



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών
Τομέας Σημάτων, Ελέγχου και Ρομποτικής
Εργαστήριο Όρασης Υπολογιστών, Επικοινωνίας του Λόγου και Επεξεργασίας
Σημάτων

Επεξεργασία Δεδομένων fMRI και Αξιοποίηση τους στο Πρόβλημα Οπτικοακουστικής Εμφάνειας

Διπλωματική Εργασία

της

Γεωργίας Μ. Παναγιωταροπούλου

Επιβλέπων: Πέτρος Μαραγκός
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2015



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών
Τομέας Σημάτων, Ελέγχου και Ρομποτικής
Εργαστήριο Όρασης Υπολογιστών, Επικοινωνίας του Λόγου και
Επεξεργασίας Σημάτων

Επεξεργασία Δεδομένων fMRI και Αξιοποίηση τους στο Πρόβλημα Οπτικοακουστικής Εμφάνειας

Διπλωματική Εργασία

της

Γεωργίας Μ. Παναγιωταροπούλου

Επιβλέπων: Πέτρος Μαραγκός
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 30η Οκτωβρίου 2015.

(Υπογραφή)

(Υπογραφή)

(Υπογραφή)

.....
Πέτρος Μαραγκός

.....
Αλέξανδρος Ποταμιάνος

.....
Αθανάσιος Πρωτόπαπας

Καθηγητής
Σχολή Η.Μ.Μ.Υ.
Ε.Μ.Π.

Αναπληρωτής Καθηγητής
Σχολή Η.Μ.Μ.Υ.
Ε.Μ.Π.

Αναπληρωτής Καθηγητής
Τμήμα Μ.Ι.Θ.Ε.
Ε.Κ.Π.Α.

Αθήνα, Οκτώβριος 2015

(Υπογραφή)

.....
Γεωργία Μ. Παναγιωταροπούλου

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

Copyright © Γεωργία Μ. Παναγιωταροπούλου, 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

Η παρούσα εργασία εξετάζει το πρόβλημα εξαγωγής οπτικοακουστικής εμφάνειας, αξιοποιώντας την πληροφορία που περιέχεται σε δεδομένα εγκεφαλικής ενεργοποίησης προερχόμενα από λειτουργική μαγνητική απεικόνιση. Με χρήση των δεδομένων αυτών επιχειρείται η αξιολόγηση και η επαλήθευση της βιολογικής εγκυρότητας διαδεδομένων μοντέλων εξαγωγής οπτικής και ακουστικής εμφάνειας από σύνθετα ερεθίσματα, όπως βίντεο ταινιών. Περιγράφεται ο πειραματικός σχεδιασμός που χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή των δεδομένων λειτουργικής μαγνητικής απεικόνισης κατά τη διάρκεια που οι συμμετέχοντες παρακολουθούσαν ένα εκ των δύο βίντεο που επιλέχθηκαν, καθώς και η διαδικασία προεπεξεργασίας τους ώστε να καταστούν κατάλληλα για περαιτέρω ανάλυση. Στη συνέχεια, με χρήση ενός Γενικού Γραμμικού Μοντέλου επιχειρείται η ανακατασκευή των χρονικών αποκρίσεων περιοχών του εγκεφάλου σχετικών με την επεξεργασία οπτικοακουστικής πληροφορίας από τα υπολογιστικά χαρακτηριστικά που εξήχθησαν από κάθε βίντεο, σύμφωνα με τα αντίστοιχα υπολογιστικά μοντέλα. Η ανάλυση αυτή επιβεβαιώνει ότι τα περισσότερα μοντέλα, τόσο οπτικά όσο και ακουστικά, μπορούν με επιτυχία να αναπαραγάγουν τις αποκρίσεις των περιοχών του οπτικού και ακουστικού φλοιού αντίστοιχα. Η ίδια ανάλυση αποκάλυψε επίσης αλληλεπιδράσεις μεταξύ των δύο τροπικότητων, γνωστές ήδη από προηγούμενες μελέτες. Στα ίδια συμπεράσματα καταλήγει η επαλήθευση της εγκυρότητας δεδομένων επισημείωσης χρηστών στο ένα από τα επιλεγμένα βίντεο. Εξετάζεται ακόμη, με χρήση της μεθόδου διυποκειμενικής συσχέτισης, ο βαθμός στον οποίο η εσωτερική αναπαρασταση των ίδιων εξωτερικών ερεθισμάτων διαφέρει από άτομο σε άτομο, με τελικό σκοπό τον εμπλουτισμό των πλαισίων περιγραφής πολυμεσικού περιεχομένου, ώστε αυτά να ενσωματώνουν βιολογικά εμπνευσμένη αλλά και σημασιολογική πληροφορία μέσω δεδομένων λειτουργικής μαγνητικής απεικόνισης.

