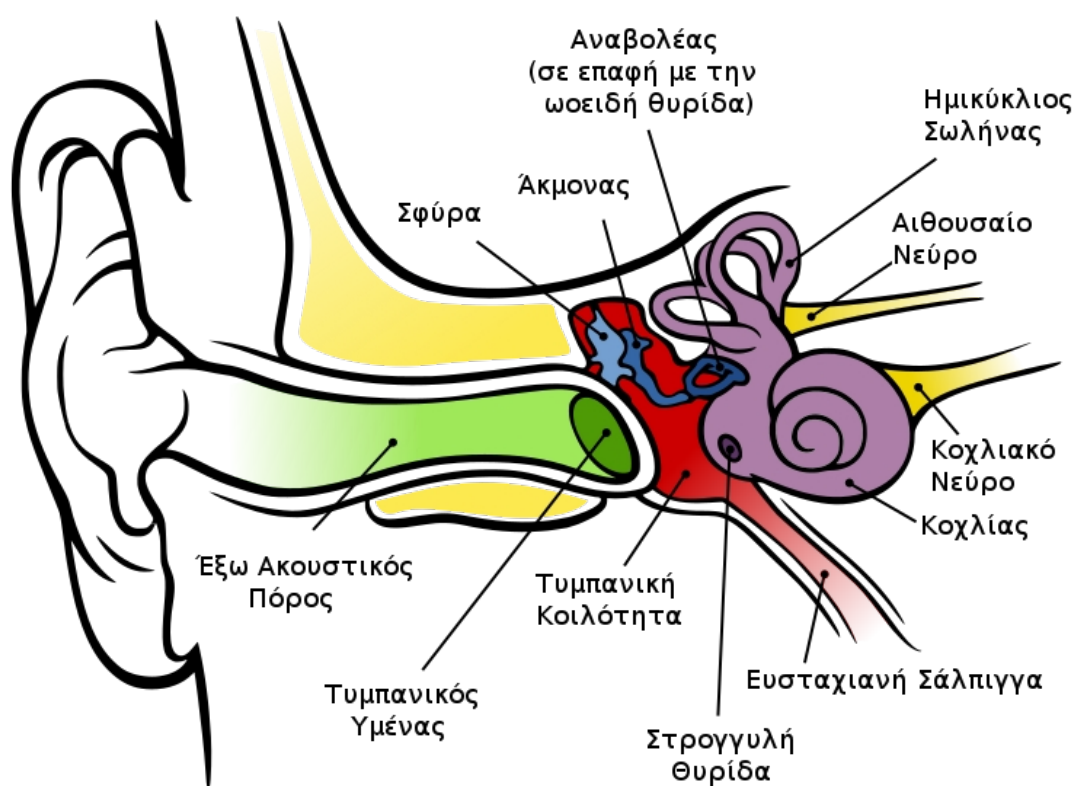
Στο **Κεφάλαιο 6** παρουσιάζονται όλα τα συμπεράσματα που προέκυψαν από την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων στο κεφάλαιο 5 για τη λειτουργία του εγκεφάλου. Σχολιάζονται επίσης συμπεράσματα που προέκυψαν για τις μεθόδους της πειραματικής διαδικασίας και της επεξεργασίας των δεδομένων.

Κεφάλαιο 2

Θεωρητικό Υπόβαθρο

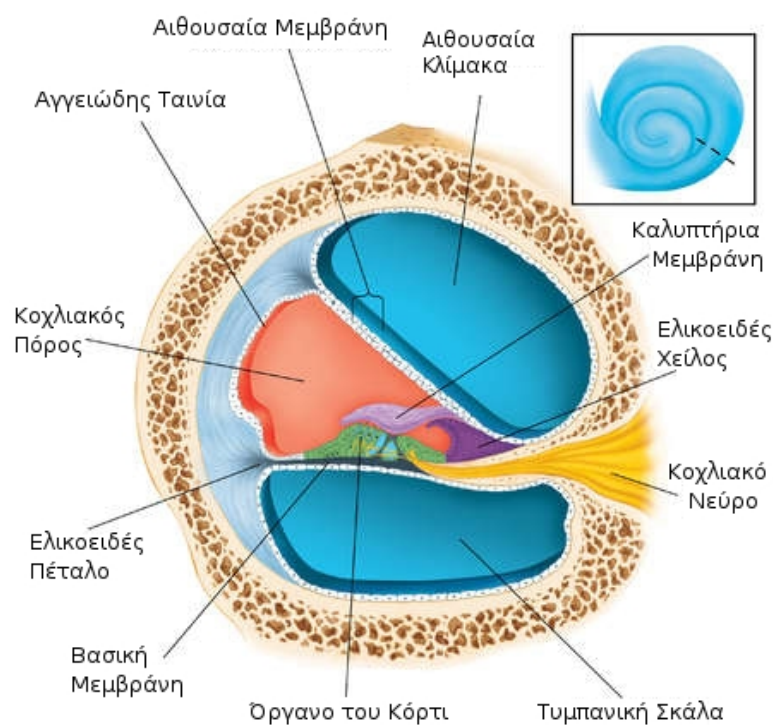
2.1 Δομή του ακουστικού συστήματος

Το ακουστικό σύστημα απαρτίζεται από το περιφερειακό και το κεντρικό ακουστικό σύστημα. Το περιφερειακό είναι υπεύθυνο για τη λήψη της ακουστικής πληροφορίας σε μορφή μηχανικής ταλάντωσης και της μετατροπής της σε ηλεκτρική μορφή η οποία να είναι αξιοποιήσιμη από το νευρικό σύστημα. Η δομή του περιφερειακού ακουστικού συστήματος φαίνεται στο σχήμα 1.



Σχήμα 1: Σχηματική αναπαράσταση της ανατομίας του ανθρώπινου ωτός

Τα σημεία ενδιαφέροντος του σχήματος είναι ο κοχλίας και το κοχλιακό νεύρο. Μία διατομή του κοχλίου φαίνεται στο σχήμα 2, όπου παρατηρούμε ότι ο κοχλίας περιέχει τρεις κοιλότητες: την αιθουσαία κλίμακα, την τυμπανική κλίμακα και τον ακουστικό πόρο. Και οι τρεις κοιλότητες περιέχουν στο εσωτερικό τους υγρό: η αιθουσαία και η τυμπανική κλίμακα περιέχουν την περιλέμφο και ο ακουστικός πόρος την ενδολέμφο.



Σχήμα 2: Σχηματική αναπαράσταση της τομής του κοχλίου

Πολύ συνοπτικά περιγράφεται η λειτουργία του περιφερειακού ακουστικού συστήματος [2] [3]. Το ακουστικό σήμα διεγείρει την τυμπανική μεμβράνη και η δόνηση της μεμβράνης διαδίδεται μέσω των οστών (σφύρα, άκμονας, αναβολέας) προς την ωοειδή θυρίδα του κοχλίου. Σε επαφή με την ωοειδή θυρίδα είναι η περιλήμφος της αιθουσαίας κλίμακας, η οποία κινείται επηρεαζόμενη από τις ταλαντώσεις της ωοειδούς θυρίδας. Η κίνηση της περιλήμφου διαδίδεται στην μέση κοιλότητα του κοχλίου και στην περιλήμφο της τυμπανικής κλίμακας, προκαλώντας την ταλάντωση της βασικής μεμβράνης. Η κίνηση της μεμβράνης ανιχνεύεται από το όργανο του Corti, το οποίο διαθέτει εξειδικευμένα κύτταρα που παράγουν ηλεκτρικό δυναμικό λόγω της κίνησης. Το δυναμικό διαδίδεται προς το κοχλιακό νεύρο, το οποίο στη συνέχεια κατευθύνει το δυναμικό αυτό βαθύτερα προς το κεντρικό ακουστικό σύστημα. Το αιθουσαίο νεύρο και οι ημικύκλιοι σωλήνες που φαίνονται στο σχήμα 1 συμμετέχουν σε λειτουργίες που σχετίζονται με τη βαρύτητα, την κλίση του κεφαλιού, την επιτάχυνση και την ισορροπία και συνεπώς δεν σχετίζεται με την παρούσα μελέτη.

Το κεντρικό ακουστικό σύστημα είναι υπεύθυνο για τη μεταφορά της ηλεκτρικής πλέον πληροφορίας από τον κοχλία στον εγκέφαλο, υπάρχουν όμως δύο οδοί: η πρωτεύουσα ακουστική και η μη πρωτεύουσα.

Η πρωτεύουσα οδός απεικονίζεται στο σχήμα 3 και καταλήγει στον πρωτεύοντα ακουστικό φλοιό, ο οποίος εκτελεί την επεξεργασία του ακουστικού σήματος και θα αποτελέσει το αντικείμενο μελέτης της παρούσας εργασίας.

Όπως φαίνεται η πρωτεύουσα οδός διέρχεται από τις εξής ακόλουθες δομές: [4]

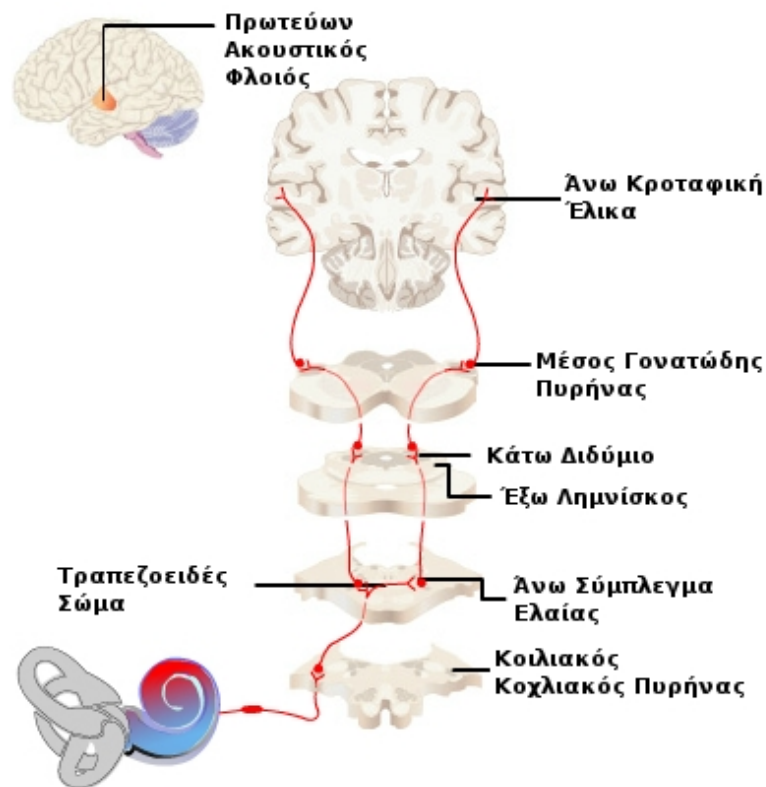
- Κοιλιακός Κοχλιακός Πυρήνας
- Τραπεζοειδές Σώμα
- Άνω Σύμπλεγμα Ελαίας
- Έξω Λημνίσκος
- Κάτω διδύμιο
- Μέσος Γονατώδης Πυρήνας

Οι νευρικές ίνες ξεκινούν από τον κοχλία μέσα από το κοχλιακό νεύρο, περνούν από τον κοχλιακό πυρήνα και στη συνέχεια διακλαδίζονται σε εκείνες που πηγαίνουν κατευθείαν στο σύμπλεγμα ελαίας και σε αυτές που περνούν μέσα από το τραπεζοειδές σώμα και οδηγούνται στο σύμπλεγμα ελαίας της αντίθετης πλευράς. Στο σύμπλεγμα ελαίας συναντώνται ίνες με πληροφορίες και από τα δύο αυτιά, οπότε το σύμπλεγμα αποτελεί το πρώτο στάδιο επεξεργασίας διμερούς πληροφορίας. Έχει μάλιστα διαπιστωθεί ότι το σύμπλεγμα ελαίας είναι υπεύθυνο για τη σύγκριση των ερεθισμάτων που λαμβάνονται από το κάθε αυτί ξεχωριστά ως προς το επίπεδο και τη χρονική στιγμή και ότι συμμετέχει στο χωρικό εντοπισμό της πηγής του ήχου. Οι ίνες στη συνέχεια περνούν από τον έξω λημνίσκο όπου διαχέονται σε πολλαπλούς εσωτερικούς πυρήνες (με κυριότερο το κάτω διδύμιο) και υφίστανται μερική επεξεργασία. Τέλος, όλες οι ίνες συγκλίνουν στο μέσο γονατώδη πυρήνα και από εκεί καταλήγουν στον ακουστικό φλοιό.

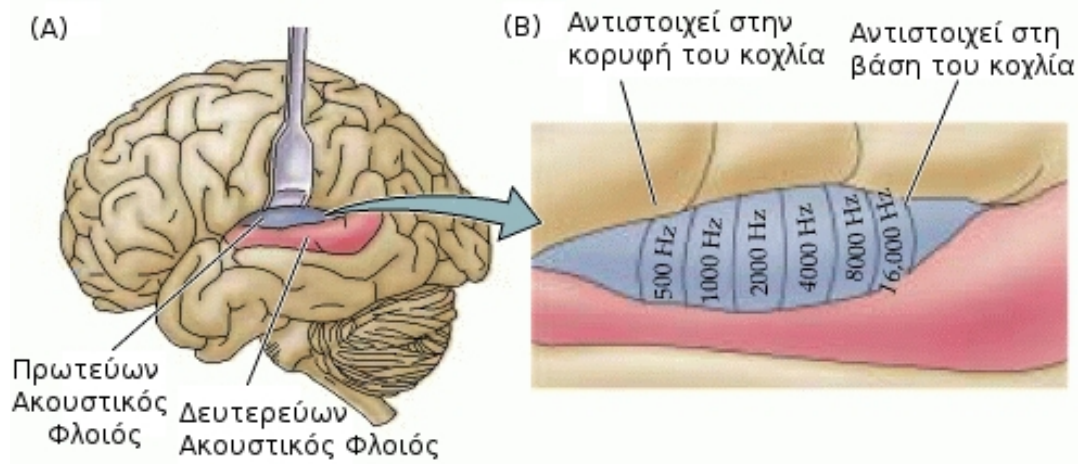
Όπως φαίνεται, η οδός διακλαδίζεται και γίνεται αμφίπλευρη πριν το επίπεδο του συμπλέγματος ελαίας. Κατά συνέπεια, μονομερείς βλάβες στην οδό ή τον ακουστικό φλοιό οδηγούν σε μικρά μόνο ελαττώματα της αίσθησης της ακοής και συνήθως σχετίζονται με το χωρικό εντοπισμό της πηγής του ήχου. Απεναντίας, έχει παρατηρηθεί ότι βλάβες στον ακουστικό φλοιό και των δύο ημισφαιρίων οδηγούν μέχρι και σε απώλεια της ακοής, γεγονός που υποδεικνύει ότι ο ακουστικός φλοιός είναι πράγματι το κέντρο της ακοής. [5]

Η θέση του πρωτεύοντος ακουστικού φλοιού φαίνεται στο σχήμα 4. [6] Παρατηρούμε ότι εδράζεται πρωτίστως στην εγκάρσια κροταφική έλικα, η οποία αναφέρεται επίσης και ως έλικα του Heschl και βρίσκεται εντός της πλάγια σχισμή. Παρατηρείται επίσης ο δευτερεύων ακουστικός φλοιός, ο οποίος εδράζεται στην άνω κροταφική έλικα. Ο πρωτεύων και ο δευτερεύων ακουστικός φλοιός απαρτίζουν μαζί τον ακουστικό φλοιό.

Ενδιαφέρον έχει το γεγονός ότι η διάκριση των συχνοτήτων των ακουστικών σημάτων πραγματοποιείται ήδη από τον κοχλία. Λόγω της δομής του κοχλία, η βασική μεμβράνη έχει διαφορετική συχνότητα συντονισμού σε διαφορετικά σημεία κατά μήκος της μέσης κοιλότητας [3], συνεπώς η θέση στην οποία παράγεται το ηλεκτρικό σήμα υποδηλώνει και τη συχνότητα του αντίστοιχου ακουστικού σήματος. Οι περιοχές του κοχλία προβάλλονται στον ακουστικό φλοιό, συνεπώς διαφορετική περιοχή του ακουστικού φλοιού ενεργοποιείται για διαφορετικές συχνότητες. Το φαινόμενο αυτό λέγεται τονοτοπία, καθώς υπάρχει σύνδεση μεταξύ του τόνου (της συχνότητας) και του τόπου (της θέσης ενεργοποίησης) [7], και απεικονίζεται στο σχήμα 4.



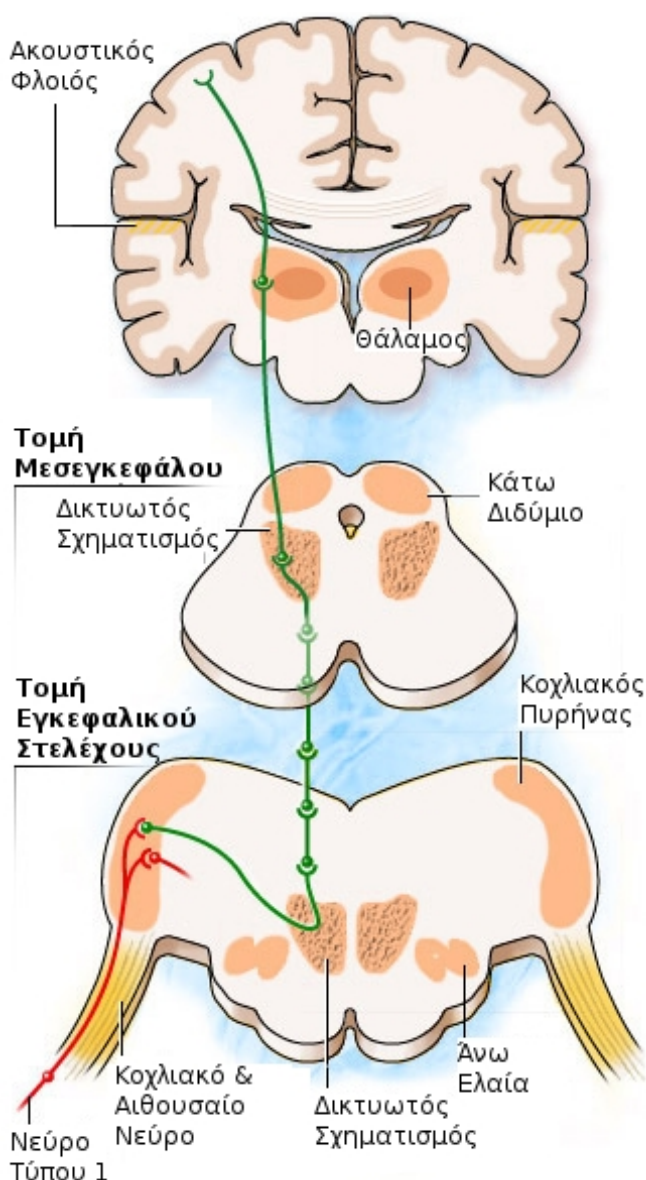
Σχήμα 3: Σχηματική αναπαράσταση της πρωτεύουσας ακουστικής οδού από τον κοχλία έως τον πρωτεύοντα ακουστικό φλοιό. Πηγή [4]



Σχήμα 4

(A) Πλευρική όψη του εγκεφάλου, διακρίνεται με μπλε ο πρωτεύων ακουστικός φλοιός και με ροζ ο δευτερεύων. (B) Σχηματική αναπαράσταση της τονοτοπίας του πρωτεύοντος ακουστικού φλοιού. Πηγή [6]

Η μη-πρωτεύουσα οδός καταλήγει στο συνειρμικό φλοιό. Ο συνειρμικός φλοιός περιλαμβάνει πληθώρα περιοχών του φλοιού οι οποίες δεν ανήκουν στην ομάδα των πρωτευόντων φλοιών (ακουστικός, οπτικός, οσφρητικός, σωματοαισθητικός) και που είναι αρμόδιες για την επεξεργασία του συνδυασμού των αισθητήρων πληροφοριών, για την αξιολόγησή τους στα πλαίσια της νόησης και για το σχεδιασμό στοχευμένων αντιδράσεων. [8] Η μη πρωτεύουσα οδός συμμετέχει μερικώς στη σύγκριση των ερεθισμάτων και στην επιλογή των πιο σημαντικών, επιτρέποντας την εστίαση της προσοχής του ατόμου σε συγκεκριμένα ερεθίσματα. [9] Μία απλοϊκή αναπαράσταση της μη πρωτεύουσας οδού μπορεί να παρατηρηθεί στο σχήμα 5.



Σχήμα 5: Σχηματική αναπαράσταση της μη πρωτεύουσας ακουστικής οδού από τον κοχλιακό πυρήνα στο συνειρμικό φλοιό. Πηγή [9]

2.2 Η έννοια της συνδεσιμότητας

Παρόλο που η ανατομία του εγκεφάλου έχει πλήρως προσδιοριστεί, δεν είναι γνωστός ο τρόπος με τον οποίον τα σύνθετα νευρικά συστήματα στο εσωτερικό του λειτουργούν και επικοινωνούν μεταξύ τους. Προκειμένου να μελετηθούν οι αλληλεπιδράσεις εντός του εγκεφάλου, αναπτύχθηκε η έννοια της συνδεσιμότητας. Ακριβής ορισμός για την συνδεσιμότητα δεν υπάρχει, παρόλ' αυτά η συνδεσιμότητα μπορεί να διακριθεί σε τρεις κατηγορίες [10][11][12][13]:

- **Ανατομική συνδεσιμότητα:** Αναφέρεται σε πραγματικές συνδέσεις μεταξύ νευρώνων ή ομάδων νευρώνων. Η μελέτη της ανατομική συνδεσιμότητα απαιτεί μεγάλη χωρική ακρίβεια, η οποία είναι συνήθως δύσκολο να επιτευχθεί με μη επεμβατικές μεθόδους. Επιπλέον, το νευρικό σύστημα παρουσιάζει δυναμική συμπεριφορά, με αποτέλεσμα οι συνδέσεις να μην είναι σταθερές σε μεγάλα χρονικά διαστήματα. Ως εκ τούτου η ανατομική συνδεσιμότητα μελετάται δύσκολα.
- **Λειτουργική συνδεσιμότητα:** Αναφέρεται στη χρονική συσχέτιση μεταξύ της συμπεριφοράς δύο ξεχωριστών περιοχών. Σε αντίθεση με τη ανατομική, η λειτουργική συνδεσιμότητα είναι μία καθαρά μαθηματική έννοια που μπορεί να ποσοτικοποιηθεί με στατιστικές μεθόδους και μπορεί να χρησιμοποιηθεί εύκολα εφόσον είναι γνωστή η δραστηριότητα στον εγκέφαλο. Ωστόσο τα αποτελέσματα της λειτουργικής συνδεσιμότητας αποτελούν απλώς στατιστικές ενδείξεις και δεν αποδεικνύουν την πραγματική επικοινωνία μεταξύ των νευρικών δομών. Σε σχετική μελέτη έχει παρατηρηθεί συσχέτιση μεταξύ των αποτελεσμάτων της ανατομική και της λειτουργικής συνδεσιμότητας, [14] ωστόσο δεν έχει αποδειχθεί η σύνδεση μεταξύ των δύο.
- **Δραστική συνδεσιμότητα:** Αποτελεί συνδυασμό της λειτουργικής και της ανατομική συνδεσιμότητα και επιδιώκει να προσδιορίσει την αιτιότητα που περιέχεται στην αλληλεπίδραση μεταξύ των μελετώμενων δομών. Σε αυτή τη μορφή της συνδεσιμότητας έχει σημασία η κατεύθυνση ροής της πληροφορίας και ο έλεγχος που ασκεί η μία νευρική δομή στην άλλη. Συνεπώς, η δραστική συνδεσιμότητα χειρίζεται έννοιες όπως τη χρονική διαδοχή μεταξύ της ενεργοποίησης διαφορετικών περιοχών και προαπαιτεί την ύπαρξη κάποιου δομικού μοντέλου του εγκεφάλου. Η δραστική συνδεσιμότητα είναι ευάλωτη λόγω των επισφαλών υποθέσεων που έχουν γίνει κατά τη σύνθεση του μοντέλου και λόγω των διαφορετικών μοντέλων που χρησιμοποιούνται από διαφορετικούς ερευνητές.

Όπως φαίνεται, οι παραπάνω ορισμοί είναι σχετικά γενικοί και δεν προσδιορίζουν τις μεθόδους με τις οποίες υπολογίζεται η συνδεσιμότητα. Έχει διαπιστωθεί ότι ο ίδιος όρος χρησιμοποιείται συχνά λανθασμένα από διαφορετικούς ερευνητές για να περιγράψουν διαφορετικές πειραματικές διαδικασίες (καταγραφή με ΗΕΓ/ΜΕΓ/fMRI, μελέτη στο χρόνο ή στη συχνότητα κ.ά.) [12], οπότε είναι απαραίτητο να δίνεται προσοχή στις λεπτομέρειες κατά τη μελέτη της συνδεσιμότητας.

Η κατάτμηση του εγκεφάλου σε περιοχές που απαιτείται από την λειτουργική και τη δραστική συνδεσιμότητα βασίζεται στην ιδιότητα του εγκεφάλου να λειτουργεί κατανεμημένα αλλά και ενιαία. [13][15] Αφενός έχουμε την ιδιότητα του εντοπισμού/διαχωρισμού, σύμφωνα

με την οποία κύτταρα του εγκεφάλου που συμμετέχουν στην ίδια λειτουργία βρίσκονται οργανωμένα σε ομάδες εντός οριοθετημένων περιοχών. Στο εσωτερικό των περιοχών εκτελούνται εξειδικευμένες λειτουργίες και η κάθε περιοχή συμπεριφέρεται ολόκληρη σαν μία ενιαία, ομοιογενής οντότητα. Αφετέρου έχουμε την ιδιότητα της ολοκλήρωσης, σύμφωνα με την οποία ο εγκέφαλος αποτελεί ένα ενιαίο όργανο και το εσωτερικό του λειτουργεί συγχρονισμένα. Συνεπώς, οι ανεξάρτητες περιοχές βάσει του εντοπισμού αλληλεπιδρούν μεταξύ τους προκειμένου να παραγάγουν πιο σύνθετες λειτουργίες του εγκεφάλου.

Η ανάπτυξη προηγμένων απεικονιστικών μεθόδων, όπως της fMRI [16], έχει καθιερώσει τον εντοπισμό ως βασική αρχή της δομής του ανθρώπινου εγκεφάλου, ενώ έχει παρατηρηθεί η οργάνωση και αλληλεπίδραση των μεμονωμένων περιοχών του εγκεφάλου σε μορφή δικτύου, ενισχύοντας την έννοια της ολοκλήρωσης [17]. Εντός αυτών των πλαισίων, η μελέτη της συνδεσιμότητας αποσκοπεί στην εύρεση των αλληλεπιδράσεων και των οδών που επιτρέπουν στον κατανεμημένο εγκέφαλο να λειτουργεί ολοκληρωτικά. Αν η συνδεσιμότητα μελετηθεί μεταξύ περιοχών του εγκεφάλου που είναι γνωστό ότι λειτουργούν ανεξάρτητα βάσει του εντοπισμού, τότε η μελέτη μπορεί να παραγάγει συμπεράσματα σχετικά με την πραγματική οργάνωση εντός του εγκεφάλου.

Κεφάλαιο 3

Πειραματική Διαδικασία

Σε αυτήν την ενότητα περιγράφονται οι λεπτομέρειες του τρόπου διεξαγωγής της πειραματικής διαδικασίας. Οι πληροφορίες που παρέχονται βασίστηκαν εν πολλοίς σε προηγούμενη μελέτη που πραγματοποιήθηκε για το ίδιο πείραμα.[1] Στην προηγούμενη μελέτη παρέχονται ακόμα περισσότερες πληροφορίες για την πειραματική διαδικασία, οι οποίες εδώ παραλήφθηκαν καθώς δεν κρίθηκε απαραίτητο να αναφερθούν.

3.1 Παρουσίαση Πειράματος

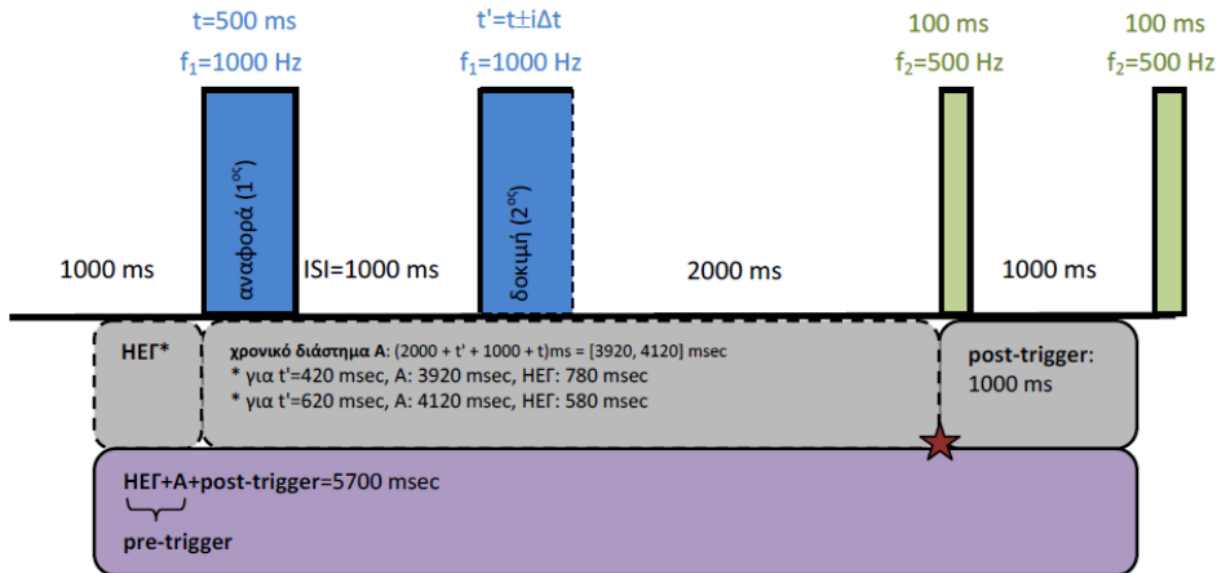
Για την εκπόνηση του πειράματος συμμετείχαν 10 υγιείς εθελοντές (5 άνδρες και 5 γυναίκες) με μέση ηλικία 31.1 έτη και με τυπική απόκλιση 4.2 έτη. Κατά τη διάρκεια του πειράματος, οι εθελοντές καλούνταν να ακούσουν στη σειρά δύο ήχους και να απαντήσουν εάν ο δεύτερος ήχος είχε μεγαλύτερη διάρκεια από τον πρώτο ήχο, ενώ συγχρόνως καταγραφόταν το δυναμικό στην επιφάνεια του κρανίου των εθελοντών με ΗΕΓ. Ο πρώτος ήχος, ο οποίος θα αναφέρεται στο εξής ως ήχος αναφοράς, είχε σταθερή χρονική διάρκεια ίση με 500ms. Ο δεύτερος ήχος, που θα αναφέρεται ως ήχος δοκιμής, είχε μεταβλητή διάρκεια, η οποία περιγράφεται από την ακόλουθη σχέση:

$$\Delta t = 500 \text{ ms} + 20i, \text{ όπου } i = \{-4, \dots, 6\} \quad (1)$$

Δηλαδή ο ήχος δοκιμής είχε ελάχιστη διάρκεια 420ms, μέγιστη διάρκεια 620ms και βήμα 20ms. Η ακριβής χρονική διάταξη της κάθε επανάληψης της πειραματικής δοκιμής φαίνεται στο σχήμα 6. Συγκεκριμένα, κάθε ακολουθία αποτελείται από τα ακόλουθα τμήματα:

1. Εισαγωγικό διάστημα: αντιστοιχεί στο διάστημα σιωπής πριν την αναπαραγωγή των ερεθισμάτων και έχει διάρκεια 1000ms.
2. Διάστημα ερεθισμάτων:
 - a. Παλμός αναφοράς: συμπίπτει με το χρονικό διάστημα αναπαραγωγής του ήχου αναφοράς και έχει διάρκεια 500ms.
 - b. Διάστημα μεταξύ των παλμών: έχει σταθερή διάρκεια 1000ms και αντιστοιχεί στο χρονικό διάστημα σιωπής μεταξύ της αναπαραγωγής των παλμών αναφοράς και δοκιμής. Ο παλμός αναφοράς έχει σταθερή διάρκεια 500ms και συχνότητα 1000Hz.
 - c. Παλμός δοκιμής: συμπίπτει με το χρονικό διάστημα αναπαραγωγής του ήχου δοκιμής. Ο ήχος έχει μεταβλητή διάρκεια, η οποία ορίζεται από τη σχέση (1), και συχνότητα 1000Hz.
 - d. Διάστημα μετά τη δοκιμή: αντιστοιχεί στο χρονικό διάστημα σιωπής μετά τον ήχο δοκιμής και έχει σταθερή διάρκεια 2000ms.
3. Διάστημα μετά τα ερεθίσματα: έπεται του διαστήματος ερεθισμάτων και περιέχει διαδοχικά έναν ηχητικό παλμό διάρκειας 100ms και συχνότητας 500Hz, ένα διάστημα σιωπής 1000ms και

έναν επιπλέον παλμό διάρκειας 100ms και συχνότητας 500Hz. Αποσκοπεί στη σήμανση της λήξης της παρούσας δοκιμής.



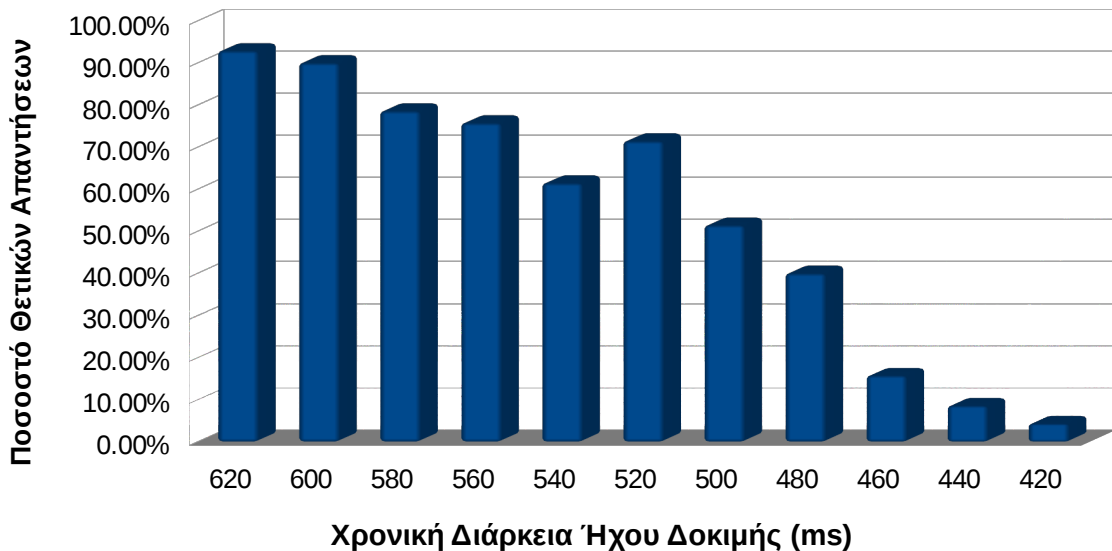
Σχήμα 6: Σχηματική αναπαράσταση της ακολουθίας ηχητικών παλμών της πειραματικής διαδικασίας. Πηγή σχήματος [1]

Η πειραματική διαδικασία επαναλήφθηκε 10 φορές για την κάθε τιμή διάρκειας, οπότε πραγματοποιήθηκαν συνολικά 110 δοκιμές ανά εθελοντή. Επιπλέον, οι τιμές της διάρκειας του ήχου δοκιμής κατανεμήθηκαν με ψευδοτυχαίο τρόπο μέσα στις 110 δοκιμές και χρησιμοποιήθηκε η ίδια κατανομή για όλους τους εθελοντές.

Στο σχήμα 6 φαίνεται στο γκρι και μοβ πλαίσιο η καταγραφή της δραστηριότητας στο κranίο. Το διάστημα ερεθισμάτων περιέχεται ολόκληρο μέσα στο εγκεφαλογράφημα και είναι το τμήμα το οποίο θα μελετηθεί αναλυτικά. Από το διάστημα μετά τα ερεθίσματα καταγράφονται μόνο τα πρώτα 1000ms, ενώ από το εισαγωγικό διάστημα καταγράφεται μόνο το τμήμα μεταβλητής διάρκειας “HEG”. Η διάρκειά του τμήματος HEG εξαρτάται από τη διάρκεια του παλμού δοκιμής και κυμαίνεται από 580ms (για παλμό δοκιμής 620ms) έως 780ms (για παλμό δοκιμής 420ms), έτσι ώστε η συνολική διάρκεια της καταγραφής της δραστηριότητας να είναι σταθερή και ίση με 5.7sec.

Όσον αφορά τις απαντήσεις που δόθηκαν από τους εθελοντές, ποσοτικοποιήσαμε την απάντηση “Ναι” ως μονάδα (1) και την απάντηση “Όχι” ως μηδέν (0). Στο σχήμα 7 παρουσιάζεται το γράφημα με το μέσο όρο των ποσοτικοποιημένων απαντήσεων των εθελοντών για κάθε τιμή της διάρκειας του ήχου δοκιμής.

Ποσοστό θετικών απαντήσεων στην ερώτηση
"Είναι ο δεύτερος παλμός μεγαλύτερης διάρκειας από τον πρώτο;"



Σχήμα 7: Διάγραμμα ποσοστού θετικών απαντήσεων στην ερώτηση "Είναι ο δεύτερος ήχος μεγαλύτερης διάρκειας από τον πρώτο;". Στον οριζόντιο άξονα φαίνεται η πραγματική διάρκεια του ήχου δοκιμής, και στον κατακόρυφο το ποσοστό των θετικών απαντήσεων.

Παρατηρείται μία συστηματική αύξηση των απαντήσεων "Ναι" καθώς η διάρκεια του ήχου δοκιμής μεγαλώνει, και ότι όταν ο ήχος αναφοράς και ο ήχος δοκιμής έχουν ίση διάρκεια 500ms, οι εθελοντές αδυνατούν να διακρίνουν ποιος είναι μεγαλύτερος και προκύπτει το ιδανικό ποσοστό 50%. Το χαμηλό ποσοστό στη διάρκεια 540ms οφείλεται σε λανθασμένες απαντήσεις κυρίως του δέκατου εθελοντή και αποτελεί στατιστική απόκλιση. Εάν παραλειπόταν ο εθελοντής, το ποσοστό θα λάμβανε τιμή 68.33%, ομαλοποιώντας την απόκλιση, παρόλ' αυτά είναι σαφές ότι στους ήχους με διάρκεια ελαφρώς μεγαλύτερης των 500ms υπάρχει πρόβλημα αναγνώρισης της διάρκειας του ήχου. Απεναντίας οι συντομότεροι ήχοι γίνονται αντιληπτοί με μεγαλύτερο ποσοστό επιτυχίας. Το γεγονός αυτό ήταν αναμενόμενο, καθώς σύμφωνα με σχετικές μελέτες οι εθελοντές μπορούν να αντιληφθούν πιο εύκολα ότι ο ήχος δοκιμής είναι συντομότερος από τον ήχο αναφοράς.[1] Για το λόγο αυτό επιλέχθηκε οι τιμές διάρκειας που είναι μεγαλύτερες των 500ms να είναι περισσότερες των τιμών που είναι μικρότερες των 500ms.

Το σχήμα 7 περιέχει σημαντικές πληροφορίες για την αντίληψη της διάρκειας του ήχου και θα αποτελέσει τη βάση για την αξιολόγηση της εγκυρότητας των αποτελεσμάτων στο κεφάλαιο 5.

3.2 Διάταξη Ηλεκτροδίων ΗΕΓ

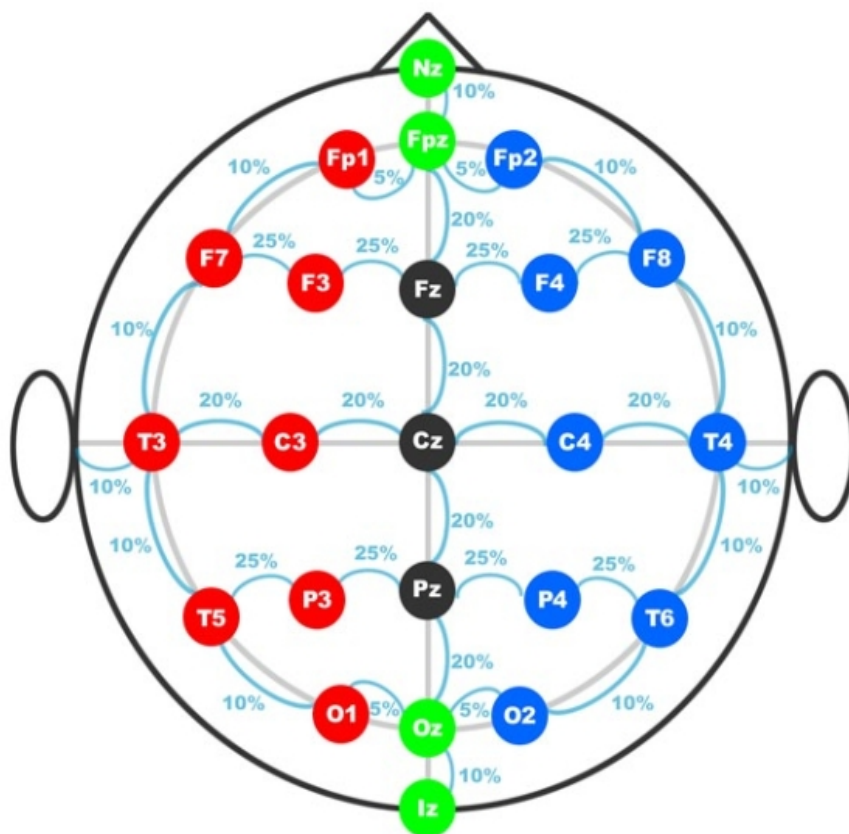
Η καταγραφή της δραστηριότητας του κρανίου πραγματοποιήθηκε με μη επεμβατικό ΗΕΓ 32 σημείων. Η τοποθέτηση των σημείων βασίστηκε στο σύστημα 10-20, το οποίο ορίζει με αναλυτικό τρόπο τις συντεταγμένες τοποθέτηση των ηλεκτροδίων πάνω στο κρανίο. Η ύπαρξη του συστήματος είναι απαραίτητη για να ορίζονται μονοσήμαντα οι θέσεις των ηλεκτροδίων, παρόλο που η γεωμετρία του κρανίου είναι υποκειμενική και διαφέρει μεταξύ των εθελοντών.

Για τον ορισμό των θέσεων των ηλεκτροδίων καταρχάς ορίζονται τέσσερα σημεία αναφοράς πάνω στο κρανίο: [18]

- Ρινίο (nasion): Βρίσκεται μεταξύ του μετώπου και της μύτης και ορίζεται ως το σημείο ραφής του μετωπιαίου και των δύο ρινικών οστών.
- Ινίο (inion): Βρίσκεται στο ινιακό οστό και ορίζεται ως το σημείο πάνω από το έξω ινιακό όγκωμα (*protuberantia occipitalis ext.*) του ινιακού οστού.
- Προωτιαία (preauricular): Ορίζεται ως το σημείο της οπίσθιας ρίζας του ζυγωματικού τόξου που βρίσκεται αμέσως μπροστά από το άνω άκρο του τράγου.

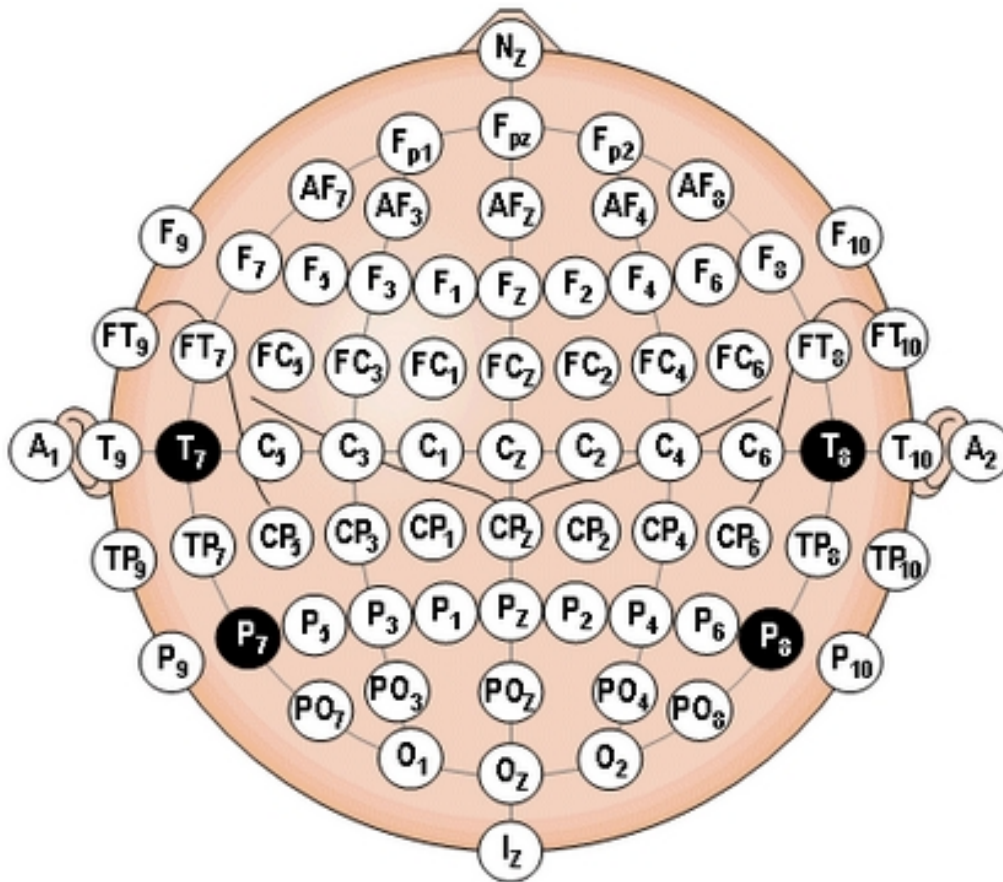
Τα αναλυτικά βήματα για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων παραλείπονται και μπορούν να βρεθούν στη βιβλιογραφία.[1][19] Εντούτοις, δεδομένων των τεσσάρων σημείων αναφοράς, το σχήμα 8 παρουσιάζει με σαφήνεια το τελικό πλέγμα που προσδιορίζει την τοποθέτηση των υπόλοιπων σημείων. Παρατηρούμε ότι η επιλογή των σημείων βασίζεται στην κατάτμηση της οβελιαίας απόστασης μεταξύ του ρινίου και του ινίου, της στεφανιαίας απόστασης μεταξύ των προωτιαίων σημείων και της εγκάρσιας απόστασης των σημείων Fpz και Oz σε ποσοστά 10% και 20%, εξ ου και η ονομασία του συστήματος.

Η χρήση του 20% οδηγεί στην τοποθέτηση μόνο 23 ηλεκτροδίων, πλήθος σαφώς ανεπαρκές για τη λήψη ενός ΗΕΓ. Για το λόγο αυτό το σύστημα 10-20 έχει αναπτυχθεί ώστε να ορίζει τις συντεταγμένες περισσότερων ηλεκτροδίων. Αναφορικά, το σύστημα 10-10 χρησιμοποιεί μόνο ποσοστά 10% ενώ το σύστημα 10-5 είναι ακόμα πιο λεπτομερές και χρησιμοποιεί και αποστάσεις 5%. [20] Στο σχήμα 9 παρουσιάζεται η θέση 75 σημείων με βάση το σύστημα 10-10.



Σχήμα 8: Προσεγγιστική αναπαράσταση της σχετικής θέσης των σημείων του συστήματος 10-20

Η ονομασία των ηλεκτροδίων προκύπτει βάσει της θέσης τους πάνω στο κρανίο. Κάθε όνομα αποτελείται από ένα ή δύο κεφαλαία γράμματα και έναν αριθμό. Τα κεφαλαία γράμματα δηλώνουν την περιοχή στην οποία βρίσκονται τα ηλεκτρόδια. Το γράμμα 'F' σημαίνει frontal και δηλώνει ότι το ηλεκτρόδιο βρίσκεται στο μετωπιαίο τμήμα του κρανίου. Το γράμμα 'T' (temporal) χρησιμοποιείται για το κροταφικό τμήμα. Το γράμμα 'P' (parietal) χρησιμοποιείται για το βρεγματικό τμήμα, το γράμμα 'O' (occipital) για το ινιακό και το γράμμα 'C' (central) για το κεντρικό. Ειδικά στην περίπτωση του μετωπιαίου τμήματος, τα σημεία που βρίσκονται κοντά στο μέτωπο έχουν επιπλέον το γράμμα 'p' (polar) (πχ Fp2). Συνδυασμός των γραμμάτων 'F', 'T', 'P', 'C', 'O' αναφέρεται σε σημεία που βρίσκονται μεταξύ των αντίστοιχων περιοχών, ενώ τα γράμματα 'AF' αναφέρονται στα σημεία μεταξύ των 'F' και 'Fp'. Επίσης το γράμμα 'A' (auricular) αναφέρεται στα προωτιαία σημεία. Οι αριθμοί δηλώνουν το ημισφαίριο στο οποίο βρίσκεται το σημείο: τα σημεία του αριστερού ημισφαιρίου έχουν περιττό αριθμό ενώ τα σημεία του δεξιού ημισφαιρίου έχουν άρτιο αριθμό. Κατ' εξαίρεση τα σημεία πάνω στο οβελιαίο επίπεδο έχουν το μικρό γράμμα 'z' αντί για αριθμό, ενώ οι αριθμοί αυξάνονται καθώς τα σημεία απομακρύνονται από το οβελιαίο επίπεδο.



Σχήμα 9: Προσεγγιστική αναπαράσταση της θέσης 75 σημείων του συστήματος 10-10

Για το πείραμα χρησιμοποιήθηκαν 32 ηλεκτρόδια τα οποία αναφέρονται στη συνέχεια, ταξινομημένα βάσει του ονόματός τους και σε ζεύγη συμμετρικών: Fp1-Fp2, F7-F8, F3-F4, FC1-FC2, FC5-FC6, T7-T8, C3-C4, CP1-CP2, CP5-CP6, P7-P8, P3-P4, O1-O2, Fpz, AFz, Fz, Cz, Pz, Oz, A1-A2. Τα σημεία A1 και A2 χρησιμοποιήθηκαν ως σημεία αναφοράς για τις συντεταγμένες και δεν αξιοποιήθηκαν κατά την επεξεργασία των δεδομένων.

Κεφάλαιο 4

Επεξεργασία Μετρήσεων

Για την επεξεργασία των δεδομένων χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα MNE-Python. Το συγκεκριμένο πρόγραμμα βασίζεται στην προγραμματιστική δύναμη της γλώσσας προγραμματισμού Python. Στη χρήση μοιάζει με προγράμματα όπως το Matlab, ωστόσο διανέμεται ως δωρεάν λογισμικό υπό άδεια BSD. Το πρόγραμμα έχει αναπτυχθεί μέσω της συνεργασίας ερευνητών από πολλά πανεπιστήμια ανά τον κόσμο και βασίζεται στη λογική ανοιχτού περιβάλλοντος ανάπτυξης, οπότε οποιοσδήποτε χρήστης μπορεί να συνεισφέρει στο έργο των ερευνητών.

Το MNE παρέχει τη δυνατότητα επεξεργασίας δεδομένων από ΗΕΓ και ΜΕΓ. Χάρη στη γλώσσα python, παρέχει επίσης τη δυνατότητα δημιουργίας σύνθετων απεικονιστικών μεθόδων των αποτελεσμάτων, την οποία και θα αξιοποιήσουμε για την παραγωγή χρήσιμων διαγραμμάτων και αναπαραστάσεων. [21]

4.1 Μετάβαση από το χώρο αισθητήρων στο χώρο πηγών

Σε αυτή την ενότητα εξετάζουμε τα βήματα που απαιτούνται για να υπολογίσουμε τη δραστηριότητα στον εγκεφαλικό φλοιό ξεκινώντας από τις μετρήσεις του ΗΕΓ που πραγματοποιήθηκαν στην εξωτερική επιφάνεια του κεφαλιού.

4.1.1 Προεπεξεργασία σήματος

Τα δεδομένα που παρήχθησαν από την πειραματική διαδικασία δεν διακρίνουν μεταξύ τους τις διαφορετικές δοκιμές του πειράματος. Συνεπώς ήταν απαραίτητη η διάκριση των δοκιμών κι η αντιστοίχισή τους σε εθελοντές και σε διάρκειες του ήχου δοκιμής. Η διαδικασία της διάκρισης των γεγονότων είναι τυπική και πραγματοποιείται στο αρχείο κώδικα `create_raw_files.py` (A.1.1).

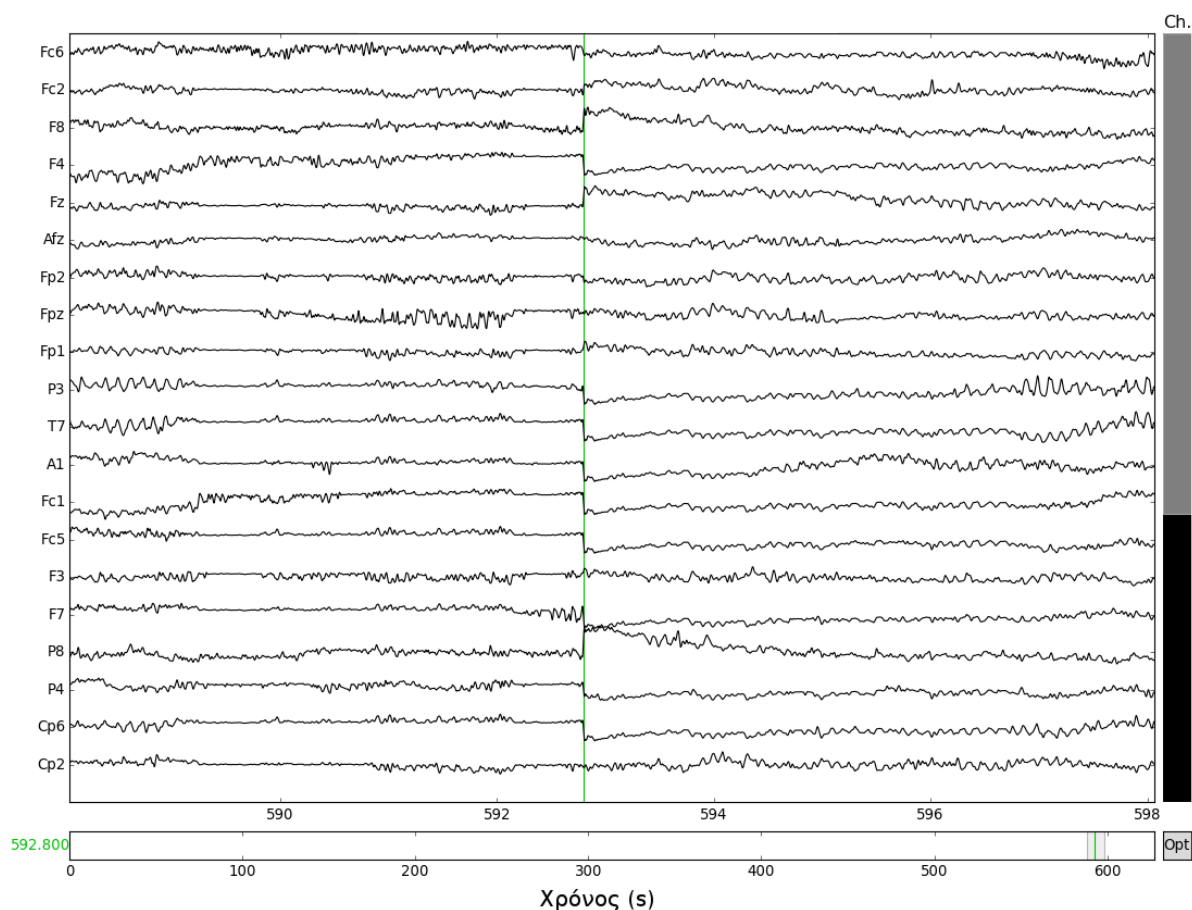
Επίσης μειώθηκε ο όγκος των δεδομένων πραγματοποιώντας υποδειγματοληψία των σημάτων. Συγκεκριμένα, τα σήματα των δεδομένων έχουν συχνότητα δειγματοληψίας 1000Hz, δηλαδή η περίοδος δειγματοληψίας είναι 1ms. Η μέγιστη συχνότητα που θα μελετηθεί σε αυτήν την ανάλυση είναι $f_m=50\text{ Hz}$, οπότε σύμφωνα με το θεώρημα Nyquist που φαίνεται στη σχέση (2), η συχνότητα δειγματοληψίας f_s μπορεί να μειωθεί μέχρι και τα 100Hz.

$$f_s \geq 2f_m \quad (2)$$

Συμπερασματικά, έχουμε τη δυνατότητα μείωσης των δειγμάτων. Παρόλ' αυτά, δεν γνωρίζουμε ποια είναι η μέγιστη συχνότητα στα σήματα του ΗΕΓ και απευθείας εφαρμογή της υποδειγματοληψίας ενδέχεται να προκαλέσει την αναδίπλωση (aliasing) και παραμόρφωση του φάσματος του σήματος. Για το λόγο αυτό εφαρμόστηκε πρώτα βαθυπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής τα 52Hz ώστε η συχνότητα δειγματοληψία κατά το Nyquist της σχέσης να μπορεί να μειωθεί έως τα 104Hz (κώδικας A.1.1). Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε η υποδειγματοληψία κατά παράγοντα ίσο με 7, οπότε η συχνότητα δειγματοληψίας μειώθηκε στα

$f_s \approx 143 \text{ Hz}$ και ο όγκος των δεδομένων μειώθηκε στο 14%, χωρίς να επηρεαστεί το φασματικό περιεχόμενο στις συχνότητες που θα μελετηθούν (κώδικας A.1.3).

Πραγματοποιήθηκε επίσης μερική αποθορυβοποίηση των σημάτων. Στην παρούσα εργασία προτιμήσαμε να αποφύγουμε σύνθετες μεθόδους που επεμβαίνουν στο φασματικό περιεχόμενο των σημάτων καθώς δεν κρίθηκε αναγκαία η εφαρμογή τους. Ωστόσο, ένα βασικό πρόβλημα που παρατηρήθηκε κατά τη μελέτη του ΗΕΓ είναι ότι τα κανάλια δεν έχουν ομοιόμορφη μεταβολή της στάθμης του δυναμικού τους όταν δεν έχει εφαρμοστεί ακόμα κάποιο ερέθισμα. Στο σχήμα 10 παρατηρούμε ακριβώς αυτό το φαινόμενο. Η πράσινη διακεκομμένη γραμμή διαχωρίζει δύο ξεχωριστές δοκιμές και παρατηρούμε ότι η στάθμη του δυναμικού μεταβάλλεται μεταξύ των δύο δοκιμών. Ωστόσο η μεταβολή δεν είναι κοινή για όλα τα κανάλια και η διαφορά στη μεταβολή αναμένεται να επηρεάσει τα αποτελέσματα της ανάλυσης του σήματος, παρόλο που δεν έχει προκληθεί από το ακουστικό ερέθισμα.



Σχήμα 10: Στιγμιότυπο του ΗΕΓ του εθελοντή 5 όπου φαίνεται η ανομοιόμορφη μεταβολή της στάθμης των καναλιών. Η πράσινη διακεκομμένη ορίζει το σημείο όπου γίνεται μετάβαση σε ΗΕΓ διαφορετικής δοκιμασίας και όπου εκδηλώνεται η μεταβολή της στάθμης.

Για την απομάκρυνση του προαναφερθέντος φαινομένου χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος της διόρθωσης στάθμης. Η μέθοδος αυτή έχει μελετηθεί και χρησιμοποιηθεί ευρέως διότι βελτιώνει την ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ [22][23][24][25] και έχει στόχο να απαλείψει αποκλειστικά τις

ανομοιομορφίες που αναπτύσσονται στη στάθμη του δυναμικού μεταξύ των καναλιών, χωρίς να επηρεάσει τις ταχείες διακυμάνσεις του ΗΕΓ. Η μεταβολή του επιπέδου του δυναμικού μπορεί να μεταβληθεί είτε λόγω εγκεφαλικής δραστηριότητας είτε λόγω παραγόντων όπως η εφίδρωση και η δραστηριότητα κοντινών μυών, όμως σε κάθε περίπτωση δεν σχετίζεται άμεσα με το ερέθισμα του πειράματος. [26] Για το λόγο αυτό, η ανίχνευση της μεταβολής της στάθμης του δυναμικού πραγματοποιείται σε κάποιο τμήμα του σήματος όπου το ερέθισμα δεν έχει ακόμα επενεργήσει. Η ανίχνευση πραγματοποιείται ξεχωριστά σε κάθε κανάλι του ΗΕΓ και για το επιλεγμένο χρονικό διάστημα του ΗΕΓ υπολογίζεται ο μέσος όρος του δυναμικού, ο οποίος θεωρείται ότι είναι η ανεπιθύμητη μετατόπιση της στάθμης του δυναμικού του καναλιού.

Υπάρχουν διαφορετικοί τρόποι εφαρμογής της διόρθωσης στάθμης. Ενδεικτικές είναι η αφαίρεση της ανεπιθύμητης στάθμης από όλη τη διάρκεια του ΗΕΓ ή η διαίρεση του ΗΕΓ με την ανεπιθύμητη στάθμη. Σύμφωνα με σχετική έρευνα [27], η εφαρμογή διαίρεσης έχει ανεπιθύμητες επενέργειες στο σήμα, καθώς επιδρά στο πλάτος των διακυμάνσεων του σήματος και παραμορφώνει το φασματικό περιεχόμενό του.

Για την επεξεργασία των σημάτων προτιμήθηκε λοιπόν η εφαρμογή διόρθωσης στάθμης μέσω αφαίρεσης. Για τον υπολογισμό της ανεπιθύμητης στάθμης δυναμικού χρησιμοποιήθηκαν τα πρώτα 500ms του κάθε σήματος και στη συνέχεια η ανεπιθύμητη στάθμη αφαιρέθηκε από όλη τη διάρκεια του ΗΕΓ. Υπενθυμίζουμε από το κεφάλαιο 3 ότι το ακουστικό ερέθισμα ξεκινά το νωρίτερο στα 580ms του σήματος, οπότε μέχρι τα 500ms το ΗΕΓ καταγράφει θόρυβο. Κάναμε επίσης την εύλογη υπόθεση ότι ο χρόνος μεταξύ της λήξης μίας δοκιμασίας και της έναρξης μίας άλλης είναι επαρκής ώστε να εξασθενήσει η επίδραση του ερεθίσματος της πρώτης δοκιμής και να μην επηρεάζει τα πρώτα 500ms της δεύτερης δοκιμής.

Παρόλο που η διόρθωση στάθμης υπάγεται στην προεπεξεργασία του σήματος, στον κώδικα εφαρμόζεται αυτόματα κατά τον υπολογισμό της συνδιακύμανσης θορύβου και κατά την εφαρμογή της μεθόδου dSPM (βλ. Κεφάλαιο 4.1.3) και αρκεί να οριστεί κατά την προεπεξεργασία των δεδομένων (κώδικας A.1.3).

4.1.2 Επίλυση του ευθέος προβλήματος

Το πρώτο βήμα της επεξεργασίας των μετρήσεων είναι η σύνθεση ενός μοντέλου που θα μπορεί να υπολογίζει το δυναμικό στις θέσεις των ηλεκτροδίων του ΗΕΓ συναρτήσει της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Για να καταστεί δυνατή η σύνθεση του μοντέλου αυτού είναι απαραίτητες:

- i. η δημιουργία ενός μοντέλου αγωγιμοτήτων του ανθρώπινου κεφαλιού
- ii. η δημιουργία ενός χώρου πηγών ρεύματος του εγκεφάλου που αποτελούν το αίτιο του μετρούμενου ηλεκτρικού δυναμικού και η τοποθέτησή του χώρου πηγών εντός του μοντέλου του κεφαλιού
- iii. η απεικόνιση των σημείων τοποθέτησης των ηλεκτροδίων πάνω στο μοντέλο του κεφαλιού

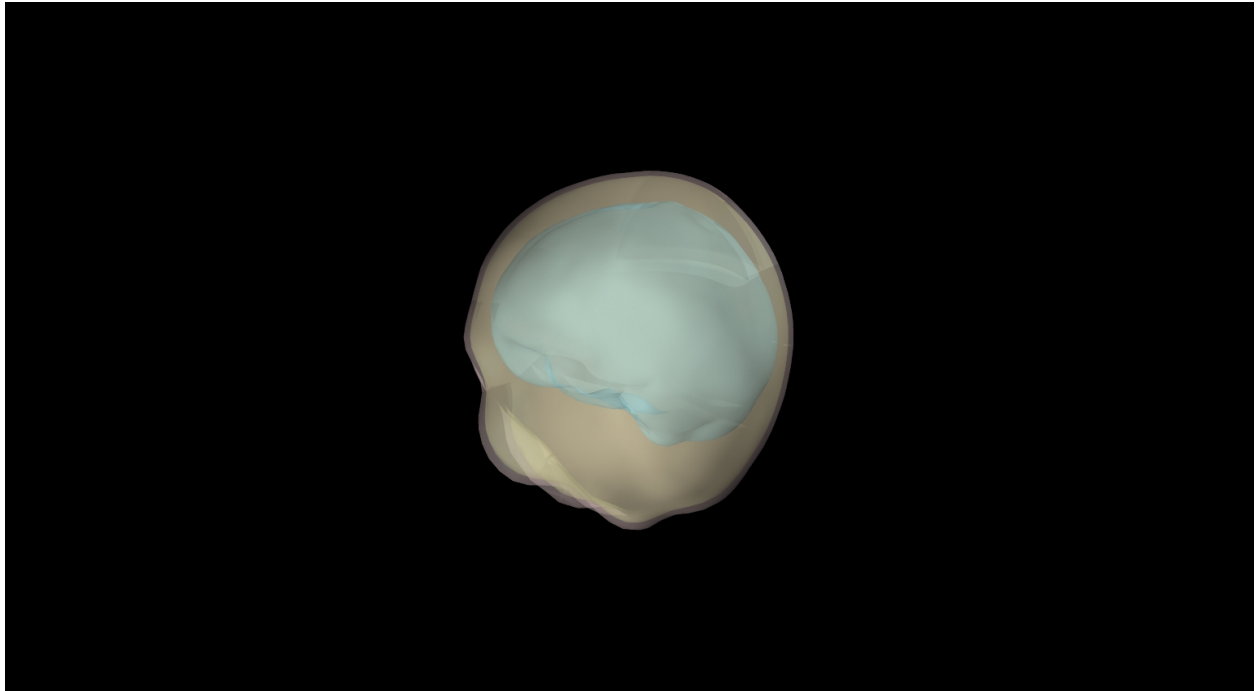
Τα παραπάνω βήματα υλοποιούνται στο αρχείο κώδικα A.1.2.

Μοντέλο Αγωγιμότητων

Η δομή του κεφαλιού είναι υπερβολικά σύνθετη για να προσομοιωθεί επ' ακριβώς από ένα υπολογιστικό σύστημα, με αποτέλεσμα να γίνεται χρήση προσεγγιστικών μοντέλων. Η παρούσα εργασία βασίστηκε στη χρήση μοντέλου συνοριακών στοιχείων (boundary element model - BEM). Τα μοντέλα BEM προσομοιώνουν σύνθετα συστήματα που περιγράφονται από μερικές διαφορικές εξισώσεις θεωρώντας ότι αποτελούνται από επιμέρους ομοιογενείς ιστροπικές περιοχές και υπολογίζουν τη λύση των εξισώσεων μόνο στις επιφάνειες επαφής των περιοχών. Ως εκ τούτου, δεν απαιτούν τον υπολογισμό τρισδιάστατων ολοκληρωμάτων και καταναλώνουν πολύ λιγότερο υπολογιστικό χώρο και χρόνο σε σχέση με μοντέλα μεθόδων που κατακερματίζουν τον όγκο. Από την άλλη πλευρά, η ομοιογένεια και η ιστροπία δεν είναι απολύτως ρεαλιστικές και εισάγουν περιορισμούς στην ακρίβεια των BEM.

Σε BEM για τη μελέτη του κεφαλιού είθισται να θεωρούνται οι ακόλουθες ομοιογενείς περιοχές: ο εγκέφαλος, το κρανίο, και το δέρμα του κεφαλιού. Στο σύστημα μπορεί να προστεθεί και το επιπλέον επίπεδο του εγκεφαλονωτιαίου υγρού, ωστόσο δεν περιελήφθη στο μοντέλο της παρούσας μελέτης λόγω απουσίας απαραίτητων δεδομένων. Συνεπώς προκύπτουν τρεις επιφάνειες στο μοντέλο μας, οι οποίες βρίσκονται μεταξύ εγκεφάλου και κρανίου, μεταξύ κρανίου και δέρματος και μεταξύ δέρματος και εξωτερικού χώρου. Στο Σχήμα 11 παρουσιάζεται η γραφική αναπαράσταση των διαχωριστικών επιφανειών του μοντέλου BEM που χρησιμοποιήθηκε.

Όσον αφορά την αγωγιμότητα των περιοχών, οι υπάρχουσες μελέτες δεν συμφωνούν απόλυτα για τις ακριβείς τιμές [28][29][30][31][32], οπότε χρησιμοποιήθηκαν προσεγγιστικές τιμές αγωγιμότητας. Για τον ιστό του δέρματος και το εσωτερικού του κρανίου θεωρήθηκε κοινή αγωγιμότητα 0.3S/m. Για το κρανίο η αγωγιμότητα θεωρείτο 80 φορές μικρότερη της αγωγιμότητας του εγκεφάλου, όμως πιο πρόσφατες μελέτες υποδεικνύουν ότι η πραγματική τιμή είναι αρκετά μεγαλύτερη [30][31]. Η αγωγιμότητα του κρανίου θεωρήθηκε λοιπόν 0.006 S/m, δηλαδή 50 φορές μικρότερη των άλλων επιπέδων του μοντέλου.



Σχήμα 11

Σχηματική αναπαράσταση του μοντέλου BEM. Στο σχήμα φαίνονται οι επιφάνειες που διαχωρίζουν τις ξεχωριστές περιοχές του μοντέλου. Από έξω προς τα μέσα, οι τρεις επιφάνειες βρίσκονται μεταξύ εξωτερικού χώρου και δέρματος, μεταξύ δέρματος και κρανίου, και μεταξύ κρανίου και εγκεφάλου. (αρχεία κώδικα A.1.2 και A.3.a)

Δεδομένου του μοντέλου BEM μπορούμε να περιγράψουμε μαθηματικά τη διάχυση του δυναμικού από τον εγκέφαλο προς την εξωτερική επιφάνεια του κεφαλιού. Από τη θεωρία του ηλεκτρομαγνητισμού είναι γνωστό ότι μία σημειακή πηγή ρεύματος έντασης d και θέσης r_{dip} εντός περιοχής ομοιογενούς αγωγιμότητας σ παράγει δυναμικό στη θέση r [33][34]:

$$\Phi_0(r, r_{dip}, d) = \frac{d \cdot (r - r_{dip})}{4\pi\sigma_1 \|r - r_{dip}\|^3} \quad (3)$$

Επιπλέον, σε ένα σύστημα R εμφωλευμένων περιοχών με διαφορετικές αγωγιμότητες, η πηγή ρεύματος έντασης d που βρίσκεται στη θέση r_{dip} της πιο εσωτερικής περιοχής 0 (εγκέφαλος) παράγει δυναμικό στην θέση r της περιοχής R (εξωτερικός χώρος) σύμφωνα με τη σχέση [33]:

$$\Phi(r) = \frac{2\sigma_0}{\sigma_r^{1+1} + \sigma_r^{1-1}} \Phi_0(r) + \frac{1}{2\pi} \sum_{j=1}^R \frac{\sigma_j^{1-1} - \sigma_j^{1+1}}{\sigma_r^{1+1} + \sigma_r^{1-1}} \int_{r' \in S_j} \Phi(r') \frac{r' - r}{\|r' - r\|^3} dS_j \quad (4)$$

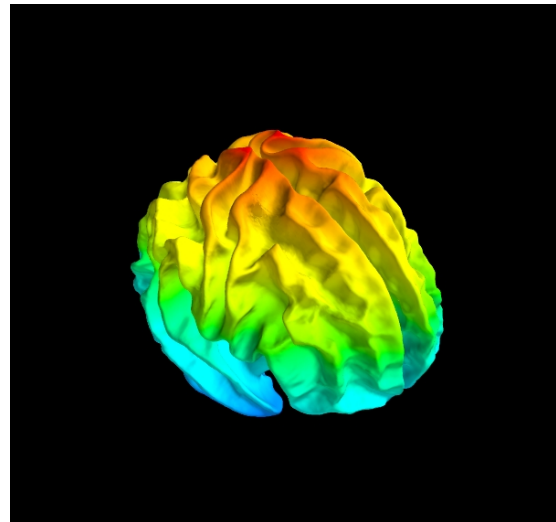
όπου S_j η διαχωριστική επιφάνεια μεταξύ των περιοχών $j-1$ και j , Φ_0 το δυναμικό σύμφωνα με τη σχέση (3), σ_0 η αγωγιμότητα στην περιοχή της σημειακής πηγής, σ_j^+ και σ_j^- η αγωγιμότητα εκτός και εντός της διαχωριστικής επιφάνειας S_j , σ_r^+ και σ_r^- η αγωγιμότητα εκτός και εντός της

επιφάνειας της θέσης r (ταυτίζονται αν η r δεν ανήκει σε επιφάνεια). Στο μοντέλο στο Σχήμα 11 ισχύει $R=4$.

Η ανάλυση της διακριτοποίησης του παραπάνω ολοκληρώματος είναι πέραν του σκοπού αυτής της εργασίας, οπότε θα παραληφθεί. Αξίζει μόνο να τονιστεί ότι οι επιφάνειες S_j κατακερματίζονται σε τρίγωνα, σε καθένα από τα οποία μπορεί να εφαρμοστεί ξεχωριστά το ολοκλήρωμα της σχέσης (4) και η διακριτοποίηση. Μεγαλύτερος βαθμός κατακερματισμού παράγει πιο ακριβή αποτελέσματα, απαιτεί όμως και περισσότερους υπολογιστικούς πόρους. Το σύστημα του MNE επιτρέπει έως και 20484 τρίγωνα ανά επιφάνεια S_j , ωστόσο η επίλυση του προβλήματος με αυτό το πλήθος τριγώνων δεν κατέστη δυνατή στο υπολογιστικό μας σύστημα. Αναγκαστικά χρησιμοποιήθηκε ο αμέσως μικρότερος βαθμός κατακερματισμού, με 5120 τρίγωνα ανά επιφάνεια.

Χώρος Πηγών

Για τις πηγές ρεύματος ήταν απαραίτητη η δημιουργία του κατάλληλου χώρου πηγών. Ο χώρος πηγών περιέχει τις θέσεις όλων των διανυσμάτων των εντάσεων ρεύματος του εγκεφάλου. Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήσαμε δισδιάστατο χώρο πηγών, θεωρώντας ότι πηγές υπάρχουν μόνο στον εγκεφαλικό φλοιό και αγνοώντας οποιαδήποτε πηγή ρεύματος εντός του εγκεφάλου. Συνεπώς καταλήξαμε σε χώρο πηγών με συνολικά 20484 πηγές, ομοιόμορφα κατανεμημένες ανάμεσα στα δύο ημισφαίρια. Ορίζοντας τον χώρο πηγών, προσδιορίστηκε επιτυχώς το σύνολο των συντεταγμένων r_{dip} που εμφανίζονται στη σχέση (3). Η ένταση των πηγών ρεύματος d παραμένει άγνωστη και αποτελεί την είσοδο του συστήματος που επιδιώκουμε να συνθέσουμε.



Σχήμα 12: Σχηματική αναπαράσταση του χώρου πηγών (αρχείο κώδικα A.3.b)

Στο Σχήμα 12 φαίνεται η γραφική αναπαράσταση του χώρου πηγών που χρησιμοποιήθηκε.

Συντεταγμένες ηλεκτροδίων

Το τελευταίο βήμα είναι να οριστεί η θέση των σημείων μέτρησης πάνω στο BEM. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε διαφορετικούς εθελοντές, με διαφορετική γεωμετρία κεφαλιού, ενώ η γεωμετρία του BEM που συνθέσαμε αναφέρεται στη γεωμετρία του μέσου κεφαλιού. Υπενθυμίζουμε ωστόσο ότι οι θέσεις των ηλεκτροδίων στους εθελοντές προσδιορίστηκε βάσει του συστήματος 10-10, το οποίο ορίζει αναλυτικά και μονοσήμαντα τις θέσεις των ηλεκτροδίων ανεξαρτήτως της γεωμετρίας του κρανίου (βλ. Κεφάλαιο 3.2). Συνεπώς, υπολογίσαμε πάνω στο BEM τις θέσεις των σημείων του συστήματος 10-10 και στη συνέχεια αντιστοιχίστηκαν οι μετρήσεις από τα σημεία 10-10 του κεφαλιού των εθελοντών στα σημεία 10-10 του BEM.

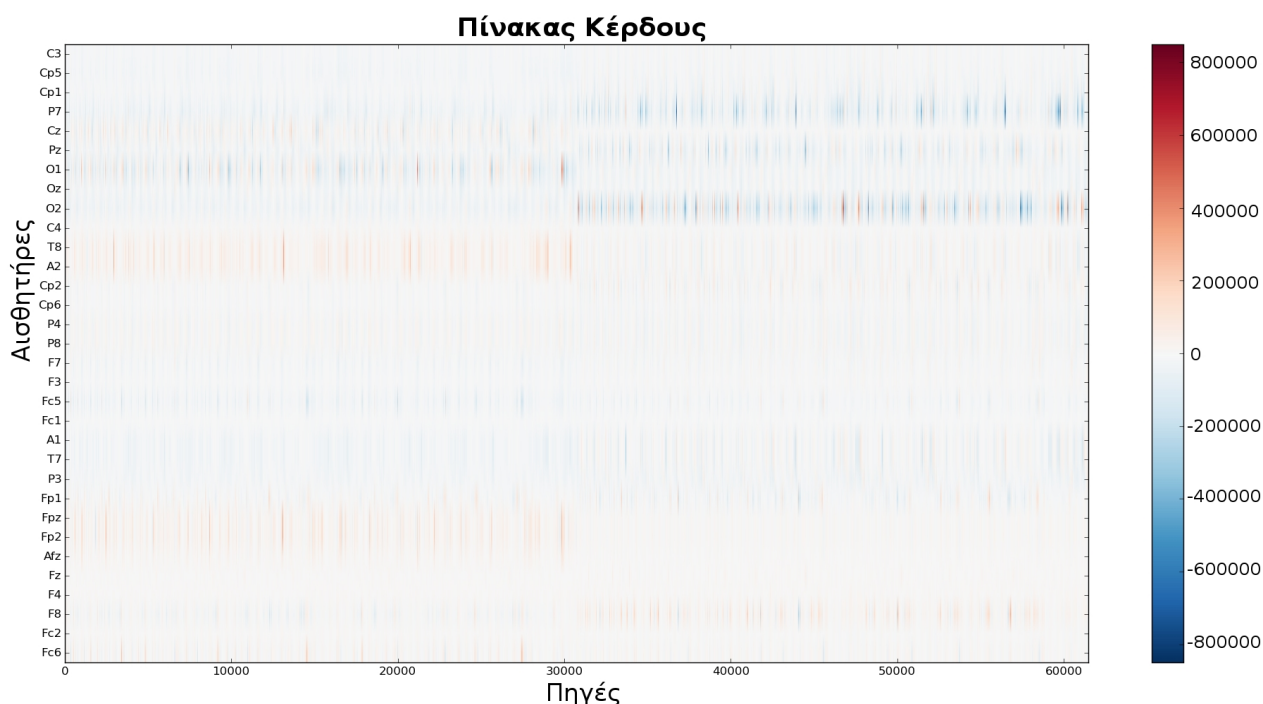
Ο ορισμός των συντεταγμένων των ηλεκτροδίων γίνεται στο αρχείο **fiducials (usable).hpts** στην ενότητα A.2 του παραρτήματος Α. Με τον ορισμό των συντεταγμένων των ηλεκτροδίων ορίστηκε επιτυχώς το σύνολο των συντεταγμένων r της σχέσης (4) στις οποίες αντιστοιχούν τα κανάλια του ΗΕΓ.

Τελικό σύστημα

Πλέον γνωρίζουμε τις θέσεις των πηγών ρεύματος και τις θέσεις των ηλεκτροδίων πάνω στο ΒΕΜ, οπότε οι σχέσεις (3) και (4) μπορούν να μετασχηματιστούν σε ένα απλό γραμμικό σύστημα

$$\Phi = G \underline{d} \quad (5)$$

το οποίο μπορεί από το διάνυσμα των εντάσεων των πηγών του εγκεφάλου \underline{d} να υπολογίσει το διάνυσμα των δυναμικών Φ στα σημεία μέτρησης του ΗΕΓ. Το σύστημα που απεικονίζεται στη σχέση (5) αποτελεί την λύση του “ευθέος προβλήματος” και ο πίνακας G ονομάζεται τελεστής ευθείας λύσης ή πίνακας κέρδους. Ο πίνακας G που παρήχθη απεικονίζεται στο σχήμα 13 και είναι στη συνέχεια απαραίτητος για την εύρεση της λύσης του αντίστροφου προβλήματος.



Σχήμα 13: Γραφική αναπαράσταση του τελεστή της ευθείας λύσης. Στον οριζόντιο άξονα αριθμούνται οι πηγές και στον κατακόρυφο οι αισθητήρες του ΗΕΓ. Το πλήθος των πηγών είναι 61452, δηλαδή τριπλάσιο του 20484, διότι πηγή θεωρείται κάθε μία από τις 3 καρτεσιανές συνιστώσες των πραγματικών πηγών. (αρχεία κώδικα A.1.2 και A.3.c)

4.1.3 Επίλυση του αντίστροφου προβλήματος

Το επόμενο βήμα είναι η σύνθεση ενός μαθηματικού μοντέλου το οποίο υπολογίζει την ένταση των πηγών ρεύματος συναρτήσει των τιμών δυναμικού του ΗΕΓ. Το μοντέλο αυτό αποτελεί τη λύση του αντίστροφου προβλήματος και θα είναι της μορφής

$$\underline{d} = B \underline{\Phi} \quad (6)$$

όπου \underline{d} το διάνυσμα των εντάσεων των πηγών του εγκεφάλου, $\underline{\Phi}$ το διάνυσμα των δυναμικών των ηλεκτροδίων και B ο τελεστής της αντίστροφης λύσης. Είναι εμφανές ότι η σχέση (6) αποτελεί την αντίστροφη σχέση της σχέσης (5) της λύσης του ευθέος προβλήματος. Εντούτοις ο υπολογισμός του τελεστή της αντίστροφης λύσης B δεν είναι εφικτός με απλές μεθόδους διότι το σύστημα της (6) δεν είναι ορθά ορισμένο. Αν υποθέσουμε ότι τα διανύσματα \underline{d} και $\underline{\Phi}$ έχουν διαστάσεις $M \times 1$ και $N \times 1$ αντίστοιχα, ισχύει ότι $M \gg N$. Ειδικά στην περίπτωση μας, είναι $N = 32$ και $M = 10242$. Συνεπώς, δεν είναι δυνατόν να βρεθεί τελεστής B που να ικανοποιεί την σχέση (6). Απεναντίας, πρέπει να αρκεστούμε στη βέλτιστη δυνατή λύση, που παράγει το ελάχιστο σφάλμα.

Επιπλέον, ένα άλλο πρόβλημα που δεν έχει αναφερθεί μέχρι τώρα είναι η επίδραση του θορύβου. Η σχέση (5) υποθέτει ότι δεν εισάγεται θόρυβος κατά τη λήψη των μετρήσεων. Μία πιο ρεαλιστική προσέγγιση του συστήματος μέτρησης περιγράφεται από τη σχέση:

$$\underline{\Phi} = G \underline{d} + \underline{N} \quad (7)$$

όπου το \underline{N} είναι το διάνυσμα θορύβου. Για τον σωστό υπολογισμό της αντίστροφης λύσης είναι σαφές ότι πρέπει να ληφθεί υπόψη η επίδραση του θορύβου. Συμπερασματικά, ο υπολογισμός του τελεστή B της σχέσης (6) περιπλέκεται.

Για την εύρεση του τελεστή της αντίστροφης λύσης έχουν αναπτυχθεί διάφορες υπολογιστικές μέθοδοι, καθεμία από τις οποίες βασίζεται σε διαφορετικές υποθέσεις. Το πρόγραμμα MNE βασίζεται στη μέθοδο της εκτίμησης ελάχιστη νόρμας (minimum norm estimation - mne), η οποία ορίζει ότι ο τελεστής B θα έχει την ελάχιστη δυνατή νόρμα $L = \|\|B\|\|^2$ [35]. Το ακριβές μαθηματικό υπόβαθρο της μεθόδου θα παραληφθεί [36][37], όμως η τελική σχέση που δίνει την εκτίμηση του τελεστή B είναι:

$$B = R G^T (G R G^T + \lambda^{-2} C)^{-1} \quad (8)$$

όπου G είναι ο πίνακας της ευθείας λύσης, R είναι η προσέγγιση της συνδιακύμανσης των πηγών, C είναι η συνδιακύμανση θορύβου των καναλιών του ΗΕΓ.

Η συγκεκριμένη μέθοδος υποθέτει ότι η ένταση των πηγών ακολουθεί κατανομή Gauss με εκ των προτέρων γνωστή συνδιακύμανση R . Ο συντελεστής λ εισάγεται στο σύστημα επειδή δεν μπορούμε να γνωρίζουμε επακριβώς την πραγματική συνδιακύμανση των πηγών δεδομένου

ότι δεν γνωρίζουμε ακόμα την έντασή τους.[38] Παραδείγματος χάριν, μεγάλος συντελεστής λ συνεπάγεται ότι οι πηγές έχουν μεγάλο μέτρο έντασης. Ο συντελεστής λ^2 μπορεί να θεωρηθεί προσεγγιστικά αντίστροφος του σηματοθορυβικού λόγου ισχύος (power SNR) του ΗΕΓ [38] και στα δεδομένα που διαθέτουμε μία καλή προσέγγιση είναι $SNR = 1$, δεδομένου ότι τα σήματα του ΗΕΓ δεν έχουν υποστεί αποθορυβοποίηση.

Στη σχέση (8) απαιτείται επίσης γνώση του πίνακα συνδιακύμανσης θορύβου των καναλιών C . Προς αυτό το σκοπό, αποσπάσαμε από τα σήματα τα πρώτα 500ms. Σύμφωνα με την ανάλυση του κεφαλαίου 3, σε αυτό το χρονικό διάστημα δεν έχει ξεκινήσει ακόμα ο παλμός αναφοράς, συνεπώς τα σήματα διαθέτουν πληροφορία που δεν σχετίζεται με το πείραμα. Θεωρώντας λοιπόν την πληροφορία αυτή θόρυβο, μπορούμε να τη χρησιμοποιήσουμε για τον υπολογισμό του πίνακα συνδιακύμανσης. Εάν το πλήθος των καναλιών είναι K , τότε ο πίνακας συνδιακύμανσης είναι συμμετρικός με $K \times K$ διάσταση και η τιμή του στη θέση (i,j) δίνεται από τη σχέση [39]:

$$c_{ij} = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (X_{ik} - \bar{X}_i)(X_{jk} - \bar{X}_j) \quad (9)$$

όπου N είναι το σύνολο των χρονικών στιγμών του σήματος στα 500ms, X_{ik} είναι η τιμή του καναλιού i τη στιγμή k και \bar{X}_i είναι η μέση τιμή του σήματος του καναλιού i στα 500ms.

Από την παραπάνω περιγραφή είναι εμφανές ότι ο πίνακας συνδιακύμανσης είναι διαφορετικός ανάλογα με την πληροφορία που περιέχει το ΗΕΓ στα 500ms. Συνεπώς, ο πίνακας συνδιακύμανσης και η αντίστροφη λύση υπολογίστηκαν ξεχωριστά για κάθε μία από τις δοκιμές του πειράματος ώστε να έχουμε την καλύτερη δυνατή απεικόνιση του ΗΕΓ στο χώρο πηγών.

Ένα βασικό πρόβλημα της μεθόδου mpe είναι ότι ευνοεί τις πιο επιφανειακές πηγές ρεύματος.[35][40] Παρόλο που θεωρήσαμε επιφανειακή κατανομή πηγών ρεύματος (βλ. Κεφάλαιο 4.1.2), ο εγκεφαλικός φλοιός έχει έντονες αναδιπλώσεις προς το εσωτερικό του εγκεφάλου, ενώ κάποιες περιοχές του βρίσκονται μεταξύ των δύο ημισφαιρίων του εγκεφάλου. Το πρόγραμμα MNE παρέχει τη δυνατότητα υπέρβασης αυτού του προβλήματος χρησιμοποιώντας έναν επιπλέον τελεστή, τον τελεστή βάθους, ο οποίος ενισχύει την επίδραση των πηγών ρεύματος των βαθύτερων πτυχών του φλοιού τροποποιώντας τον πίνακα συνδιακύμανσης R της σχέσης (8). [38] Εξάλλου, το βάθος των πηγών ρεύματος είναι ήδη γνωστό καθώς γνωρίζουμε με απόλυτη ακρίβεια τη γεωμετρία του χώρου πηγών που δημιουργήσαμε. Ο τελεστής βάθους λαμβάνει τιμές από 0 έως 1 και για την επεξεργασία του σήματος επιλέξαμε τελεστή βάθους ίσο με 0.8.