Λέξεις Κλειδιά

οπτικοακουστική εμφάνεια, επισημείωση οπτικοακουστικής πληροφορίας, λειτουργική μαγνητική απεικόνιση, Γενικό Γραμμικό Μοντέλο, Θεωρία Τυχαίων Γκαουσιανών Πεδίων, t- και F-στατιστικά, διυποκειμενική συνέλιξη

Abstract

The present thesis focuses on the problem of audiovisual saliency extraction by taking advantage of brain activation data acquired via functional magnetic resonance imaging (fMRI). Using fMRI data we aim at evaluating the biological plausibility of several computational audiovisual saliency extraction models widely used on complex stimuli, such as movie videos. The experimental design used for recording the functional data is presented, whereby a number of subjects watch one of two movie videos freely, followed by the preprocessing procedure that was adopted in order to prepare the data for further analysis. A General Linear Model (GLM) was subsequently employed to reconstruct the time responses of brain regions that are known to be involved in audiovisual information processing using computational features that were extracted from the videos according to each of the models in question. The GLM analysis confirms that most of the visual and auditory models can in fact successfully reconstruct responses originating from the visual and auditory cortex respectively. It also revealed several cross-modal interactions already indicated in previous works. The validity of user annotation data for salient segments on one of the selected movie videos was also confirmed by means of a GLM analysis. We further investigate the extent to which internal brain representations of the same external stimuli are similar and hence reproducible across individuals by employing the intersubject correlation method. Reproducibility across individuals would ultimately help augment the current feature extraction frameworks to embed biologically-inspired and semantic information present in functional data.

Key Words

audiovisual saliency, audiovisual user annotation, functional magnetic resonance (fMRI), General Linear Model (GLM), Random Gaussian Field Theory, t- and F-statistics, intersubject correlation

Ευχαριστίες

Θα ήθελα καταρχάς να ευχαριστήσω θερμά τον κύριο Μαραγκό για την καθοδήγηση και την εμπιστοσύνη του καθόλη τη διάρκεια της παρούσας εργασίας, για τις πολύτιμες συμβουλές και υποδείξεις του αλλά και για το γεγονός ότι μου έδωσε την ευκαιρία να ασχοληθώ με το θέμα του απόλυτου ενδιαφέροντός μου. Πάνω απ' όλα όμως τον ευχαριστώ για την ευκαιρία που μου πρόσφερε να δραστηριοποιηθώ ερευνητικά στα πλαίσια του εργαστηρίου Όρασης Υπολογιστών, Επικοινωνίας του Λόγου και Επεξεργασίας Σημάτων. Η παρουσία μου στο εργαστήριο ήταν μια εξαιρετική και αναντικατάστατη εμπειρία. Θα ήθελα επίσης να εκφράσω την εκτίμησή μου για τον κύριο Μαραγκό, τόσο ως καθηγητή όσο και ως άνθρωπο, για την εμπειρία του, την επιστημονική του αρτιότητα, την ακεραιότητά του και την άμεση διαπροσωπική επαφή που αναπτύσσει.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τα υπόλοιπα δύο μέλη της επιτροπής για τις προτάσεις και τις συστάσεις τους. Ευχαριστώ επιπλέον ιδιαίτερος τον κύριο Πρωτόπαπα για τη συνεργασία μας, καθώς και για τις αιχμηρές και πάντα εύστοχες παρατηρήσεις του. Στη συνέχεια θα ήθελα να ευχαριστήσω το Νάσο, για την έμπνευση που προσφέρει αβίαστα, τη διορατικότητά του, την υποστήριξή του και τις ιδέες του που τροφοδότησαν τον ενθουσιασμό μου. Θα ήθελα ακόμη να ευχαριστήσω τον Πέτρο και τη Νάνσυ για τη συνεργασία μας γενικά και για τη διαθεσιμότητά τους, ειδικά στην αρχή της περιπέτειάς μου στο εργαστήριο. Επιπλέον αυτών ευχαριστώ θερμά την Αντιγόνη και τον Παναγιώτη για τον τρόπο με τον οποίο με καλωσόρισαν, για τη συναδελφικότητά τους και την καλή τους διάθεση. Κοντά σε αυτούς ευχαριστώ επίσης την Ξανθή, τον Τάσο, τη Βίκυ, τον Ισίδωρο, την Αροδάμη, τη Γεωργία, το Νίκο, το Θανάση, την Έφη και τον Αντώνη για την πολύτιμη και σπάνια ικανότητα να δημιουργούν μια ατμόσφαιρα όμορφη και ζεστή. Όλους αυτούς και κάποιους ακόμη περισσότερο θα ήθελα να τους ευχαριστήσω για τις αξέχαστες στιγμές που μοιραστήκαμε.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω τους γονείς μου για τη διαρκή υλική και ηθική στήριξη και την απόλυτη εμπιστοσύνη που μου έδειξαν, καθώς τους και τους φίλους μου για την υπομονή τους, το χιούμορ και την ειλικρίνειά τους. Από αυτούς θέλω ονομαστικά και ιδιαίτερα να ευχαριστήσω τη Μαρίνα, την Ελευθερία και το Δημήτρη.

Περιεχόμενα

Περίληψη	7
Abstract	9
Ευχαριστίες	11
Περιεχόμενα	13
Κατάλογος Σχημάτων	15
Κατάλογος Πινάκων	20
1 Εισαγωγή	25
1.1 Γενικά για τη χρήση δεδομένων εγκεφαλικής ενεργοποίησης	25
1.2 Το πρόβλημα εξαγωγής οπτικοακουστικής εμφάνειας (saliency) . . .	26
1.3 Στόχος και συνεισφορά της εργασίας	27
2 Απεικονιστικές Τεχνικές - fMRI	29
2.1 Ο ανθρώπινος εγκέφαλος	29
2.1.1 Μακροσκοπική Ανατομία	29
2.1.2 Μικροσκοπική Ανατομία και Λειτουργία	30
2.1.3 Αισθήσεις: Όραση και Ακοή	31
2.1.4 Αλληλεπίδραση μεταξύ των τροπικοτήτων στην πολυαισθητηριακή επεξεργασία	34
2.2 Γενικά για τη νευροαπεικόνιση	35
2.3 Η φυσική του μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού	36
2.3.1 Χωρικός εντοπισμός	40
2.4 Λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού fmri - Σήμα BOLD	41
2.4.1 Το μοντέλο απόκρισης των ογκοστοιχείων - Η αιμοδυναμική απόκριση	42

2.4.2	Μορφή των δεδομένων fMRI	44
3	Υπολογιστικά μοντέλα εξαγωγής οπτικής και ακουστικής εμφάνειας	47
3.1	Μοντέλα οπτικής εμφάνειας	47
3.1.1	Το μοντέλο Itti et al.	47
3.1.2	Το μοντέλο οπτικής εμφάνειας βασισμένης σε γράφους (GBVS model)	50
3.1.3	Το χωροχρονικό μοντέλο τριδιάστατων ενεργειών Gabor	52
3.2	Μοντέλα ακουστικής εμφάνειας	54
3.2.1	Το μοντέλο Kayser	54
3.2.2	Το μοντέλο AM-FM	56
3.3	Συμπεριφορικά δεδομένα επισημείωσης	57
4	Προεπεξεργασία δεδομένων fMRI	59
4.1	Διόρθωση κίνησης / Ευθυγράμμιση (Motion correction / Realignment)	59
4.2	Χρονική διόρθωση (Slice timing correction)	60
4.3	Συνεγγραφή λειτουργικών και ανατομικής εικόνας (Co-registration)	61
4.4	Κατάτμηση (Segmentation)	62
4.5	Κανονικοποίηση (Normalization)	64
4.5.1	Χώρος συντεταγμένων για δεδομένα fMRI	64
4.5.2	Κανονικοποίηση	66
4.6	Ομαλοποίηση (Smoothing)	67
4.7	Θόρυβος και υψιπερατό φίλτράρισμα στις χρονοσειρές των voxel	67
5	Το Γενικό Γραμμικό Μοντέλο για εξαγωγή συμπερασμάτων με μεθόδους κλασικής στατιστικής	71
5.1	Το Γενικό Γραμμικό Μοντέλο (GLM)	71
5.2	Εξαγωγή συμπερασμάτων με χρήση μεθόδων κλασικής στατιστικής	75
5.2.1	Υπολογισμός t-στατιστικών	76
5.2.2	Υπολογισμός F-στατιστικών	78
5.2.3	Υπολογισμός καθολικών κατωφλίων	78
5.2.4	Χρήση της Θεωρίας Τυχαίων Γκαουσιανών Πεδίων	79
6	Πειραματική σχεδίαση και αποτελέσματα με τη χρήση του Γενικού Γραμμικού Μοντέλου	81
6.1	Πειραματική σχεδίαση και συλλογή δεδομένων	81
6.1.1	Σχεδίαση 1: Ελεύθερη παρακολούθηση αποσπάσματος ταινίας	82
6.1.2	Σχεδίαση 2: Ελεύθερη παρακολούθηση αποσπάσματος ντοκιμαντέρ με χειρισμό των ρών οπτικής και ακουστικής πληροφορίας	82

6.2	Κατάρτιση του μοντέλου	83
6.3	Πειραματικά αποτελέσματα	86
6.3.1	Πειραματικά αποτελέσματα για τη Σχεδίαση 1 - DEP	87
6.3.2	Πειραματικά αποτελέσματα για τη Σχεδίαση 2 - BLB	99
7	Χρήση της μεθόδου διυποκειμενικής συσχέτισης	111
7.1	Διυποκειμενική συσχέτιση (Intersubject correlation)	111
7.2	Πειραματικά αποτελέσματα	112
7.2.1	Πειραματικά αποτελέσματα για τη Σχεδίαση 1 - DEP	112
7.2.2	Πειραματικά αποτελέσματα για τη Σχεδίαση 2 - BLB	116
7.2.3	Σχολιασμός πειραματικών αποτελεσμάτων	119
7.3	Η μέθοδος της αντίστροφης συνέλιξης (Reverse correlation)	119
8	Σύνοψη	123
8.1	Συμπεράσματα και συμβολή της εργασίας	123
8.2	Μελλοντικές κατευθύνσεις	125
	Παράρτημα	127
	Βιβλιογραφία	169