Η μέθοδος του mpe αποτελεί τον πυρήνα για πιο προηγμένες τεχνικές υπολογισμού της αντίστροφης λύσης.[35] Μία από αυτές είναι η μέθοδος dSPM (dynamic Statistical Parametric Mapping),[41] η οποία βελτιώνει την ποιότητα της εκτίμησης των εντάσεων των πηγών ρεύματος. Η μέθοδος mpe επιστρέφει από την ενδεικτική σχέση (6) το διάνυσμα \underline{d} , δηλαδή τα

διανύσματα έντασης του ρεύματος. Η τιμή του ρεύματος δεν είναι αξιοποιήσιμη, καθώς δεν μπορεί να αξιολογηθεί αν είναι μεγάλου μεγέθους ή αν αποτελεί θόρυβο, με αποτέλεσμα να οδηγεί σε παρανοήσεις και σφάλματα. Η μέθοδος dSPM επεκτείνει την mne κανονικοποιώντας το θόρυβο, οπότε διακρίνει σαφώς το θόρυβο από την ωφέλιμη πληροφορία και μετριάζει την ενίσχυση των επιφανειακών πηγών του φλοιού που επιφέρει η mne.[40] Τα περαιτέρω πλεονεκτήματα της μεθόδου dSPM δεν χρήζουν αναφοράς, αλλά περιγράφονται αναλυτικά στη βιβλιογραφία.[41] Το πρόγραμμα MNE επιτρέπει τη χρήση της μεθόδου dSPM και για τον υπολογισμό των εντάσεων επιλέχθηκε η χρήση της αντί της mne.

Η διαδικασία της παρούσας ενότητας για τον υπολογισμό της συνδιακύμανσης θορύβου και του τελεστή ανάστροφης λύσης περιέχεται στο αρχείο κώδικα της ενότητας A.1.3.

4.1.5 Υπολογισμός έντασης πηγών

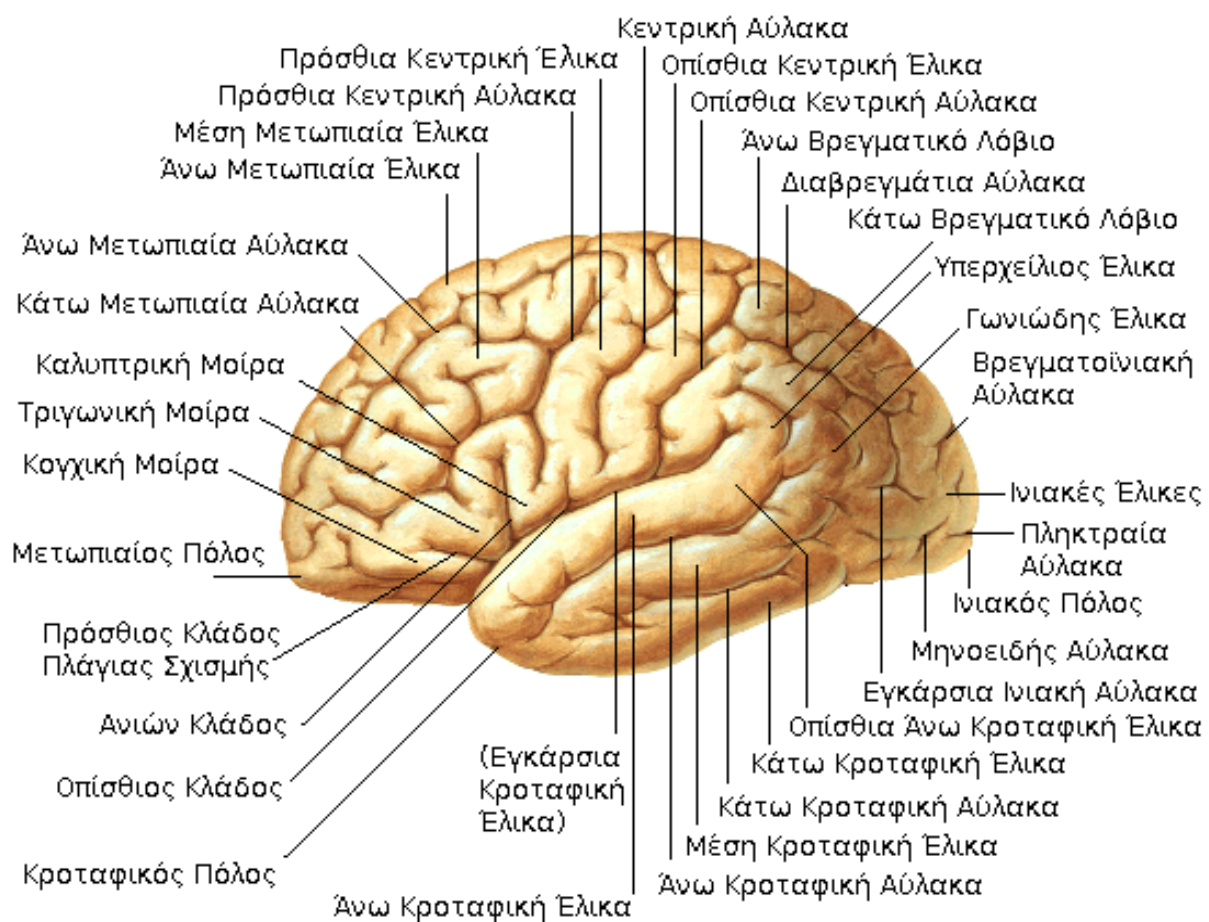
Αναλύσαμε τον τρόπο υπολογισμού του τελεστή της αντίστροφης λύσης, παραλήφθηκε όμως μία σημαντική λεπτομέρεια. Από την παραπάνω ανάλυση πρέπει να έχει καταστεί σαφές ότι το διάνυσμα d της σχέσης (6) είναι ένα διάνυσμα διανυσμάτων, καθώς η ένταση των πηγών περιγράφεται από τις τρεις συνιστώσες της στο χώρο. Όμως η διανυσματική μορφή της έντασης δεν είναι αξιοποιήσιμη για τον υπολογισμό της συνδεσιμότητας, απεναντίας απαιτείται ένα μονόμετρο μέγεθος. Για το λόγο αυτό, παρεμβαίνουμε στο τελεστή της αντίστροφης λύσης ώστε να παράγει κατευθείαν μονόμετρα ένταση. Η ένταση αυτή αντιστοιχεί στο μέτρο της έντασης κατά τη διεύθυνση που είναι κάθετη στον φλοιό στο σημείο της μελετώμενης πηγής. Η επιλογή μονόμετρης έντασης φαίνεται στο αρχείο κώδικα A.1.3 και ο υπολογισμός της έντασης στο αρχείο A.1.4.a.

Μετά τον υπολογισμό της έντασης είναι απαραίτητη η ομαδοποίηση των πηγών σε περιοχές ώστε στη συνέχεια να μπορούμε να αναφερόμαστε σε συνδεσιμότητα ανάμεσα στις περιοχές αντί για συνδεσιμότητα ανάμεσα σε μεμονωμένες πηγές. Ο φλοιός τμήθηκε σε 34 περιοχές ανά ημισφαίριο, οι οποίες αριθμούνται στον πίνακα 1 και μπορούν να παρατηρηθούν στα σχήματα 14 και 15. Η τμηματοποίηση του φλοιού βασίζεται στην ιδιότητα της λειτουργικού εντοπισμού του εγκεφάλου (βλ κεφάλαιο 2.2), ώστε οι περιοχές να αντιστοιχούν όσο το δυνατόν περισσότερο σε περιοχές με εξειδικευμένες λειτουργίες. Αξίζει να σημειωθεί ότι η περιοχή της νήσου του Reil βρίσκεται βαθειά μέσα στην πλάγια σχισμή του φλοιού πάνω από την Άνω Κροταφική Έλικα της πλάγιας όψης του φλοιού και συνεπώς δεν φαίνεται στα σχήματα.

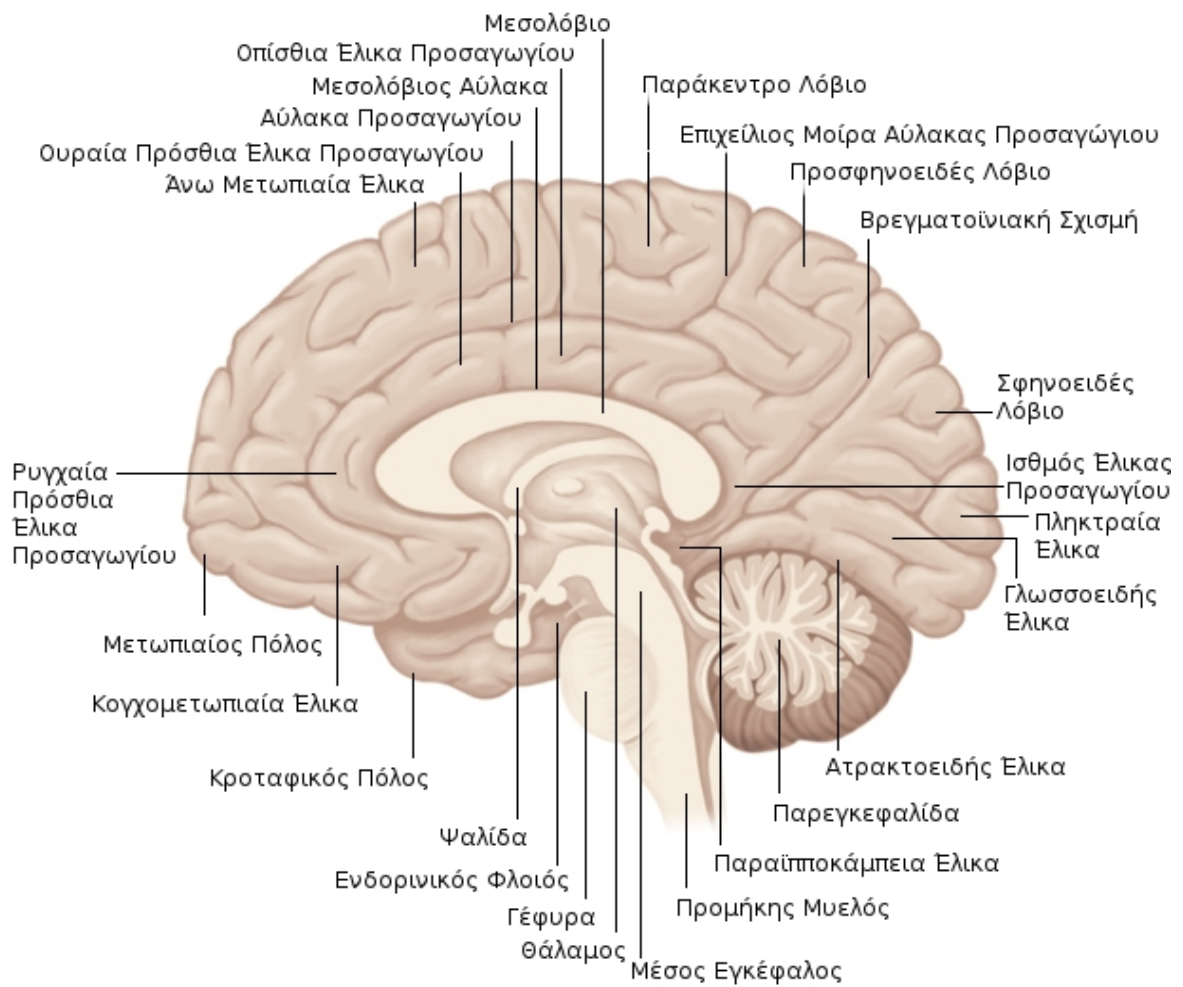
Δεδομένου ότι η ένταση των πηγών είναι μονόμετρα, η ένταση της κάθε περιοχής υπολογίζεται ως ο μέσος όρος της έντασης των πηγών εντός της περιοχής. Πριν τον υπολογισμό του μέσου όρου πραγματοποιήθηκε επίσης προσαρμογή του πρόσημου των εντάσεων με βάση την κατεύθυνση των πηγών, ώστε να μην υπάρξει ανεπιθύμητη αλληλοαναιρέση ετερόσημων εντάσεων. Η ομαδοποίηση πραγματοποιείται στον κώδικα A.1.4.a.

A/A	Ονομασία Περιοχής Φλοιού	A/A	Ονομασία Περιοχής Φλοιού
1	Οπίσθια Άνω Κροταφική Έλικά	18	Παραϊπποκάμπεια έλικά
2	Ουραία Πρόσθια Έλικά Προσαγωγίου	19	Καλυπτρική Μοίρα
3	Ουραία Μέση Μετωπιαία Έλικά	20	Κογχική Μοίρα
4	Σφηνοειδές λόβιο	21	Τριγωνική Μοίρα
5	Ενδορινικός Φλοιός	22	Πληκτραίος Φλοιός
6	Μετωπιαίος Πόλος	23	Οπίσθια κεντρική Έλικά
7	Ατρακτοειδής Έλικά	24	Οπίσθια Έλικά Προσαγωγίου
8	Κάτω Βρεγματικό Λόβιο	25	Πρόσθια Κεντρική Έλικά
9	Κάτω Κροταφική Έλικά	26	Προσφηνοειδές λόβιο
10	Νήσος του Reil	27	Ρυγχαία Πρόσθια Έλικά Προσαγωγίου
11	Ισθμός Έλικας Προσαγωγίου	28	Ρυγχαία Μέση Μετωπιαία Έλικά
12	Οπίσθια Ινιακή Έλικά	29	Άνω Μετωπιαία Έλικά
13	Οπίσθια Κογχομετωπιαία Έλικά	30	Άνω Βρεγματικό Λόβιο
14	Γλωσσοειδής Έλικά	31	Άνω Κροταφική Έλικά
15	Μέση Κογχομετωπιαία Έλικά	32	Υπερχείλιος Έλικά
16	Μέση Κροταφική Έλικά	33	Κροταφικός Πόλος
17	Παράκεντρο Λόβιο	34	Εγκάρσια Κροταφική Έλικά

Πίνακας 1: Πίνακας αρίθμησης των 34 περιοχών του εγκεφαλικού φλοιού που χρησιμοποιήθηκαν για τη μελέτη.



Σχήμα 14: Πλάγια όψη του εγκεφάλου. Ονομάζονται οι κυριότερες περιοχές του φλοιού.



Σχήμα 15: Έσω επιφάνεια του εγκεφάλου. Ονομάζονται οι κυριότερες περιοχές του φλοιού, του διάμεσου εγκεφάλου και του εγκεφαλικού στελέχους.

4.2 Μετάβαση από το χρόνο στη συχνότητα

Ο υπολογισμός της δραστηριότητας στον εγκεφαλικό φλοιό έχει ολοκληρωθεί και πλέον είναι απαραίτητο να υπολογίσουμε το φασματικό περιεχόμενο της δραστηριότητας. Σε αυτήν την ενότητα θα γίνει μία συνοπτική παρουσίαση του μετασχηματισμού που χρησιμοποιήθηκε.

4.2.1 Μετασχηματισμός Κυματιδίου

Για την μετάβαση στο πεδίο της συχνότητας υπάρχουν αρκετοί μετασχηματισμοί, εκ των οποίων ο πλέον γνωστός είναι ο μετασχηματισμός Fourier. Όμως οι συνηθισμένοι μετασχηματισμοί δεν είναι χρήσιμοι για την παρούσα μελέτη διότι υποθέτουν ότι οι ιδιότητες των σημάτων δεν μεταβάλλονται στο χρόνο, υπόθεση που δεν ισχύει για τη συνεχώς μεταβαλλόμενη εγκεφαλική δραστηριότητα. Απεναντίας χρειαζόμαστε μετασχηματισμό που να διατηρεί το πεδίο του χρόνου, εφαρμόζοντας τοπικά σε πολλαπλές χρονικές στιγμές τον υπολογισμό του φάσματος.

Ενδεικτικοί μετασχηματισμοί από το πεδίο του χρόνου στο πεδίο χρόνου-συχνότητας είναι οι μετασχηματισμοί Short Time Fourier, Wigner-Ville και Κυματιδίου. Ο μετασχηματισμός Κυματιδίου υπερσχύει των υπολοίπων λόγω της υπολογιστικής ευκολίας, της γραμμικότητας, και της σχετικά καλής ακρίβειάς του στο χρόνο και τη συχνότητα.

Βασικοί ορισμοί

Συγκεκριμένα, ο μετασχηματισμός Κυματιδίου βασίζεται στη δομή του κυματιδίου, μίας συνάρτησης με κυματοειδή μορφή και με ενέργεια συγκεντρωμένη σε πεπερασμένο χρονικό διάστημα. Ο μετασχηματισμός διαθέτει ένα μητρικό κυματίδιο, το οποίο ορίζει τη μορφή των κυματιδίων που πρόκειται να χρησιμοποιηθούν. Αν θεωρήσουμε ότι το μητρικό κυματίδιο περιγράφεται από τη συνάρτηση $w(t)$ τότε τα παραγόμενα κυματίδια που χρησιμοποιούνται από το μετασχηματισμό περιγράφονται από τις συναρτήσεις [42]

$$w_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} w\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (10)$$

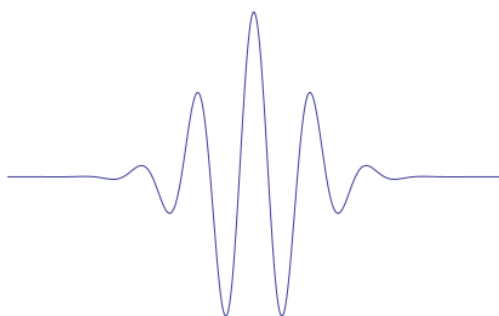
Ο συντελεστής a επηρεάζει το μη μηδενικό εύρος του κυματιδίου και είναι αυτός που σχετίζεται με την επιλογή της συχνότητας για την οποία θα πραγματοποιηθεί ο μετασχηματισμός. Ο συντελεστής b προκαλεί μετατόπιση του κυματιδίου στο χρόνο και επιτρέπει την επιλογή της χρονικής στιγμής στην οποία θα υπολογιστεί ο μετασχηματισμός. Δεδομένου του κυματιδίου, ο μετασχηματισμός δίνεται από τη σχέση: [42][43]

$$W_x(a,b) = \int w_{a,b}(t)x(t)dt \quad (11)$$

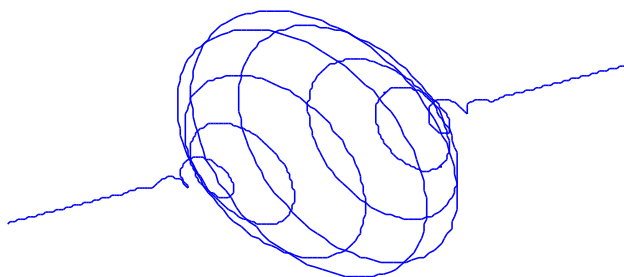
Για την παρούσα μελέτη χρησιμοποιήσαμε το κυματίδιο Morlet, του οποίου η απλοποιημένη μορφή ορίζεται από τη σχέση:

$$m(t) = \frac{1}{\sqrt{4\pi}} e^{j\omega_c t} e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (12)$$

Το κυματίδιο είναι εν ολίγοις ένα μιγαδικό εκθετικό κυκλικής συχνότητας ω_c , το οποίο έχει παραθυρωθεί με Gauss παράθυρο. Στο Σχήμα 16 και στο Σχήμα 17 φαίνονται η αναπαράσταση του κυματιδίου Morlet στο χώρο των πραγματικών και των μιγαδικών αριθμών.



Σχήμα 16: Γραφική αναπαράσταση της πραγματικής τιμής του κυματιδίου Morlet



Σχήμα 17: Γραφική αναπαράσταση του μιγαδικού κυματιδίου Morlet

Επαληθεύουμε την πεπερασμένη διάρκεια του κυματιδίου και παρατηρούμε ότι το κυματίδιο διαθέτει μία κεντρική συχνότητα φθίνουσας ταλάντωσης. Επιστρέφοντας στις σχέσεις (10) και (11) φαίνεται ότι ο συντελεστής b προκαλεί τη μετατόπιση του κυματιδίου ως προς το σήμα $x(t)$, και συνεπώς καθορίζει ποιο χρονικό διάστημα του σήματος θα πολλαπλασιαστεί με το μη μηδενικό εύρος του κυματιδίου. Ο συντελεστής a επηρεάζει το μήκος του κυματιδίου και συνεπώς τη συχνότητά του. Για $a > 1$ το κυματίδιο συμπιέζεται στο χρόνο, οπότε η συχνότητα ταλάντωσης του αυξάνεται, ενώ για $a < 1$ το κυματίδιο διευρύνεται και η συχνότητα ταλάντωσης μειώνεται.

Μεταβλητή ακρίβεια στο χρόνο και στη συχνότητα

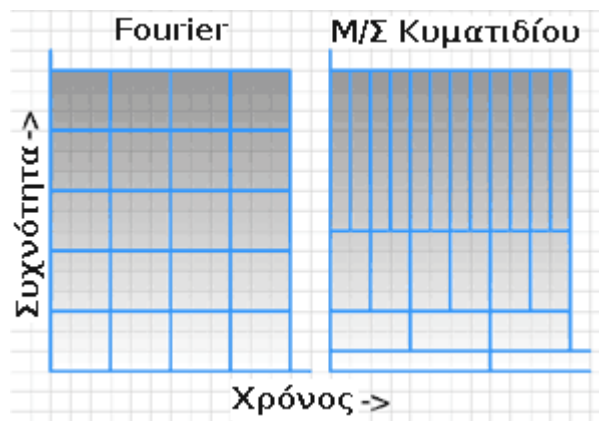
Η χρήση του συντελεστή a αποτελεί το πλεονέκτημα του μετασχηματισμού Κυματιδίου σε σχέση με άλλους μετασχηματισμούς. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι ο μετασχηματισμός Short Time Fourier (STFT), η εκδοχή του κλασσικού Fourier που απεικονίζει την είσοδο στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στον STFT το σήμα παραθυρώνεται με κέντρο επιλεγμένες χρονικές στιγμές και στο παραθυρωμένο τμήμα εφαρμόζεται ο μετασχηματισμός Fourier: [42]

$$X(\tau, \omega) = \int x(t) g(t - \tau) e^{-j\omega t} dt \quad (13)$$

όπου $g(t)$ είναι κάποια συνάρτηση παραθύρωσης. Το παράθυρο ωστόσο έχει σταθερό χρονικό μήκος για όλες τις συχνότητες, με αποτέλεσμα η χρονική ακρίβεια να είναι κοινή για

όλες τις μελετώμενες συχνότητες. Το πρόβλημα θα καταστεί σαφές αν υποθέσουμε ότι διαθέτουμε ένα παράθυρο μήκους 1s και θέλουμε να μελετήσουμε συχνότητες στο φάσμα [0.1,10]Hz. Στο διάστημα του 1s δεν είναι δυνατόν να εντοπίσουμε τη συχνότητα των 0.1Hz, καθώς ένας κύκλος της διαρκεί 10s. Από την άλλη πλευρά, το 1s είναι υπερβολικά μεγάλη διάρκεια για να μελετήσουμε τη συχνότητα των 10Hz. Αν η συχνότητα 10Hz εμφανίζεται μόνο στα πρώτα 0.5s, ο μετασχηματισμός STFT είτε θα δείξει ότι εμφανίζεται σε ολόκληρο το 1s της παραθύρωσης, ή θα αποτύχει να την εντοπίσει.

Μέσω του συντελεστή a , ο μετασχηματισμός Κυματιδίου υπερβαίνει το προαναφερθέν πρόβλημα της χρονικής ακρίβειας καθώς προσαρμόζει το μήκος του κυματιδίου βάσει της συχνότητας. Παραδείγματος χάριν, αν υποθέσουμε ότι το μητρικό κυματίδιο $w(t)$ έχει μήκος $\Delta t=1s$ και κεντρική συχνότητα $f_c=1Hz$, για $a=0.1$ η διάρκεια του παραγόμενου κυματιδίου είναι $\Delta t'=10s$ και η συχνότητα $f_c'=0.1Hz$, ενώ για $a=10$, η διάρκεια είναι $\Delta t''=0.1s$ και η συχνότητα $f_c'=10Hz$. Παρατηρούμε λοιπόν ότι ο μετασχηματισμός Κυματιδίου προσαρμόζει την χρονική του ακρίβεια βάσει της συχνότητας. Στο Σχήμα 18 παρουσιάζεται μία γραφική αναπαράσταση της μεταβλητής ακρίβειας του μετασχηματισμού Κυματιδίου, σε σύγκριση με τη σταθερή ακρίβεια του μετασχηματισμού STFT.



Σχήμα 18: Γραφική αναπαράσταση της ακρίβειας του Fourier και του M/Σ Κυματιδίου. Παρατηρείται η σταθερή ακρίβεια για κάθε συχνότητα στον Fourier. Στον M/Σ Κυματιδίου, αυξανόμενης της συχνότητας η ακρίβεια της συχνότητας μειώνεται ενώ η ακρίβεια του χρόνου βελτιώνεται λόγω της χρονικής συρρίκνωσης του παραθύρου.

Αξίζει να σημειώσουμε ότι η αντίστροφη σχέση μεταξύ της ακρίβειας στο χρόνο και της ακρίβειας στη συχνότητα είναι αναπόφευκτη απόρροια της Αρχής της Αβεβαιότητας, σύμφωνα με την οποία το γινόμενο της ανάλυσης στο χρόνο και της ανάλυσης στη συχνότητα δεν μπορεί να μειωθεί πέρα από συγκεκριμένο κάτω φράγμα, το λεγόμενο όριο Gabor-Heisenberg. Η αρχή της αβεβαιότητας αποκρυσταλλώνεται μέσω της σχέσης (14), όπου το σ_t είναι η rms διάρκεια

του σήματος και το σ_f είναι το rms εύρος ζώνης του παραθυρωμένου σήματος και ποσοτικοποιούν αντίστοιχα την ακρίβεια στο χρόνο και στη συχνότητα: [44][45]

$$\sigma_t \cdot \sigma_f \geq \frac{1}{2\pi} \quad (14)$$

Ο STFT χρησιμοποιεί παράθυρα σταθερού μήκους, οπότε τα πλαίσια του STFT στο σχήμα 18 είναι ίδια. Ο μετασχηματισμός Κυματιδίου απεναντίας διαθέτει μεταβλητό εύρος παραθύρου λόγω της χρονικής προσαρμογής του κυματιδίου. Το γεγονός αυτό ενισχύει τη χρονική ακρίβεια, όμως λόγω της αρχής της Αβεβαιότητας, πλήττει την ακρίβεια της συχνότητας, ώστε να παραμένει αληθής η σχέση (14). Για το λόγο αυτό παρατηρούμε σταθερό εμβαδόν των πλαισίων του Κυματιδίου στο σχήμα 18.

Η αρχή της αβεβαιότητας πρέπει να ληφθεί υπόψιν κατά την ανάλυση των σημάτων, καθώς μειωμένη χρονική ανάλυση των χαμηλών συχνοτήτων του μετασχηματισμού Κυματιδίου δεν επιτρέπει τη μελέτη των χαμηλών συχνοτήτων σε σήματα με ταχέως μεταβαλλόμενο φασματικό περιεχόμενο, όπως είναι τα σήματα του ΗΕΓ.

Κύκλοι κυματιδίου

Ένα σημαντικό μέγεθος που χαρακτηρίζει ένα κυματίδιο είναι οι κύκλοι του κυματιδίου, οι οποίοι προσδιορίζουν πόσους κύκλους της κεντρικής συχνότητάς του περιέχει το κυματίδιο. Ενδεικτικά, ένα κυματίδιο συχνότητας $f_c=1\text{Hz}$ και 7 κύκλων περιέχει 7 πλήρεις ταλαντώσεις σε συχνότητα 1Hz και συνεπώς έχει χρονικό εύρος 7s.

Η επιλογή του πλήθους των κύκλων περιορίζεται από την αρχή της αβεβαιότητας σχέση. Αύξηση των κύκλων του κυματιδίου προσδίδει στο μετασχηματισμό βελτιωμένη ακρίβεια στη συχνότητα όμως ταυτόχρονα διευρύνει το κυματίδιο και μειώνει την ακρίβεια στο χρόνο. Αντιστρόφως, μείωση του πλήθους κύκλων μειώνει την ανάλυση στη συχνότητα αλλά αυξάνει την ανάλυση στο χρόνο.

Υπενθυμίζουμε ότι στα δεδομένα που διαθέτουμε οι ηχητικοί παλμοί διαφέρουν μεταξύ τους σε διάρκεια έως και 20ms, οπότε αν θέλουμε να εξετάσουμε με ακρίβεια τις διαφοροποιήσεις στο φάσμα για διαφορετικούς ήχους, είναι απαραίτητη η βέλτιστη δυνατή χρονική ανάλυση. Μία χρονική ανάλυση της τάξης των 20ms είναι δυστυχώς ανέφικτη, ούτε πρόκειται να έχουμε καλή χρονική ανάλυση στις χαμηλές συχνότητες, παρόλ' αυτά η μείωση των κύκλων των κυματιδίων μπορεί να βοηθήσει στη βελτίωση της χρονικής ανάλυσης. Για το λόγο αυτό, χρησιμοποιήσαμε κυματίδια μόνο 4 κύκλων. Η κίνηση αυτή θα μειώσει μεν την ακρίβεια στη συχνότητα, όμως θα ωφελήσει την ακρίβεια στο χρόνο.

Φαινόμενο άκρων και χρονική ακρίβεια

Ένα θεμελιώδες πρόβλημα που εμφανίζεται σε όλους τους μετασχηματισμούς σχετίζεται με την εφαρμογή του μετασχηματισμού κοντά στα χρονικά όρια του σήματος, όπου λαμβάνει χώρα

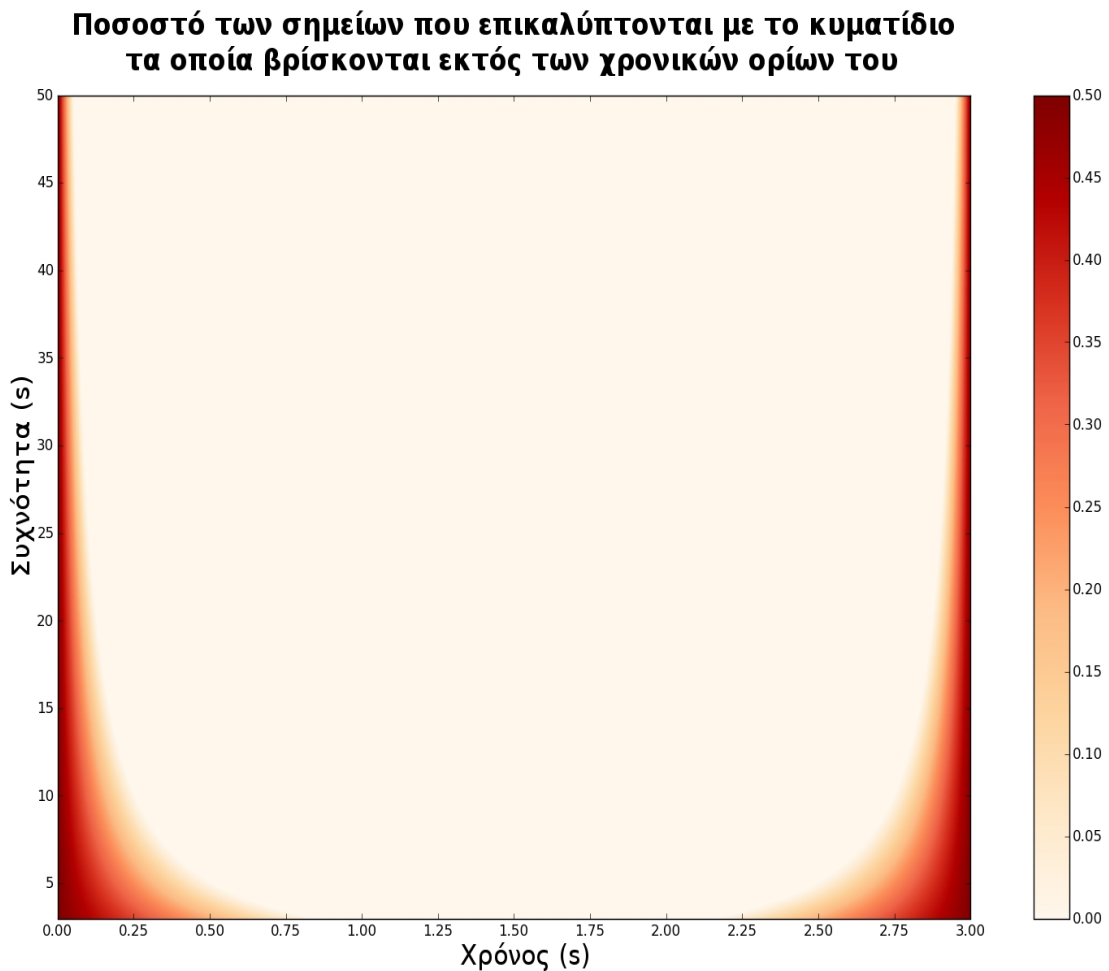
το φαινόμενο των άκρων. Κατά την εφαρμογή του μετασχηματισμού, επεκτείνουμε το σήμα με μηδενικές τιμές πριν από την έναρξή του και μετά τη λήξη του. Αυτή η πρακτική μας επιτρέπει να εφαρμόσουμε το μετασχηματισμό και σε χρονικές στιγμές όπου η παραθύρωση βγαίνει εκτός των χρονικών ορίων του σήματος. Όσο η παραθύρωση γίνεται μακριά από τα όρια του σήματος, οι επιπτώσεις των μηδενικών τιμών στο αποτέλεσμα του μετασχηματισμού είναι αμελητέες. Όσο όμως η παραθύρωση πλησιάζει στα όρια του σήματος, περισσότερες μηδενικές τιμές εισάγονται στο εύρος της παραθύρωσης και το αποτέλεσμα γίνεται ολοένα πιο αναξιόπιστο. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται φαινόμενο των άκρων και είναι εγγενής συνέπεια της πεπερασμένης διάρκειας του μετασχηματιζόμενου σήματος.

Παραδείγματος χάριν, αν χρησιμοποιηθεί κυματίδιο εύρους $\Delta t=1s$, τότε για να μην υπάρχει καθόλου εκδήλωση του φαινομένου άκρων ο μετασχηματισμός πρέπει να εφαρμοστεί τουλάχιστον 0.5s μακριά από την έναρξη και τη λήξη του σήματος. Έχουν προταθεί διάφορες μέθοδοι μετρίασης του φαινομένου των άκρων [46], ωστόσο στην παρούσα εργασία απλώς θα αποφεύγουμε όποτε κρίνεται απαραίτητο τον υπολογισμό του φάσματος κοντά στα χρονικά άκρα των σημάτων.

Το βασικό μειονέκτημα του μετασχηματισμού Κυματιδίου είναι ότι η μεταβλητή ακρίβεια εντείνει το φαινόμενο των άκρων για τις χαμηλές συχνότητες, καθώς το κυματίδιο των χαμηλών συχνοτήτων έχει μεγαλύτερο χρονικό εύρος. Συνεπώς δεν είναι δυνατή η αξιόπιστη μελέτη των χαμηλών συχνοτήτων κοντά στα άκρα του σήματος. Επιπλέον, το φαινόμενο των άκρων αυξάνεται καθώς αυξάνεται το πλήθος των κύκλων των κυματιδίων. Στο Σχήμα 19 αναπαρίσταται γραφικά η επέκταση του φαινομένου των άκρων του μετασχηματισμού Κυματιδίου σε μεγαλύτερο χρονικό εύρος για τις χαμηλές συχνότητες, όταν χρησιμοποιείται κυματίδιο 4 κύκλων.

Γενικεύοντας το φαινόμενο των άκρων, εάν υποθέσουμε ότι στο σχήμα 19 τη χρονική στιγμή πραγματοποιείται κάποιο συμβάν και στόχος είναι να καταγραφεί η επίδραση του συμβάντος στο σήμα, το σήμα πριν τη στιγμή 0 φέρει ανεπιθύμητη πληροφορία που δεν θέλουμε να επηρεάσει τις μετρήσεις. Η γενίκευση του φαινομένου των άκρων συνεπάγεται για το μετασχηματισμό Κυματιδίου ότι δεδομένης της χρονικής στιγμής όπου τοποθετείται το παράθυρο, οι μετρήσεις χαμηλών συχνοτήτων θα επηρεάζονται περισσότερο από την ανεπιθύμητη πληροφορία και ότι είναι απαραίτητη η τοποθέτηση του παράθυρου πιο μακριά από το συμβάν προκειμένου να βελτιωθεί η ποιότητα των μετρήσεων για τις χαμηλές συχνότητες.

Κατ' επέκταση, η διεύρυνση του παραθύρου στις χαμηλές συχνότητες δεν επιτρέπει να έχουμε καλή χρονική ακρίβεια για τις συχνότητες αυτές, με αποτέλεσμα ο μετασχηματισμός Κυματιδίου των χαμηλών συχνοτήτων να μην μπορεί να συλλάβει τις ταχείες μεταβολές του ΗΕΓ και να είναι αναξιόπιστος.



Σχήμα 19: Γραφική αναπαράσταση του ποσοστού των δειγμάτων εντός του Μ/Σ Κυματιδίου τα οποία ανήκουν στην επέκταση ενός σήματος διάρκειας 3s. Στον οριζόντιο άξονα απεικονίζεται η χρονική στιγμή του σήματος όπου πραγματοποιείται ο μετασχηματισμός, ενώ στον κατακόρυφο η συχνότητα για την οποία πραγματοποιείται. Παρατηρείται η αύξηση του ποσοστού για τις χαμηλές συχνότητες. (αρχείο κώδικα A.3.e)

Γραμμικότητα και πολυπλοκότητα

Ο ορισμός του μετασχηματισμού Κυματιδίου στη σχέση (11) υποδεικνύει ότι ο μετασχηματισμός είναι γραμμικός, γεγονός που του προσδίδει ορισμένες επιθυμητές ιδιότητες.

Σε αντιδιαστολή με τον γραμμικό Μ/Σ Κυματιδίου, αναφέρουμε το Wigner-Ville μετασχηματισμό, που ανήκει στην κατηγορία των διγραμμικών μετασχηματισμών (Bilinear transforms). Ο Wigner-Ville μετασχηματισμός ενός σήματος $x(t)$ ορίζεται από την ακόλουθη σχέση [47]

$$W(t, \omega) = \int x\left(t + \frac{u}{2}\right) \hat{x}\left(t - \frac{u}{2}\right) e^{-j\omega u} du \quad (15)$$

όπου $\hat{x}(t)$ είναι η συζυγής συνάρτηση του σήματος $x(t)$. Ο μετασχηματισμός περιλαμβάνει πολλαπλασιασμό του σήματος με τον εαυτό του, γεγονός που τον καθιστά τετραγωνικό και συνεπώς μη γραμμικό. Χάρη στη μη γραμμικότητα, ο μετασχηματισμός αποκτά καλή ακρίβεια στο χρόνο και στη συχνότητα, ωστόσο στο παραγόμενο φάσμα εμφανίζονται ψευδοσυχνότητες οι οποίες δεν ανήκουν στο φάσμα του σήματος και οδηγούν σε εσφαλμένα συμπεράσματα κατά την ανάλυση του σήματος εάν δεν αντιμετωπιστούν. Επιπλέον, η μη γραμμικότητα αυξάνει την υπολογιστική πολυπλοκότητα του μετασχηματισμού, γεγονός ζωτικής σημασίας δεδομένου ότι τα σήματα του ΗΕΓ έχουν μεγάλη διάρκεια. [47] Ο μετασχηματισμός Κυματιδίου είναι απεναντίας γραμμικός οπότε δεν πάσχει από ψευδοσυχνότητες, ενώ η υπολογιστική του πολυπλοκότητα είναι μόνο $O(n)$ ανά κλίμακα a , όπου n είναι το μήκος του σήματος. [48][49]

Επιλογή συχνοτήτων

Όσον αφορά τις συχνότητες υπολογισμού του μετασχηματισμού Κυματιδίου, επιλέξαμε το εύρος συχνοτήτων [3, 50] Hz, με βήμα 0.5Hz. Δηλαδή ο μετασχηματισμός πραγματοποιήθηκε σε 94 σημεία στο πεδίο της συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου ο μετασχηματισμός υπολογίστηκε σε κάθε χρονική στιγμή του σήματος.

4.3 Υπολογισμός της συνδεσιμότητας

Τελευταίο βήμα της επεξεργασίας είναι ο υπολογισμός της συνδεσιμότητας. Για την συνδεσιμότητα υπάρχουν διάφοροι δείκτες υπολογισμού. Στην παρούσα εργασία θα χρησιμοποιηθεί ο δείκτης της συνάφειας [50] υπολογισμένος όμως με μετασχηματισμό Κυματιδίου, ο οποίος για δύο σήματα $x(t)$ και $y(t)$ δίνεται από την ακόλουθη σχέση :

$$c_{xy}(f, t) = \frac{|S_{xy}(f, t)|}{\sqrt{S_{xx}(f, t)S_{yy}(f, t)}} \quad (16)$$

όπου $S_{xy}(a, b) = X(a, b)\hat{Y}(a, b)$ είναι το φάσμα ισχύος των σημάτων x και y , και X, Y είναι ο μετασχηματισμός των σημάτων x, y όπως ορίστηκε στη σχέση (11) με κυματίδιο Morlet 4 κύκλων. Η συνάφεια βασίζεται στην απλή ιδέα ότι πηγές που δεν σχετίζονται μεταξύ τους θα έχουν αμελητέα ετεροσυσχέτιση, με αποτέλεσμα το φάσμα ισχύος τους να γίνεται μηδενικό. Παρόλ' αυτά, ο δείκτης δεν αποδεικνύει αιτιότητα μεταξύ των συσχετισμένων πηγών. Ενδεικτικό είναι το παράδειγμα της κοινής πηγής. Ας υποθέσουμε ότι διαθέτουμε 3 περιοχές του εγκεφάλου, έστω a, b και c , εκ των οποίων η a ενεργοποιείται και επάγει ενεργοποίηση στις b και c . Είναι σαφές ότι οι δείκτες συνάφειας $c_{ab}(f)$ και $c_{ac}(f)$ θα λάβουν υψηλή τιμή, όμως υψηλή τιμή αναμένεται να λάβει και ο δείκτης $c_{bc}(f)$, παρόλο που δεν υπάρχει άμεση αλληλεπίδραση μεταξύ των περιοχών.

Μία επιπλέον αδυναμία του δείκτη της συνάφειας είναι ότι εγγυάται την ανίχνευση μόνο γραμμικών εξαρτήσεων μεταξύ των σημάτων. Η υπόθεση γραμμικών εξαρτήσεων της δραστηριότητας μεταξύ των περιοχών του εγκεφάλου δεν είναι ρεαλιστική αφενός διότι δεν είναι γνωστή η φύση της εξάρτησης, αφετέρου διότι οι μετρήσεις περιέχουν μεταβλητό θόρυβο. Επιπλέον, αν η δραστηριότητα μίας περιοχής a εξαρτάται γραμμικά από τη δραστηριότητα πολλαπλών περιοχών b και c , κατά τον έλεγχο της γραμμικής εξάρτησης της a από την b , η επιπλέον εξάρτηση από την c προσμετράται ως θόρυβος και μειώνει την τιμή της συνάφειας. Δεδομένης της σύνθετης λειτουργίας του εγκεφάλου, η περίπτωση πολλαπλής εξάρτησης είναι συχνή. Συνεπώς δύο περιοχές που πράγματι αλληλεπιδρούν ενδέχεται να μην έχουν υψηλή τιμή συνάφειας, οπότε η ακριβής τιμή της συνάφειας δεν αποτελεί ασφαλή ένδειξη αλληλεπίδρασης.

Από την άλλη πλευρά, στο παρόν πείραμα θέλουμε να παρατηρήσουμε πώς η διαφορά στη χρονική διάρκεια των ήχων επηρεάζει την εγκεφαλική δραστηριότητα. Η ακριβής τιμή της συνάφειας δεν είναι εύχρηστο μέγεθος. Απεναντίας, πιο εύχρηστη είναι η μεταβολή της συνάφειας. Για το λόγο αυτό, η τελική μελέτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας θα γίνει βάσει της μεταβολής της συνάφειας μεταξύ των χρονικών στιγμών 250ms μετά την ολοκλήρωση του ήχου αναφοράς και του ήχου δοκιμής.