Κατάλογος Σχημάτων

2.1	Οι λοβοί του ανθρώπινου εγκεφάλου.	31
2.2	Η κοιλιακή και η ραχιαία ροή οπτικής πληροφορίας.	33
2.3	Αδρός λειτουργικός καταμερισμός των τμημάτων του ανθρώπινου εγκεφάλου.	35
2.4	Η συνάρτηση αιμοδυναμικής απόκρισης.	43
2.5	Σχηματική αναπαράσταση των δεδομένων fMRI.	45
3.1	Σχηματική παρουσίαση του μοντέλου οπτικής εμφάνειας Itti et al.. Αναπαράγωγή από [33].	51
3.2	Σχηματική παρουσίαση του οπτικού μοντέλου τριδιάστατων ενεργειών Gabor. Αναπαράγωγή από [42]	54
3.3	Σχηματική παρουσίαση του μοντέλου ακουστικής εμφάνειας Kayser. Αναπαράγωγή από [40].	56
4.1	Παράμετροι τριδιάστατου αφινικού μετασχηματισμού στερού σώματος με εφαρμογή στη διόρθωση κίνησης: μετάθεση (πάνω) και περιστροφή (κάτω)	60
4.2	Χάρτες πιθανότητας για τη φαιά ουσία, τη λευκή ουσία, το εγκεφαλονωτιαίο υγρό και την κλάση “οτιδήποτε άλλο”.	65
4.3	Ορισμός χώρος συντεταγμένων μέσω ανατομικών ορόσημων.	66
4.4	Η αρχική (α΄) και ανακατασκευασμένη (β΄) χρονοσειρά ενός voxel (μπλε γραμμή) με παράληψη των 10 πρώτων όρων του DFT, οι οποίοι χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της χαμηλόσυχνης συνιστώσας (κόκκινη γραμμή).	69
6.1	F-contrast οπτικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο Itti et al.. $z = 9$, $y = -74$	88
6.2	Μοντέλο Itti et al. - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	88

6.3	F-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο Itti et al.. $z = 9, y = -74$	89
6.4	Μοντέλο Itti et al. - Μοντέλο εμφάνειας. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	90
6.5	F-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο GBVS. $z = 9, y = -74$	91
6.6	Μοντέλο GBVS - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	91
6.7	F-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο ενεργειών 3D Gabor. $z = 9, y = -74$	92
6.8	Μοντέλο GBVS - Μοντέλο εμφάνειας. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	92
6.9	F-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο ενεργειών 3D Gabor. $z = 9, y = -74$	93
6.10	Μοντέλο ενεργειών 3D Gabor. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	93
6.11	F-contrast ακουστικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο Kayser. $z = 5, y = -20$	94
6.12	Μοντέλο Kayser - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	94
6.13	T-contrast ακουστικής εμφάνειας με το μοντέλο Kayser. $z = 5, y = -20$	95
6.14	Μοντέλο Kayser - Μοντέλο εμφάνειας. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	96
6.15	F-contrast ακουστικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο AM-FM. $z = 5, y = -20$	96
6.16	Μοντέλο AM-FM. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	97
6.17	T-contrast επισημείωσης οπτικοακουστικής εμφάνειας. $z = 10, y = -74$	97

6.18	Δεδομένα οπτικοακουστικής επισημείωσης. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (πάνω), ακουστικών περιοχών (μέση) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (κάτω).	98
6.19	F-contrast ON/OFF εικόνας.	99
6.20	Σχεδίαση Εικόνα _{ON/OFF} . Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	99
6.21	F-contrast ON/OFF χρώματος.	100
6.22	Σχεδίαση Χρώμα _{ON/OFF} . Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	100
6.23	F-contrast ON/OFF ήχου.	101
6.24	Σχεδίαση Ήχος _{ON/OFF} . Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	101
6.25	Τιμές του προβλέπτη έναρξης τμημάτων χωρίς εικόνα. Κόκκινο: θετικές τιμές, Μπλε: αρνητικές τιμές.	102
6.26	F-contrast οπτικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο Itti et al..	103
6.27	Μοντέλο Itti et al. - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	103
6.28	T-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο Itti et al..	104
6.29	Μοντέλο Itti et al. - Μοντέλο εμφάνειας. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	104
6.30	F-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο GBVS. $y = -69, z = -4$	105
6.31	Μοντέλο GBVS - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	105
6.32	F-contrast οπτικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο ενεργειών 3D Gabor. $z = 5, y = -20$	106
6.33	Μοντέλο ενεργειών 3D Gabor. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	107
6.34	F-contrast ακουστικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο Kayser. $z = 5, y = -20$	107

6.35	Μοντέλο Kayser - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	108
6.36	T-contrast ακουστικής εμφάνειας με το μοντέλο Kayser. $z = 5$, $y = -20$	108
6.37	Μοντέλο Kayser - Μοντέλο εμφάνειας. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	109
6.38	F-contrast ακουστικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο AM-FM. $z = 5$, $y = -20$	109
6.39	Μοντέλο AM-FM. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).	110
7.1	DEP: T-test για τη μέση διυποκειμενική συσχέτιση μεταξύ ομόλογων περιοχών (συντελεστής Pearson).	113
7.2	DEP: T-test για τη μέση διυποκειμενική συσχέτιση μεταξύ ομόλογων περιοχών (γραμμική παλινδρόμηση).	113
7.3	BLB: T-test για τη μέση διυποκειμενική συσχέτιση μεταξύ ομόλογων περιοχών (συντελεστής Pearson).	116
7.4	BLB: T-test για τη μέση διυποκειμενική συσχέτιση μεταξύ ομόλογων περιοχών (γραμμική παλινδρόμηση).	118
7.5	Μέσο σήμα του οπτικού φλοιού V5 και αντίστοιχα αντιπροσωπευτικά πλαίσια του βίντεο εντός του ίδιου διαστήματος TR.	121
7.6	Μέσο σήμα του οπτικού φλοιού V5 (μπλε χρώμα) και χαρακτηριστικά κίνησης (α') και flicker(β') (κόκκινο χρώμα).	122

Κατάλογος Πινάκων

7.1	DEP: Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης διυποκειμενικής συνέλιξης (συντελεστής Pearson)	114
7.2	DEP: Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης διυποκειμενικής συνέλιξης (γραμμική παλινδρόμηση)	115
7.3	BLB: Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης διυποκειμενικής συνέλιξης (συντελεστής Pearson).	117
7.4	BLB: Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης διυποκειμενικής συνέλιξης (γραμμική παλινδρόμηση.)	118
A1	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1	128
A2	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1	129
A3	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1	129
A4	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1	130
A5	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 2	130
A6	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 2	131
A7	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 1	131
A8	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 1	132
A9	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 2	132
A10	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 2	132
A11	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 3	133

A12	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 3	133
A13	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 4	133
A14	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 4	133
A15	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική εμφάνεια (μοντέλο GBVS) - Cluster 1	134
A16	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτική εμφάνεια (μοντέλο GBVS) - Cluster 1	134
A17	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική εμφάνεια (μοντέλο GBVS) - Cluster 1	134
A18	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτική εμφάνεια (μοντέλο GBVS) - Cluster 2	134
A19	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 1	135
A20	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 1	136
A21	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 2	136
A22	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 2	137
A23	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 1	137
A24	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 1	139
A25	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 1	139
A26	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 1	140
A27	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 2	140
A28	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 2	140
A29	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 1	140
A30	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 1	142
A31	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα δεδομένα οπτικοακουστικής επισημείωσης - Cluster 1	143

A32	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με δεδομένα οπτικοακουστικής επισημείωσης - Cluster 1	144
A33	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική πληροφορία (Σχεδίαση ON/OFF εικόνας) - Cluster 1	145
A34	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Εικόνα _{ON/OFF} - Cluster 1	146
A35	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την πληροφορία χρώματος (Σχεδίαση ON/OFF χρώματος) - Cluster 1	146
A36	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Χρώμα _{ON/OFF} - Cluster 1	146
A37	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την πληροφορία χρώματος (Σχεδίαση ON/OFF χρώματος) - Cluster 2	147
A38	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Χρώμα _{ON/OFF} - Cluster 2	147
A39	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική πληροφορία (Σχεδίαση ON/OFF ήχου) - Cluster 1	148
A40	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Ήχος _{ON/OFF} - Cluster 1 .	148
A41	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική πληροφορία (Σχεδίαση ON/OFF) - Cluster 2	149
A42	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Ήχος _{ON/OFF} - Cluster 2 .	149
A43	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική πληροφορία (Σχεδίαση ON/OFF) - Cluster 3	150
A44	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Ήχος _{ON/OFF} - Cluster 3 .	150
A45	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική πληροφορία (Σχεδίαση ON/OFF) - Cluster 4	150
A46	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Ήχος _{ON/OFF} - Cluster 4 .	151
A47	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1	151
A48	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1	152
A49	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1	153
A50	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1	154
A51	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 1	155
A52	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 1	156
A53	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 1	156
A54	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 1	157

A55	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 2	157
A56	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 2	157
A57	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 1	158
A58	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 1	158
A59	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 2	159
A60	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 2	159
A61	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 3	160
A62	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 3	160
A63	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 4	161
A64	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 4	161
A65	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 1	162
A66	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 1	162
A67	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτισης με την ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 2	163
A68	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 2	163
A69	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 1	164
A70	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 1	164
A71	Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 2	165
A72	Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 2	165

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

1.1 Γενικά για τη χρήση δεδομένων εγκεφαλικής ενεργοποίησης

Οι τεχνικές νευροαπεικόνισης μπορούν να λειτουργήσουν ως ένα μη παρεμβατικό εργαλείο για την παρακολούθηση και την καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Η καταγραφή αυτή μπορεί να λαμβάνει χώρα κατά τη διάρκεια αλληλεπίδρασης με το εξωτερικό περιβάλλον, που λαμβάνει συνήθως τη μορφή οπτικοακουστικών ερεθισμάτων ή κατά τη διάρκεια που το άτομο εκτελεί ένα σύνολο συγκεκριμένων και προκαθορισμένων ενεργειών.

Το πεδίο αυτό μελέτης έχει σκοπό αφενός τη διεύρυνση της γνώσης μας για την αρχιτεκτονική, τις λειτουργίες και τις διαδικασίες που λαμβάνουν χώρα στον ανθρώπινο εγκέφαλο και αφετέρου τον εμπλουτισμό υπολογιστικών μοντέλων σε διάφορους κλάδους, όπως η αλληλεπίδραση ανθρώπου-μηχανής, η εξαγωγή χαρακτηριστικών από εικόνες και βίντεο, η αυτόματη αναγνώριση αντικειμένων και φυσικά η ανίχνευση σημαντικών οπτικοακουστικών γεγονότων. Οι δύο αυτοί ευρύτεροι στόχοι βρίσκονται βέβαια σε αλληλεπίδραση.

Η υπόθεση που βρίσκεται στη βάση της σχετικής έρευνας είναι ότι εξωτερικά ερεθίσματα κωδικοποιούνται και αποκτούν μια εσωτερική αναπαράσταση εντός του ανθρώπινου εγκεφάλου, η οποία προκαλεί ακούσιες και εκούσιες αποκρίσεις ή χρησιμοποιείται για τη λήψη κατάλληλων αποφάσεων. Υπάρχει, λοιπόν, μεγάλο ενδιαφέρον για τη μελέτη και την κατανόηση των διαδικασιών και των αναπαραστάσεων αυτών, καθώς και τη μετέπειτα τεχνητή αναπαραγωγή τους.