Για τον υπολογισμό της συνάφειας έγινε ομαδοποίηση των δεικτών σε ζώνες συχνοτήτων. Χρησιμοποιήθηκαν έξι ζώνες, των οποίων οι ονομασίες και το εύρος συχνοτήτων αναφέρονται στον πίνακα 2. Για κάθε ζώνη συχνότητας F , θεωρήσαμε ότι η συνάφεια μεταξύ δύο περιοχών a και b ορίζεται ως ο μέσος όρος της συνάφειας των περιοχών για όλες τις συχνότητες f της ζώνης:

$$c_{a,b}^F = \sum_{f \in F} c_{a,b}(f) \quad (17)$$

Με τον υπολογισμό της συνάφειας ανά ζώνη ολοκληρώνεται η ανάλυση των σημάτων του ΗΕΓ ανά εθελοντή. Το τελευταίο βήμα είναι ο υπολογισμός της μέσης συνάφειας ανά ζώνη, παίρνοντας το μέσο όρο της συνάφειας των εθελοντών.

Ο υπολογισμός της συνάφειας πραγματοποιείται στον κώδικα A.1.4.a, ενώ ο υπολογισμός της μέσης συνάφειας στον κώδικα A.1.4.b. Ο υπολογισμός της μεταβολής της συνάφειας έγινε στον κώδικα παραγωγής των διαγραμμάτων των αποτελεσμάτων (A.3.d).

Όνομα Ζώνης	Θήτα	Άλφα	Βήτα 1	Βήτα 2	Γάμμα 1	Γάμμα 2
Εύρος Συχνοτήτων (Hz)	3 – 8	8 – 13	13 – 20	20 – 30	30 – 40	40 – 50

Πίνακας 2: Πίνακας ζωνών συχνότητας για τον υπολογισμό της συνάφειας

4.4 Ανακεφαλαίωση επεξεργασίας

Ανακεφαλαιώνουμε τα βήματα της ανάλυσης των σημάτων του ΗΕΓ. Σε κάθε βήμα αναφέρεται σε παρένθεση το αρχείο κώδικα στο οποίο υλοποιήθηκε το βήμα.

1. Προεπεξεργασία του σήματος:
 - a) Ανάγνωση δεδομένων και οργάνωση σε δοκιμές (A.1.1)
 - b) Εφαρμογή βαθυπερατού φίλτρου με συχνότητα αποκοπής 52Hz (A.1.1)
 - c) Υποδειγματοληψία σημάτων κατά παράγοντα ίσο με 7 (A.1.3)
 - d) Εφαρμογή διόρθωσης στάθμης στα δεδομένα μέσω αφαίρεσης του μέσου όρου των πρώτων 500ms του σήματος (A.1.3)
2. Υπολογισμός τελεστή ευθείας λύσης:
 - a) Δημιουργία μοντέλου BEM του κεφαλιού με τρεις περιοχές ξεχωριστών αγωγιμοτήτων (δέρμα 0.3S/m – κρανίο 0.006S/m – εγκέφαλος 0.3S/m) και 5120 ψηφίδες ανά επιφάνεια (A.1.2)
 - b) Δημιουργία χώρου πηγών με 20484 πηγές (A.1.2)
 - c) Ορισμός συντεταγμένων των ηλεκτροδίων εντός του BEM και υπολογισμός τελεστή ευθείας λύσης (A.1.2)
3. Υπολογισμός τελεστή αντίστροφης λύσης:
 - a) Υπολογισμός συνδιακύμανσης του θορύβου των καναλιών στα πρώτα 500ms (A.1.3)
 - b) Υπολογισμός τελεστή αντίστροφης λύσης έτσι ώστε η επιστρεφόμενη ένταση των πηγών να είναι κάθετη στο φλοιό του εγκεφάλου (A.1.3)
4. Υπολογισμός αντίστροφης λύσης:
 - a) Εφαρμογή του τελεστή αντίστροφης λύσης με χρήση της μεθόδου dSPM (A.1.4.a)
 - b) Κατάτμηση του φλοιού σε 68 περιοχές και υπολογισμός της μέσης έντασης πηγών ανά περιοχή. (A.1.4.a)
5. Υπολογισμός της συνάφειας μεταξύ των περιοχών:
 - a) Υπολογισμός της συνάφειας μεταξύ των περιοχών του φλοιού με χρήση μετασχηματισμού Κυματιδίου με κυματίδιο Morlet 5 κύκλων σε εύρος συχνοτήτων 3-50Hz με βήμα 0.5Hz (A.1.4.a)
 - b) Κατάτμηση φάσματος σε 6 ζώνες συχνοτήτων και υπολογισμός μέσης συνάφειας ανά ζώνη (A.1.4.a)
 - c) Εφαρμογή μέσου όρου στη συνάφεια μεταξύ των διαφορετικών εθελοντών για τον υπολογισμό της μέσης συνάφειας ανά διάρκεια ήχου δοκιμής (A.1.4.b)

Κεφάλαιο 5

Παρουσίαση Αποτελεσμάτων

5.1 Παρουσίαση αποτελεσμάτων

Για τη μελέτη της μεταβολής της συνάφειας παρήχθησαν ειδικά διαγράμματα. Τα διαγράμματα παρουσιάζονται αναλυτικά στο Παράρτημα Β. Στόχος είναι να εντοπιστεί κάποια συσχέτιση μεταξύ της μεταβολής της συνάφειας και της χρονικής διάρκειας του ήχου δοκιμής. Στους ακόλουθους πίνακες παρουσιάζονται λοιπόν όλες οι συσχετίσεις που παρατηρήθηκαν στα διαγράμματα του παραρτήματος Β μεταξύ της μεταβολής της συνάφειας και της διάρκειας του ήχου, χωρίς να έχει εξεταστεί ακόμα αν έχουν λογική ερμηνεία.

Παρατίθενται δύο πίνακες. Ο πίνακας 3 αναφέρεται στην συνδεσιμότητα του πρωτεύοντος ακουστικού φλοιού (εγκάρσια κροταφική έλικα – 34) με τις υπόλοιπες περιοχές του εγκεφάλου, ενώ ο πίνακας 4 στην συνδεσιμότητα του δευτερεύοντος ακουστικού φλοιού (άνω κροταφική έλικα – 31). Στην αριστερή στήλη των πινάκων αναγράφεται η δεύτερη περιοχή του ζεύγους για το οποίο εξετάζεται η συνδεσιμότητα. Στη μεσαία και τη δεξιά στήλη αναφέρονται όλες οι συσχετίσεις που παρατηρήθηκαν με την περιοχή 34 ή την περιοχή 31. Η μεσαία στήλη αναφέρεται στην συνδεσιμότητα με την 34/31 του αριστερού ημισφαιρίου, ενώ η δεξιά στήλη στην συνδεσιμότητα με την 34/31 του δεξιού ημισφαιρίου. Σε κάθε παρατήρηση αναγράφεται η ζώνη συχνότητας, η συμπεριφορά της συνάφειας και η διάρκεια Δt των ήχων δοκιμής που αφορούν την παρατήρηση. Αν δεν παρατηρήθηκε καμία συσχέτιση, αυτό σημαίνεται με μία παύλα.

Πίνακας 3: Σημαντικές μεταβολές της συνάφειας των περιοχών του εγκεφάλου με τον πρωτεύοντα ακουστικό φλοιό

Περιοχή	Ημισφαίριο	Συνάφεια με αριστερή 34	Συνάφεια με δεξιά 34
1	Αριστερό	B1: Μείωση, $\Delta t \geq 580$	A: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$ B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$ B2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$
	Δεξί	-	B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 460$
2	Αριστερό	Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ Αύξηση, $\Delta t \geq 540$	A: Μείωση, $\Delta t \leq 440$
	Δεξί	-	-
3	Αριστερό	B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$ B2: Μείωση, $\Delta t \leq 440$	-
	Δεξί	B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$	-
4	Αριστερό	Θ: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ A: Μείωση, $\Delta t \leq 500$	A: Μείωση, $\Delta t \geq 600$
	Δεξί	-	B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$ B2: Μείωση, $\Delta t \leq 500$
5	Αριστερό	Θ: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 500$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 500$	Γ2: Μείωση, $460 \leq \Delta t \leq 520$
	Δεξί	-	-
6	Αριστερό	-	B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 600$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \geq 580$
	Δεξί	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$	A: Μείωση, $\Delta t \geq 500$ B1: Μείωση, $\Delta t \geq 500$
7	Αριστερό	Θ: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$	A: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$ B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 480$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$
	Δεξί	-	-
8	Αριστερό	-	-
	Δεξί	-	-

Περιοχή	Ημισφαίριο	Συνάφεια με αριστερή 34	Συνάφεια με δεξιά 34
9	Αριστερό	A: Μείωση, $\Delta t \leq 480$ Αύξηση, $\Delta t \geq 540$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 460$	B2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Μείωση, $\Delta t \geq 600$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \leq 440$
	Δεξί	Θ: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ Μείωση, $\Delta t \geq 600$ A: Μείωση, $\Delta t \leq 500$ B1: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Αύξηση, $\Delta t \geq 580$ B2: Μείωση, $\Delta t \leq 540$ Αύξηση, $\Delta t \geq 560$	B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 540$
10	Αριστερό	B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 580$	-
	Δεξί	A: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 500$
11	Αριστερό	-	A: Μείωση, $\Delta t \geq 580$
	Δεξί	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$	B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 500$
12	Αριστερό	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 580$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Αύξηση, $\Delta t \geq 520$	B2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Μείωση, $\Delta t \geq 600$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 480$
	Δεξί	-	B2: Μείωση, $\Delta t \geq 560$
13	Αριστερό	B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$	A: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \geq 540$
	Δεξί	B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$	-
14	Αριστερό	A: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$ B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 580$	B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$
	Δεξί	Θ: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ Μείωση, $\Delta t \geq 600$ A: Μείωση, $\Delta t \leq 440$	-
15	Αριστερό	B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$	-
	Δεξί	-	-
16	Αριστερό	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 520$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 520$	Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 460$
	Δεξί	A: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$ B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$	-
17	Αριστερό	-	-
	Δεξί	-	Θ: Αύξηση, $480 \leq \Delta t \leq 520$ B1: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ B2: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 440$

Περιοχή	Ημισφαίριο	Συνάφεια με αριστερή 34	Συνάφεια με δεξιά 34
18	Αριστερό	Θ: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ A: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$	Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 480$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$
	Δεξί	B1: Μείωση, $\Delta t \leq 520$ B2: Μείωση, $460 \leq \Delta t \leq 560$	B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$
19	Αριστερό	B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$	B1: Μείωση, $\Delta t \leq 460$
	Δεξί	-	-
20	Αριστερό	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$	A: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Αύξηση, $\Delta t \geq 600$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$
	Δεξί	-	A: Μείωση, $\Delta t \leq 460$
21	Αριστερό	-	Γ2: Αύξηση, $500 \leq \Delta t \leq 540$
	Δεξί	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$	-
22	Αριστερό	A: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$	Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 520$
	Δεξί	-	-
23	Αριστερό	-	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \leq 540$
	Δεξί	-	A: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$
24	Αριστερό	Θ: Μείωση, $\Delta t \geq 600$	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$
	Δεξί	-	-
25	Αριστερό	-	-
	Δεξί	A: Μείωση, $\Delta t \leq 480$	-
26	Αριστερό	A: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$	A: Μείωση, $\Delta t \geq 600$
	Δεξί	-	A: Μείωση, $\Delta t \geq 580$ B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$
27	Αριστερό	B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 520$	-
	Δεξί	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$	A: Αύξηση, $440 \leq \Delta t \leq 560$ B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$
28	Αριστερό	Γ2: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$	-
	Δεξί	B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$ B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$	-
29	Αριστερό	A: Μείωση, $\Delta t \geq 440$	-
	Δεξί	B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$	-

Περιοχή	Ημισφαίριο	Συνάφεια με αριστερή 34	Συνάφεια με δεξιά 34
30	Αριστερό	-	-
	Δεξί	-	A: Αύξηση, $\Delta t \leq 460$ B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$
31	Αριστερό	-	B2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \geq 600$
	Δεξί	-	B2: Αύξηση, $500 \leq \Delta t \leq 560$ Γ1: Αύξηση, $500 \leq \Delta t \leq 560$
32	Αριστερό	-	-
	Δεξί	B2: Μείωση, $\Delta t \leq 500$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 500$	-
33	Αριστερό	-	B1: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ Αύξηση, $\Delta t \geq 580$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$
	Δεξί	Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 520$	A: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ B1: Μείωση, $\Delta t \leq 440$
34	Αριστερό	x	Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 540$
	Δεξί	Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 540$	x

Πίνακας 4: Σημαντικές μεταβολές της συνάφειας των περιοχών του εγκεφάλου με το δευτερεύοντα ακουστικό φλοιό

Περιοχή	Ημισφαίριο	Συνάφεια με αριστερή 31	Συνάφεια με δεξιά 31
1	Αριστερό	-	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 580$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 500$ Αύξηση, $\Delta t \geq 600$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \leq 480$ Αύξηση, $\Delta t \geq 600$
	Δεξί	A: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$ B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$ B2: Μείωση, $\Delta t \geq 460$	A: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$
2	Αριστερό	-	-
	Δεξί	B2: Μείωση, $\Delta t \leq 480$ Γ1: Μείωση, $\Delta t \leq 500$	-
3	Αριστερό	B2: Μείωση, $\Delta t \leq 500$	A: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$ Μείωση, $460 \leq \Delta t \leq 560$
	Δεξί	-	Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$
4	Αριστερό	-	Γ1: Αύξηση, $520 \leq \Delta t \leq 580$
	Δεξί	B2: Μείωση, $\Delta t \geq 560$	Θ: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$ Γ1: Αύξηση, $520 \leq \Delta t \leq 580$
5	Αριστερό	Γ2: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$	B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$
	Δεξί	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$	B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 460$ B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 460$
6	Αριστερό	Θ: Μείωση, $\Delta t \geq 560$	Γ2: Αύξηση, $\Delta t \leq 460$
	Δεξί	Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$	Γ2: Αύξηση, $\Delta t \leq 460$ Μείωση, $520 \leq \Delta t \leq 580$
7	Αριστερό	-	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$
	Δεξί	A: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$	-
8	Αριστερό	Θ: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ B2: Μείωση, $\Delta t \leq 500$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 520$	-
	Δεξί	B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 520$	-
9	Αριστερό	B1: Αύξηση, $480 \leq \Delta t \leq 520$	Γ1: Μείωση, $\Delta t \geq 600$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \leq 500$ Αύξηση, $\Delta t \geq 600$
	Δεξί	B1: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Γ1: Μείωση, $500 \leq \Delta t \leq 560$	B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 520$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$

Περιοχή	Ημισφαίριο	Συνάφεια με αριστερή 31	Συνάφεια με δεξιά 31
10	Αριστερό	-	-
	Δεξί	-	B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 460$ B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$
11	Αριστερό	Θ: Αύξηση, $\Delta t \geq 580$ B2: Μείωση, $\Delta t \leq 440$	Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$
	Δεξί	B1: Μείωση, $\Delta t \geq 600$ B2: Μείωση, $\Delta t \geq 600$	B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 520$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \geq 600$
12	Αριστερό	A: Μείωση, $\Delta t \leq 400$ B2: Αύξηση, $460 \leq \Delta t \leq 500$	B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$
	Δεξί	B1: Μείωση, $\Delta t \geq 600$ B2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Γ1: Μείωση, $480 \leq \Delta t \leq 560$	B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 400$ Μείωση, $\Delta t \geq 560$
13	Αριστερό	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 520$	Γ2: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$
	Δεξί	-	-
14	Αριστερό	A: Αύξηση, $\Delta t \geq 580$	B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 460$
	Δεξί	Θ: Μείωση, $\Delta t \geq 560$	A: Αύξηση, $460 \leq \Delta t \leq 500$
15	Αριστερό	B2: Αύξηση, $460 \leq \Delta t \leq 540$	A: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$
	Δεξί	B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$ Γ1: Αύξηση, $440 \leq \Delta t \leq 540$ Γ2: Αύξηση, $460 \leq \Delta t \leq 560$	-
16	Αριστερό	-	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$
	Δεξί	-	B2: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$
17	Αριστερό	Θ: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$ Μείωση, $\Delta t \geq 600$	-
	Δεξί	B1: Μείωση, $\Delta t \geq 580$ B2: Μείωση, $\Delta t \geq 580$	-
18	Αριστερό	-	B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$ B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 580$
	Δεξί	-	A: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$ B1: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$
19	Αριστερό	-	B1: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$
	Δεξί	-	A: Μείωση, $\Delta t \geq 600$

Περιοχή	Ημισφαίριο	Συνάφεια με αριστερή 31	Συνάφεια με δεξιά 31
20	Αριστερό	Γ1: Αύξηση, $480 \leq \Delta t \leq 560$ Γ2: Αύξηση, $480 \leq \Delta t \leq 540$	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \leq 460$
	Δεξί	Γ2: Μείωση, $\Delta t \geq 560$	B1: Μείωση, $480 \leq \Delta t \leq 580$ B2: Μείωση, $480 \leq \Delta t \leq 580$
21	Αριστερό	B2: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 520$	-
	Δεξί	-	Γ2: Μείωση, $480 \leq \Delta t \leq 580$
22	Αριστερό	B1: Αύξηση, $500 \leq \Delta t \leq 540$	-
	Δεξί	B2: Μείωση, $\Delta t \leq 440$	-
23	Αριστερό	A: Μείωση, $\Delta t \leq 500$ B1: Μείωση, $\Delta t \leq 500$ B2: Μείωση, $\Delta t \leq 400$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 580$	-
	Δεξί	A: Μείωση, $460 \leq \Delta t \leq 540$	B2: Μείωση, $\Delta t \geq 580$
24	Αριστερό	-	-
	Δεξί	-	-
25	Αριστερό	A: Μείωση, $\Delta t \leq 480$	-
	Δεξί	A: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$ B2: Μείωση, $\Delta t \leq 460$	-
26	Αριστερό	A: Μείωση, $\Delta t \leq 480$	-
	Δεξί	A: Μείωση, $\Delta t \leq 480$	-
27	Αριστερό	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 520$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 500$	B1: Μείωση, $\Delta t \geq 560$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$
	Δεξί	Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$	-
28	Αριστερό	A: Αύξηση, $\Delta t \geq 600$ Γ1: Αύξηση, $\Delta t \geq 520$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \geq 520$	-
	Δεξί	-	B1: Μείωση, $\Delta t \geq 560$ Γ1: Μείωση, $500 \leq \Delta t \leq 580$
29	Αριστερό	-	A: Αύξηση, $\Delta t \leq 440$
	Δεξί	-	-
30	Αριστερό	Θ: Μείωση, $\Delta t \leq 440$	-
	Δεξί	A: Μείωση, $460 \leq \Delta t \leq 560$	-

Περιοχή	Ημισφαίριο	Συνάφεια με αριστερή 31	Συνάφεια με δεξιά 31
31	Αριστερό	x	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \leq 480$
	Δεξί	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$ Γ2: Μείωση, $\Delta t \leq 480$	x
32	Αριστερό	-	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 540$
	Δεξί	-	-
33	Αριστερό	-	B1: Μείωση, $\Delta t \leq 460$ Γ2: Αύξηση, $\Delta t \leq 480$
	Δεξί	Θ: Μείωση, $\Delta t \leq 440$ Α: Αύξηση, $\Delta t \geq 560$	Γ1: Μείωση, $500 \leq \Delta t \leq 580$ Γ2: Μείωση, $500 \leq \Delta t \leq 580$
34	Αριστερό	-	B2: Αύξηση, $\Delta t \geq 580$
	Δεξί	-	B2: Αύξηση, $500 \leq \Delta t \leq 560$

5.2 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων

Δεδομένων των αποτελεσμάτων, πρέπει να εντοπίσουμε τις μεταβολές που συμφωνούν με τις απαντήσεις που λάβαμε από τους εθελοντές σχετικά με το αν ο ήχος δοκιμής ήταν μεγαλύτερος από τον ήχο αναφοράς (σχήμα 7, σελίδα 29). Αν μία μεταβολή εντοπίζεται σε πολλαπλούς ήχους εκ των οποίων ο ένας αξιολογήθηκε μεγαλύτερος του ήχου αναφοράς και ο άλλος μικρότερος, η μεταβολή αυτή θεωρείται ότι δεν σχετίζεται με το πείραμα.

Επιπλέον, επειδή τα ποσοστά επιτυχίας των απαντήσεων του σχήματος 7 δεν είναι ιδανικά και βελτιώνονται καθώς η διάρκεια του ήχου δοκιμής απέχει περισσότερο από τα 500ms, δόθηκε περιθώριο οι μεταβολές να μην εμφανίζονται για όλους τους ήχους μικρότερης ή μεγαλύτερης διάρκειας. Εντούτοις τα ποσοστά σωστή σύγκρισης υπερβαίνουν το 90% για τους ήχους μεγάλης διάρκειας 600ms, 620ms και για τους ήχους μικρής διάρκειας 440ms και 420ms, οπότε θεωρήθηκε ότι οποιαδήποτε μεταβολή της συνδεσιμότητας που συνδέεται με την αυξημένη ή μειωμένη διάρκεια των ήχων θα πρέπει να εμφανίζεται οπωσδήποτε στις δύο τιμές μεγάλης ή μικρής διάρκειας αντίστοιχα.

Τέλος, μεγαλύτερη έμφαση δόθηκε σε περιοχές που εμφανίζουν σημαντικές μεταβολές σε πολλαπλές ζώνες συχνότητας.

Γενικές Παρατηρήσεις

Ιδανικά, αν μια μεταβολή σχετιζόταν με την αυξημένη διάρκεια του ήχου δοκιμής σε σχέση με τη διάρκεια του ήχου αναφοράς, αναμένεται σύμφωνα με τις απαντήσεις των εθελοντών (σχήμα 7) η μεταβολή αυτή να εκδηλώνεται στα 560ms και να ενισχύεται στα 600ms και 620ms. Αντίστοιχα για τους ήχους δοκιμής μικρής διάρκειας θα περιμέναμε η μεταβολή να εμφανιζόταν στα 460ms και να ενισχυόταν στα 440ms και 420ms. Παρόλ' αυτά είναι ελάχιστες οι περιπτώσεις όπου παρατηρήθηκε η προαναφερθείσα συμπεριφορά.

Επιπλέον, αξίζει να αναφέρουμε ότι τα αποτελέσματα στη ζώνη συχνότητας Θ εμφανίζουν πολύ μικρή συσχέτιση με τη διάρκεια του ήχου δοκιμής. Παρόλ' αυτά, ειδικά στη ζώνη Θ η απουσία συσχέτισης στα αποτελέσματα δεν αποδεικνύει ότι δεν υπάρχει συσχέτιση των περιοχών του εγκεφάλου στις συχνότητες ζώνης, λόγω της αυξημένης αναξιπιστίας των αποτελεσμάτων για τη συγκεκριμένη ζώνη. Όπως αναφέρθηκε στην παράγραφο 4.2.1, ο μετασχηματισμός Κυματιδίου υστερεί σε χρονική ακρίβεια καθώς η συχνότητα μειώνεται, με αποτέλεσμα η χρονική ακρίβεια στη ζώνη Θ να μην αρκεί για να μελετήσουμε με αξιοπιστία τις ταχείες μεταβολές του ΗΕΓ. Συνεπώς, η μελέτη της ζώνης Θ γίνεται για λόγους πληρότητας και τα σχετικά αποτελέσματα δεν θα ληφθούν υπόψιν κατά την παραγωγή των τελικών συμπερασμάτων της μελέτης.

Αξίζει επίσης να αναφερθεί ότι σε αρκετές περιπτώσεις παρατηρείται η ίδια συμπεριφορά της συνάφειας σε γειτονικές ζώνες συχνότητας. Παραδείγματος χάριν, στον πίνακα 3 βλέπουμε ότι η συνάφεια μεταξύ της αριστερής περιοχής 20 και της αριστερής περιοχής 34 εμφανίζει αύξηση για $\Delta t \geq 540ms$ στις ζώνες Γ1 και Γ2. Η μία ερμηνεία είναι ότι η μεταβολή πραγματοποιείται και στις δύο ζώνες συχνότητας. Η δεύτερη ερμηνεία όμως είναι ότι πραγματοποιείται μόνο στη μία ζώνη και έχουμε διαρροή πληροφορίας μεταξύ των ζωνών λόγω

της ανεπαρκούς ακρίβειας στη συχνότητα του μετασχηματισμού Κυματιδίου. Το φαινόμενο αυτό είναι αναμενόμενο να εμφανιστεί στις υψηλές συχνότητες, όπου η ακρίβεια συχνότητας του Κυματιδίου μειώνεται. Συνεπώς, κατά την ερμηνεία των αποτελεσμάτων δεν θα δοθεί μεγάλη έμφαση στις ζώνες στις οποίες πραγματοποιούνται οι μεταβολές της συνάφειας και οι ζώνες θα αναφέρονται για να δίνεται μία σχετική θέση των μεταβολών μέσα στο φάσμα των συχνοτήτων.

Με μία συνοπτική μελέτη των διαγραμμάτων του παραρτήματος Β, του πίνακα 3 και του πίνακα 4 δείχνει ότι η δραστηριότητα μεταξύ των περιοχών του εγκεφάλου έχει μεγαλύτερη μεταβλητότητα για τις υψηλές συχνότητες, στις ζώνες Γ1 και Γ2. Οι μεταβολές είναι πιο πολλές στις συχνότητες αυτές και έχουν μεγαλύτερες τιμές.

Επιπλέον, μερικές περιοχές του εγκεφάλου έχουν την τάση παρόμοιας συμπεριφοράς ως προς την μεταβολή της συνάφειας. Μπορούμε να διακρίνουμε περιστασιακά στα διαγράμματα παρόμοια συμπεριφορά μεταξύ των περιοχών 26L, 30L και 8L, μεταξύ των 4L, 22L και 12L, μεταξύ των 11R, 26R, 30R και 8R, μεταξύ των 14R, 4R και 22R, μεταξύ των 28L, 20L, 15L, 27L, και μεταξύ των 29R, 2R και 19R. Οι περιοχές αυτές βρίσκονται σχετικά κοντά μεταξύ τους, οπότε δεν είναι ασφαλές να συμπεράνουμε ότι η παρόμοια συμπεριφορά οφείλεται σε αλληλεπίδραση των περιοχών. Η παρόμοια συμπεριφορά ενδεχομένως οφείλεται σε αδυναμία του μοντέλου προσομοίωσης ή σε μειωμένη ακρίβεια και σφάλματα των μετρήσεων του ΗΕΓ. Μία μέθοδος αντιμετώπισης του προβλήματος είναι η επανάληψη του πειράματος με χρήση περισσότερων καναλιών, προκειμένου να αυξηθεί η χωρική ακρίβεια των μετρήσεων και να μειωθεί η επίδραση των σφαλμάτων μεμονωμένων καναλιών στη συνολική εκτίμηση της δραστηριότητας του εγκεφάλου.

Περιοχές που αλληλεπιδρούν με τον ακουστικό φλοιό

Στη συνέχεια αναφέρονται αναλυτικά όλες οι περιοχές για τις οποίες παρατηρήθηκε συνδεσιμότητα συσχετισμένη με τη διάρκεια του ήχου δοκιμής. Για κάθε μία από τις περιοχές αυτές, έγινε αναζήτηση σε προηγούμενες μελέτες προκειμένου να διαπιστωθεί εάν τα αποτελέσματα της συνδεσιμότητας οφείλονται σε πραγματικό λειτουργικό υπόβαθρο της περιοχής ή αν αποτελούν σφάλματα ή τυχαίες παρατηρήσεις. Για λόγους συντομίας, οι περιοχές θα αναφέρονται με τον αριθμό βάσει του πίνακα 1, μαζί με τα γράμματα L και R που θα δηλώνουν ότι η περιοχή βρίσκεται στο αριστερό και στο δεξί ημισφαίριο αντίστοιχα. Υπενθυμίζουμε ότι ο πρωτεύων ακουστικός φλοιός έχει αριθμό 34 και ο δευτερεύων ακουστικός φλοιός αριθμό 31.

- **Οπίσθια Άνω Κροταφική Έλικα (1):** Η περιοχή 1L έχει σχετικά μεγάλη συνάφεια με την 34L (μεταξύ 0.5 και 0.6), που αναδεικνύει την επικοινωνία μεταξύ των περιοχών ανεξάρτητα του ερεθίσματος. Επιπλέον, η περιοχή 1 παρουσιάζει μεγάλη συσχέτιση της συνάφειας με τη διάρκεια των ήχων, όμως δεν εντοπίζεται μεταξύ των 1L και 34L, οπότε η υψηλή συνάφεια δεν σχετίζεται με το πείραμα. Μεταξύ των 1L και 34R υπάρχει συσχέτιση στις ζώνες Α, Β1, Β2, Γ1 και Γ2, ενώ μεταξύ των 1R και 34R υπάρχει στη ζώνη Β2. Μεταξύ των 31L και 1R υπάρχει συσχέτιση στις ζώνες Α, Β1 και Β2. Τέλος, μεταξύ των 31R και 1L υπάρχει συσχέτιση στις ζώνες Β2, Γ1, και Γ2. Είναι αξιοσημείωτο ότι οι συσχετίσεις εμφανίζονται μεταξύ περιοχών που βρίσκονται σε διαφορετικά ημισφαίρια. Επιπλέον, τα χαρακτηριστικά της μεταβολής αλλάζουν μεταξύ

των γειτονικών ζωνών συχνότητας, επομένως η παρατήρηση συσχέτισης σε πολλαπλές ζώνες δεν οφείλεται σε διαρροή πληροφορίας μεταξύ των ζωνών.

Η οπίσθια άνω κροταφική έλικα είναι γνωστή κυρίως επειδή περιλαμβάνει την περιοχή του Wernicke, η οποία είναι υπεύθυνη για την κατανόηση και την παραγωγή του λόγου. [6][51] Στα πλαίσια του παρόντος πειράματος δεν υπήρχε ακουστικό ερέθισμα με λόγο, είναι όμως ενδιαφέρον το γεγονός ότι η περιοχή του Wernicke εδράζεται στο κυρίαρχο ημισφαίριο και ότι στα αποτελέσματά μας η οπίσθια άνω κροταφική έλικα του αριστερού ημισφαιρίου παρουσίασε υψηλή συνάφεια με τον πρωτεύοντα ακουστικό φλοιό του αριστερού ημισφαιρίου.

Επιπλέον, σε σχετική έρευνα έχει παρατηρηθεί ότι η οπίσθια άνω κροταφική έλικα ενεργοποιείται κατά τη διάρκεια ακουστικών πειραμάτων στα οποία οι εθελοντές καλούνται να ακούσουν ήχους διαφορετικής διάρκειας και προτείνεται ότι η περιοχή αυτή συμμετέχει στη διαδικασία αποκωδικοποίησης των χαρακτηριστικών των ακουστικών σημάτων. [52] Τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας ενισχύουν το συμπέρασμα αυτό, ενώ αιτιολογείται η υψηλή συνάφεια μεταξύ της 34L και της 1L.

- **Καλυπτρική Μοίρα (19):** Η περιοχή του δεξιού ημισφαιρίου 19R εμφάνισε συσχέτιση μεταξύ της διάρκειας του ήχου και της συνάφειας μόνο με την περιοχή 31L στη ζώνη A για ήχους πολύ μεγάλης διάρκειας (κάτω των 460ms). Παρόλ' αυτά, η καλυπτρική μοίρα του αριστερού ημισφαιρίου 19L εμφάνισε έντονη συσχέτιση στη ζώνη B1 με την 34L (έντονη αύξηση για ήχους άνω των 540ms), την 34R (μείωση για ήχους κάτω των 480ms) και με την 31R (αύξηση για ήχους άνω των 540ms). Αξιοσημείωτη είναι η σχετικά μεγάλη τιμή της συνάφειας στη ζώνη B1 μεταξύ των 19R και 31R, που κυμαίνεται μεταξύ του 0.5 και του 0.7 και υποδηλώνει αλληλεπίδραση η οποία είναι ανεξάρτητη του ερεθίσματος.
- **Τριγωνική Μοίρα (21):** Η 21R εμφάνισε αύξηση της συνάφειας με την 34L στη ζώνη B2 στους υψηλούς ήχους (άνω των 540ms) και συμφωνεί με τις απαντήσεις. Η συμπεριφορά της 21L δεν συμφωνεί απόλυτα με τις απαντήσεις, ωστόσο παρατηρήθηκε μείωση με την 31L στη ζώνη Γ1 για όλους τους ήχους με διάρκεια μεγαλύτερη του ήχου αναφοράς (άνω των 500ms) και αύξηση στη ζώνη B2 μόνο για τους πολύ σύντομους ήχους (κάτω των 460ms).
- **Κογχική Μοίρα (20):** Ξεχωρίζει η αλληλεπίδραση μεταξύ των 31R και 20L, όπου παρατηρείται αύξηση της συνάφειας στις ζώνες Γ1 και Γ2 για ήχους διάρκειας κάτω των 480ms και 460ms αντίστοιχα. Μεταξύ των 34R και 20L παρατηρείται μείωση για ήχους άνω των 540ms στις ζώνες Γ1 και Γ2, ενώ στη ζώνη A παρατηρείται αύξηση για τους πολύ μεγάλους ήχους (άνω των 580), αλλά και μείωση για τους σύντομους (κάτω των 480).

Η περιοχή του Broca, που περιλαμβάνει την καλυπτρική και τριγωνική μοίρα του κυρίαρχου ημισφαιρίου, καθώς και η κογχική μοίρα, έχουν συνδεθεί με το λόγο και την ομιλία, [51] οπότε η συσχέτιση της συνδεσιμότητας των περιοχών αυτών με τη διάρκεια του ήχου δοκιμής δεν μπορεί να αιτιολογηθεί.

- **Υπερχείλιος Έλικα (32):** Αυτό που αξίζει να παρατηρήσουμε για την υπερχείλιο έλικα είναι η πολύ υψηλή συνάφεια μεταξύ των 32L και 34L (άνω του 0.7) και μεταξύ των 32R και 34R (μεταξύ 0.5 και 0.6), γεγονός που υποδηλώνει την επικοινωνία της 32 με την 34 του ίδιου ημισφαιρίου ανεξάρτητα του ερεθίσματος. Παρόλ' αυτά, οι αντίστοιχες μεταβολές της συνάφειας δεν εμφανίζουν καμία συσχέτιση με τη διάρκεια του ήχου δοκιμής. Από την άλλη πλευρά, η περιοχή 32R εμφανίζει μείωση της συνάφειας με την 34L στις ζώνες B2 και Γ1 για τους ήχους δοκιμής με διάρκεια το πολύ ίση με τη διάρκεια του ήχου αναφοράς. Η 32L παρουσιάζει αύξηση της συνάφειας με την 31R στη ζώνη B2 για ήχους μεγαλύτερους των 520ms.
- **Οπίσθια Κεντρική Έλικα (23):** Παρατηρείται σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ των 23L και 31L σε τέσσερις ζώνες συχνότητας. Στις ζώνες A και B1 παρατηρείται μείωση της συνάφειας για ήχους το πολύ ίσης διάρκειας με τον ήχο αναφοράς (κάτω των 520ms), στη ζώνη B2 παρατηρείται έντονη μείωση για τους ήχους πολύ χαμηλής διάρκειας (κάτω των 460ms) και στη ζώνη Γ1 παρατηρείται αύξηση για τους ήχους μεγάλης διάρκειας (άνω των 560ms). Αξιοσημείωτο είναι επίσης ότι στις ζώνες A και B1, η συνάφεια είναι σχετικά υψηλή, με τιμές μεταξύ του 0.5 και 0.6, που σημαίνει ότι υπάρχει σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ των περιοχών 23L και 31L ανεξαρτήτως του ακουστικού ερεθίσματος.

Τα αποτελέσματα για τις δύο περιοχές αρχικά ξενίζουν καθώς είναι γνωστό ότι οι οπίσθιες κεντρικές έλικες είναι συσχετισμένες με την αίσθηση της αφής και απαρτίζουν το σωματοαισθητικό φλοιό, ενώ οι υπερχείλιοι έλικες ανήκουν στο δευτερεύοντα σωματοαισθητικό φλοιό που είναι υπεύθυνος για τη συσχέτιση της αφής με τα υπόλοιπα ερεθίσματα και τη νόηση. Ο πρωτεύων σωματοαισθητικός φλοιός έχει μελετηθεί αναλυτικά, και έχει επιτευχθεί ακριβής χαρτογράφηση του όσον αφορά την αντιστοιχία των περιοχών του σώματος και των περιοχών του φλοιού, ενώ δεν υπάρχει κάποια επισήμως αναγνωρισμένη συνεισφορά του φλοιού στις εγκεφαλικές λειτουργίες της ακοής και εν γένει της επεξεργασίας των ήχων.

Στη βιβλιογραφία αναφέρονται εντούτοις περιστατικά επικοινωνίας μεταξύ του ακουστικού και του σωματοαισθητικού φλοιού. Σε έρευνα που εξέταζε την εγκεφαλική δραστηριότητα με MEG κατά την ομαδοποίηση ήχων βάσει της χρονικής διαδοχής και της συχνότητας, παρατηρήθηκε έντονη ενεργοποίηση του δεξιού σωματοαισθητικού φλοιού η οποία όμως δεν ερμηνεύθηκε. [53] Σε πείραμα όπου οι εθελοντές εκτέθηκαν σε ακουστικά ερεθίσματα, σωματοαισθητικά ερεθίσματα και σε συνδυασμό αυτών παρατηρήθηκε μέσω fMRI συγχρονισμένη λειτουργία του ακουστικού και του σωματοαισθητικού φλοιού. [54] Τέλος, αναλυτική έρευνα έχει πραγματοποιηθεί προκειμένου να αξιολογηθεί η σύνδεση μεταξύ του πρωτεύοντος ακουστικού φλοιού και του σωματοαισθητικού φλοιού και διαπιστώθηκε ότι υπάρχει ανατομική σύνδεση μεταξύ των δύο περιοχών. [55]

Η σύνδεση μεταξύ της ακοής και της αφής σε νευρολογικό επίπεδο έχει ήδη προταθεί καθώς έχουν παρατηρηθεί αρκετές ενδείξεις. Οι δύο αισθήσεις φέρουν ομοιότητες στον τρόπο που λειτουργούν και εικάζεται ότι έχουν κοινή προέλευση. [56] Μελέτες έχουν δείξει ότι σωματοαισθητικά ερεθίσματα μπορούν να επηρεάσουν την αντίληψη του λόγου, των συχνότητων και της έντασης ακουστικών ερεθισμάτων.[55] Έχει επίσης παρατηρηθεί ότι η

οξύτητα της ακοής και της αφής σχετίζονται γενετικά μεταξύ τους.[57] Επιπλέον, ο πρωτεύων ακουστικός φλοιός και ο δευτερεύων σωματοαισθητικός φλοιός βρίσκονται σε γειτονικές περιοχές γεγονός που ενισχύει τη θεωρία της σύνδεσής τους σε εγκεφαλικό επίπεδο. Η ισχυρή συνάφεια μεταξύ των 34 και 32, παρόλο που δεν οφείλεται στην πειραματική διαδικασία, είναι μία σημαντική ένδειξη της σύνδεσης αυτής.

Με βάση τα προαναφερθέντα θεωρήθηκε ότι η δραστηριότητα των οπίσθιων κεντρικών και των υπερχειλίων ελίκων δεν είναι τυχαία και ότι σχετίζεται με την πειραματική διαδικασία.

- **Κάτω Βρεγματικό Λόβιο (8):** Σημαντική συσχέτιση που να συνάδει με τις απαντήσεις εμφανίστηκε μεταξύ της 8L και της 31L στις τέσσερις ζώνες B2, Γ1, Γ2 και Θ, χωρίς να υπάρχει κοινή συμπεριφορά μεταξύ των ζωνών. Στη ζώνη B2 παρατηρείται μείωση της συνάφειας για όλους τους ήχους διάρκειας το πολύ ίσης με τον ήχο αναφοράς (κάτω των 500ms), στη ζώνη Γ1 παρατηρείται αύξηση της συνάφειας για τους ήχους πολύ μεγάλης διάρκειας (άνω των 600ms), στη ζώνη Γ2 παρατηρείται αύξηση της συνάφειας για όλους τους ήχους διάρκειας μεγαλύτερης του ήχου αναφοράς (άνω των 500ms) και στη ζώνη Θ παρατηρείται έντονη μείωση για τους ήχους πολύ χαμηλής διάρκειας (κάτω των 460ms).

Είναι αξιοσημείωτο το μεγάλο εύρος συχνοτήτων για το οποίο παρατηρείται αλληλεπίδραση. Η συμμετοχή του κάτω βρεγματικού λοβίου στη σύγκριση των ήχων μπορεί να αιτιολογηθεί, καθώς σε πληθώρα πειραμάτων έχει διαπιστωθεί ότι ενεργοποιείται κατά τη διάρκεια ακουστικών δοκιμασιών. [58] Αξίζει επίσης να αναφέρουμε ότι στο κάτω βρεγματικό λόβιο εδράζεται μεγάλο τμήμα του δευτερεύοντος σωματοαισθητικού φλοιού, γεγονός που ενισχύει τη σύνδεση μεταξύ αφής και ακοής.

- **Μετωπιαίος Πόλος (6):** Διακρίνεται μείωση της συνάφειας μεταξύ των 6R και 34R στις ζώνες A και B1 για ήχους διάρκειας το πολύ ίσης με τον ήχο αναφοράς (κάτω των 520ms).

Η λειτουργία του μετωπιαίου πόλου είναι ελάχιστα κατανοητή. Σχετικές έρευνες προτείνουν ότι συμμετέχει στην εστίαση της προσοχής σε ερεθίσματα και σε εσωτερικές πληροφορίες, ενώ σύγχρονες μελέτες υποστηρίζουν ότι υπάρχει ανατομική σύνδεση με τμήματα του φλοιού που σχετίζονται με την όραση. [59] Σε κάθε περίπτωση, δεν αιτιολογείται η συσχέτιση της συνάφειας με τη διάρκεια του ήχου.

- **Ρυγχαία Μέση Μετωπιαία Έλিকা (28):** Παρατηρείται σημαντική αύξηση της συνάφειας μεταξύ της 28L και 31L στις ζώνες Γ1 και Γ2 για διάρκεια άνω των 500ms. Σημαντική αύξηση της συνάφειας παρατηρείται και μεταξύ των 28R και 34L στις ζώνες B1 και B2 για διάρκειες άνω των 560ms και 540ms αντίστοιχα.

Για την ρυγχαία μέση μετωπιαία έλিকা έχει παρατηρηθεί συσχέτιση της δραστηριότητάς της με την κατανόηση του λόγου [60], επίδραση της κώφωσης στη δομή της [61] και ενεργοποίηση της κατά την ακοή λόγου και μουσικής [62]. Οι ενδείξεις δεν είναι πολύ ισχυρές, όμως είναι πολύ πιθανό η ρυγχαία μέση μετωπιαία έλিকা να συμμετέχει στην αντίληψη της διάρκειας των ήχων.

- **Ρυγχαία Πρόσθια Έλικά Προσαγωγίου (27):** Παρατηρούνται σημαντικές αυξήσεις της συνάφειας μεταξύ των 27L και 34R για τους ήχους υψηλής διάρκειας (άνω των 520ms) στις ζώνες B2 και Γ1.
- **Ουραία Πρόσθια Έλικά Προσαγωγίου (2):** Παρατηρείται μείωση της συνάφειας μεταξύ των 2L και 34L στη ζώνη Γ1 για ήχους πολύ χαμηλής διάρκειας (κάτω των 460) αλλά και μείωση για τους ήχους υψηλής διάρκειας (άνω των 520).

Ο πρόσθιος φλοιός του προσαγωγίου έχει παρατηρηθεί ότι σχετίζεται μεταξύ άλλων με τα συναισθήματα [63], τον πόνο [64] και με ψυχικές διαταραχές [65], όχι όμως με την ακοή, συνεπώς η συμπεριφορά του ρυγχαίου και του ουραίου τμήματός του στο παρόν πείραμα δεν μπορεί να ερμηνευθεί.

- **Ενδορινικός Φλοιός (5):** Επικρατεί η αλληλεπίδραση μεταξύ των 5L και 34L με αύξηση της συνάφειας για διάρκειες τουλάχιστον ίσες με 500ms στις ζώνες Γ1 και Γ2.

Έχει παρατηρηθεί ότι η λειτουργία του ενδορινικού φλοιού σχετίζεται με την ακοή μόνο μέσω της μνήμης ακουστικών ερεθισμάτων [66][67][68], οπότε δεν αιτιολογείται η σύνδεση της δραστηριότητάς του με το παρόν πείραμα.

- **Πρόσθια Κεντρική Έλικά (25):** Σημαντική αλληλεπίδραση παρατηρείται μόνο με την 31L. Συγκεκριμένα έχουμε μείωση της συνάφειας μεταξύ των 25L και 31L στη ζώνη Α για όλους τους ήχους χαμηλής διάρκειας (κάτω των 500ms). Μείωση της συνάφειας παρατηρείται και μεταξύ των 25R και 31L για τους ήχους χαμηλής διάρκειας (κάτω των 480ms) στη ζώνη Β2 και μείωση για τους ήχους πολύ χαμηλής διάρκειας (κάτω των 460ms) στη ζώνη Α.