Αρχικές μελέτες περιλάμβαναν την παρουσίαση απλών ερεθισμάτων όπως σχήματα και σύμβολα (εικόνα) ή απλοί τόνοι (ήχος) με στόχο την οριοθέτηση και κατανόηση της βασικής λειτουργίας περιοχών όπως ο οπτικός ή ο ακουστικός φλοιός, καθώς και την παρουσίαση απλών εικόνων που απεικονίζουν ευδιάκριτα αντικείμενα όπως σπίτια, εργαλεία, πρόσωπα ή ζώα με στόχο την κατανόηση των βασικών διαφορών

στην αναπαράστασή τους. Συχνή είναι ακόμη η χρήση οπτικά ή ακουστικά απλοϊκών αλλά σημασιολογικά σύνθετων ερεθισμάτων όπως λέξεις και προσπάθεια συσχέτισης αυτών με αντίστοιχες εικόνες [37], [29], [53].

Τα τελευταία χρόνια έχει συντελεστεί μια στροφή ενδιαφέροντος προς ερεθίσματα περισσότερο φυσικά στη μορφή και το περιεχόμενο, όπως σκηνές της καθημερινής ζωής. Οι πρώτες προσπάθειες σε αυτή τη νέα κατεύθυνση περιλάμβαναν την παρουσίαση σύνθετων εικόνων, με πολύπλοκη δομή και σημασιολογικό περιεχόμενο, θέτοντας ως στόχο την κατηγοριοποίησή τους η ακόμη και την ανακατασκευή τους με χρήση δεδομένων εγκεφαλικής ενεργοποίησης και συχνά πολύπλοκων υπολογιστικών μοντέλων περιγραφής και σχημάτων μάθησης [29], [56], [54], [61], [65]. Ακολούθως, κάποιες μελέτες επιχείρησαν την κατηγοριοποίηση αποσπασμάτων βίντεο και την εξαγωγή σημαντικών τμημάτων σε αυτά με την ανάπτυξη κατάλληλων μοντέλων [28], [30], [3].

Η προσπάθεια για μελέτη ερεθισμάτων της πραγματικής ζωής στοχεύει πρωτίστως στην κατανόηση της αναπαράστασής τους εντός του ανθρώπινου εγκεφάλου, που θα οδηγήσει στη σύνδεση των περιγραφικών χαρακτηριστικών χαμηλού επιπέδου που εξάγονται με υπολογιστικό τρόπο με την υψηλού επιπέδου σημασιολογική πληροφορία που κωδικοποιούν και τελικά στην ανάπτυξη επαυξημένων, βελτιωμένων μοντέλων και σχημάτων εξαγωγής χαρακτηριστικών ανάλογα με την εφαρμογή [45]. Ένα ενδιαφέρον ερώτημα, με το οποίο έχουν καταπιαστεί μελέτες, αποτελεί το εξής: σε ποιο βαθμό διαφορετικά άτομα αντιλαμβάνονται με τον ίδιο τρόπο πανομοιότυπα ερεθίσματα και ακόμη κατά πόσο δημιουργούν παρόμοιες εσωτερικές αναπαραστάσεις [27]. Αν πράγματι οι εσωτερικές αναπαραστάσεις διαφορετικών ατόμων μοιράζονται κοινή δομή και κοινά χαρακτηριστικά, η χρήση δεδομένων εγκεφαλικής ενεργοποίησης μπορεί να συμβάλει στην ανάπτυξη μοντέλων για την κωδικοποίηση και περιγραφή πολυμεσικής και σημασιολογικής πληροφορίας με όρους συμβατούς με την ανθρώπινη αντίληψη.

1.2 Το πρόβλημα εξαγωγής οπτικοακουστικής εμφάνειας (saliency)

Το πρόβλημα εξαγωγής οπτικοακουστικής εμφάνειας αναφέρεται στην ανάπτυξη μεθόδων για την ανίχνευση χωρικών τμημάτων, χρονικών και χωροχρονικών γεγονότων που ξεχωρίζουν από το περιβάλλον τους για λόγους που τα καθιστούν οπτικά, ακουστικά ή οπτικοακουστικά ευδιάκριτα. Ένα σημαντικό πρόσθετο ενδιαφέρον που αφορά το πρόβλημα αυτό είναι η διατύπωση βιολογικά έγκυρων θεωριών και μοντέλων σχετικά με το τι καθιστά ένα γεγονός εμφανές και ευδιάκριτο σε σύγκριση με το περιβάλλον του. Στόχος της επιδίωξης αυτής είναι η ανάπτυξη συστημάτων που θα έχουν τη δυνατότητα να εκτελούν αυτόματα τη διαδικασία

αναγνώρισης εμφανών γεγονότων, με τρόπο που προσομοιάζει σε αυτόν που θα ακολουθούσε ο άνθρωπος. Η εξαγωγή οπτικοακουστικής εμφάνειας σχετίζεται με το πρόβλημα μοντελοποίησης της ανθρώπινης προσοχής και ιδιαίτερα με τη μοντελοποίηση της κάτωθεν (bottom-up) προσοχής, καθώς αυτή θεωρείται ότι κατευθύνεται σε μεγάλο βαθμό από τα χαρακτηριστικά των εξωτερικών ερεθισμάτων, όπως η φωτεινότητα, το χρώμα και η κίνηση για οπτικά ερεθίσματα και η ένταση ή το συχνοτικό περιεχόμενο για ακουστικά ερεθίσματα [32], [13], [51], [58]. Τέτοιου είδους χαρακτηριστικά καθιστούν κάποια ερεθίσματα ευδιάκριτα σε αντίθεση με άλλα, πράγμα που εξετάζουν οι μελέτες στο πεδίο της οπτικοακουστικής εμφάνειας.

Η δυνατότητα μίμησης της λειτουργίας του ανθρώπινου συστήματος προσοχής και απόδοσης σημαντικότητας γενικότερα βρίσκει πολλές εφαρμογές, όπως η αυτόματη εξαγωγή περίληψης από βίντεο [14], [66], η κατηγοριοποίηση φυσικών η τεχνητών σκηνών [63], και η αναγνώριση αντικειμένων [57], [10]. Πρόκειται για ένα διεπιστημονικό πρόβλημα που περιλαμβάνει τη μελέτη και ανάλυση εικόνων, ακουστικών σημάτων και βίντεο, εκτείνεται κατ' επέκταση στα πεδία της επεξεργασίας σήματος, της όρασης υπολογιστών, της αναγνώρισης προτύπων αλλά και της βιολογίας, της νευροεπιστήμης και της γνωσιακής ψυχολογίας.

1.3 Στόχος και συνεισφορά της εργασίας

Στόχος της παρούσας εργασίας είναι να αξιοποιήσει την πρόσθετη πληροφορία που καθίσταται διαθέσιμη μέσω των νευροαπεικονιστικών τεχνικών και συγκεκριμένα μέσω της λειτουργικής απεικόνισης πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού, στο πρόβλημα μοντελοποίησης και εξαγωγής οπτικής, ακουστικής και οπτικοακουστικής εμφάνειας με εφαρμογή σε αποσπάσματα ταινιών. Συγκεκριμένα, η παρούσα εργασία κάνει χρήση των δεδομένων εγκεφαλικής ενεργοποίησης προκειμένου να αξιολογήσει τη βιολογική εγκυρότητα διαδεδωμένων υπολογιστικών μοντέλων εξαγωγής οπτικοακουστικής εμφάνειας και να επαληθεύσει την ύπαρξη κοινών αναπαραστάσεων ανάμεσα σε διαφορετικά άτομα.

Επιχειρείται ο συσχετισμός των υπολογιστικών αυτών μοντέλων με τις βιολογικές διαδικασίες που λαμβάνουν πραγματικά χώρα στον ανθρώπινο εγκέφαλο, εξετάζοντας κατά πόσο το εκάστοτε υπολογιστικό μοντέλο μπορεί να προβλέψει την εξέλιξη της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια παρακολούθησης ενός βίντεο. Ακόμη, εξετάζεται κατά πόσο η εσωτερική αναπαράσταση (κωδικοποίηση) στον ανθρώπινο εγκέφαλο των ερεθισμάτων υπό μελέτη έχει κοινά χαρακτηριστικά ανάμεσα σε διαφορετικά άτομα και άρα κατά πόσο η κοινή πληροφορία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανακατασκευή και την περιγραφή του ερεθίσματος με στόχο τον εμπλουτισμό υπολογιστικών μοντέλων.

Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται τόσο επαληθευμένες μέθοδοι και διαδεδωμένα εργαλεία, όσο και νέες ή τροποποιημένες και επαυξημένες υλοποιήσεις γνωστών

αλγορίθμων για εξαγωγή οπτικοακουστικής εμφάνειας. Οι μέθοδοι αυτές εφαρμόζονται σε νέα δεδομένα που λήφθηκαν ως μέρος της παρούσας εργασίας και αφορούν σύνθετα ερεθίσματα (βίντεο ταινιών), τα οποία ενσωματώνουν πολύπλοκη και πλούσια πληροφορία.

Κεφάλαιο 2

Απεικονιστικές Τεχνικές - fMRI

2.1 Ο ανθρώπινος εγκέφαλος

Ο εγκέφαλος αποτελεί μαζί με το νωτιαίο μυελό το ανθρώπινο κεντρικό νευρικό σύστημα. Ο δομή, και το σχήμα του είναι παρόμοιο αλλά όχι πανομοιότυπο μεταξύ φυσιολογικών (μη παθολογικών) εγκεφάλων. Όμοια, το μέγεθος μπορεί να διαφέρει μεταξύ διαφορετικών εγκεφάλων, χωρίς αυτό να συνεπάγεται διαφορές στη λειτουργική ικανότητα. Στην κορυφή του κεντρικού νευρικού συστήματος, ο εγκέφαλος είναι υπεύθυνος για τη διεύθυνση και το συντονισμό όλων των ακούσιων και ανώτερων εκούσιων λειτουργιών και δραστηριοτήτων, κάτι που επιτυγχάνεται μέσω του νωτιαίου μυελού και των νEURων που εκτείνονται σε όλη σχεδόν την έκταση του σώματος. Τον εγκεφαλικό ιστό συνθέτουν η φαία (gray matter - GM) και η λευκή (white matter - WM) ουσία, οι οποίες αποτελούνται από νευρώνες και υποστηρικτικά νευρογλοία, ενώ στις κοιλίες του εσωτερικού της κρανιακής κοιλότητας περιέχεται το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (cerebrospinal fluid - CSF). Στην εγκεφαλική κοιλότητα απαντάται επίσης πληθώρα αιμοφόρων αγγείων.