Στην πρόσθια κεντρική έλικά εδράζεται ο κινητικός φλοιός, ο οποίος ελέγχει την κίνηση του σώματος. Παρόλο που έρευνες έχουν διαπιστώσει τη συμμετοχή του φλοιού και σε ακουστικά πειράματα, τα πειράματα αυτά σχετίζονται με τον λόγο και την ομιλία, [69] ενδεχομένως και με την εστίαση της προσοχής, συνεπώς οι ακουστικές ιδιότητες του φλοιού μάλλον σχετίζονται με υψηλότερες λειτουργίες που συνδέονται δευτερευόντως με την ακοή. Σε αυτά τα πλαίσια, η σύνδεση του κινητικού φλοιού με τον ακουστικό φλοιό δεν αιτιολογείται για το παρόν πείραμα.

- **Μέση Κροταφική Έλικά (16):** Ξεχωρίζει η αλληλεπίδραση της περιοχής 16L με την 34L, όπου παρατηρείται αύξηση (περιστασιακά πολύ έντονη) της συνάφειας στις ζώνες Γ1 και Γ2 για ήχους μεγάλης διάρκειας (άνω των 540ms), και με την 31R, όπου παρατηρείται αύξηση της συνάφειας για τους ήχους πολύ υψηλής διάρκειας στις ζώνες Β2 (άνω των 560ms), Γ1 (άνω των 580ms) και Γ2 (άνω των 580ms). Επιπλέον, η συνάφεια μεταξύ των 16L και 34L είναι αρκετά υψηλή (μεταξύ 0.5 και 0.7), γεγονός που αναδεικνύει τη σύνδεση της αλληλεπίδρασης με το πείραμα.

Η συμμετοχή της μέσης κροταφικής έλικας σε ακουστικές διαδικασίες είναι ήδη γνωστή. Ενδεικτικά, έχει ήδη παρατηρηθεί έντονη δραστηριότητα της μέσης κροταφικής έλικας κατά την ακοή απλών και σύνθετων ήχων. [70] Έχει επίσης παρατηρηθεί ότι η δραστηριότητα της περιοχής είναι μειωμένη [71] και η λειτουργική συνδεσιμότητα της διαφορετικής [72] σε

περιπτώσεις κώφωσης, και ότι συμμετέχει στην επεξεργασία ακουστικών και οπτικών ερεθισμάτων και του συνδυασμού αυτών [73][74], και στην αναγνώριση οικείων ακουστικών ερεθισμάτων [75][76]. Είναι επομένως λογικό να προτείνουμε ότι η μέση κροταφική έλικα εκτελεί κάποια λειτουργία που σχετίζεται τη σύγκριση των ήχων.

- **Κάτω Κροταφική Έλικα (9):** Οι δύο περιοχές 9 αλληλεπιδρούν έντονα με τις 34L και 31R. Συγκεκριμένα, η συνάφεια μεταξύ των 34L και 9L στη ζώνη A μειώνεται σε όλους τους ήχους χαμηλής διάρκειας (κάτω από 500ms) και αυξάνεται για τους ήχους υψηλής διάρκειας (άνω των 540ms), ενώ στη ζώνη Γ1 μειώνεται για τους ήχους μικρής διάρκειας (κάτω των 480ms). Η συνάφεια μεταξύ των 34L και 9R μεταβάλλεται σε τρεις ζώνες: στη ζώνη A μειώνεται για όλους τους ήχους με διάρκεια το πολύ ίση με τον ήχο αναφοράς (κάτω των 520ms), στη ζώνη Β1 μειώνεται για τους σύντομους ήχους (κάτω των 480ms) και αυξάνεται για τους ήχους μεγάλης διάρκειας (άνω των 560ms), ενώ στη ζώνη Β2 μειώνεται για τους ήχους μεγάλης διάρκειας (άνω των 540ms) και αυξάνεται για τους υπόλοιπους ήχους. Όσον αφορά την περιοχή 31R, η συνάφεια μεταξύ των 31R και 9L εμφανίζει έντονη αυξάνεται στη ζώνη Γ1 για τους ήχους πολύ μεγάλης διάρκειας, ενώ στη ζώνη Γ2 εμφανίζει πάλι έντονη αύξηση για τους ήχους πολύ μεγάλης διάρκειας αλλά και μείωση για τους ήχους διάρκειας το πολύ ίσης με τον ήχο αναφοράς (κάτω από 520ms).

Η κάτω κροταφική έλικα συμμετέχει σε λειτουργίες της όρασης, της ακοής και του λόγου. Συγκεκριμένα έχει παρατηρηθεί ότι συμμετέχει στην ακουστική αποκωδικοποίηση λέξεων [77], στην αναγνώριση χειρονομιών [78], στην επεξεργασία οπτικοακουστικών ερεθισμάτων [79][80] και στη συγκρότηση της ακουστικής μνήμης [81]. Έχει επίσης παρατηρηθεί μείωση της φαιάς ουσίας [82] και του μεταβολισμού γλυκόζης [83] της περιοχής σε περιπτώσεις κώφωσης, καθώς και σχέση με ακουστικές παραισθήσεις [84] και με τη διαταραχή ελλειμματικής προσοχής [85]. Παρόλο που δεν έχει διαπιστωθεί συσχέτιση της κάτω κροταφικής έλικας με την επεξεργασία των αναλυτικών χαρακτηριστικών ακουστικών ερεθισμάτων, η συσχέτιση της περιοχής με την ακοή είναι έντονη, οπότε θα θεωρηθεί ότι συμμετέχει στη διαδικασία σύγκρισης των ήχων.

- **Παραϊπποκάμπεια Έλικα (18):** Η δραστηριότητα επικεντρώνεται μεταξύ της περιοχής 18L και των 34L και 31R. Παρατηρείται μείωση της συνάφειας με την 34R για τους ήχους χαμηλής διάρκειας στη ζώνη Γ1 (κάτω των 500ms – όλοι οι σύντομοι ήχοι) και στη ζώνη Γ2 (κάτω των 480ms), που συνοδεύεται από αυξημένες τιμές συνάφειας (μεταξύ 0.5 και 0.7). Παρατηρείται σημαντική μείωση με την 34L για τους πολύ σύντομους ήχους (κάτω των 460ms) στη ζώνη Α (και στη ζώνη Θ), αύξηση για τους ήχους μεγάλης διάρκειας (άνω των 540ms) στη ζώνη Γ1 και αύξηση για τους ήχους πολύ μεγάλης διάρκειας (άνω των 580ms) στη ζώνη Γ2.

Η σύνδεση της παραϊπποκάμπειας έλικας με την πειραματική διαδικασία είναι αναμφίβολη καθώς, ενώ η παραϊπποκάμπεια έλικα ενεργοποιείται όποτε είναι απαραίτητη η αξιοποίηση της ακουστικής μνήμης [86][87][66] και έχει διαπιστωθεί ότι σχετίζεται με ακουστικές παραισθήσεις [88], δεν έχει παρατηρηθεί η ενεργοποίησή του σε ακουστικά πειράματα όπου απαιτείται παρακολούθηση και επεξεργασία ερεθισμάτων.

- **Ατρακτοειδής Έλικα (7):** Η περιοχή 7L φαίνεται να αλληλεπιδρά κυρίως με τις 34 και 31 του αντίθετου ημισφαιρίου. Μεταξύ των 7L και 34R παρατηρείται αύξηση στους ήχους μεγάλης διάρκειας στις τρεις ζώνες A (άνω των 540ms), B2 (άνω των 520ms) και Γ2 (άνω των 520ms), καθώς και μείωση στη ζώνη Γ1 σε όλους τους ήχους χαμηλής διάρκειας (κάτω των 500ms). Μεταξύ των 7L και 31L παρατηρείται αύξηση της συνάφειας για τους ήχους πολύ υψηλής διάρκειας (άνω των 580ms) στις ζώνες Γ1 και Γ2. Αξιοσημείωτο είναι ότι η συνάφεια μεταξύ των 7L και 31L είναι εξαιρετικά υψηλή (άνω του 0.7) για την πλειονότητα των δοκιμών, γεγονός που υποδεικνύει σημαντική αλληλεπίδραση των περιοχών ανεξαρτήτως του ακουστικού ερεθίσματος.

Η περιοχή της ατρακτοειδούς έλικας εκτιμάται ότι συμμετέχει στην επεξεργασία των ακουστικών και οπτικών ερεθισμάτων ή συνδυασμό αυτών στα πλαίσια της νόησης.[89][90] Η συμμετοχή του σε ακουστικά πειράματα έχει ήδη διαπιστωθεί και έχει επαληθευτεί ότι η συμμετοχή δεν συνδέεται απαραίτητα με την επεξεργασία του λόγου (πχ στην αναγνώριση του ατόμου που μιλάει [89]). Δεδομένου ότι η σύγκριση της διάρκειας δύο ήχων αποτελεί μεταδεδομένο της επεξεργασίας των ήχων, είναι πιθανό η ατρακτοειδής έλικα να συμμετέχει στην απόφαση της σύγκρισης. Μελέτες έχουν ήδη εντοπίσει επικοινωνία μεταξύ της ατρακτοειδούς έλικας και της άνω κροταφικής έλικας [90][91], οπότε αιτιολογείται και η αυξημένη συνάφεια.

- **Ισθμός της Έλικας Προσαγωγίου (11):** Σημαντικές αλληλεπιδράσεις παρατηρούνται μόνο με την περιοχή 34R. Μεταξύ των 34R και 11L παρατηρείται σημαντική αύξηση της συνάφειας στη ζώνη A για ήχους υψηλής διάρκειας (άνω των 580ms), ενώ μεταξύ των 34R και 11R παρατηρείται αύξηση στη ζώνη B2 για τους ήχους διάρκειας το πολύ ίσης με 500ms.

Έχει ήδη παρατηρηθεί λειτουργική συνδεσιμότητα μεταξύ της οπίσθιας έλικας του προσαγωγίου [92] και του ακουστικού φλοιού και μειωμένη δραστηριότητα της οπίσθιας έλικας του προσαγωγίου σε ασθενείς με κώφωση [83], παρόλ' αυτά η πλειονότητα των ερευνών δείχνει ότι ο οπίσθιος φλοιός του προσαγωγίου σχετίζεται με την εστίαση της προσοχής στα ακουστικά ερεθίσματα [93][94][95]. Επίσης έχει παρατηρηθεί συσχέτιση με τον προσανατολισμό [96] και την αποκωδικοποίηση έμμεσων εννοιών εντός του λόγου [97]. Η συμμετοχή του ισθμού της έλικας προσαγωγίου στην παρούσα πειραματική διαδικασία δεν ερμηνεύεται.

- **Προσφηνοειδές λόβιο (26):** Ξεχωρίζει η αλληλεπίδραση των 26L και 26R με την 34R. Μεταξύ των 26L και 34R παρατηρείται μείωση της συνάφειας για τους ήχους πολύ υψηλής διάρκειας (άνω των 580ms) στη ζώνη A. Μεταξύ των 26R και 34R παρατηρείται μείωση στη ζώνη A για τους ήχους υψηλής διάρκειας (άνω των 560ms), αύξηση στη ζώνη B2 για όλους τους ήχους χαμηλής διάρκειας (κάτω των 500ms) και αύξηση στη ζώνη Γ1 για τους ήχους πολύ χαμηλής διάρκειας (κάτω των 460ms). Η συνάφεια μεταξύ των 26R και 34R είναι ελαφρώς αυξημένη, ξεπερνώντας το 0.5 κυρίως στη ζώνη A.

Έχει ήδη διαπιστωθεί η συμμετοχή του προσφηνοειδούς λοβίου σε λειτουργίες της ακοής, κι έχει παρατηρηθεί μεταβολή της δραστηριότητάς του [98] και μείωση της φαιάς ουσίας του [82] σε άτομα με κώφωση, δεν υπάρχει όμως καμία αναφορά για την επεξεργασία του ίδιου του ήχου εντός της περιοχής. Απεναντίας, αναφορά γίνεται κυρίως στην εστίαση της προσοχής σε

ακουστικά ερεθίσματα [99] αλλά και στον εντοπισμό της πηγής ήχων [100]. Κατά συνέπεια, η συσχέτιση της συνάφειας του προσφηνοειδούς λοβίου με τη διάρκεια του ήχου δοκιμής δεν αιτιολογείται.

- **Ακουστικός φλοιός (34 και 31):** Ως τελευταίο βήμα, εξετάσαμε την συνδεσιμότητα μεταξύ του πρωτεύοντος (34) και του δευτερεύοντος (31) ακουστικού φλοιού. Η μόνη αξιοσημείωτη συμπεριφορά είναι η έντονη αύξηση της συνάφειας για τους πολύ μεγάλους ήχους (άνω των 580ms) μεταξύ των 34L και 31R στη ζώνη B2. Η συνάφεια μεταξύ των 31L και 31R εμφανίζει μείωση για όλους τους σύντομους ήχους στη ζώνη Γ2 και αύξηση για τους μεγάλους στη ζώνη B2. Ιδιαίτερα υψηλή είναι η συνάφεια μεταξύ των περιοχών 34R και 31R (άνω του 0.7), όμως δεν συμφωνεί με τις μεταβολές της συνάφειας, οπότε δεν οφείλεται στα ακουστικά ερεθίσματα. Αξιοσημείωτη δραστηριότητα μεταξύ των δύο 34 δεν παρατηρήθηκε.

Κεφάλαιο 6

Συμπεράσματα

6.1 Συνδεσιμότητα του ακουστικού φλοιού

Η επεξεργασία των δεδομένων έδειξε μεγάλη συμμετοχή των οπίσθιων άνω κροταφικών ελίκων στην αντίληψη της διάρκειας των ηχητικών παλμών. Τόσο η αριστερή όσο και η δεξιά αλληλεπιδρούν με τον δεξί πρωτεύοντα ακουστικό φλοιό και με τους δευτερεύοντες ακουστικούς φλοιούς των αντίθετων ημισφαιρίων, σε μεγάλο εύρος συχνοτήτων. Επίσης παρατηρήθηκε σταθερά υψηλή συνάφεια μεταξύ της αριστερής έλικας και του αριστερού πρωτεύοντος φλοιού.

Σημαντική διαπιστώθηκε και η αλληλεπίδραση με τις περιοχές του σωματοαισθητικού φλοιού. Ο πρωτεύων σωματοαισθητικός φλοιός (οπίσθια κεντρική έλικα) του αριστερού ημισφαιρίου παρουσίασε μεταβολή της αλληλεπίδρασης με τον δευτερεύοντα ακουστικό του ίδιου ημισφαιρίου σε μεγάλο εύρος συχνοτήτων, η οποία επιπλέον ενισχύεται από σταθερά υψηλή συνάφεια μεταξύ των δύο περιοχών. Όσον αφορά τον δευτερεύοντα σωματοαισθητικό φλοιό, η περιοχή της υπερχειλίου έλικας του δεξιού ημισφαιρίου παρουσίασε μεταβολή της αλληλεπίδρασης κατά τη σύγκριση των ήχων με τον αριστερό πρωτεύοντα ακουστικό φλοιό, η αριστερή υπερχειλίου έλικα με το δεξί δευτερεύοντα ακουστικό φλοιό και το αριστερό κάτω βρεγματικό λόβιο με τον αριστερό δευτερεύοντα ακουστικό φλοιό (σε μεγάλο εύρος συχνοτήτων). Επιπλέον, και οι δύο υπερχειλίοι έλικες παρουσίασαν σταθερά υψηλή συνάφεια με τους πρωτεύοντες ακουστικούς φλοιούς του ίδιου ημισφαιρίου.

Στον κροταφικό λοβό, συνεισφορά στη σύγκριση των ήχων παρουσίασε τόσο η μέση όσο και η κάτω κροταφική έλικα. Η μέση κροταφική έλικα του αριστερού ημισφαιρίου παρουσίασε μεταβολή της αλληλεπίδρασης με τον αριστερό πρωτεύοντα ακουστικό φλοιό, η οποία ενισχύεται από σταθερά υψηλή συνάφεια μεταξύ των δύο περιοχών, καθώς και με τον δεξί δευτερεύοντα ακουστικό φλοιό. Και η αριστερή και η δεξιά κάτω κροταφική έλικα παρουσίασαν μεταβολή της αλληλεπίδρασης με τον αριστερό πρωτεύοντα ακουστικό φλοιό, αλλά η αριστερή παρουσίασε μεταβολή και με το δεξί δευτερεύοντα ακουστικό φλοιό.

Στο μετωπιαίο λοβό μεταβολή της αλληλεπίδρασης εμφάνισε η αριστερή ρυγχαία μέση μετωπιαία έλικα με τον αριστερό δευτερεύοντα φλοιό και η δεξιά ρυγχαία μέση μετωπιαία με τον αριστερό πρωτεύοντα.

Τέλος, σημαντική φαίνεται η συμμετοχή και της αριστερής ατρακτοειδούς έλικας. Παρουσιάζει μεταβολή της αλληλεπίδρασης με το δεξί πρωτεύοντα ακουστικό φλοιό σε μεγάλο εύρος συχνοτήτων, καθώς και με τον αριστερό δευτερεύοντα φλοιό, η οποία ενισχύεται από σταθερά υψηλή συνάφεια μεταξύ των περιοχών.

Για αρκετές επιπλέον περιοχές παρατηρήθηκε μεταβολή της συνάφειας η οποία συμφωνεί με τη διάρκεια των ήχων αλλά δεν υποστηρίζεται από τις λειτουργίες που επιτελούν οι περιοχές σύμφωνα με τη διεθνή βιβλιογραφία. Οι περιοχές αυτές ήταν η καλυπτρική, η τριγωνική και η κογχική μοίρα, ο μετωπιαίος πόλος, η ρυγχαία και η ουραία έλικα προσαγωγίου, ο ισθμός της

έλικας προσαγωγίου, ο ενδορινικός φλοιός, η παραϊπποκάμπεια έλικα, η πρόσθια κεντρική έλικα και το προσφηνοειδές λόβιο.

Επικοινωνία μεταξύ του πρωτεύοντος και του δευτερεύοντος ακουστικού φλοιού που να σχετίζεται με τη διάρκεια του ήχου δοκιμής παρατηρήθηκε μόνο μεταξύ του δεξιού πρωτεύοντος και του αριστερού δευτερεύοντος. Επίσης παρατηρήθηκε μεταβολή της συνάφειας μεταξύ των δύο δευτερεύοντων φλοιών. Υψηλή συνάφεια παρατηρήθηκε μόνο μεταξύ του πρωτεύοντος και του δευτερεύοντος του δεξιού ημισφαιρίου. Η απουσία οποιαδήποτε ένδειξης αλληλεπίδρασης μεταξύ των φλοιών του αριστερού ημισφαιρίου δεν είναι αναμενόμενη ούτε αιτιολογείται.

Αναφορά στις ακριβείς περιοχές συχνοτήτων δεν γίνεται καθώς δεν παρατηρήθηκε καμία συστηματική συμπεριφορά ως προς τη συχνότητα της αλληλεπίδρασης του ακουστικού φλοιού με τις υπόλοιπες περιοχές του εγκεφάλου. Επίσης είναι σαφές ότι δεν παρατηρήθηκε συμμετρική συμπεριφορά μεταξύ του δεξιού και του αριστερού ακουστικού φλοιού, γεγονός που υποδεικνύει ότι λειτουργούν συμπληρωματικά και ότι δεν πραγματοποιούν εις διπλούν τις ίδιες λειτουργίες.

6.2 Πειραματική Διαδικασία – Επεξεργασία Μετρήσεων

Ερωτήματα εγείρονται σχετικά με την καταλληλότητα των πειραματικών δεδομένων για τους σκοπούς της εργασίας. Οι πίνακες 3 και 4 στο κεφάλαιο 5.1 δείχνουν ότι εάν δεν πραγματοποιείτο προσεκτική μελέτη και εκκαθάριση των αποτελεσμάτων δεν θα ήταν δυνατός ο εντοπισμός των ουσιαστικών αλληλεπιδράσεων μεταξύ των εγκεφαλικών περιοχών. Επιπλέον, στο κεφάλαιο 5.2, μετά την εκκαθάριση των δεδομένων παρατηρήθηκε ότι η διάρκεια του ήχου αναφοράς επηρεάζει την συνδεσιμότητα του ακουστικού φλοιού με 19 από τις 32 δυνατές περιοχές του εγκεφάλου. Ο αριθμός είναι σχετικά υψηλός και τα συμπεράσματα της εργασίας θα ήταν ασαφή αν δεν γινόταν η αναλυτική αξιολόγησή τους με βάση τη διεθνή βιβλιογραφία.

Για τη βελτίωση των πειραματικών δεδομένων, προτείνεται η αύξηση του πλήθους των σημείων του ΗΕΓ για να αυξηθεί η εγκυρότητα και η χωρική ακρίβεια των μετρήσεων. Μία επιπλέον ενίσχυση της αξιοπιστίας των μετρήσεων θα προσέφερε η ταυτόχρονη χρήση άλλων μεθόδων καταγραφής της εγκεφαλικής δραστηριότητας, όπως η χρήση fMRI (ή και MEG. Προφανώς η χρήση των άλλων μεθόδων υστερεί μπροστά στην απλότητα, οικονομικότητα και ευκολία του ΗΕΓ, είναι όμως απαραίτητες για τη βελτίωση του πειράματος.

Ένα άλλο πρόβλημα το οποίο εσκεμμένα δεν αναφέρθηκε κατά την περιγραφή της επεξεργασίας των δεδομένων είναι το σφάλμα της αναγωγής των μετρήσεων στο χώρο πηγών, το οποίο εισήχθη όταν θεωρήσαμε στο Κεφάλαιο 4.2.2 ότι οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε κranίο με τη μέση γεωμετρία. Μία πιο ασφαλής μέθοδος θα ήταν ο προσδιορισμός της γεωμετρίας του κεφαλιού του κάθε εθελοντή, ο υπολογισμός της δραστηριότητας του εγκεφάλου του εθελοντή και στη συνέχεια η αναγωγή της δραστηριότητας του εγκεφάλου του εθελοντή στον μέσο εγκέφαλο. Η καταγραφή της γεωμετρίας του κεφαλιού είναι εφικτή με τη χρήση MRI, ενώ η αναγωγή σε εγκέφαλο διαφορετικής γεωμετρίας είναι απλή, αρκεί να προσδιοριστεί η αντιστοιχία των περιοχών μεταξύ των δύο εγκεφάλων. Στη συνέχεια μπορεί εύκολα να υπολογιστεί η συνδεσιμότητα στο μέσο εγκέφαλο και ο μέσος όρος της ανάμεσα σε

όλους τους εθελοντές.

Τέλος, για τη διασφάλιση των αποτελεσμάτων από στατιστικές τυχαιότητες και αποκλίσεις θα ήταν ωφέλιμη η συμμετοχή περισσότερων εθελοντών στην πειραματική διαδικασία. Η επίδραση των στατιστικών αποκλίσεων είχε ήδη φανεί από το Κεφάλαιο 3, όπου στο σχήμα 7 παρατηρήθηκε μη αναμενόμενη πτώση του ποσοστού των θετικών απαντήσεων για τον ήχο δοκιμής διάρκειας 540ms λόγω των πολλών λανθασμένων απαντήσεων του δέκατου εθελοντή.

Συμπερασματικά, είναι απαραίτητος ο εμπλουτισμός της πειραματικής διαδικασίας με άλλες μεθόδους καταγραφής της εγκεφαλικής δραστηριότητας, ο προσδιορισμός της γεωμετρίας του κεφαλιού των εθελοντών και η εξέταση περισσότερων εθελοντών.

Όσον αφορά την επεξεργασία των μετρήσεων, τα αποτελέσματα δεν έδειξαν σχεδόν καμία συστηματική συμπεριφορά στο εύρος συχνοτήτων 3Hz έως 8Hz και τίθεται υπό αμφισβήτηση η καταλληλότητα του μετασχηματισμού Κυματιδίου για τη μελέτη των χαμηλών συχνοτήτων. Παρά τα σαφή πλεονεκτήματα του μετασχηματισμού σε σχέση με άλλους μετασχηματισμούς προς το πεδίο χρόνου-συχνότητας, η μελέτη των ιδιοτήτων του Κυματιδίου ανέδειξε ανεπιθύμητες ιδιότητες ως προς τη χρονική ακρίβεια, οι οποίες προκύπτουν ως εγγενείς αδυναμίες της έννοιας της συχνότητας. Δεδομένου ότι θέλουμε να μελετήσουμε μία χαμηλή συχνότητα, είναι αναμενόμενο ότι θα τη μελετήσουμε σε χρονικό διάστημα μεγαλύτερο της περιόδου της. Από την άλλη πλευρά, οι διεργασίες στον εγκέφαλο είναι ταχείες οπότε η χρονική ακρίβεια είναι ύψιστης σημασίας. Συνεπώς, είναι απαραίτητη η χρήση μίας διαφορετικής προσέγγισης των σημάτων όταν πρόκειται να εξεταστούν οι χαμηλές συχνότητες.

Ως τελευταίο, δευτερεύον σχόλιο, όταν έγινε προσπάθεια υπολογισμού της συνάφειας χωρίς να έχει προηγηθεί υποδειγματοληψία των δεδομένων, το σύστημα μας απέτυχε και κατέρρευσε λόγω εξάντλησης της μνήμης και της επεξεργαστικής ισχύος. Επιπλέον, τα ενδιάμεσα αποτελέσματα καταλάμβαναν υπερβολικά μεγάλο όγκο στο δίσκο του συστήματος. Οι παρατηρήσεις αυτές ανέδειξαν το γεγονός ότι η σύνθετη επεξεργασία των δεδομένων και γενικότερα η μελέτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας πράγματι δεν θα μπορούσε να επιτευχθεί χωρίς την ανάπτυξη ισχυρών υπολογιστικών μηχανών.

6.3 Μελλοντικές Επεκτάσεις

Η παρούσα εργασία εξέτασε τη συνδεσιμότητα του ακουστικού φλοιού με τις υπόλοιπες περιοχές του εγκεφάλου, δεν εξέτασε όμως τη δραστηριότητα εντός του ακουστικού φλοιού. Ο ακουστικός φλοιός διαθέτει εσωτερική οργάνωση, σύμφωνα με την οποία διαφορετικές περιοχές του φλοιού αναλαμβάνουν διαφορετικό ρόλο στην επεξεργασία των ακουστικών ερεθισμάτων. Ενδεικτική μορφή της εσωτερικής οργάνωσης είναι η τονοτοπία, την οποία αναφέραμε στο κεφάλαιο 2.1. Συνεπώς, μία μελλοντική επέκταση θα ήταν η κατάτμηση του εσωτερικού του ακουστικού φλοιού σε λειτουργικά ανεξάρτητες περιοχές και στη συνέχεια η μελέτη της συνδεσιμότητας των περιοχών αυτών τόσο μεταξύ τους όσο και με τις υπόλοιπες δομές του εγκεφαλικού φλοιού.

Για τον εντοπισμό των λειτουργικά ανεξάρτητων περιοχών μπορεί να γίνει αρχικά μία τυχαία κατάτμηση του ακουστικού φλοιού και στη συνέχεια να βρεθεί ποιες περιοχές εντός αυτού ενεργοποιούνται ταυτόχρονα, ή ποιες έχουν υψηλή λειτουργική συνδεσιμότητα μεταξύ

τους. Οι περιοχές αυτές στη συνέχεια θα ομαδοποιηθούν ως μία λειτουργικά ανεξάρτητη οντότητα.

Παρομοίως θα μπορούσαμε να καταμήσουμε πιο λεπτομερώς τις περιοχές που φάνηκε ότι συμμετέχουν στην αντίληψη της διάρκειας των ακουστικών ερεθισμάτων ώστε να οριοθετηθεί με μεγαλύτερη ακρίβεια η περιοχή εντός αυτών που συνδέεται με την αντίληψη αυτή. Σκόπιμη θα ήταν η κατάτμηση και των περιοχών που δεν διαπιστώθηκε να συμμετέχουν στην πειραματική διαδικασία. Παραδείγματος χάριν, η άνω μετωπιαία έλικα καταλαμβάνει μεγάλη έκταση του εγκεφαλικού φλοιού. Αν μία σχετικά μικρή περιοχή της έλικας συμμετέχει στην πειραματική διαδικασία, είναι πιθανό να μη φανεί στα αποτελέσματα διότι η μεταβολή της συνάφειας αλλοιώνεται όταν υπολογίζεται η μέση δραστηριότητα της άνω μετωπιαίας έλικας.

Η κατάτμηση του εγκεφάλου σε περισσότερες περιοχές θα αναδείξει με μεγαλύτερη αξιοπιστία ποιες περιοχές συμμετέχουν στην αντίληψη της διάρκειας των ηχητικών παλμών, όμως απαιτεί μεγαλύτερη υπολογιστική ισχύ, καθώς και την ανάπτυξη αυτοματοποιημένης μεθόδου αξιολόγησης των αποτελεσμάτων. Μόνο με 68 περιοχές ήταν απαραίτητη η μελέτη της συμπεριφοράς 272 συνδέσεων για 11 διαφορετικές τιμές διάρκειας του ήχου αναφοράς και σε 6 ζώνες συχνοτήτων. Αν υποθέσουμε ότι τετραπλασιάζεται το πλήθος των περιοχών, η σύγκριση πρέπει να γίνει μεταξύ 4.352 συνδέσεων ανά τιμή διάρκειας και ανά ζώνη συχνότητας. Το υπολογιστικό σύστημα που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη είναι σίγουρο ότι δεν θα καταφέρει να ανταποκριθεί στις υπολογιστικές απαιτήσεις και είναι αδύνατη η οπτική επισκόπηση όλων των συνδέσεων για την παραγωγή συμπερασμάτων. Επιπλέον, για να παραχθούν αξιοποιήσιμα αποτελέσματα στον εκ νέου κατατμημένο φλοιό πρέπει τα δεδομένα μας να έχουν υψηλή χωρική ακρίβεια, η οποία δεν παρέχεται από ΗΕΓ μόνο 32 ηλεκτροδίων. Συνεπώς, είναι απαραίτητη η επανάληψη της πειραματικής διαδικασίας με χρήση ΗΕΓ περισσότερων ηλεκτροδίων.

Μία άλλη ενδιαφέρουσα παραλλαγή του παρόντος πειράματος θα ήταν η αξιολόγηση της συμμετρικής λειτουργίας του ακουστικού συστήματος όσον αφορά την αντίληψη της χρονικής διάρκειας των ερεθισμάτων. Στο παρόν πείραμα, το ακουστικό ερέθισμα προσλαμβάνεται ταυτόχρονα και από τα δύο αυτιά των εθελοντών, θα μπορούσε όμως να μελετηθεί η απόκριση του εγκεφάλου όταν το ερέθισμα γίνεται αντιληπτό μόνο από το δεξί ή μόνο από το αριστερό αυτί. Παρόλο που η πρωτεύουσα ακουστική οδός έχει συμμετρική μορφή και οι πληροφορίες από το κάθε αυτί καταλήγουν και στα δύο ημισφαίρια, δεν είναι γνωστό εάν η επεξεργασία των σημάτων των δύο αυτιών πραγματοποιείται στον εγκέφαλο με τον ίδιο τρόπο. Ο μονόπλευρος ερεθισμός του ακουστικού συστήματος και η σύγκριση των αποτελεσμάτων για τις δύο πλευρές θα αναδείξει τις πιθανές ασυμμετρίες μεταξύ των δύο αυτιών στην ενεργοποίηση και στη συνδεσιμότητα εντός του εγκεφάλου.

Η παρούσα μελέτη προτείνει ότι ο σωματοαισθητικός φλοιός συμμετέχει ενεργά στη σύγκριση των ακουστικών ερεθισμάτων. Συνεπώς, μία μελλοντική επέκταση αποτελεί η αξιολόγηση της επίδρασης της αφής στην αίσθηση της ακοής. Η επίδραση αυτή έχει ήδη διαπιστωθεί, όμως εδώ θα εξεταστεί πώς εκδηλώνεται σε επίπεδο εγκεφαλικής συνδεσιμότητας. Παράλληλα με την έκθεση στα ακουστικά ερεθίσματα, θα μπορούσε να υπάρξει λοιπόν και σωματοαισθητικό ερέθισμα πίεσης στο χέρι των εθελοντών. Το πείραμα θα αποτελείται από τρία σκέλη: στο πρώτο θα πραγματοποιείται έκθεση μόνο σε ακουστικά ερεθίσματα, στο

δεύτερο μόνο σε σωματοαισθητικά, και στο τρίτο σε συνδυασμό ακουστικών και σωματοαισθητικών. Σκοπό του πειράματος θα αποτελεί η σύγκριση των αποτελεσμάτων από τα τρία σκέλη και η παραγωγή συμπερασμάτων για τη λειτουργική συνδεσιμότητα.

Τέλος, είναι δυνατή η επαλήθευση των αποτελεσμάτων μέσω της εξέτασης ατόμων με οργανικές βλάβες στον εγκέφαλο. Μία συνήθης μέθοδος διαπίστωσης της συμμετοχής μίας περιοχής του εγκεφάλου σε κάποια διεργασία είναι η μελέτη ατόμων που παρουσιάζουν βλάβες στην περιοχή αυτά. Αν τα άτομα αποτυγχάνουν να διεκπεραιώσουν την απαιτούμενη διεργασία, τότε υπάρχει σημαντική ένδειξη της συμμετοχής της περιοχής στη διεργασία. Θα ήταν λοιπόν χρήσιμο να αναζητήσουμε άτομα με πρόβλημα σε κάποια από τις περιοχές που διαπιστώσαμε ότι σχετίζονται με την αντίληψη της χρονικής διάρκειας των παλμών και να ζητήσουμε από αυτά να συμμετάσχουν στο ψυχοακουστικό πείραμα για να επαληθεύσουμε τη συμμετοχή της περιοχής.

Παράρτημα Α

Στο παράρτημα αυτό παρατίθενται τα αρχεία κώδικα που χρησιμοποιήθηκαν για την επεξεργασία των σημάτων και για την παραγωγή διαγραμμάτων.

A.1 Αρχεία Επεξεργασίας Σημάτων

A.1.1 Ανάγνωση, ταξινόμηση και προεπεξεργασία δεδομένων

Αρχείο `create_raw_files.py`

Σε αυτό το αρχείο διαβάζονται τα δεδομένα από αρχείο `.txt` και τροποποιούνται σε διαμόρφωση αρχείου `.fif`, προστίθενται οι πληροφορίες των καναλιών, εφαρμόζεται βαθυπερατό φίλτρο 52Hz, διακρίνονται και αποθηκεύονται σε ξεχωριστά αρχεία `.fif` οι ξεχωριστές δοκιμές του πειράματος. **Απαραίτητο αρχείο** “`fiducials (usable).hpts`”, το οποίο περιγράφει τις συντεταγμένες των καναλιών.

```
import mne
import numpy
import sys

##initialize channel info
ch_names =
['Fc6', 'Fc2', 'F8', 'F4', 'Fz', 'Afz', 'Fp2', 'Fpz', 'Fp1', 'P3', 'T7', 'A1', 'Fc1', 'Fc5',
', 'F3', 'F7', 'P8', 'P4', 'Cp6', 'Cp2', 'A2', 'T8', 'C4', 'O2', 'Oz', 'O1', 'Pz', 'Cz', 'P7',
', 'Cp1', 'Cp5', 'C3']
fs = 1000
ch_types =
["eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg",
", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg",
", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg", "eeg"]
info = mne.io.meas_info.create_info(ch_names, fs, ch_types)

##create a montage (contains channel locations)
kind = 'fiducals (usable)'
path = '/home/christos/mne_data/thesis/channel_info'
my_montage =
mne.channels.montage.read_montage(kind=kind, path=path, ch_names=ch_names)
mne.channels.montage._set_montage(info, my_montage)

##get correspondence between trials and sound durations
durations = numpy.genfromtxt('mne_data/thesis/DATA/durations.txt')

##for each subject
for i in numpy.arange(1,11):

    ##extract EEG from txt file
    temp =
numpy.genfromtxt('mne_data/thesis/DATA/subject'+`i`+' /EEG_Data_subject'+
`i`+'.txt', delimiter='\t')
    temp2 = temp.transpose()

    ##convert to Volts
    temp3 = temp2/1000000.0
```

```

##store all trials per subject in a single raw
rawfile = mne.io.array.RawArray(temp3,info)

##remove frequencies over 52Hz
rawfile.filter(l_freq=None, h_freq=52,verbose=True)

##save the raw file
rawfile.save('mne_data/thesis/raw/subject_'+`i`+'_whole-
raw.fif',picks=None, tmin=0, tmax=None, drop_small_buffer=False, proj=False,
format='single', overwrite=True, split_size='2GB')

##set trials apart and save in separate raw files
trials = numpy.ones(11)
trials = trials.astype(int)
for k in numpy.arange(1,111):
    j = numpy.int32(1000*durations[k-1])
    l = (j-420)/20
    number = trials[l]
    trials[l]+=1
    initial = (1200-j)/1000.0

rawfile.save('mne_data/thesis/raw/subject_'+`i`+'_sound_'+`j`+'_trial_'+
`number`+'-raw.fif',picks=None, tmin=((k-1)*5.7), tmax=(k*5.7-0.001),
drop_small_buffer=False, proj=False, format='single', overwrite=True,
split_size='2GB')

```

A.1.2 Δημιουργία τελεστή ευθείας λύσης

Αρχείο create_bem_forward.py

Σε αυτό το αρχείο παράγεται το μοντέλο BEM, ο χώρος των πηγών και ο τελεστής της ευθείας λύσης. Ιδιαίτερη προσοχή στις μεταβλητές συστήματος και στις εντολές που εκτελούνται από το terminal. Προαπαιτούμενο η ύπαρξη του Freesurfer στο σύστημα.

```

import mne

## if first time ##

## move files from freesurfer to mne directory
## make sure $FREESURFER_HOME has been set properly
##mne.create_default_subject(update=True, subjects_dir='/home/christos/mne_
data/MNE-sample-data/subjects/')

## create Freesurfer surface files (terminal command)
##mri_watershed --subject fsaverage --atlas

## after that I have to rename them and move them into the bem folder of
fsaverage
## names are -brain.surf, -inner_skull.surf, -outer_skull.surf and
-outer_skin.surf

## for every time ##
## make sure $SUBJECTS_DIR has been set properly (here it's
"/home/christos/mne_data/MNE-sample-data/subjects")

```

```

## create source space (not needed)
##mne.setup_source_space(subject='fsaverage',fname=True,spacing='ico5',
overwrite=True,n_jobs=1,verbose=True)

## create a 3-layer bem, then compute and save bem solution (terminal
command)
##mne_setup_forward_model --subject fsaverage --scalpc 0.3 --skullc 0.006
--brainc 0.3 --model fsaverage-three-layer-ico-4 --surf --ico 4
## conductivities are set to default values
## --ico 4 downsamples, otherwise the bem solution file has errors

## create forward solution

## transformation matrix from head coordinates to MRI coordinates
trans = '/home/christos/mne_data/MNE-sample-
data/subjects/fsaverage/bem/trans.txt'
## bem solution
bem = '/home/christos/mne_data/MNE-sample-
data/subjects/fsaverage/bem/fsaverage-three-layer-ico-4-bem-sol.fif'
## source space (precomputed in freesurfer)
src = '/home/christos/mne_data/MNE-sample-
data/subjects/fsaverage/bem/fsaverage-ico-5-default-src.fif'
## random raw file with the correct channel parameters in raw.info
raw = 'mne_data/thesis/raw/subject_'+6+'_whole-raw.fif'
raw = mne.io.Raw(raw)
## destination file of forward solution
fname = '/home/christos/mne_data/thesis/forward/fsaverage-ico-5-fwd.fif'

forward =
mne.make_forward_solution(info=raw.info,trans=trans,src=src,bem=bem,
meg=False,fname=fname,overwrite=True)

```

A.1.3 Περαιτέρω επεξεργασία και δημιουργία τελεστή αντίστροφης λύσης

Αρχείο create_epochs_cov_and_inverse.py

Ο ακόλουθος πηγαίος κώδικας διαβάζει τα αρχεία .fif για τις ξεχωριστές δοκιμές που αναφέρονται στον ίδιο ήχο και τον ίδιο εθελοντή, τις συνενώνει παραλείποντας τις θορυβώδεις δοκιμές, ορίζει το χρονικό τους διάστημα που θα αξιοποιήσει η διόρθωση στάθμης, τις υποδειγματοληπτεί και τις αποθηκεύει σε αρχείο .fif. Έπειτα υπολογίζει και αποθηκεύει τους πίνακες συνδιακύμανσης θορύβου, διαβάζει τον ήδη υπολογισμένο τελεστή ευθείας λύσης και υπολογίζει και αποθηκεύει τους τελεστές της αντίστροφης λύσης. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται για κάθε ζεύγος εθελοντή και ήχου. **Απαραίτητο αρχείο “set_epochs_param.py”**, το οποίο ορίζει ποιες δοκιμές θεωρούνται θορυβώδεις.

```

import mne

## The following file produces the IDs matrix, which tells which trials
should be in the "epochs" variable
## only trials with event_id = 1 are used
execfile('/home/christos/mne_data/thesis/code/set_epochs_param.py')

```

```

## list of subjects to be studied
valid_subjects = array([2,3,4,5,6,7,10])

## preload forward solution
forward_fname = '/home/christos/mne_data/thesis/forward/fsaverage-ico-5-
fwd.fif'
forward = mne.read_forward_solution(forward_fname, surf_ori=True)

for subject in valid_subjects:
    for sound in numpy.arange(420,640,20):
        raw =
mne.io.Raw('mne_data/thesis/raw/subject_'+`subject`+'_sound_'+
`sound`+'_trial_1-raw.fif')

        ## for each sound there are 10 trials, each trial is considered an
event, and all events have three parameters
        ## "events" array has info about each 10 trials
        events = numpy.zeros((10,3), dtype=numpy.int)

        ## first parameter is the moment the event occurs (here it is set
as the beginning of trial)
        events[0,0] = raw.first_samp
        ## second parameter may remain 0
        ## third parameter is the event_id, which will be extracted from
IDs matrix
        l = (sound-420)/20
        events[0,2] = IDs[subject-1,l,0]

        ## ID of events that will be chosen for study
        event_id = 1

        ## starting and ending moment of epoch (relevant to event moment)
        tmin = 0
        ## discard signal after 4.7s
        tmax = 4.7

        ## channels that will be included in epochs (all channels will)
        picks = mne.pick_types(raw.info, eeg=True)

        ## baseline correction beginning and ending moments
        baseline = (0.0, 0.5)

        ## time decimation upon importing data from raw file to epochs
        decim = 7

        ## append all trials of each sound in one raw and set event
parameters
        for i in numpy.arange(2,11):
            temp =
mne.io.Raw('mne_data/thesis/raw/subject_'+`subject`+'_sound_'
+`sound`+'_trial_'+`i`+'-raw.fif')
            events[i-1,0] = raw.last_samp + 1
            raw.append(temp)
            events[i-1,2] = IDs[subject-1,l,i-1]

            ## create epochs/events for the epochs in the new raw
            epochs =
mne.Epochs(raw,events,event_id,tmin,tmax,proj=False,picks=picks,

```

```

baseline=baseline,decim=decim,preload=False)

epochs.save('/home/christos/mne_data/thesis/epochs/subject_'+`subject`+'_sound_'+`sound`+'-epo.fif')

    ## compute covariance for the epochs just created (mean baseline
    correction is used, only the part of eeg before auditory stimulus used)
    covariance = mne.compute_covariance(epochs,keep_sample_mean=True,
tmin=0.001,tmax=0.5,verbose=False)
    cov_fname =
'/home/christos/mne_data/thesis/covariance/subject_'+`subject`+'
'_sound_'+`sound`+'-cov.fif'
    mne.write_cov(cov_fname,covariance)

    ## compute inverse solution -- fixed orientation used so we can
    compute connectivity later on
    evoked = epochs.average()
    inverse =
mne.minimum_norm.make_inverse_operator(evoked.info,forward,
covariance,loose=0.2,depth=0.8,fixed=True,verbose=False)
    inverse_fname = '/home/christos/mne_data/thesis/inverse-fixed-ico-
5/subject_'+`subject`+'_sound_'+`sound`+'-inv.fif'
    mne.minimum_norm.write_inverse_operator(inverse_fname,inverse)

```

A.1.4 Μετάβαση στο χώρο πηγών και υπολογισμός της συνάφειας

a. Αρχείο create_connectivity.py

Διαβάζει από αρχείο .fif τις συνενωμένες δοκιμές και τον τελεστή αντίστροφης λύσης που τους αντιστοιχεί, υπολογίζει την αντίστροφη λύση, ομαδοποιεί τις πηγές σε περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού υπολογίζοντας τη μέση έντασή τους ανά περιοχή, ορίζει τις ζώνες συχνοτήτων όπου θα υπολογιστεί η μέση συνάφεια, χρησιμοποιεί Μετασχηματισμό Κυματιδίου για να υπολογίζει τη μέση συνάφεια ανά ζώνη και μετά την αποθηκεύει σε αρχείο .npy. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται για κάθε ζεύγος εθελοντή και ήχου.

```

import mne

## list of subjects to be studied
valid_subjects = array([2,3,4,5,6,7,10])

## load source space
subject = 'fsaverage'
src_fname = '/home/christos/mne_data/MNE-sample-
data/subjects/fsaverage/bem/ fsaverage-ico-5-default-src.fif'
src = mne.read_source_spaces(src_fname)

## inverse solution parameters
snr = 1.0
lambda2 = 1.0 / snr ** 2
inv_method = "dSPM" # use dSPM method (could also be MNE or sLORETA)

## frequency bands where average connectivity is computed
freq_names = ['theta', 'alpha', 'beta1', 'beta2', 'gamma1', 'gamma2']

```

```

## lower end of bands
fmin = [3, 8, 13, 20, 30, 40]
## upper end of bands
fmax = [7.9, 12.9, 19.9, 29.9, 39.9, 50]

## load labels
labels = mne.read_labels_from_annot(subject=subject, parc='aparc',
hemi='both', surf_name='white', annot_fname=None, verbose=True)
labels.pop()

## for the following subjects and sounds
for subject in valid_subjects:
    for sound in numpy.arange(420, 640, 20):
        ## load epochs
        epochs_fname =
'/home/christos/mne_data/thesis/epochs/subject_'+`subject`+
'_sound_'+`sound`+'-epo.fif'
        epochs = mne.read_epochs(epochs_fname)

        ##load inverse operator
        inverse_fname = '/home/christos/mne_data/thesis/inverse-fixed-ico-
5/subject_'+`subject`+'_sound_'+`sound`+'-inv.fif'
        inverse_operator =
mne.minimum_norm.read_inverse_operator(inverse_fname)

        ## create stc
        ## pick_ori is 'None' because the inverse operator uses 'fixed'
anyway
        stcs = mne.minimum_norm.apply_inverse_epochs(epochs,
inverse_operator, lambda2, inv_method, pick_ori=None, verbose=True)

        ## time interval in which the connectivity will be calculated
        ## start time
        trial_start = (1200-sound)/1000.
        ## end time
        trial_end = 4690/1000.

        ## set sampling frequency
        sfreq = epochs.info['sfreq']

        ## parameters to compute connectivity (coherence using continuous
wavelet transform)
        con_method = 'coh'
        mode = 'cwt_morlet'
        cwt_frequencies = numpy.arange(3., 50.1, 0.5)
        cwt_n_cycles = 5
        block_size = 100
        n_jobs = 1

        ## for each frequency band
        for i in numpy.arange(0, len(fmin)):

            ## compute label signals
            label_ts = mne.extract_label_time_course(stcs, labels, src,
mode='mean_flip', return_generator=True)

            ## apply Wavelet transform, compute connectivity and average
in frequency bands
            con, freqs, times, n_epochs, n_tapers =

```

```
mne.connectivity.spectral_connectivity(data=label_ts, method=con_method,
mode=mode, sfreq=sfreq, tmin=trial_start, tmax=trial_end, fmin=fmin[i],
fmax=fmax[i], faverage=True, cwt_frequencies=cwt_frequencies,
cwt_n_cycles=cwt_n_cycles, block_size=block_size, n_jobs=n_jobs,
verbose=True)
```

```
    ## save coherence of i-th band
    con_fname =
'/home/christos/mne_data/thesis/connectivity/sound_'
+`sound`+'_subject_'+`subject`+'_'+freq_names[i]+'-coh.npy'
    numpy.save(con_fname, con)
```

b. Αρχείο average_coh.py

Διαβάζει τις τιμές της συνάφειας που υπολογίστηκαν για κάθε ζεύγος εθελοντή και ήχου και υπολογίζει τη μέση συνάφεια ανά ήχο λαμβάνοντας τον μέσο όρο των προηγούμενων για τους ξεχωριστούς εθελοντές.

```
import numpy

## frequency bands where average connectivity has been computed
freq_names = ['theta', 'alpha', 'beta1', 'beta2', 'gamma1', 'gamma2']

## list of subjects to be used
valid_subjects = array([2, 3, 4, 5, 6, 7, 10])

## for each sound and frequency band
for sound in numpy.arange(420, 640, 20):
    for band in freq_names:

        ## initialize averaged coherence variable
        avg_coh = 0

        ## load and add coherences of all subjects
        for subject in valid_subjects:
            con_fname =
'/home/christos/mne_data/thesis/connectivity/sound_' +
`sound`+'_subject_'+`subject`+'_'+band+'-coh.npy'
            temp = numpy.load(con_fname)
            avg_coh += temp

        ## compute average and save it in new file
        avg_coh = avg_coh/valid_subjects.size
        avg_fname =
'/home/christos/mne_data/thesis/connectivity/sound_' + `sound` + '_' + band + '-
coh.npy'
        numpy.save(avg_fname, avg_coh)
```

A.2 Βοηθητικά Αρχεία

a. Αρχείο “fiducials (usable).hpts”

Περιέχει τις συντεταγμένες των καναλιών. Το αρχείο έχει ειδική διαμόρφωση ώστε να είναι αναγνώσιμο από το mne.

```
eeg Fp1 -18.600000 57.000000 -1.800000
```

```

eeg F7 -48.600000 35.400000 -1.800000
eeg F3 -33.000000 40.200000 30.000000
eeg Fc1 -22.200000 22.200000 51.000000
eeg Fc5 -53.400000 20.400000 18.600000
eeg T7 -60.000000 0.000000 -1.800000
eeg C3 -43.200000 0.000000 41.400000
eeg Cp1 -22.200000 -22.200000 51.000000
eeg Cp5 -53.400000 -20.400000 18.600000
eeg P7 -48.600000 -35.400000 -1.800000
eeg P3 -33.000000 -40.200000 30.000000
eeg Pz 0.000000 -43.200000 41.400000
eeg O1 -18.600000 -57.000000 -1.800000
eeg Oz 0.000000 -60.000000 -1.800000
eeg O2 18.600000 -57.000000 -1.800000
eeg P4 33.000000 -40.200000 30.000000
eeg P8 48.600000 -35.400000 -1.800000
eeg Cp6 53.400000 -20.400000 18.600000
eeg Cp2 22.200000 -22.200000 51.000000
eeg C4 43.200000 0.000000 41.400000
eeg T8 60.000000 0.000000 -1.800000
eeg Fc6 53.400000 20.400000 18.600000
eeg Fc2 22.200000 22.200000 51.000000
eeg F4 33.000000 40.200000 30.000000
eeg F8 48.600000 35.400000 -1.800000
eeg Fp2 18.600000 57.000000 -1.800000
eeg Afz 0.000000 52.200000 16.800000
eeg Fpz 0.000000 57.000000 -1.800000
eeg Fz 0.000000 43.200000 41.400000
eeg Cz 0.000000 0.000000 60.000000
cardinal A1 -60 0 -2
cardinal Nz 0 60 -2
cardinal A2 60 0 -2

```

b. Αρχείο set_epochs_param.py

Το αρχείο ορίζει ποιες δοκιμές κρίθηκαν υπερβολικά θορυβώδεις για την ανάλυση. Η αξιολόγηση έγινε με προσεκτική επισκόπηση των σημάτων που παρήχθησαν από το αρχείο create_raw_files.py.

```

##goal is to set IDs correctly in IDs matrix
##ID is set to 1 for accepted trials, to 2 for rejected trials

import numpy
##get sound durations for all 110 trials
durations = numpy.genfromtxt('mne_data/thesis/DATA/durations.txt')
durations = numpy.int32(1000*durations)

##instantiate matrices##

##initial has for each subject the ids of the 110 trials in the order they

```



```

appear in the experiment (subject x trial)
initial = numpy.ones((10,110),dtype=int)

##IDs has the ids in order (subject x sound x trial)
IDs = numpy.ones((10,11,10),dtype=int)

##set rejected ids##

##subject 2
initial[1,0] = 2
initial[1,1] = 2
initial[1,10] = 2
initial[1,13] = 2
initial[1,34] = 2
initial[1,61] = 2
initial[1,98] = 2

##subject 3
initial[2,0] = 2
initial[2,1] = 2
initial[2,2] = 2
initial[2,3] = 2
initial[2,4] = 2
initial[2,5] = 2
initial[2,6] = 2
initial[2,7] = 2
initial[2,37] = 2
initial[2,39] = 2
initial[2,44] = 2
initial[2,63] = 2
initial[2,69] = 2
initial[2,80] = 2
initial[2,90] = 2
initial[2,92] = 2
initial[2,94] = 2
initial[2,95] = 2
initial[2,96] = 2
initial[2,107] = 2
initial[2,109] = 2

##subject 4
initial[3,0] = 2
initial[3,29] = 2
initial[3,36] = 2
initial[3,80] = 2

#subject 5
initial[4,0] = 2
initial[4,1] = 2
initial[4,2] = 2
initial[4,3] = 2
initial[4,4] = 2
initial[4,5] = 2
initial[4,6] = 2
initial[4,7] = 2
initial[4,8] = 2

```

```
initial[4,10] = 2
initial[4,46] = 2
initial[4,68] = 2
initial[4,78] = 2
initial[4,84] = 2
initial[4,85] = 2
```

```
#subject 6
initial[5,0] = 2
initial[5,1] = 2
```

```
##subject 7
initial[6,0] = 2
initial[6,1] = 2
initial[6,2] = 2
initial[6,3] = 2
initial[6,4] = 2
initial[6,5] = 2
initial[6,6] = 2
initial[6,7] = 2
initial[6,8] = 2
initial[6,23] = 2
initial[6,34] = 2
initial[6,44] = 2
initial[6,51] = 2
initial[6,60] = 2
initial[6,83] = 2
```

```
#subject 10
initial[9,0] = 2
initial[9,1] = 2
initial[9,2] = 2
```

```
##copy ids from "initial" to "IDs"##
```

```
for i in numpy.arange(0,10):
    trials = numpy.zeros(11,dtype=int)
    for k in numpy.arange(0,110):
        l = (durations[k]-420)/20
        number = trials[l]
        trials[l]+=1
        IDs[i,l,number] = initial[i,k]
```

A.3 Αρχεία Δημιουργίας Διαγραμμάτων

a. Οπτικοποίηση μοντέλου BEM

```
import mne

fname = '/home/christos/mne_data/MNE-sample-
data/subjects/fsaverage/bem/fsaverage-three-layer-ico-4-bem-sol.fif'
surfaces = mne.read_bem_surfaces(fname, add_geom=True)
```

```

print("Number of surfaces : %d" % len(surfaces))

# Show result
head_col = (0.95, 0.83, 0.83) # light pink
skull_col = (0.91, 0.89, 0.67)
brain_col = (0.67, 0.89, 0.91) # light blue
colors = [head_col, skull_col, brain_col]

# 3D source space
try:
    from enthought.mayavi import mlab
except:
    from mayavi import mlab

mlab.figure(size=(600, 600), bgcolor=(0, 0, 0))
for c, surf in zip(colors, surfaces):
    points = surf['rr']
    faces = surf['tris']
    mlab.triangular_mesh(points[:, 0], points[:, 1], points[:, 2], faces,
                        color=c, opacity=0.3)

```

b. Οπτικοποίηση χώρου πηγών

```

import mne

add_geom = True # include high resolution source space

source_fname = '/home/christos/mne_data/MNE-sample-
data/subjects/fsaverage/bem/ fsaverage-ico-5-default-src.fif'
src = mne.read_source_spaces(source_fname, add_geom=add_geom)

# 3D source space (high sampling)
lh_points = src[0]['rr']
lh_faces = src[0]['tris']
rh_points = src[1]['rr']
rh_faces = src[1]['tris']
try:
    from enthought.mayavi import mlab
except:
    from mayavi import mlab
mlab.figure(size=(600, 600), bgcolor=(0, 0, 0))
mlab.triangular_mesh(lh_points[:, 0], lh_points[:, 1], lh_points[:, 2],
lh_faces)
mlab.triangular_mesh(rh_points[:, 0], rh_points[:, 1], rh_points[:, 2],
rh_faces)

```

c. Οπτικοποίηση τελεστή ευθείας λύσης

```

import mne

fname = '/home/christos/mne_data/thesis/forward/fsaverage-ico-5-fwd.fif'
fwd = mne.read_forward_solution(fname)

# convert to surface orientation for better visualization
# fwd = mne.convert_forward_solution(fwd, surf_ori=True)
leadfield = fwd['sol']['data']
ch_names =
['Fc6', 'Fc2', 'F8', 'F4', 'Fz', 'Afz', 'Fp2', 'Fpz', 'Fp1', 'P3', 'T7', 'A1', 'Fc1', 'Fc5

```

```

', 'F3', 'F7', 'P8', 'P4', 'Cp6', 'Cp2', 'A2', 'T8', 'C4', 'O2', 'Oz', 'O1', 'Pz', 'Cz', 'P7
', 'Cp1', 'Cp5', 'C3']

print("Leadfield size : %d x %d" % leadfield.shape)

eeg_map = mne.sensitivity_map(fwd, ch_type='eeg', mode='free')

## Show gain matrix

import matplotlib.pyplot as plt
picks_meg = mne.pick_types(fwd['info'], meg=True, eeg=False)
picks_eeg = mne.pick_types(fwd['info'], meg=False, eeg=True)

fig, axes = plt.subplots(1, 1, figsize=(10, 8), sharex=True)
ax = axes
picks = picks_eeg
im = ax.imshow(leadfield[picks, :], origin='lower', aspect='auto',
cmap='RdBu_r', vmin=-850000, vmax=850000)
ax.set_title('Gain Matrix', fontsize=20)
ax.set_xlabel('sources', fontsize=17)
ax.set_ylabel('sensors', fontsize=17)
plt.yticks(arange(0,32,1),ch_names)
plt.colorbar(im, ax=ax, cmap='RdBu_r')
plt.show()

plt.figure()
plt.hist([eeg_map.data.ravel()],
        bins=20, label=['EEG'],
        color=['k'])
plt.legend()
plt.title('Free orientation sensitivity')
plt.xlabel('sensitivity')
plt.ylabel('sources count')
plt.show()

```

d. Δημιουργία Κυκλικών Διαγραμμάτων της Συνάφειας

```

# -*- coding: utf-8 -*-

import mne
import numpy
import matplotlib.pyplot as plt

## load labels
subject = 'fsaverage'
labels = mne.read_labels_from_annot(subject=subject, parc='aparc',
hemi='both', surf_name='white', annot_fname=None, verbose=True)
labels.pop()

## extract color labels
label_colors = [label.color for label in labels]

## Now, we visualize the connectivity using a circular graph layout
## reorder the labels based on their location in the left hemi

```

```

label_names = [label.name for label in labels]
lh_labels = [name for name in label_names if name.endswith('lh')]

## get the y-location of the label
label_ypos = list()
for name in lh_labels:
    idx = label_names.index(name)
    ypos = np.mean(labels[idx].pos[:, 1])
    label_ypos.append(ypos)

## reorder the labels based on their location
lh_labels = [label for (ypos, label) in sorted(zip(label_ypos,
lh_labels))]

## pass the same order to the right hemi labels
rh_labels = [label[:-2] + 'rh' for label in lh_labels]

## Save the plot order and create a circular layout
node_order = list()
node_order.extend(lh_labels[::-1]) ## reverse the order for left hemi
only
node_order.extend(rh_labels)
node_angles = mne.viz.circular_layout(label_names, node_order,
start_pos=90, group_boundaries=[0, len(label_names) / 2])

## frequency bands where average connectivity has been computed
freq_names = ['theta', 'alpha', 'beta1', 'beta2', 'gamma1', 'gamma2']
##freq_names = ['beta2', 'gamma1']

## enumerate brain areas
no_names = ['']*len(label_names)
for i, label in enumerate(label_names):
    no_names[i] = `i/2+1`

## select labels of interest. Connections of other labels will be removed
select = [31, 34]
## adjust select list to data
select = [2*(i-1) for i in select]
select = select + [i+1 for i in select]
select_idx = np.zeros((68, 68), dtype=bool)
select_idx[:, select] = True
select_idx[select, :] = True
select_idx = logical_not(select_idx)

## for all sounds and frequency bands
for sound in np.arange(420, 640, 20):
    for band in freq_names:

        ## load connectivity
        con_fname =
'/home/christos/mne_data/thesis/connectivity/sound_'+`sound`+'_'+band+'-
coh.npy'
        con = numpy.load(con_fname)

        ## Plot connectivity for both methods in the same plot
        fig = plt.figure(num=None, figsize=(20, 11), facecolor='white')
        plt.title('All to All Connectivity (Coherence)')

```

```

## set time point and title of each plot
time_points = np.zeros(2,dtype=float)
title_list = ['']*5

title_list[0] = u"250ms μετά το πρώτο ερέθισμα"
time_points[0] = 1200-sound+500+250

title_list[1] = u"250ms μετά το δεύτερο ερέθισμα"
time_points[1] = 4700-750

title_list[2] = u"Σταθερή συνάφεια"
title_list[3] = u"Αύξηση της συνάφειας"
title_list[4] = u"Μείωση της συνάφειας"

## set position of each plot
subplot_list = [(2,3,1),(2,3,4),(2,3,2),(2,3,3),(2,3,6)]

## find connections that never exceed 0.3 (they will be removed)
low = (con[:, :, 0, int(round(time_points[0]/7))] < 0.3)
low = logical_and(low, con[:, :, 0, int(round(time_points[1]/7))] < 0.3)

## values that differ by less than 0.1 in all plots will be
removed and plotted separately
max_coh = np.zeros((68,68),dtype=float)
min_coh = np.ones((68,68),dtype=float)
for time in time_points:
    max_coh = maximum(max_coh, con[:, :, 0, int(round(time/7))])
    min_coh = minimum(min_coh, con[:, :, 0, int(round(time/7))])

remove = abs(max_coh-min_coh)<0.05

## collect removed values in a new matrix
con_common = np.zeros((68,68),dtype=float)
con_temp = np.zeros((68,68),dtype=float)
con_temp = con[:, :, 0, int(round(time_points[0]/7))]
con_temp[select_idx] = 0
con_common[remove] = con_temp[remove]
con_common[low] = 0

## plot connectivity of all time points

ii=0
con_temp1 = con[:, :, 0, int(round(time_points[ii]/7))]
con_temp1[remove] = 0
con_temp1[low] = 0
con_temp1[select_idx] = 0
mne.viz.plot_connectivity_circle(con_temp1, no_names,
n_lines=(con_temp1>0.3).sum(), facecolor='white', textcolor='black',
node_edgecolor='white', fontsize_title=16, fontsize_names=10,
fontsize_colorbar=10, node_angles=node_angles, node_colors=label_colors,
vmin=0, vmax = 1, title=title_list[ii], padding=0, colorbar=True,
colorbar_size=0.7, colorbar_pos=(0.5,0.1), colormap='gist_heat_r', fig=fig,
subplot=subplot_list[ii])

ii+=1
con_temp2 = con[:, :, 0, int(round(time_points[1]/7))]
con_temp2[remove] = 0

```

```

        con_temp2[low] = 0
        con_temp2[select_idx] = 0
        mne.viz.plot_connectivity_circle(con_temp2, no_names,
n_lines=(con_temp2>0.3).sum(), facecolor='white', textcolor='black',
node_edgecolor='white', fontsize_title=16, fontsize_names=10,
fontsize_colorbar=10, node_angles=node_angles, node_colors=label_colors,
vmin=0, vmax = 1, title=title_list[ii], padding=0, colorbar=True,
colorbar_size=0.7, colorbar_pos=(0.5,0.1), colormap='gist_heat_r', fig=fig,
subplot=subplot_list[ii])

        ## plot removed connectivity values
        ii+=1
        mne.viz.plot_connectivity_circle(con_common, no_names,
n_lines=(con_common>0.3).sum(), facecolor='white', textcolor='black',
node_edgecolor='white', fontsize_title=16, fontsize_names=10,
fontsize_colorbar=10, node_angles=node_angles, node_colors=label_colors,
vmin=0, vmax=1, title=title_list[ii], padding=0, colorbar=True,
colorbar_size=0.7, colorbar_pos=(0.5,0.1), colormap='gist_heat_r', fig=fig,
subplot=subplot_list[ii])

        ## calculate connectivity increase and decrease
        con_temp1 = con_temp2 - con_temp1
        increase_idx = (con_temp1 > 0)
        increase = np.zeros((68,68),dtype=float)
        increase[increase_idx] = con_temp1[increase_idx]
        decrease_idx = (con_temp1 < 0)
        decrease = np.zeros((68,68),dtype=float)
        decrease[decrease_idx] = abs(con_temp1[decrease_idx])

        ## plot connectivity increase
        ii+=1
        mne.viz.plot_connectivity_circle(increase, no_names,
n_lines=increase_idx.sum(), facecolor='white', textcolor='black',
node_edgecolor='white', fontsize_title=16, fontsize_names=10,
fontsize_colorbar=10, node_angles=node_angles, node_colors=label_colors,
vmin=0, vmax = 0.5, title=title_list[ii], padding=0, colorbar=True,
colorbar_size=0.7, colorbar_pos=(0.5,0.1), colormap='gist_heat_r', fig=fig,
subplot=subplot_list[ii])

        ## plot connectivity decrease
        ii+=1
        mne.viz.plot_connectivity_circle(decrease, no_names,
n_lines=decrease_idx.sum(), facecolor='white', textcolor='black',
node_edgecolor='white', fontsize_title=16, fontsize_names=10,
fontsize_colorbar=10, node_angles=node_angles, node_colors=label_colors,
vmin=0, vmax = 0.5, title=title_list[ii], padding=0, colorbar=True,
colorbar_size=0.7, colorbar_pos=(0.5,0.1), colormap='gist_heat_r', fig=fig,
subplot=subplot_list[ii])

        savefig('/home/christos/mne_data/thesis/plots/connectivity_dif/
select31_34/'+band+'_sound_'+`sound`+'.png', facecolor='white',
bbox_inches='tight')
        close()

```

e. Δημιουργία Διαγράμματος Φαινομένου Άκρων

```

import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt

```

```

frequencies = np.arange(3, 50.1, 0.1)
time = np.arange(0, 3.001, 0.002)
percentage = np.zeros((frequencies.size, time.size), dtype=float)
cycles = 5
cmap = 'OrRd'

for i, freq in enumerate(frequencies):
    duration = cycles*(1/freq)
    for j, t in enumerate(time):
        true_t = max(duration/2.-(3-t), duration/2.-t)
        percentage[i][j] = max(true_t/duration, 0)

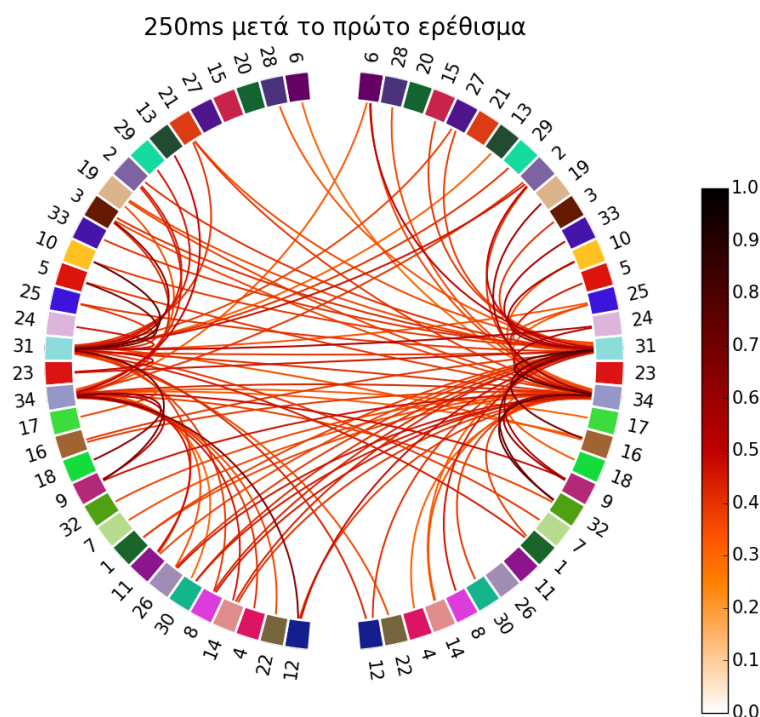
figure(figsize=(20, 11))
img =
plt.imshow(percentage, cmap=cmap, origin='lower', extent=[time.min(), time.max(),
frequencies.min(), frequencies.max()], aspect=0.05)
plt.xticks(np.arange(0, 3.1, 0.25))
plt.yticks(np.arange(5, 51, 5))
plt.title("Percentage of zero-padded samples\nin 5-cycle Morlet Wavelet
Transform", fontsize = 20, y=1.05)
plt.xlabel("Time (s)", fontsize=17)
plt.ylabel("Frequency (Hz)", fontsize=17)
plt.colorbar(img, cmap=cmap)
savefig('/home/christos/edge_effect.png', bbox_inches='tight')

```


Παράρτημα Β

Στο παράρτημα Β παρουσιάζονται όλα τα διαγράμματα της συνδεσιμότητας του πρωτεύοντος ακουστικού φλοιού (εγκάρσια κροταφική έλικα - 34) και του δευτερεύοντος ακουστικού φλοιού (άνω κροταφική έλικα - 31) με τις υπόλοιπες περιοχές του εγκεφάλου. Τα διαγράμματα είναι συνολικά 66, οπότε θα παρουσιαστούν μόνο τα 22 που αντιστοιχούν στις ζώνες συχνότητας Β2 και Γ1 επειδή στις ζώνες αυτές παρατηρήθηκε εντονότερη δραστηριότητα που οφείλεται στο πείραμα.

Προκειμένου να γίνει μία συμπυκνωμένη και απλή αναπαράσταση των αποτελεσμάτων, χρησιμοποιήθηκαν κυκλικά διαγράμματα. Η περιφέρεια των διαγραμμάτων τέμνεται σε περιοχές, καθεμία από τις οποίες αντιστοιχεί σε διαφορετική περιοχή του εγκεφάλου. Οι περιοχές ονομάζονται βάσει της αρίθμησης του πίνακα 1 και συνδέονται μεταξύ τους μέσω γραμμών, το χρώμα των οποίων δηλώνει την τιμή της συνάφειας μεταξύ των περιοχών αυτών. Στο σχήμα 20 παρουσιάζεται ένα ενδεικτικό κυκλικό διάγραμμα.

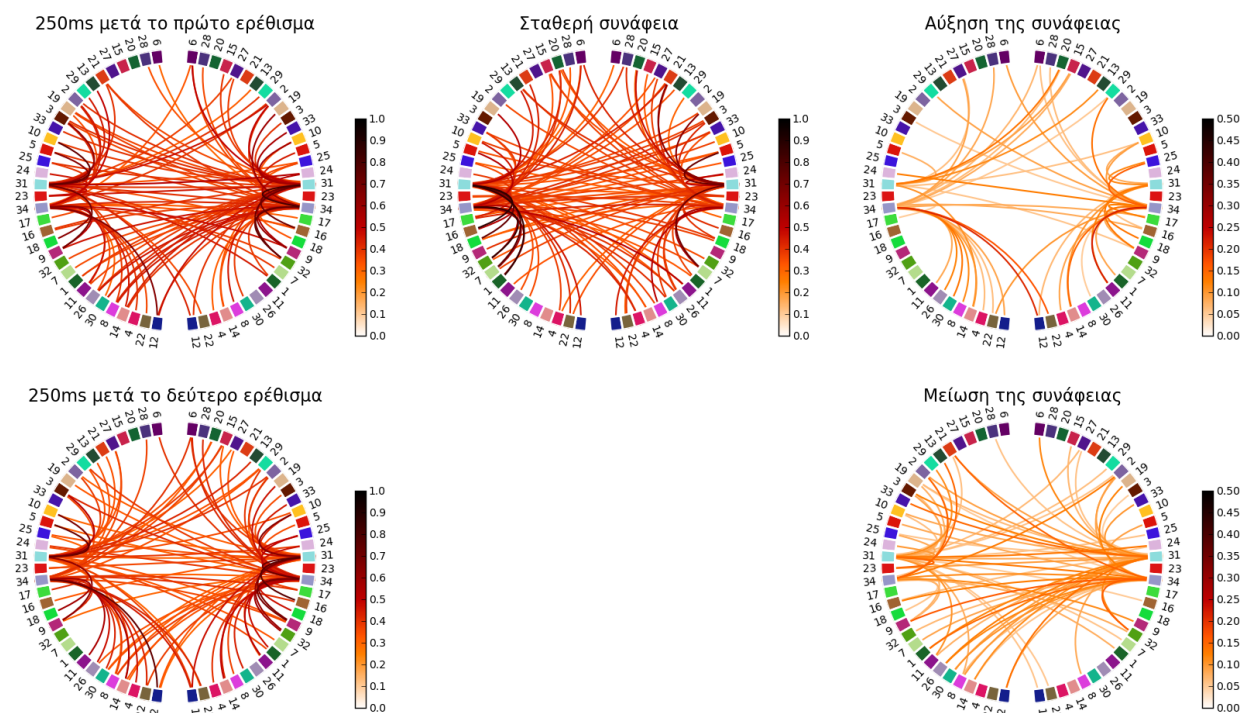


Σχήμα 20: Ενδεικτικό κυκλικό διάγραμμα της συνάφειας μεταξύ των περιοχών του εγκεφάλου. Στην περιφέρεια του διαγράμματος αριθμούνται οι περιοχές του εγκεφάλου στις οποίες αντιστοιχεί το κάθε τμήμα της περιφέρειας βάσει του πίνακα 1. Η συνδεσιμότητα μεταξύ των περιοχών απεικονίζεται ως η γραμμή που τις ενώνει και η τιμή της φαίνεται μέσω της χρωματικής κλίμακας.

Όπως αναφέρθηκε και στην ενότητα 4.3, η μελέτη της τιμής της συνάφειας ανά τις διάφορες χρονικές στιγμές μπορεί να αναδείξει ποιες περιοχές αλληλεπιδρούν μεταξύ τους, δεν αναδεικνύει όμως ποιες αλληλεπιδράσεις οφείλονται στο ακουστικό ερέθισμα. Παραδείγματος χάριν, τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η συνάφεια μεταξύ των περιοχών 34L και 32L είναι υψηλή

σε όλες τις ζώνες συχνοτήτων, για κάθε διάρκεια ήχου και σε κάθε χρονική στιγμή, οπότε δεν είναι δυνατόν να αξιολογηθεί εάν συνδέεται με τα ερεθίσματα του πειράματος ή κάποια άσχετη εγκεφαλική λειτουργία. Για το λόγο αυτό στα διαγράμματα δίνεται έμφαση στη μεταβολή της συνάφειας και όχι στην ακριβή τιμή της. Η σύγκριση των τιμών της συνάφειας γίνεται ανάμεσα στις χρονικές στιγμές 250ms μετά τη λήξη των δύο ηχητικών ερεθισμάτων.

Στο σχήμα 21 παρατίθεται ένα ενδεικτικό διάγραμμα για επεξηγηματικούς λόγους. Υπενθυμίζεται ότι στόχος της εργασίας είναι η μελέτη της συνδεσιμότητας του ακουστικού φλοιού, ο οποίος εδράζεται στην εγκάρσια κροταφική έλικα και την άνω κροταφική έλικα με τις υπόλοιπες περιοχές του εγκεφάλου, οπότε απεικονίζονται οι συνδέσεις μόνο με αυτές τις περιοχές. Παρήχθησαν 66 τέτοια διαγράμματα, καθένα από τα οποία αναφέρεται σε μία διάρκεια του ήχου δοκιμής και μία ζώνη συχνοτήτων (οι τιμές της διάρκειας του ήχου δοκιμής ορίζονται στη σχέση (1) και οι ζώνες συχνότητας στον πίνακα 2).



Σχήμα 21: Ενδεικτικό διάγραμμα των αποτελεσμάτων της συνδεσιμότητας. Γίνεται σύγκριση των τιμών της συνάφειας για τις στιγμές 250ms μετά τη λήξη των ερεθισμάτων. Στη μέση φαίνονται οι συνδέσεις που δε διαφέρουν πάνω από 0.05 μεταξύ των δύο στιγμών, στα αριστερά οι συνδέσεις που διαφέρουν πάνω από 0.05 και στα δεξιά η αύξηση και η μείωση των συνδέσεων αυτών.

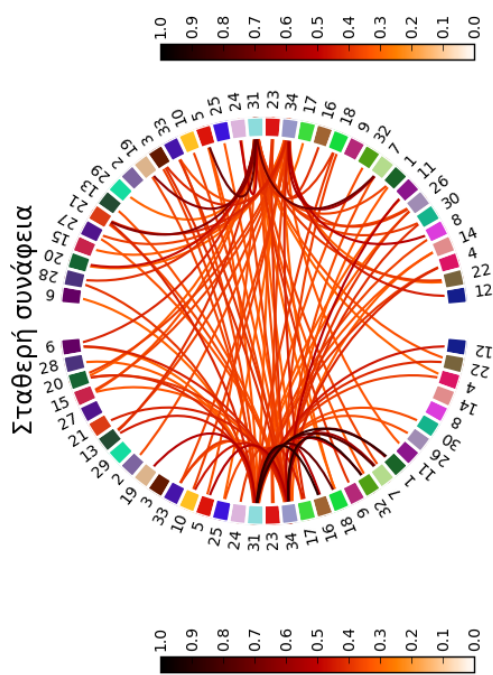
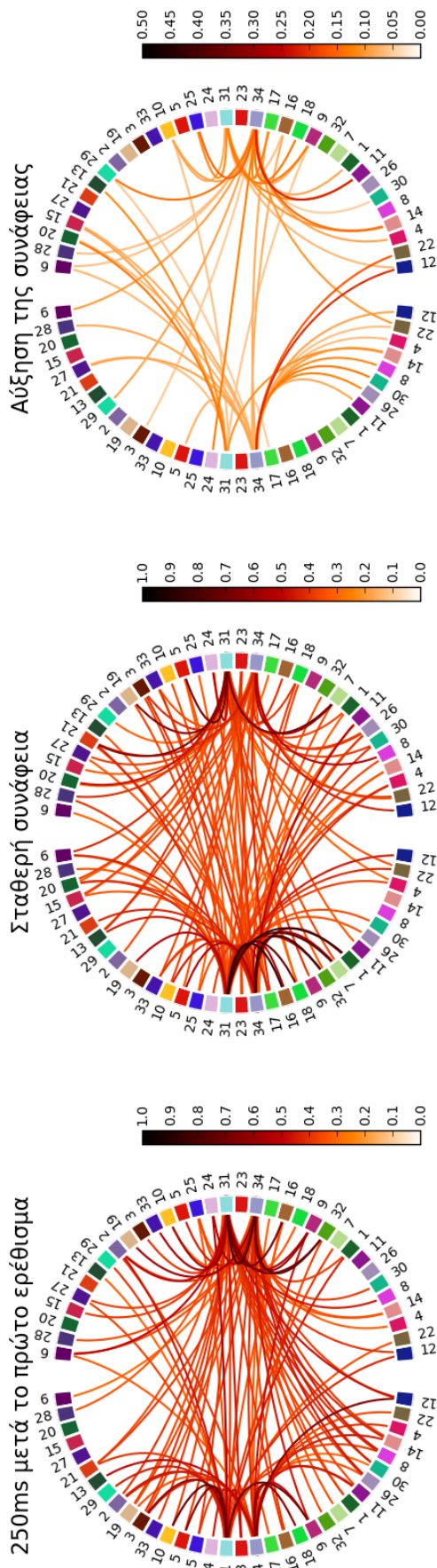
Κάθε διάγραμμα έχει 5 κυκλικά υποδιαγράμματα, σύμφωνα με το σχήμα 20. Για λόγους εξοικονόμησης χώρου, αντί της ονομασίας των περιοχών, στην περιφέρεια των υποδιαγραμμάτων αριθμούνται οι περιοχές του εγκεφάλου βάσει του πίνακα 1. Οι περιοχές στο αριστερό μισό του κάθε υποδιαγράμματος ανήκουν στο αριστερό ημισφαίριο και οι υπόλοιπες στο δεξί. Δεδομένου ότι ενδιαφερόμαστε για την συνδεσιμότητα με την εγκάρσια και την άνω κροταφική έλικα, απεικονίζονται μόνο οι συνδέσεις με τις περιοχές 31 και 34.

Στο μεσαίο υποδιάγραμμα φαίνονται οι συνδέσεις των οποίων η συνάφεια δεν μεταβλήθηκε πάνω από 0.05 μεταξύ των δύο εξεταζόμενων χρονικών στιγμών. Οι συνδέσεις αυτές

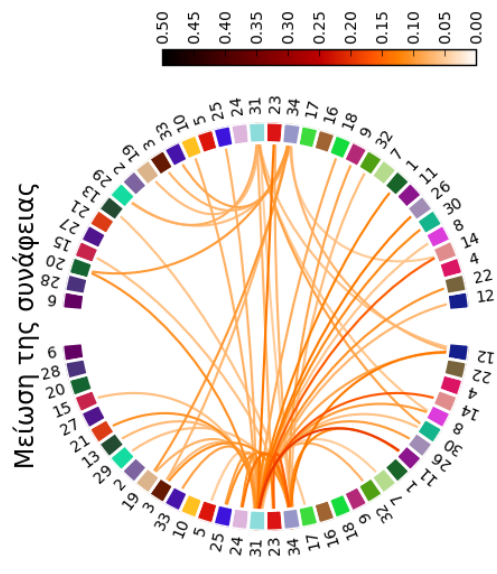
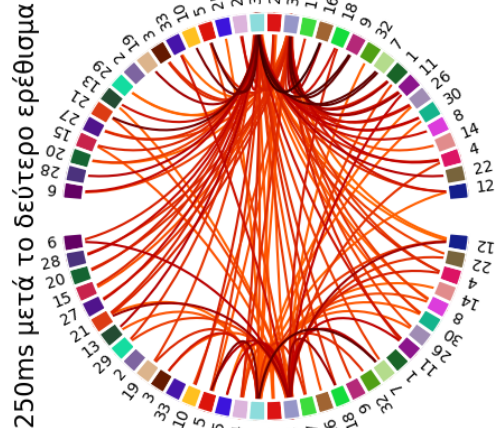
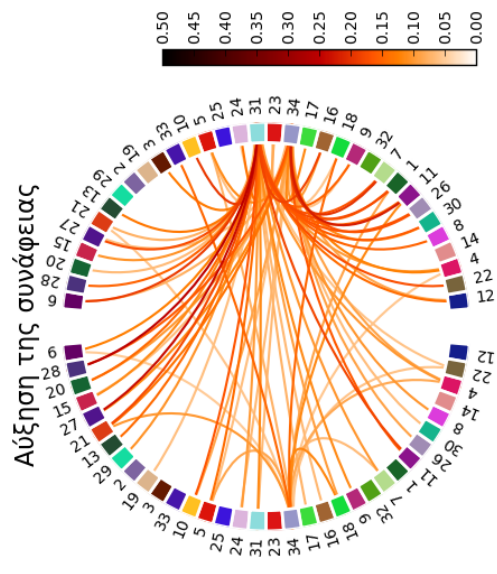
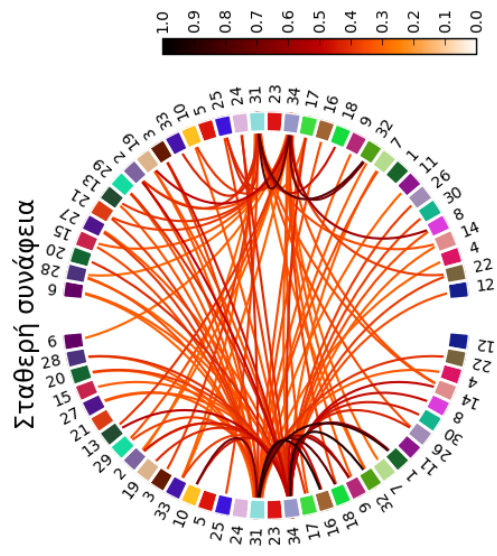
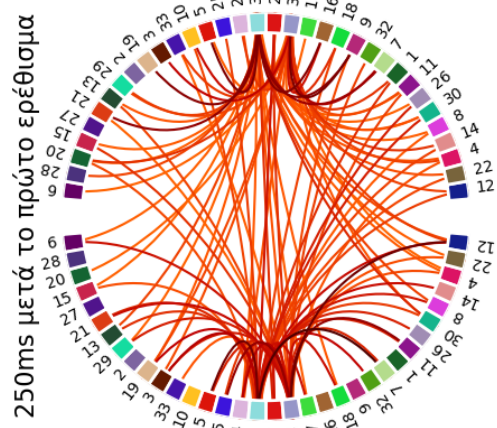
θεωρούνται σταθερές και ότι δεν σχετίζονται με την πειραματική διαδικασία, οπότε δεν περιέχονται στα άλλα 4 υποδιαγράμματα. Τα δύο υποδιαγράμματα στα αριστερά αναπαριστούν την συνάφεια 250ms μετά τα δύο ερεθίσματα για τις υπόλοιπες συνδέσεις που μεταβλήθηκαν πάνω από 0.05. Τα δύο υποδιαγράμματα στα δεξιά παρουσιάζουν τη μεταβολή της συνάφειας μεταξύ των συνδέσεων των αριστερών διαγραμμάτων. Στο πάνω διάγραμμα από τα δύο παρουσιάζεται η αύξηση της συνάφειας, ενώ στο κάτω διάγραμμα η μείωση της συνάφειας. Σε όλα τα διαγράμματα περιλήφθηκαν μόνο οι συνδέσεις των οποίων η συνάφεια είχε τιμή μεγαλύτερη από 0.3 σε τουλάχιστον μία από τις δύο εξεταζόμενες χρονικές στιγμές. Συνδέσεις με μικρότερη συνάφεια θεωρήθηκαν αναξιόπιστες για την επαγωγή συμπερασμάτων και δεν μελετήθηκαν.

Στη συνέχεια παρατίθενται τα διαγράμματα για τις ζώνες συχνοτήτων B2 και Γ1, για όλες τις διάρκειες του ήχου δοκιμής.

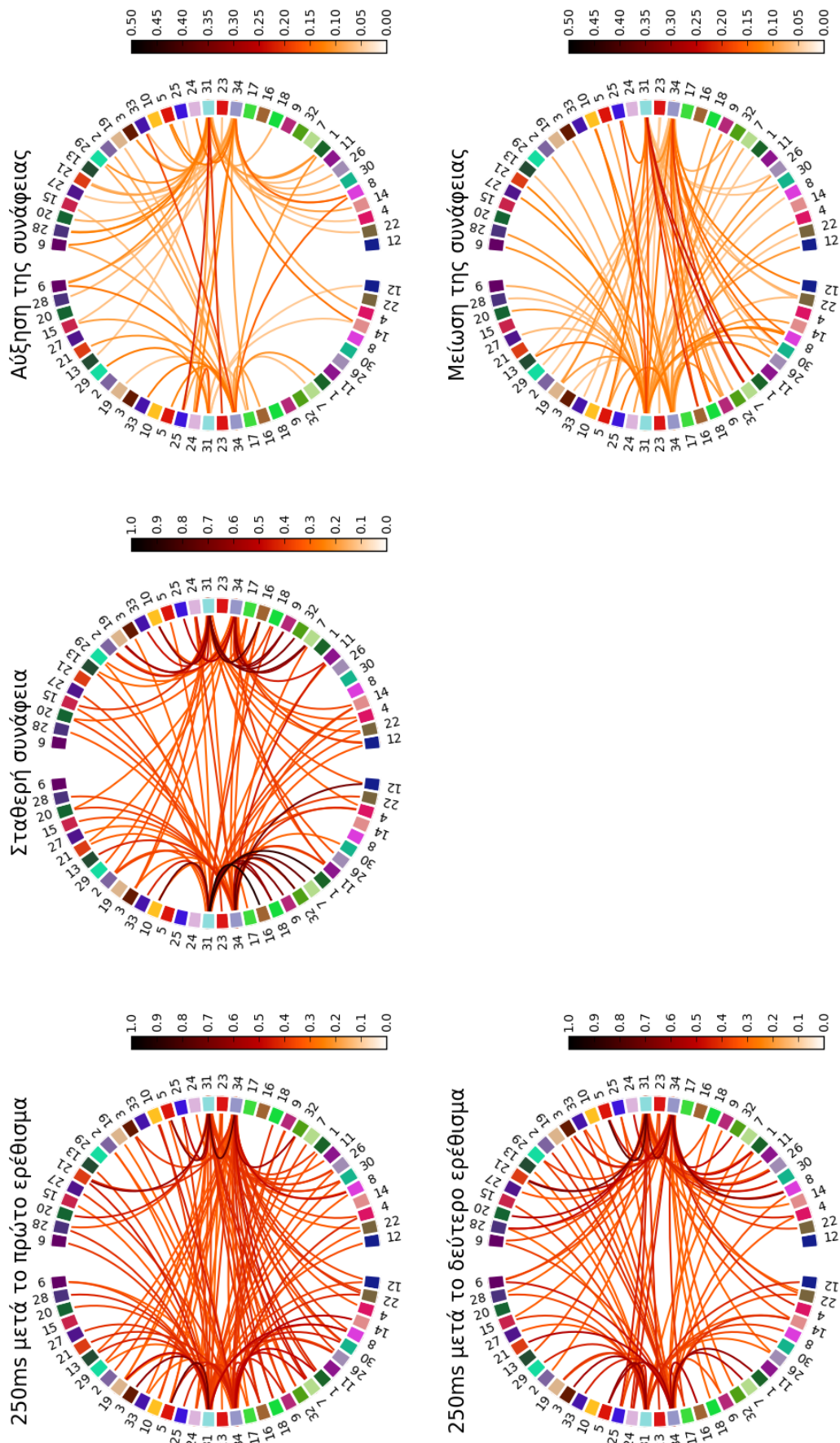
(Σχήμα 22) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 420ms, ζώνη συχνοτήτων B2



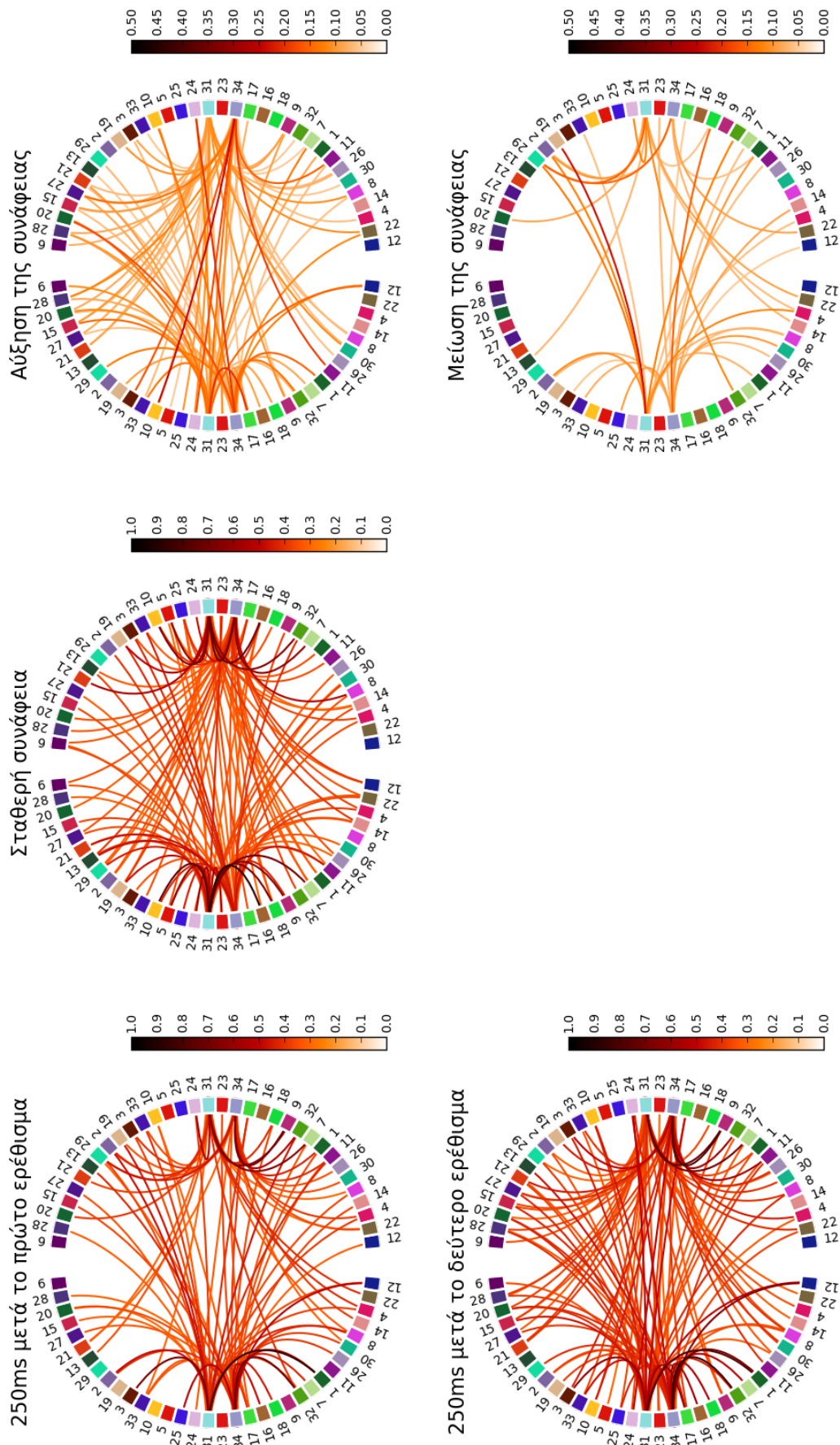
(Σχήμα 23) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 440ms, ζώνη συχνοτήτων B2



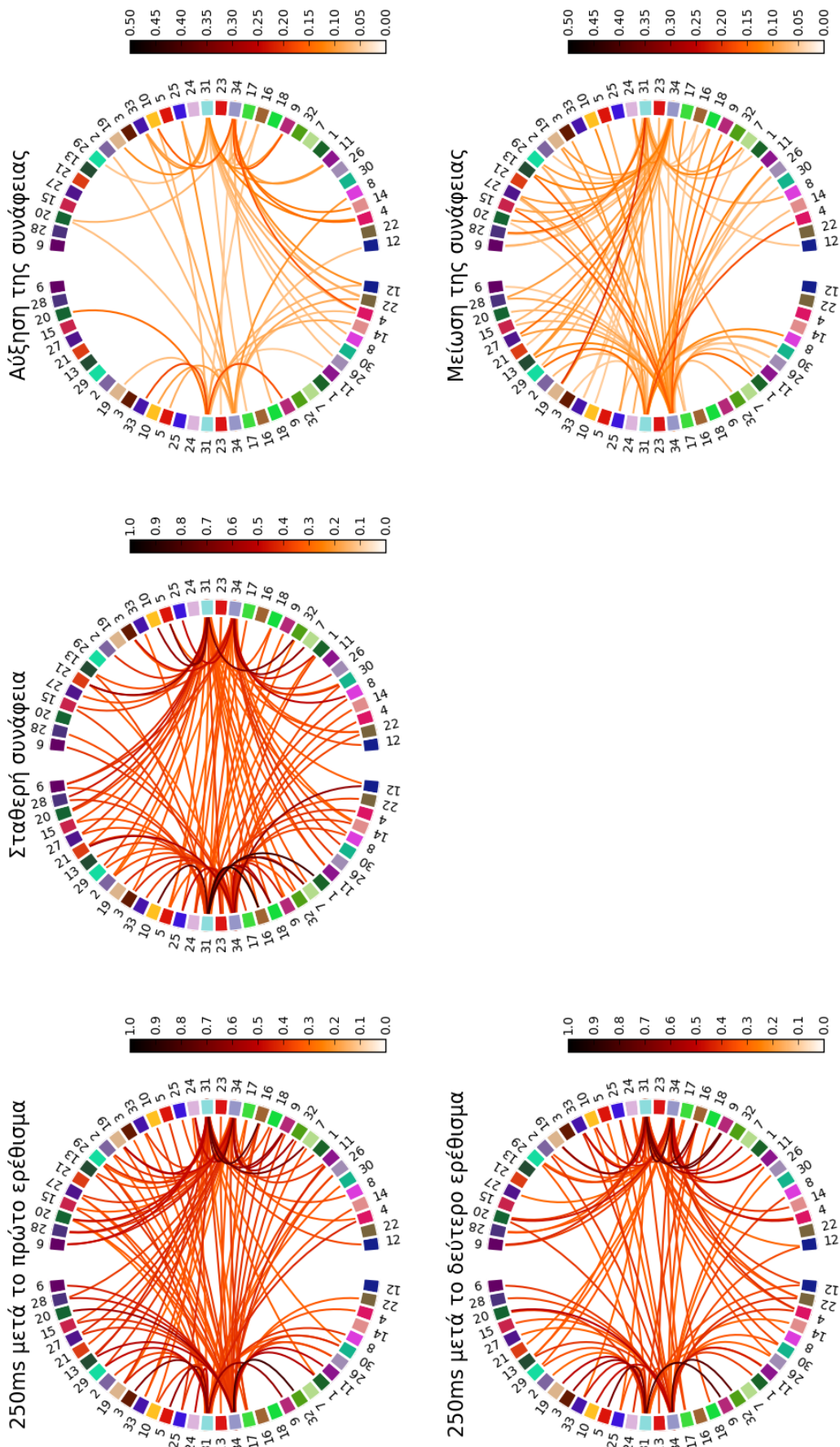
(Σχήμα 24) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 460ms, ζώνη συχνοτήτων B2



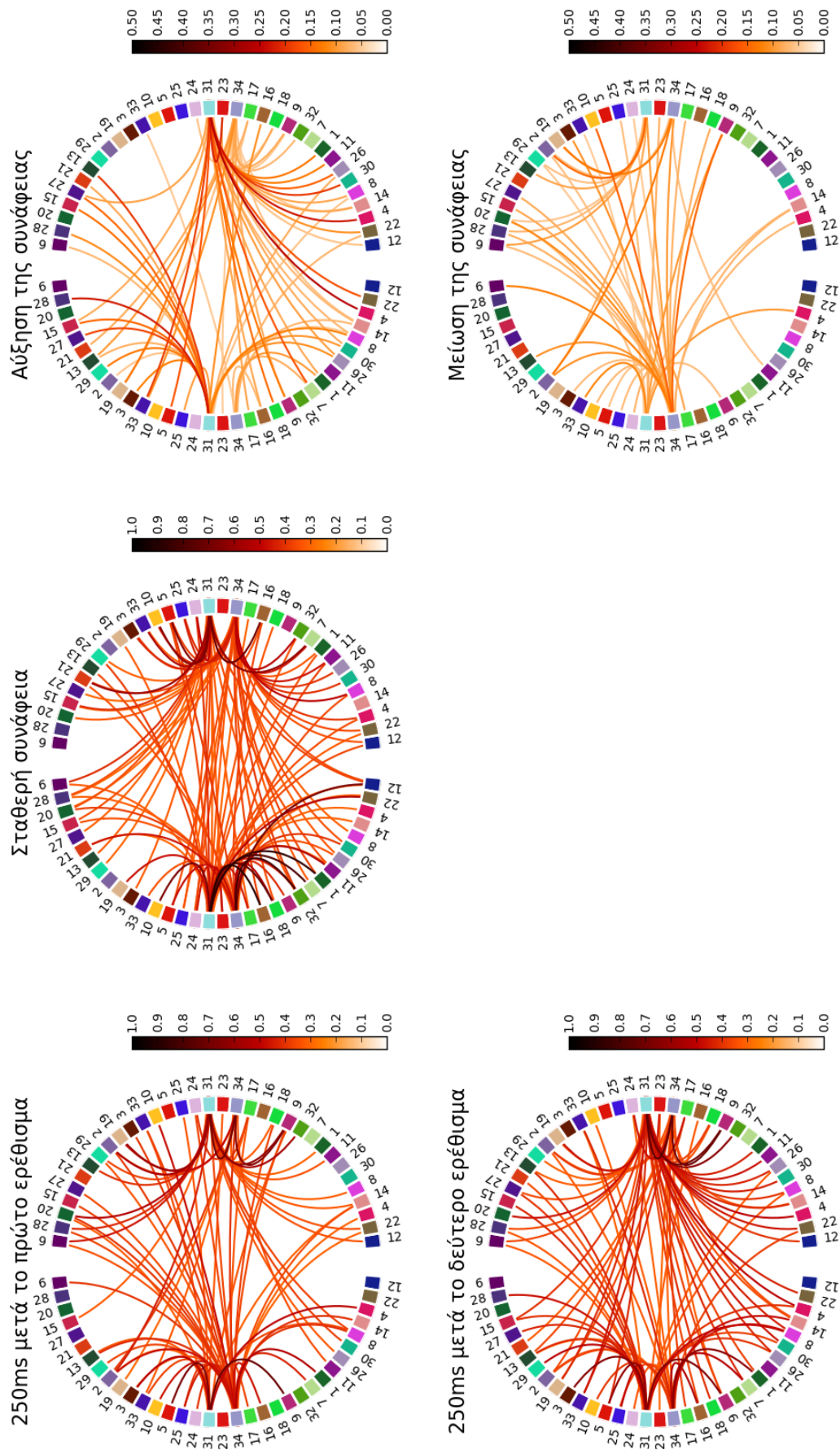
(Σχήμα 25) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 480ms, ζώνη συχνοτήτων B2



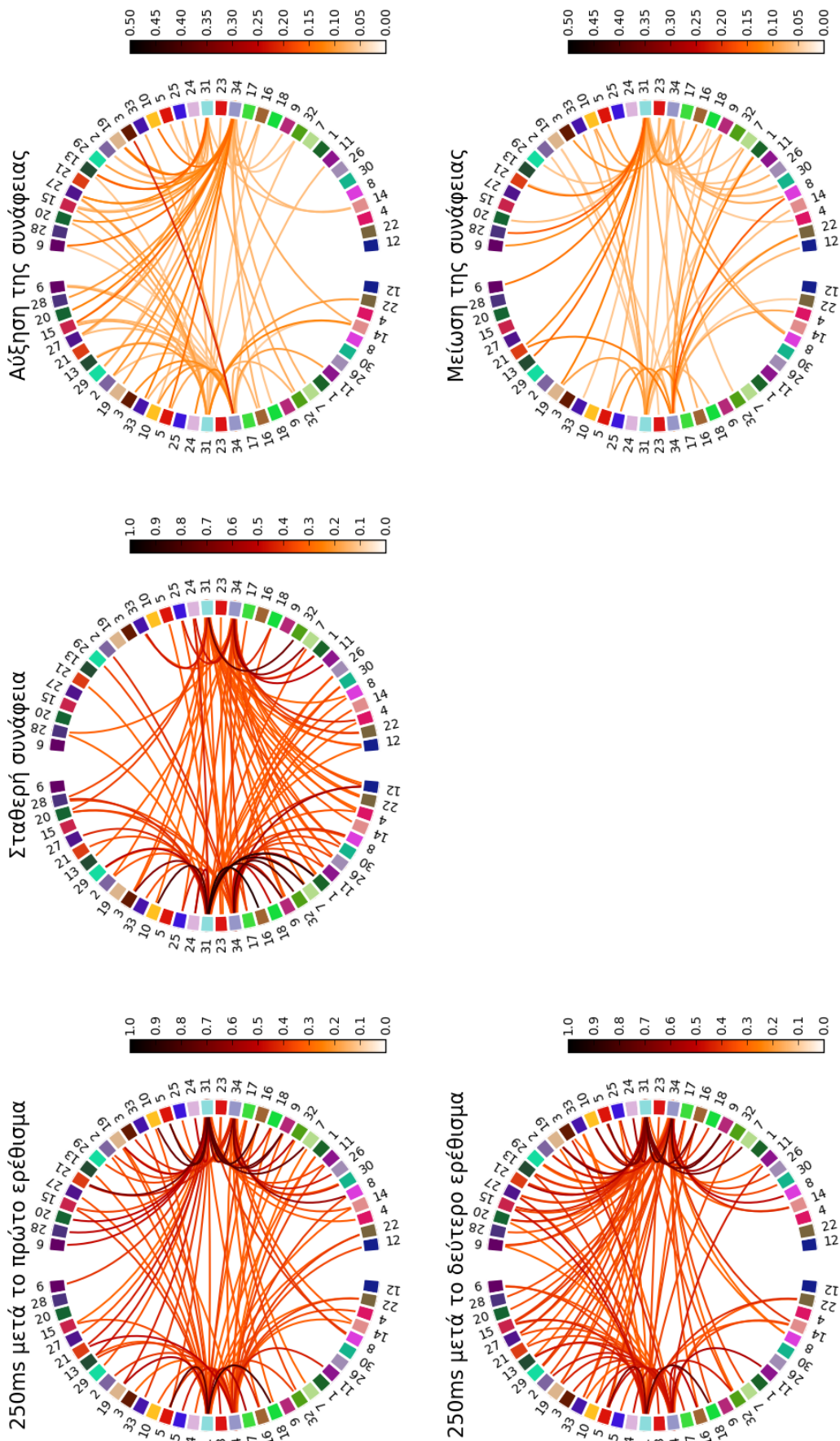
(Σχήμα 26) **Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 500ms, ζώνη συχνοτήτων B2**



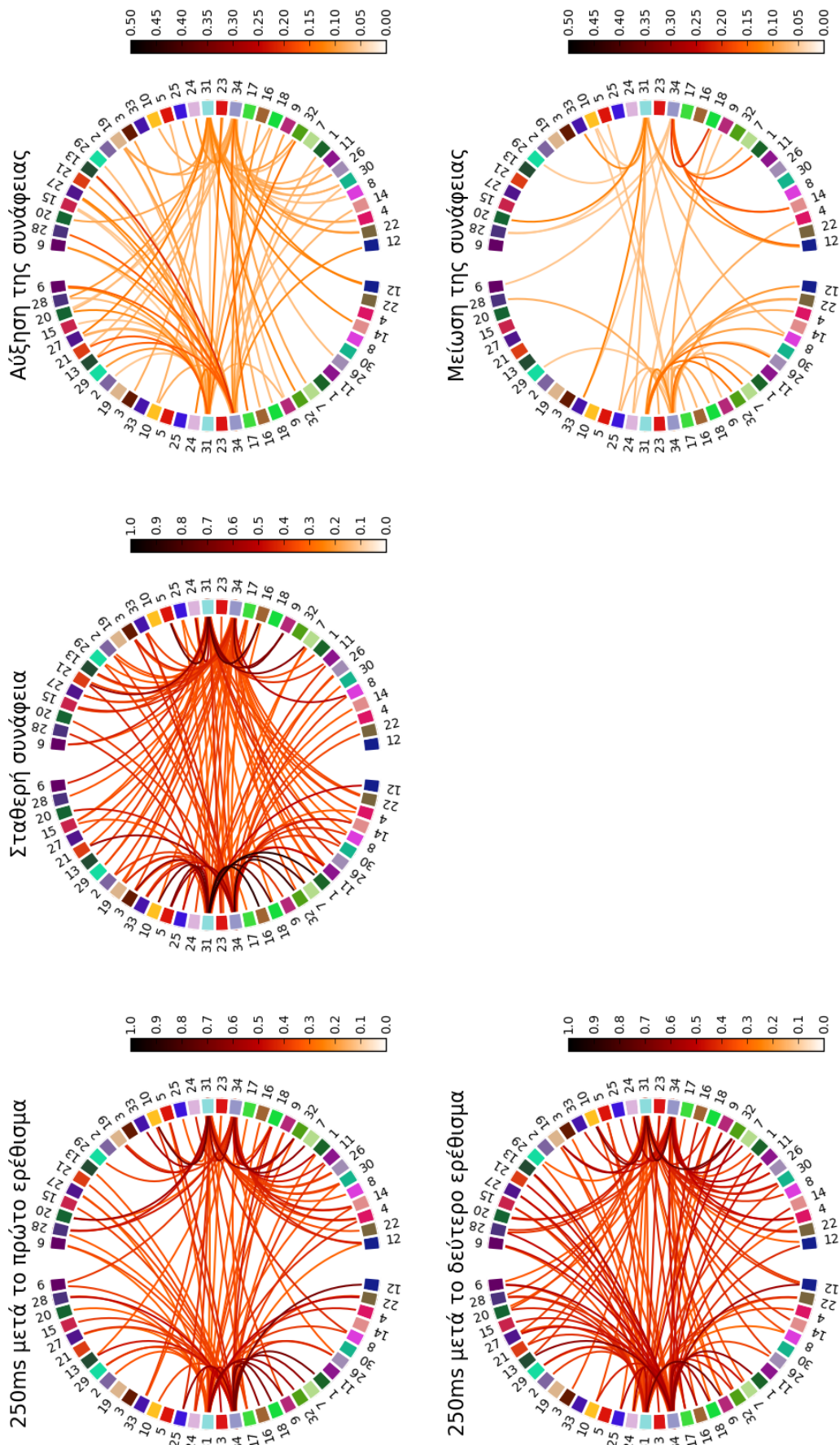
(Σχήμα 27) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 520ms, ζώνη συχνοτήτων B2



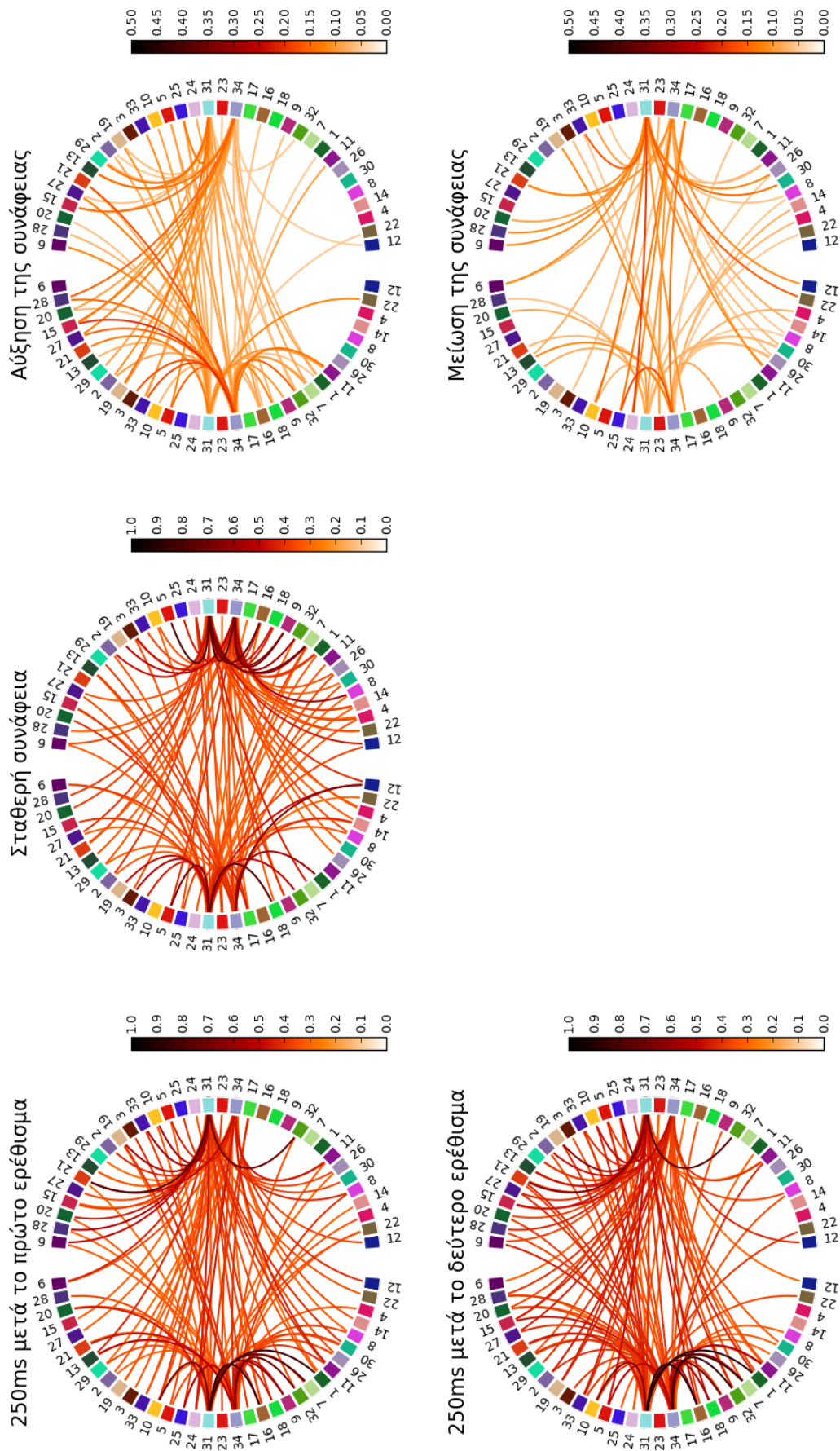
(Σχήμα 28) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 540ms, ζώνη συχνοτήτων B2



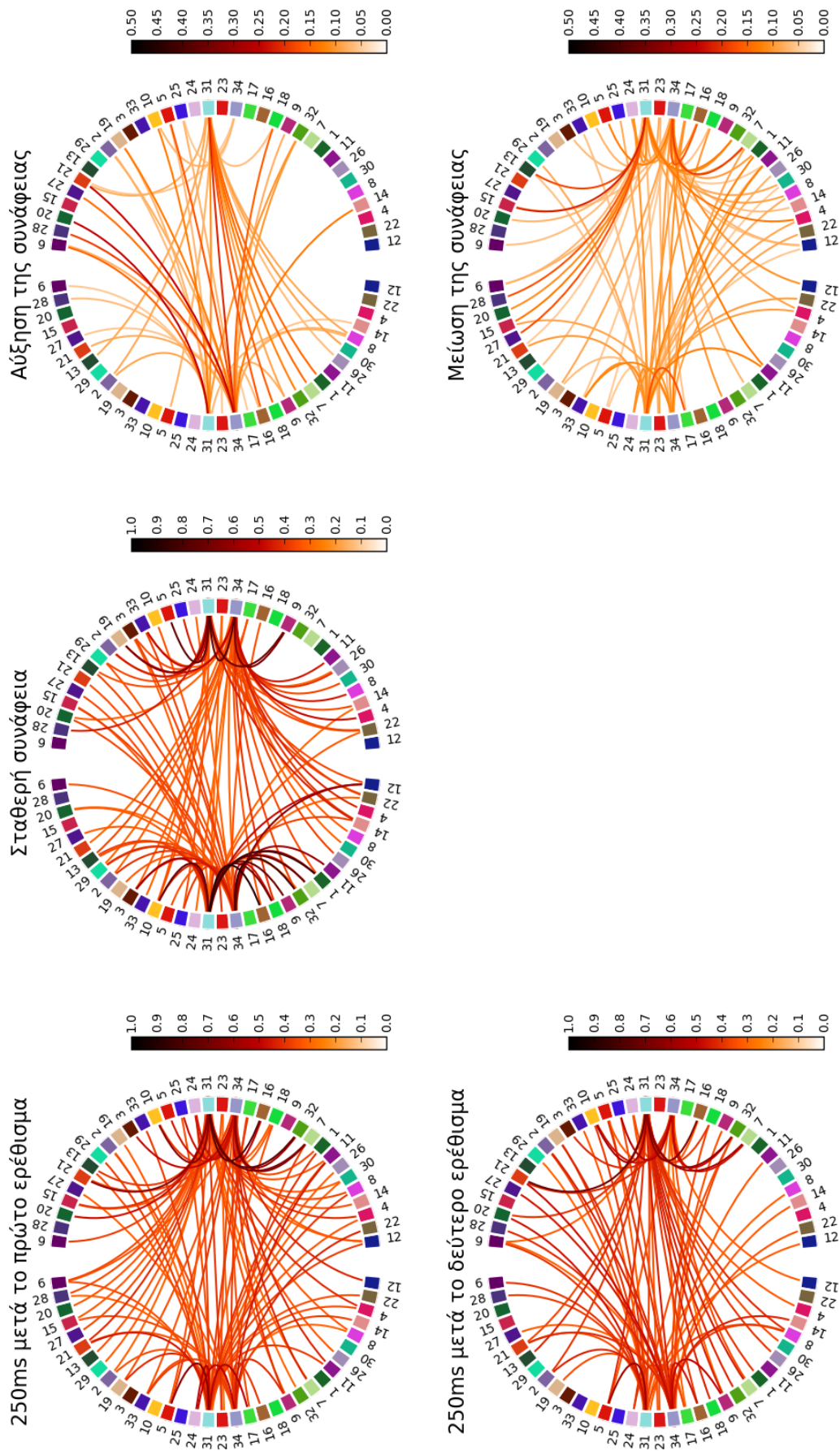
(Σχήμα 29) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 560ms, ζώνη συχνοτήτων B2



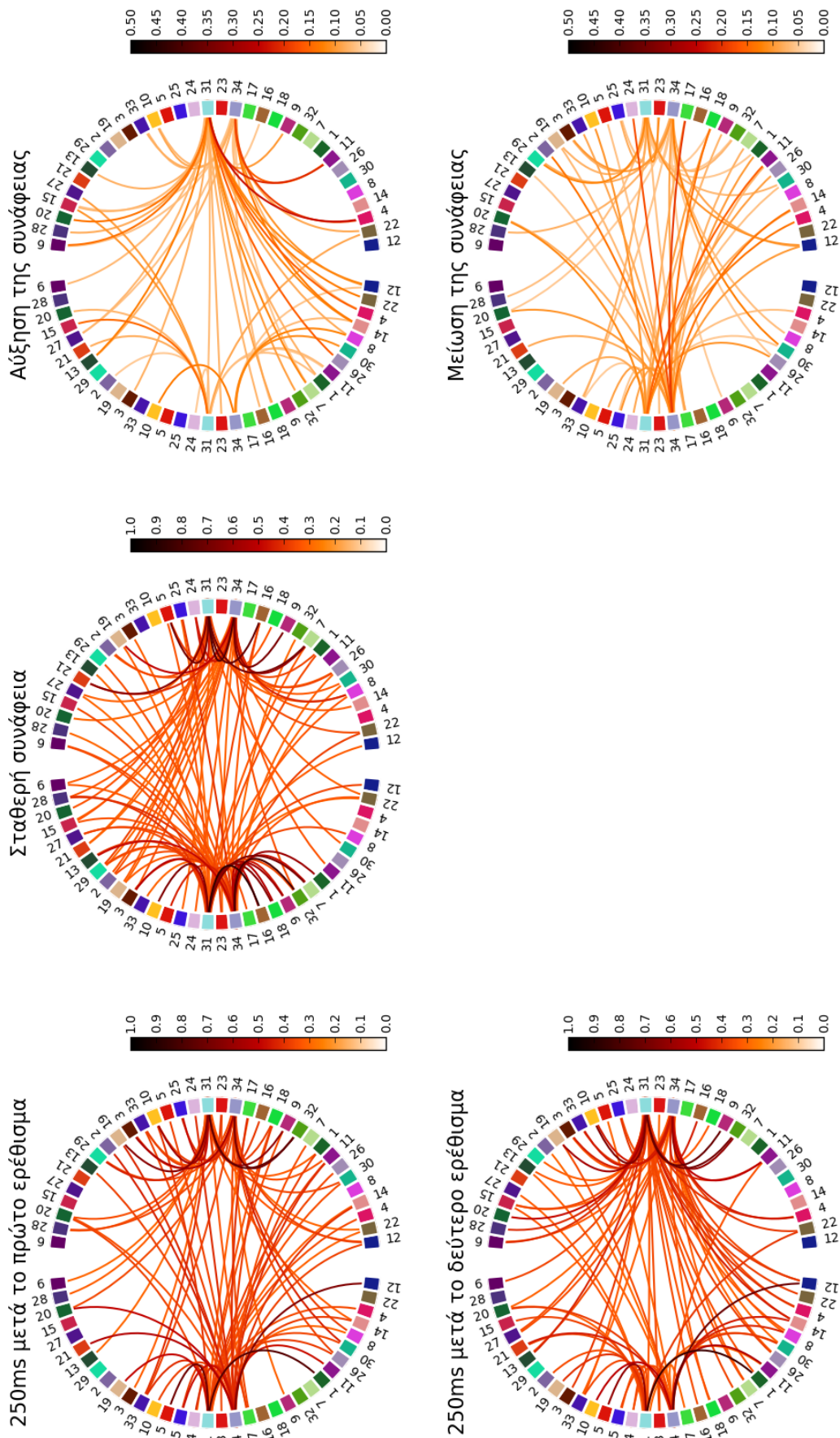
(Σχήμα 30) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 580ms, ζώνη συχνοτήτων B2



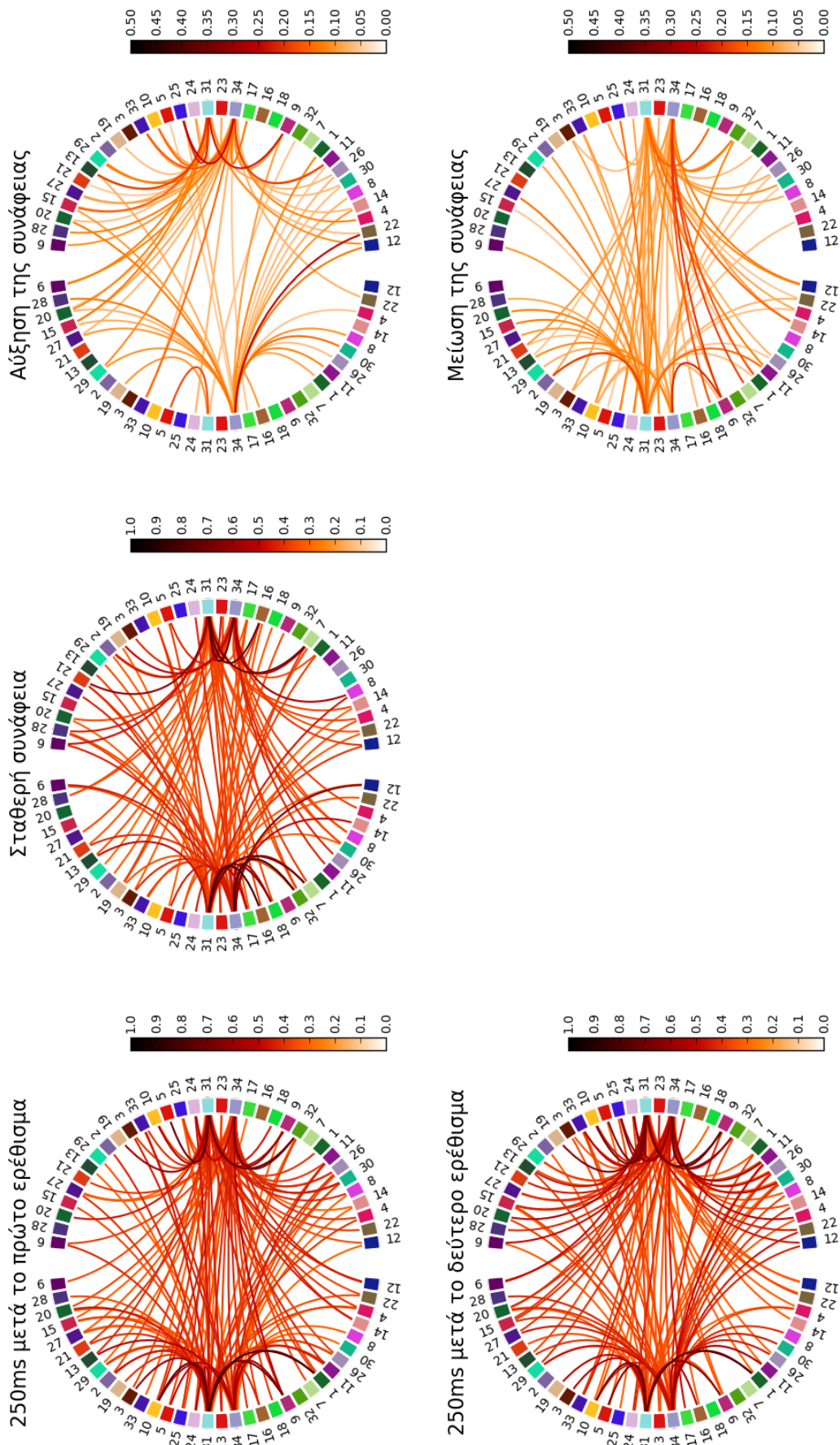
(Σχήμα 31) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 600ms, ζώνη συχνοτήτων B2



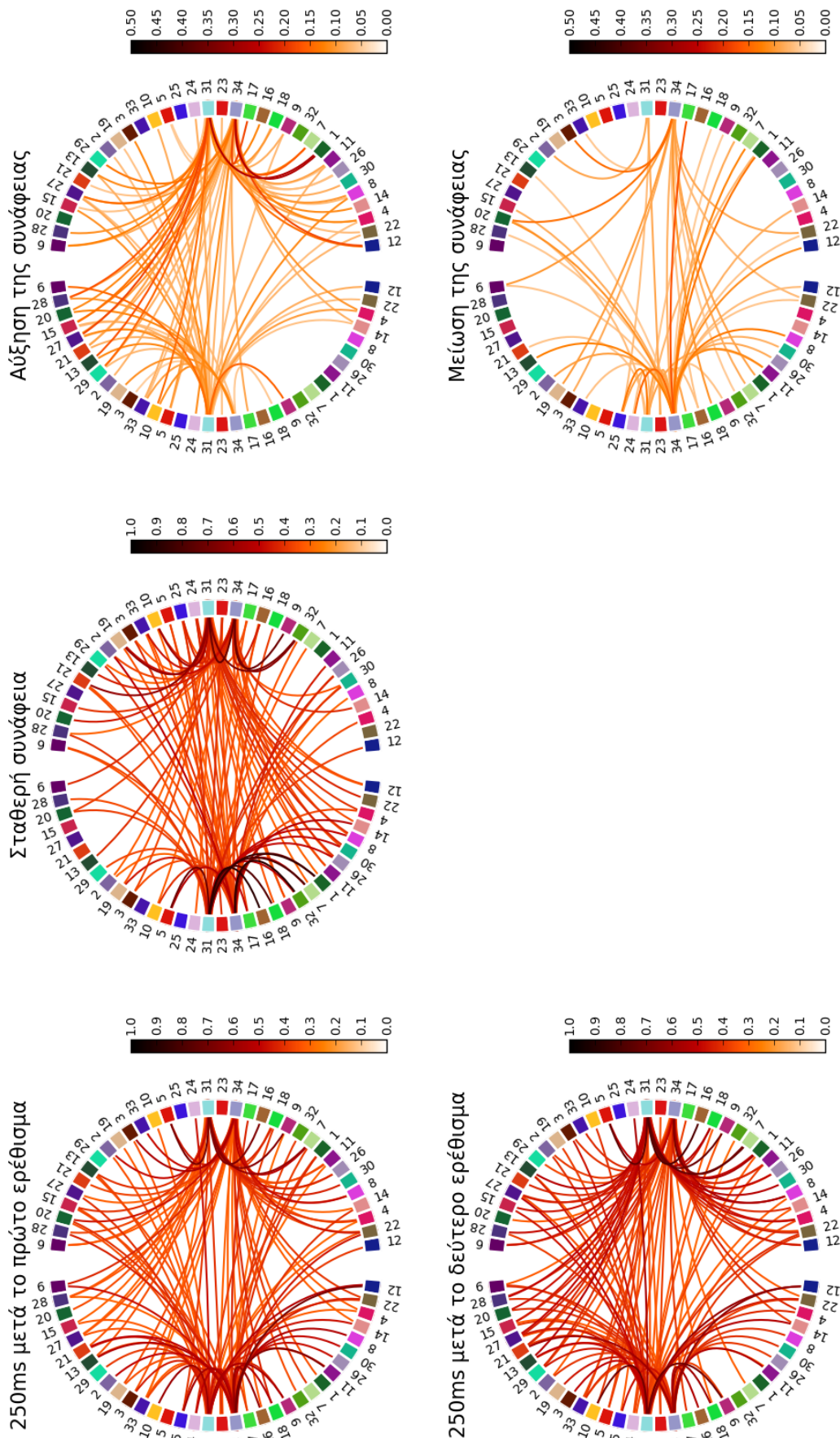
(Σχήμα 32) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 620ms, ζώνη συχνοτήτων B2



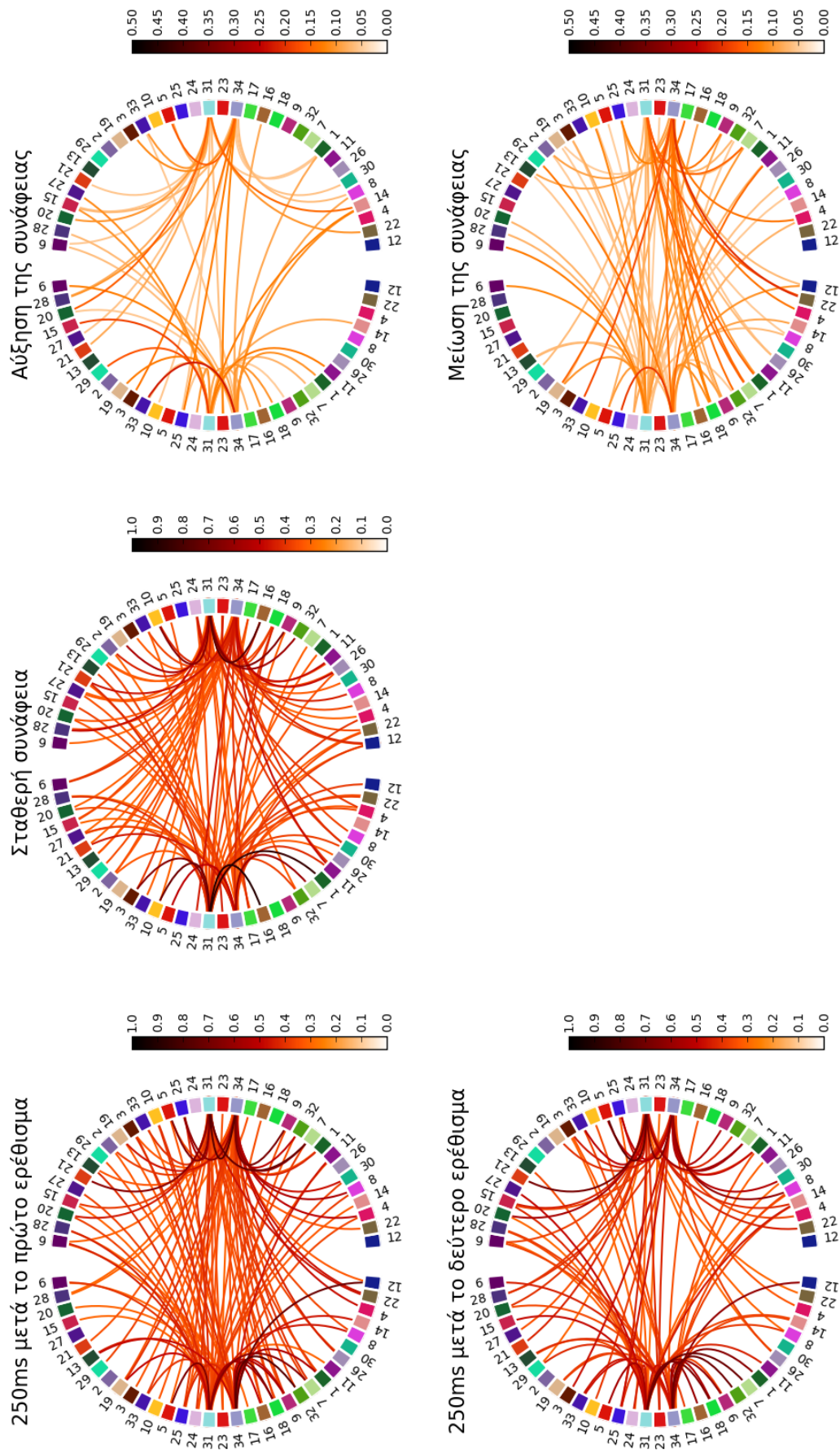
(Σχήμα 33) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 420ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



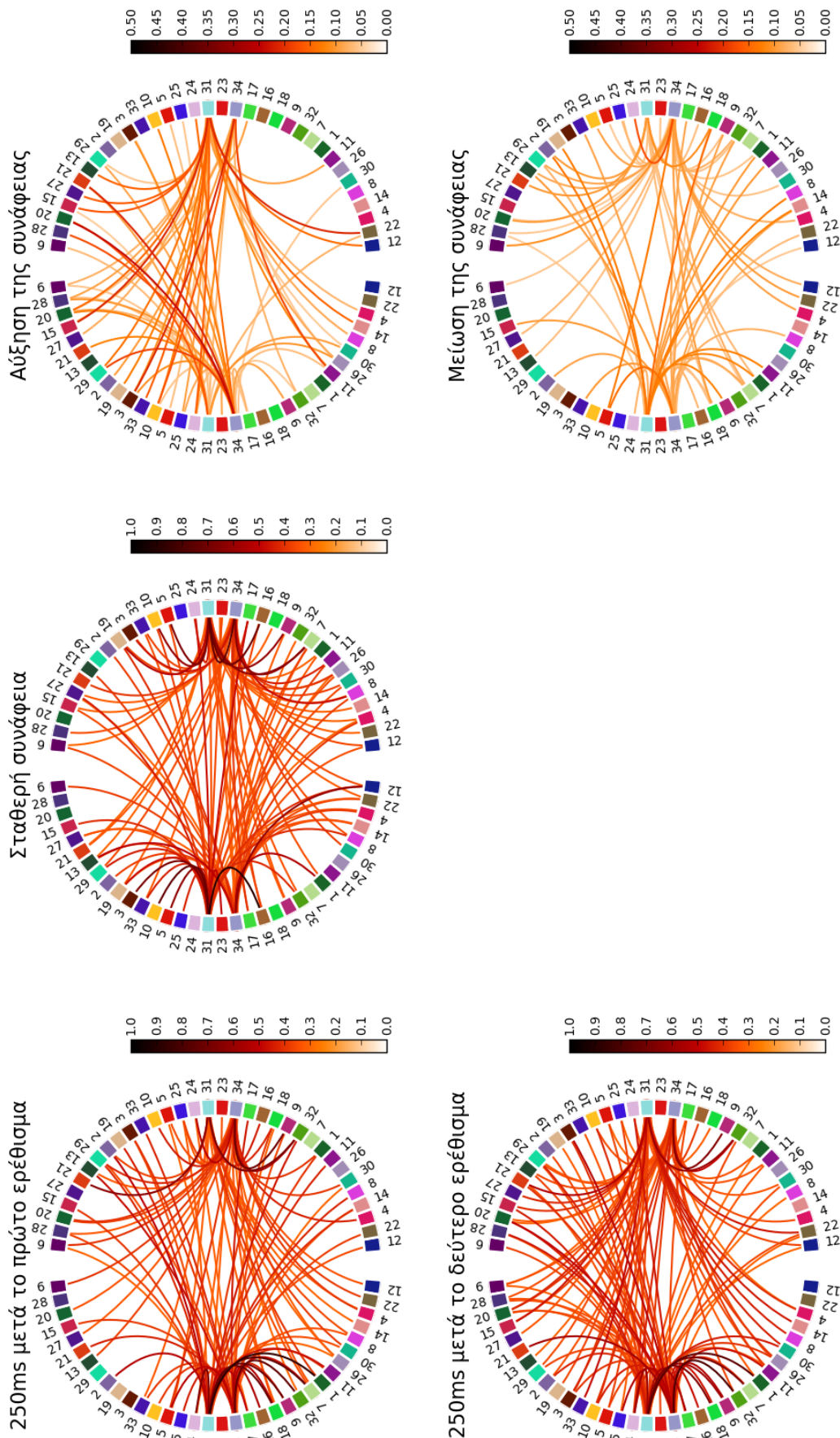
(Σχήμα 34) Αποτελέσματα Συνδεδειγμένης Ζώνης Συχνότητας 440ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



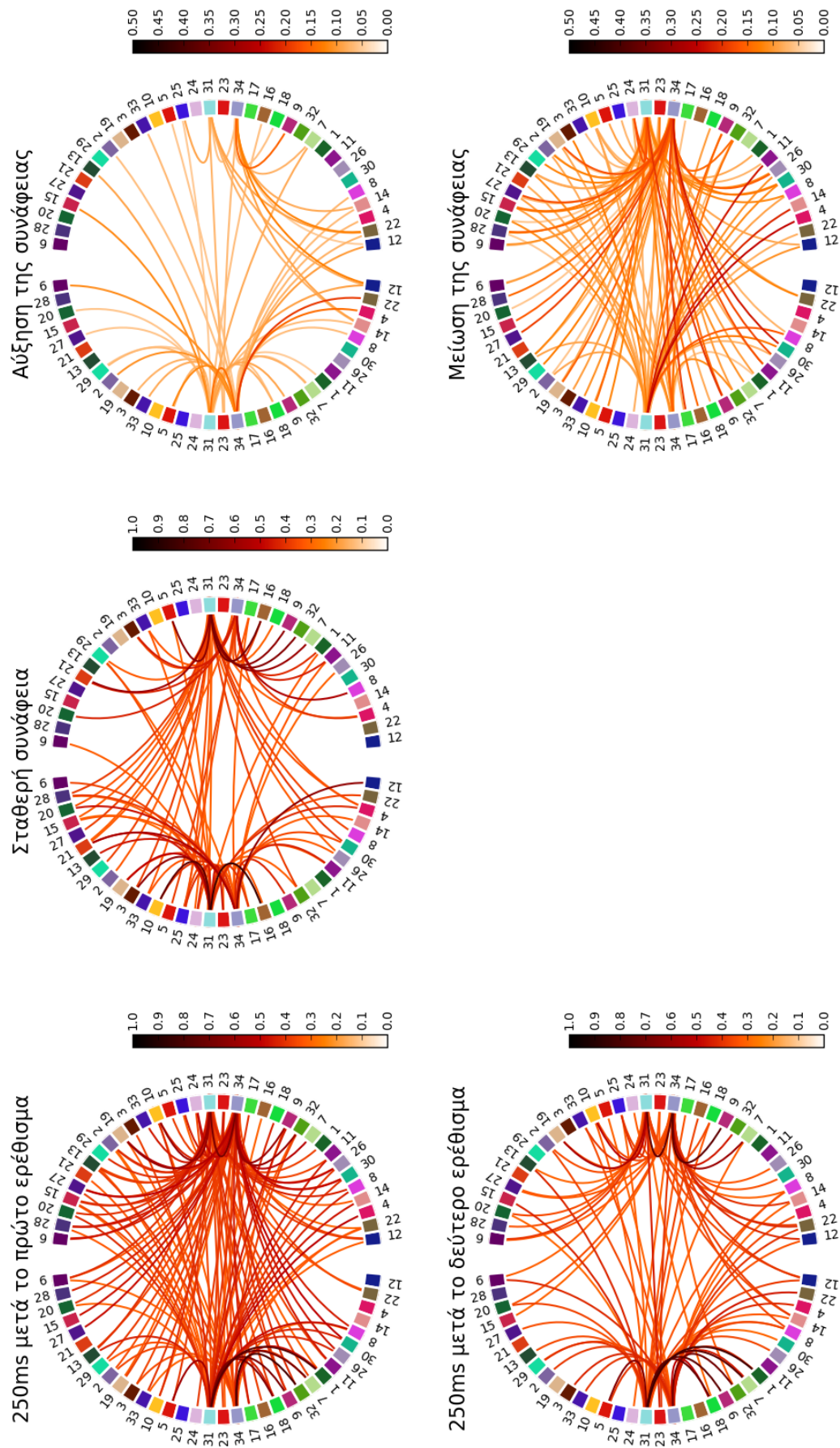
(Σχήμα 35) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 460ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



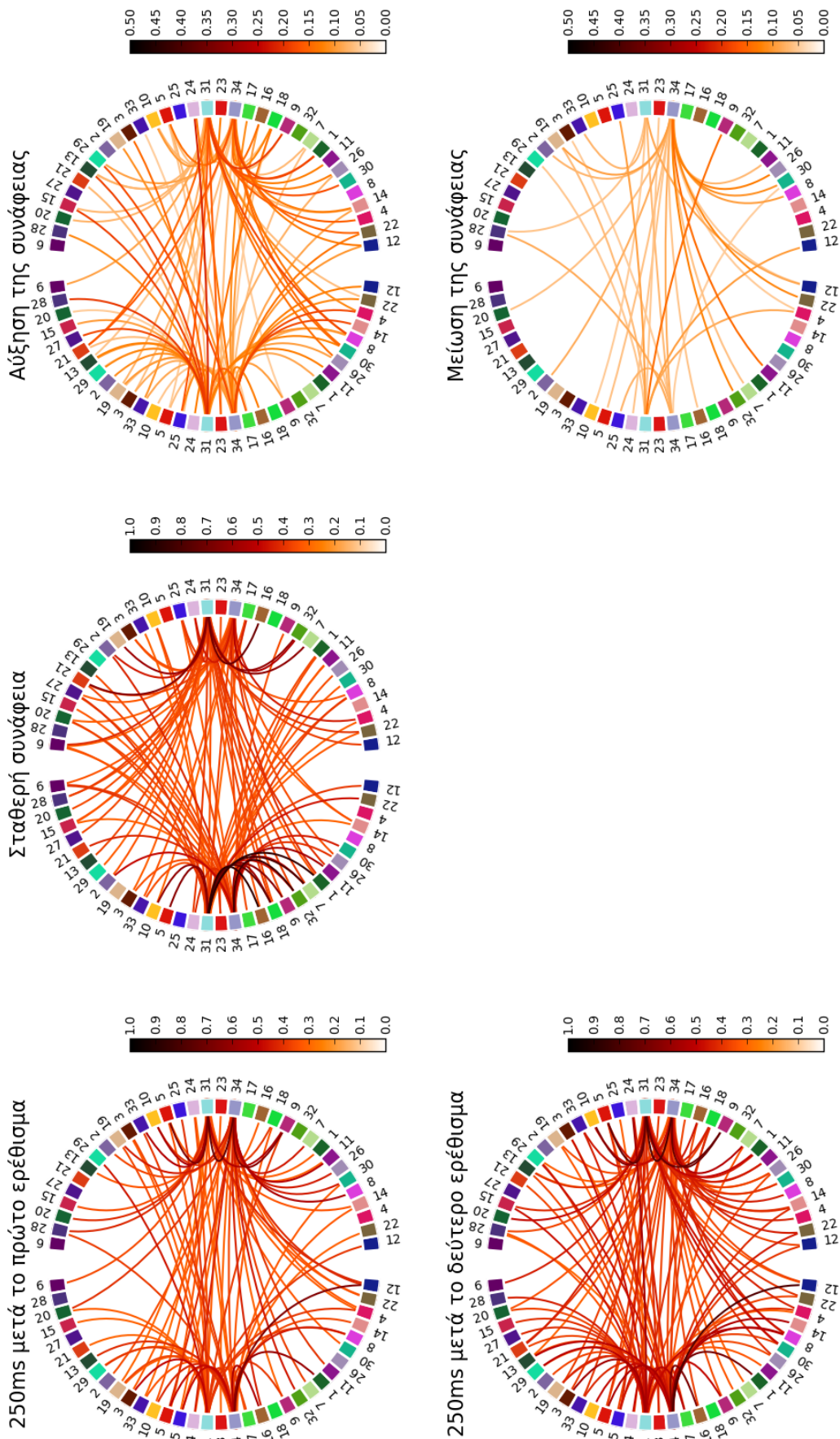
(Σχήμα 36) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 480ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



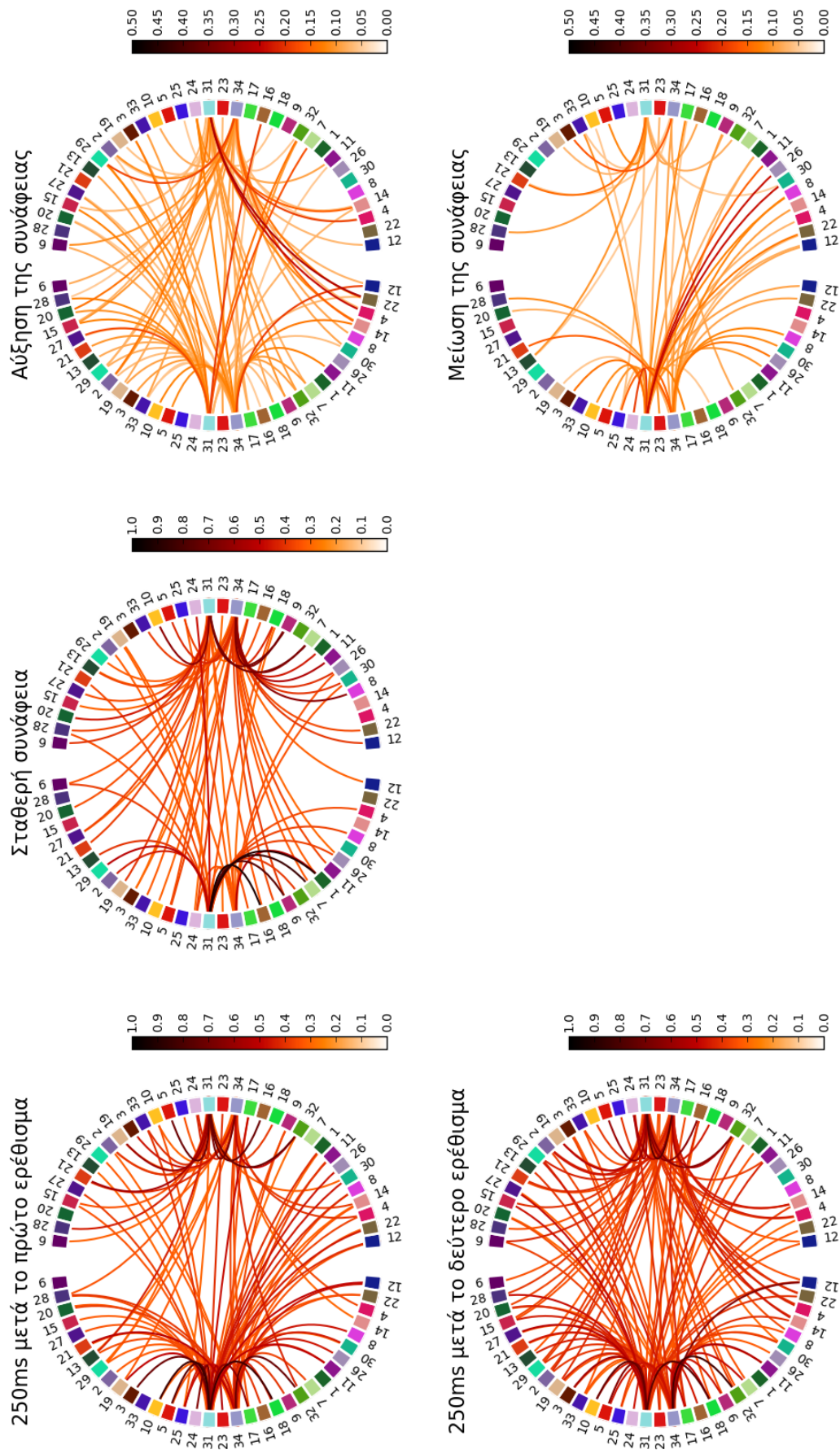
(Σχήμα 37) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 500ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



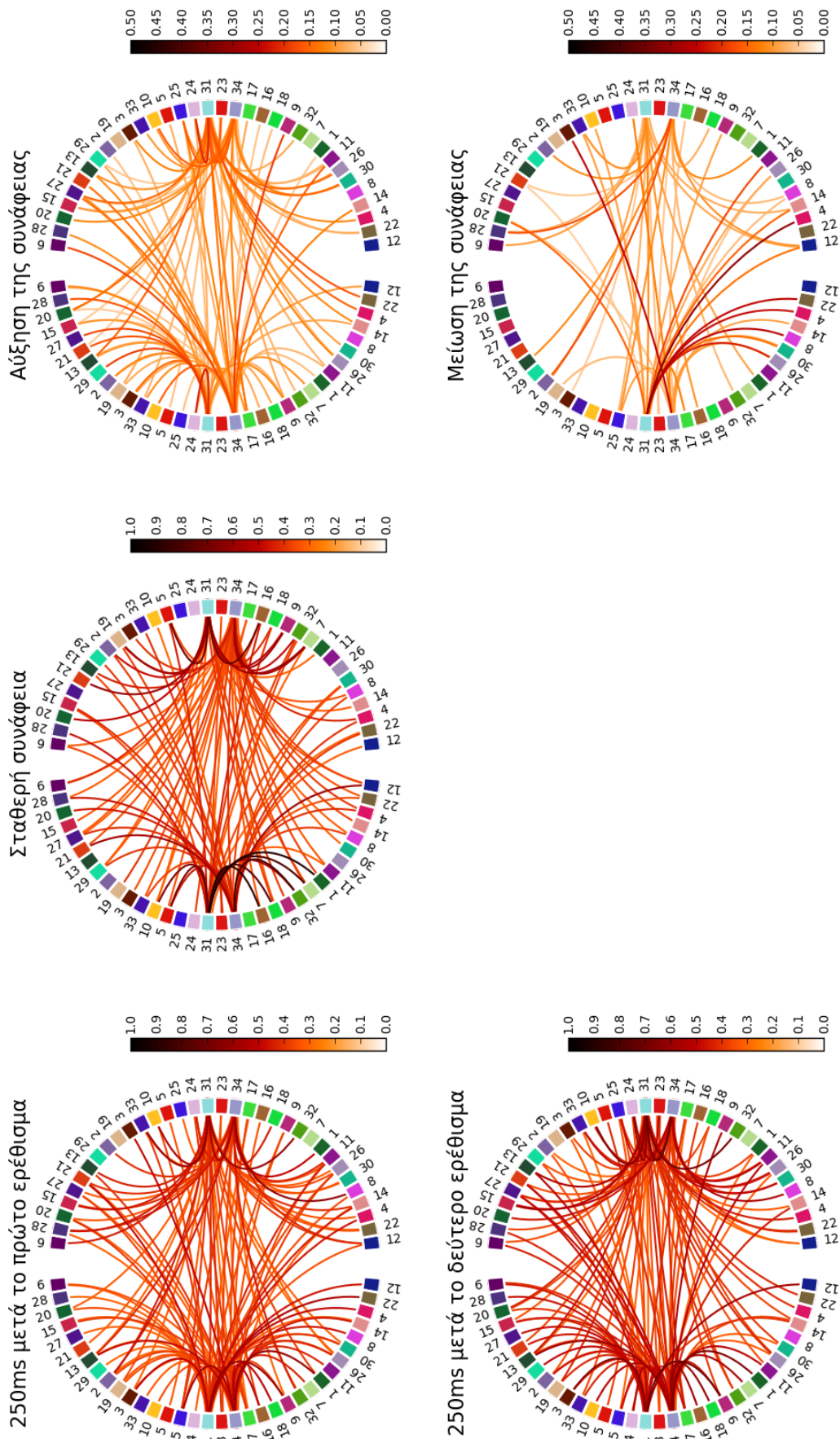
(Σχήμα 38) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 520ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



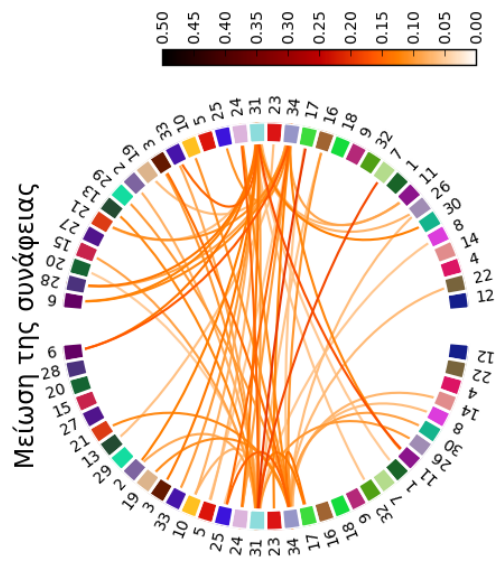
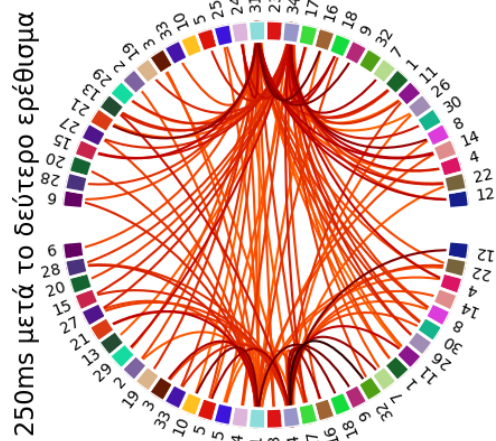
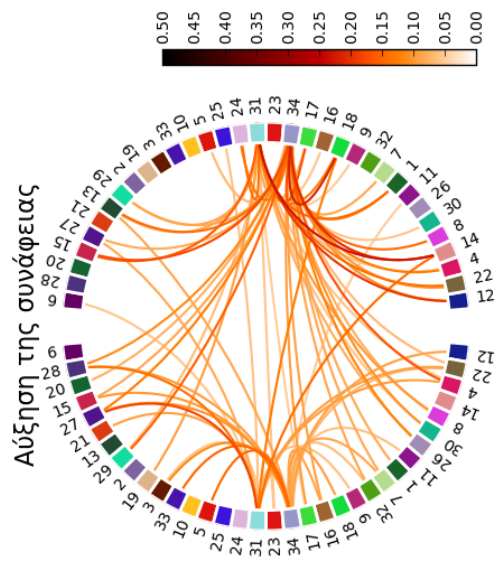
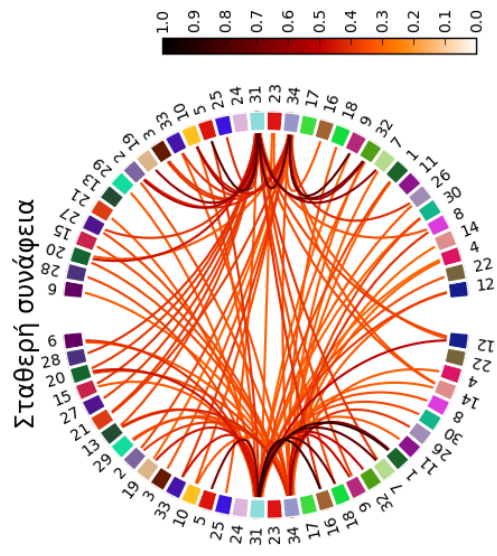
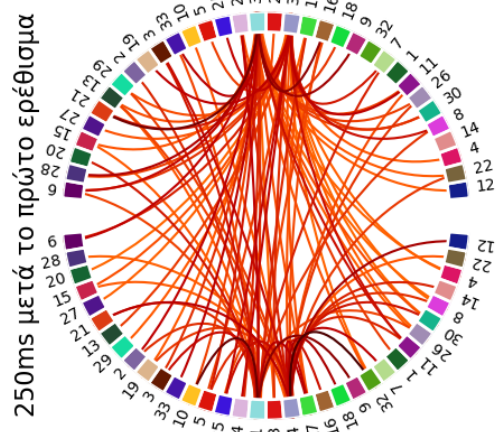
(Σχήμα 39) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 540ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



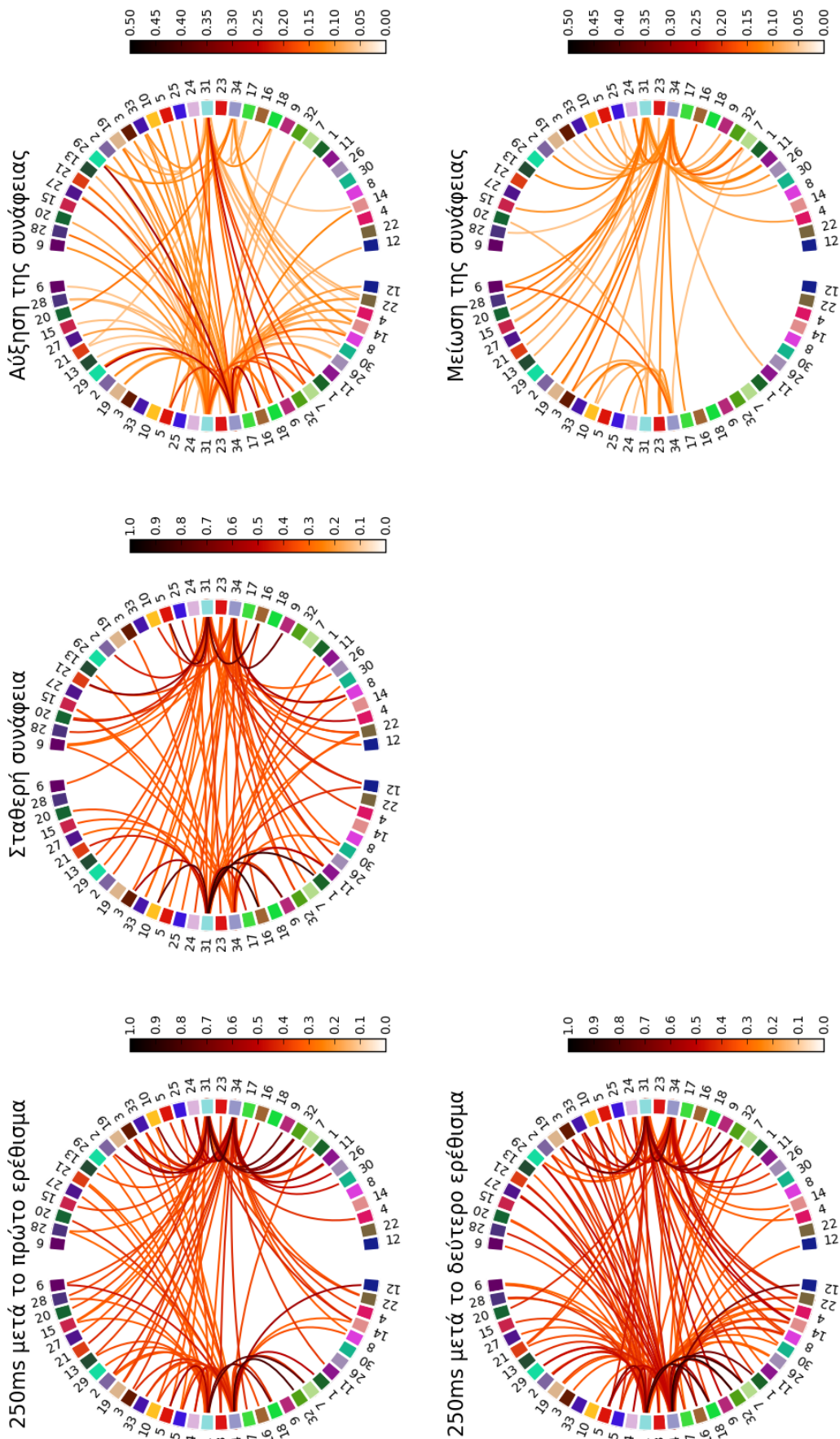
(Σχήμα 40) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 560ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



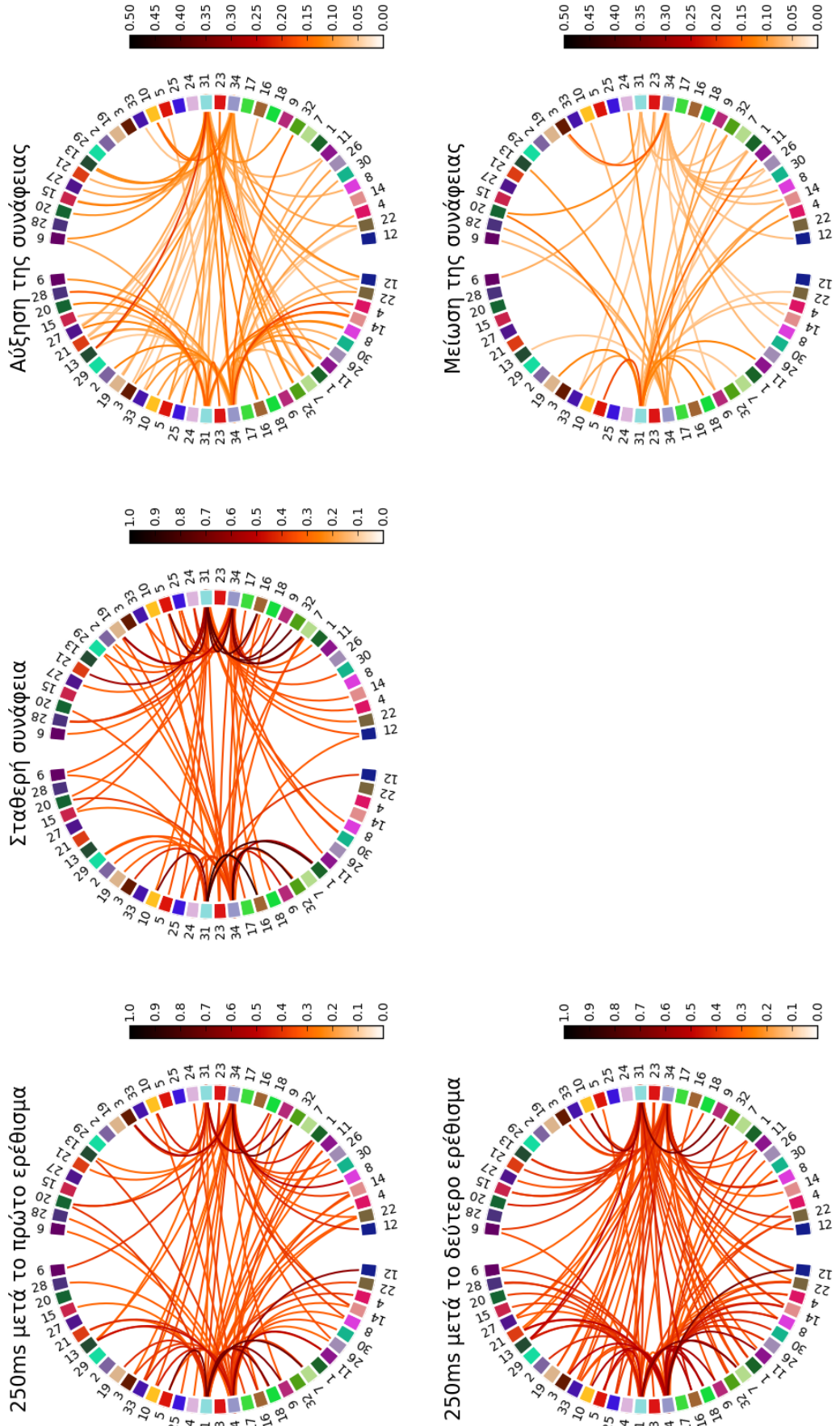
(Σχήμα 41) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 580ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



(Σχήμα 42) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 600ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



(Σχήμα 43) Αποτελέσματα Συνδεσιμότητας – ήχος δοκιμής 620ms, ζώνη συχνοτήτων Γ1



Βιβλιογραφία

- 1: Christopoulou A. M., Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ΗΜ ακτινοβολίας από θερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών 2ης και 3ης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές, 2011
- 2: Gray L., Auditory System: Structure and Function, 2014
- 3: Παπασταύρου Α.-Θ., Το Όργανο του Κόρτι, 2014
- 4: Gray L., Connections in the Central Auditory System, 2010
- 5: Mendoza J. E., Heschl's Gyrus, 2011
- 6: Purves D, Augustine G. J, Fitzpatrick D, et al., Neuroscience, 2nd edition, 2001
- 7: van Dijk P, Langers D. R., Mapping tonotopy in human auditory cortex, 2013
- 8: Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, et alumni, The Association Cortices, 2001
- 9: Pujol R, Irving S., Auditory Brain, 2013
- 10: Sporns O., Brain connectivity, 2007
- 11: Sakkalis V., Review of advanced techniques for the estimation of brain connectivity measured with EEG/MEG, 2011
- 12: Horwitz B., The elusive concept of brain connectivity, 2003
- 13: Friston K. J., Functional and Effective Connectivity: A Review, 2011
- 14: Honey C. J, Kotter R, Breakspear M., and Sporns O., Network structure of cerebral cortex shapes functional connectivity on multiple time scales, 2007
- 15: Tononi G, Sporns O, Edelman G. M., A measure for brain complexity: relating functional segregation and integration in the nervous system, 1994
- 16: Achard S, Salvador R, Whitcher B, Suckling J, Bullmore E., A resilient, low-frequency, small-world human brain functional network with highly connected association cortical hubs, 2006
- 17: Sporns O., Network Analysis, Complexity and Brain Function, 2003
- 18: Tadel F., Coordinate systems, 2015
- 19: , 10/20 System Positioning Manual, 2012
- 20: Valer J, Daisuke T, and Ippeita D, 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems, 2007
- 21: MNE developers, MNE home, 2015, <http://martinos.org/mne/stable/index.html>
- 22: Rana K. D., Vaina L. M., Hämläinen M. S., A fast statistical significance test for baseline correction and comparative analysis in phase locking, 2013
- 23: Grandchamp R. and Delorme A., Single-Trial Normalization for Event-Related Spectral Decomposition Reduces Sensitivity to Noisy Trials, 2011
- 24: Bijma F., de Munck J. C., Huizenga H. M., Heethaar R. M., A mathematical approach to the temporal stationarity of background noise in MEG/EEG measurements, 2003
- 25: Hinterberger T, Schmidt S, Neumann N, Mellinger J, Blankertz B, Curio G, Birbaumer N., Brain-computer communication and slow cortical potentials, 2004
- 26: Hauk O., Basics of EEG and MEG: Physiology and data analysis, 2013
- 27: Hu L., Xiao P., Zhang Z.G., Mouraux A., Iannetti G.D., Single-trial time–frequency analysis of electrocortical signals: Baseline correction and beyond, 2013
- 28: Ferree, T. C., Eriksen, K. J., Tucker, D. M., Regional headtissue conductivity estimation for improved EEG analysis, 2000
- 29: Adnan Salman, Sergei Turovets, Allen Malony, Jeff Eriksen, and Don Tucker, Computational Modeling of Human Head Conductivity, 2005
- 30: Oostendorp T., Delbeke J., Stegeman D., The conductivity of the human skull: results of in

vivo and in vitro measurements, 2000

31: Gonçalves S., de Munck J., Verbunt J., Bijma F., Heethaar R., Lopes daSilva F., In vivo measurement of the brain and skull resistivities using an EIT-based method and realistic models for the head, 2003

32: Gutierrez D, Nehorai A, Muravchik C., Levine J., Estimating brain conductivities and dipole source signals with EEG arrays, 2004

33: Hans Hallez, Bart Vanrumste, Roberta Grech, Joseph Muscat, Wim DeClercq, Anneleen Vergult , Yves D'Asseler, Kenneth P Camilleri, Simon G Fabri , Sabine Van Huffel and Ignace Lemahieu, Review on solving the forward problem in EEG source analysis, 2007

34: Jaakko Malmivuo, Robert Plonsey, Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, 1995

35: Grech R. , Cassar T. , Muscat J. , Camilleri K.P., Fabri S.G., Zervakis M., Xanthopoulos P. , Sakkalis V. and Vanrumste B., Review on solving the inverse problem in EEG source analysis, 2013

36: MNE Developers, MNE - The Cookbook, 2015,
<http://martinos.org/mne/stable/manual/cookbook.html>

37: Hauk O., Keep it simple: a case for using classical minimum norm estimation in the analysis of EEG and MEG data, 2004

38: MNE developers, The current estimates, 2015

39: Weisstein, Eric W. , Covariance, , <http://mathworld.wolfram.com/Covariance.html>

40: Gramfort A., Luessi M., Larson E., Engemann D., Strohmeier D., Brodbeck C., Parkkonen L. and Hämäläinen M., MNE software for processing MEG and EEG data, 2014

41: Dale A.M., Liu A.K., Fischl B.R., Buckner R.L., Belliveau J.W., Lewine J.D., Halgren E., Dynamic Statistical Parametric Mapping: Combining fMRI and MEG for High-Resolution Imaging of Cortical Activity, 2000

42: Barford L.A., Shane Fazzio R, Smith D. R., An Introduction to Wavelets, 1992

43: Liu C-L, A Tutorial of the Wavelet Transform, 2010

44: Mallat S., A Wavelet Tour of Signal Processing, 1999

45: Najmi A.-H, Sadowsky J., The Continuous Wavelet Transform and Variable Resolution Time-Frequency Analysis, 1997

46: Su H., Liu Q., Li J. , Boundary Effects Reduction in Wavelet Transform for Time-frequency Analysis , 2012

47: J. A. Tenreiro Machado, Dumitru Baleanu, Albert C. J. Luo, Discontinuity and Complexity in Nonlinear Physical Systems, 2014

48: Muñoz A., Ertle R., Unser M., Continuous wavelet transform with arbitrary scales and $O(N)$ complexity, 2002

49: Vrhel M., Lee C., Unser M., Fast Continuous Wavelet Transform, 1994

50: Gardner W. A., A unifying view of coherence in signal processing, 1992

51: Tomasi D, Volkow N. D, Resting Functional Connectivity of Language Networks: Characterization and Reproducibility, 2012

52: Schönwiesner M, Nikolai Novitski N, Pakarinen S, Carlson S, Tervaniemi M, Näätänen R., Heschl's Gyrus, Posterior Superior Temporal Gyrus, and Mid-Ventrolateral Prefrontal Cortex Have Different Roles in the Detection of Acoustic Changes, 2007

53: Ono K, F. Altmann C. F, Matsushashi M, Mima T, Fukuyama H, Neural correlates of perceptual grouping effects in the processing of sound omission by musicians and non-musicians, 2015

54: Mendesa R. M, Barbosaa R. I, Garrido Salmónb C. E, Rondinonib C, Escorsi-Rossetc S, Delsimnd J. C, Barbieria C. H, Mazzera N., Auditory stimuli from a sensor glove model modulate

- cortical audiotactile integration, 2013
- 55: Ro T, Ellmore T. M, Beauchamp M. S, A Neural Link Between Feeling and Hearing, 2013
- 56: Ladher R. K, O'Neill P, Begbie J, From shared lineage to distinct functions: the development of the inner ear and epibranchial placodes, 2010
- 57: Frenzel H, Bohlender J, Pinsker K, Wohlleben B, Tank J, Lechner S. G, Schiska D, Jaijo T, Ruschendorf F, Saar K, et al, A Genetic Basis for Mechanosensory Traits in Humans, 2012
- 58: Yale E. Cohen, Multimodal activity in the parietal cortex, 2009
- 59: Orr J. M, Smolker H. R, Banich M. T, Organization of the Human Frontal Pole Revealed by Large-Scale DTI-Based Connectivity: Implications for Control of Behavior, 2015
- 60: Kristensen L. B, Wang L, Petersson K. M, Hagoort P, The interface between language and attention: prosodic focus marking recruits a general attention network in spoken language comprehension, 2013
- 61: Li J, Li W, Xian J, Li Y, Liu Z, Liu S, Wang X, Wang Z, He H, Cortical thickness analysis and optimized voxel-based morphometry in children and adolescents with prelingually profound sensorineural hearing loss, 2012
- 62: Schön D, Gordon R, Campagne A, Magne C, Astésano C, Anton J. L, Besson M, Similar cerebral networks in language, music and song perception, 2010
- 63: Bush G., Luub P, Posner M. I, Cognitive and emotional influences in anterior cingulate cortex, 2000
- 64: Nakata H, Sakamoto K, Kakigi R, Meditation reduces pain-related neural activity in the anterior cingulate cortex, insula, secondary somatosensory cortex, and thalamus., 2014
- 65: Seibell P. J, Hollander E, Management of obsessive-compulsive disorder., 2014
- 66: Peters J, Suchan B, Köster O, Daum I, Domain-specific retrieval of source information in the medial temporal lobe, 2007
- 67: Bigelow J, Poremba A, Achilles' ear? Inferior human short-term and recognition memory in the auditory modality, 2014
- 68: Simic G, Bexheti S, Kelovic Z, Kos M, Grbic K, Hof P. R, Kostovic I, Hemispheric asymmetry, modular variability and age-related changes in the human entorhinal cortex, 2015
- 69: Kazuyo Tanji, Kaori Sakurada, Hayato Funiu, Kenichiro Matsuda, Takamasa Kayama, Sayuri Ito, Kyoko Suzuki, Functional significance of the electrocorticographic auditory responses in the premotor cortex, 2015
- 70: Mirz F, Ovesen T, Ishizu K, Johannsen P, Madsen S, Gjedde A, Pedersen C. B, Stimulus-dependent central processing of auditory stimuli: a PET study, 1999
- 71: Okuda T, Nagamachi S, Ushisako Y, Tono T, Glucose metabolism in the primary auditory cortex of postlingually deaf patients: an FDG-PET study, 2013
- 72: Tibbetts K, Ead B, Umansky A, Coalson R, Schlaggar B. L, Firszt J. B, Lieu J. E, Interregional brain interactions in children with unilateral hearing loss, 2011
- 73: Visser M, Jefferies E, Embleton K. V, Lambon Ralph M. A, Both the middle temporal gyrus and the ventral anterior temporal area are crucial for multimodal semantic processing: distortion-corrected fMRI evidence for a double gradient of information convergence in the temporal lobes, 2012
- 74: Vander Wyk B. C, Ramsay G. J, Hudac C. M, Jones W, Lin D, Klin A, Lee S. M, Pelphrey K. A, Cortical integration of audio-visual speech and non-speech stimuli, 2010
- 75: Trumpp N. M, Kliese D, Hoenig K, Haarmeier T, Kiefer M, Losing the sound of concepts: damage to auditory association cortex impairs the processing of sound-related concepts, 2013
- 76: Herholz SC1, Halpern AR, Zatorre RJ., Neuronal correlates of perception, imagery, and memory for familiar tunes, 2012
- 77: Raettig T, Kotz S. A, Auditory processing of different types of pseudo-words: an event-

- related fMRI study, 2008
- 78: Xu J, Gannon P. J, Emmorey K, Smith J. F, Braun A. R, Symbolic gestures and spoken language are processed by a common neural system, 2009
- 79: Meienbrock A, Naumer M. J, Doehrmann O, Singer W, Muckli L, Retinotopic effects during spatial audio-visual integration, 2007
- 80: Jomori I, Hoshiyama M, Uemura J, Nakagawa Y, Hoshino A, Iwamoto Y, Effects of emotional music on visual processes in inferior temporal area, 2013
- 81: Nolden S, Grimault S, Guimond S, Lefebvre C, Bermudez P, Jolicoeur P, The retention of simultaneous tones in auditory short-term memory: a magnetoencephalography study, 2013
- 82: Yang M, Chen H. J, Liu B, Huang Z. C, Feng Y, Li J, Chen J. Y, Zhang L. L, Ji H, Feng X, Zhu X, Teng G. J, Brain structural and functional alterations in patients with unilateral hearing loss, 2014
- 83: Okuda T, Nagamachi S, Ushisako Y, Tono T, Glucose metabolism in the primary auditory cortex of postlingually deaf patients: an FDG-PET study, 2013
- 84: van Lutterveld R, Diederiksen K. M, Otte W. M, Sommer I. E, Network analysis of auditory hallucinations in nonpsychotic individuals, 2014
- 85: Spinelli S, Vasa R. A, Joel S, Nelson T. E, Pekar J. J, Mostofsky S. H, Variability in post-error behavioral adjustment is associated with functional abnormalities in the temporal cortex in children with ADHD, 2011
- 86: Gottlieb L. J, Wong J, de Chastelaine M, Rugg M. D, Neural correlates of the encoding of multimodal contextual features, 2012
- 87: Adam R, Noppeney U, Prior auditory information shapes visual category-selectivity in ventral occipito-temporal cortex, 2010
- 88: Escartí MJ1, de la Iglesia-Vayá M, Martí-Bonmatí L, Robles M, Carbonell J, Lull JJ, García-Martí G, Manjón JV, Aguilar EJ, Aleman A, Sanjuán J, Increased amygdala and parahippocampal gyrus activation in schizophrenic patients with auditory hallucinations: an fMRI study using independent component analysis, 2010
- 89: Mathias S. R, von Kriegstein K, How do we recognise who is speaking?, 2014
- 90: Gainotti G, What the study of voice recognition in normal subjects and brain-damaged patients tells us about models of familiar people recognition, 2011
- 91: Pehrs C, Deserno L, Bakels JH, Schlochtermeyer LH, Kappelhoff H, Jacobs AM, Fritz TH, Koelsch S, Kuchinke L, How music alters a kiss: superior temporal gyrus controls fusiform-amygdala effective connectivity, 2014
- 92: Silchenko A. N, Adamchic I, Hauptmann C, Tass P. A, Impact of acoustic coordinated reset neuromodulation on effective connectivity in a neural network of phantom sound, 2013
- 93: Smucny J, Rojas D. C, Eichman L. C, Tregellas J. R, Neuronal effects of auditory distraction on visual attention, 2013
- 94: Ahveninen J, Huang S, Belliveau J. W, Chang W. T, Hämäläinen M, Dynamic oscillatory processes governing cued orienting and allocation of auditory attention, 2013
- 95: Merkley T. L, Larson M. J, Bigler E. D, Good D. A, Perlstein W. M, Structural and functional changes of the cingulate gyrus following traumatic brain injury: relation to attention and executive skills, 2013
- 96: Katayama K, Takahashi N, Ogawara K, Hattori T., Pure topographical disorientation due to right posterior cingulate lesion, 1999
- 97: Jang G, Yoon S. A, Lee S. E, Park H, Kim J, Ko J. H, Park H. J, Everyday conversation requires cognitive inference: neural bases of comprehending implicated meanings in conversations, 2013
- 98: Li J, Yang M, Liu B, Zhang G, Qian N, Resting-state functional MRI research of the

auditory cortex in patients with long-term unilateral hearing loss, 2014

99: Mazaheri A, van Schouwenburg M. R, Dimitrijevic A, Denys D, Cools R, Jensen O, Region-specific modulations in oscillatory alpha activity serve to facilitate processing in the visual and auditory modalities, 2014

100: Koiwa N, Masaoka Y, Kusumi T, Homma I, Sound localization difficulty affects early and late processing of auditory spatial information: investigation using the dipole tracing method, 2010