2.1.1 Μακροσκοπική Ανατομία

Αρκετά συστήματα υπάρχουν για τη διαίρεση του εγκεφάλου στα βασικά ανατομικά μέρη και την κατηγοριοποίησή τους. Μια συνήθης κατηγοριοποίηση είναι η ακόλουθη [36].

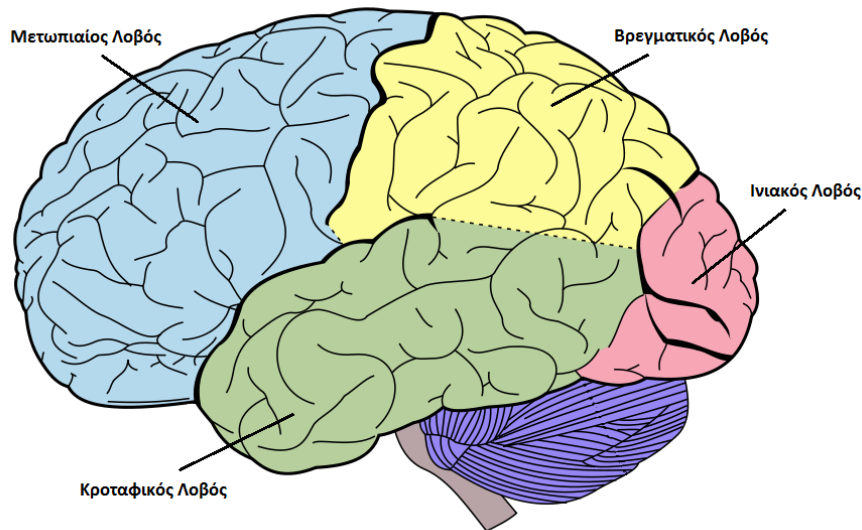
- Εγκεφαλικά ημισφαίρια: Τα δύο ημισφαίρια, το αριστερό και το δεξί, διατηρούνται ενωμένα μέσω ενός σώματος νευρικών ινών με την ονομασία μεσολόβιο. Ο εγκεφαλικός φλοιός (cerebral cortex) αποτελεί τη βασική δομή, αφού καταλαμβάνει τα 2/3 του συνολικού του όγκου του εγκεφάλου και σχετίζεται με λειτουργίες υψηλού επιπέδου που πραγματοποιούνται σε αυτόν. Συνίσταται κυρίως από φαία ουσία και σχηματίζει πολυάριθμα έλικες

και αύλακες, γεγονός που επιτρέπει τη συσσώρευση μεγάλης επιφάνειας σε μικρό όγκο. Η συνήθης ανατομική του διαίρεση δίνει τέσσερις λοβούς, καθέναν από τους οποίους, όχι κατ' αποκλειστικότητα, σχετίζεται με και συμμετέχει σε διαφορετικές εγκεφαλικές λειτουργίες. Αυτοί είναι: ο μετωπιαίος λοβός (frontal lobe), ο βρεγματικός λοβός (parietal lobe), ο κροταφικός λοβός (temporal lobe) και ο ινιακός λοβός (occipital lobe). Τα εγκεφαλικά ημισφαίρια περιλαμβάνουν επίσης τρεις δομές που περιβάλλονται από το φλοιό, τα βασικά γάγγλια, τον ιππόκαμπο και την αμυγδαλή, οι οποίες σχετίζονται με τη ρύθμιση και την εκτέλεση της κίνησης, την αποθήκευση της μνήμης και το συντονισμό αυτόνομων και ενδοκρινικών αποκρίσεων αντίστοιχα.

- **Μέσος και διάμεσος εγκέφαλος:** Ο μέσος εγκέφαλος ελέγχει πολλές αισθητικές και κινητικές λειτουργίες. Ο διάμεσος εγκέφαλος περιέχει τις δομές του θαλάμου (thalamus), ο οποίος επεξεργάζεται τις πληροφορίες που φτάνουν στο φλοιό από το υπόλοιπο κεντρικό νευρικό σύστημα και του υποθαλάμου (hypothalamus), ο οποίος μεταξύ άλλων ρυθμίζει αυτόνομες και ενδοκρινικές λειτουργίες.
- **Παρεγκεφαλίδα (Cerebellum):** Βρίσκεται στο πίσω μέρος του εγκεφάλου, κάτω από το φλοιό και αποτελείται επίσης από δύο ημισφαίρια. Θεωρείται εξελικτικά αρκετά προγενέστερη του φλοιού, ενώ σχετίζεται με βασικές και ακούσιες λειτουργίες όπως η όρθια στάση, η ισορροπία και η κίνηση.
- **Στέλεχος (Brain stem):** Βρίσκεται κάτω από το μεταϊχμιακό σύστημα, στη βάση μεταξύ εγκεφάλου και σπονδυλικής στήλης και σχετίζεται με βασικές ζωτικές λειτουργίες όπως η αναπνοή, ο καρδιακός παλμός και η πίεση του αίματος.
- **Γέφυρα:** Βρίσκεται πάνω από το στέλεχος και μεταφέρει πληροφορίες σχετικές με την κίνηση από τα εγκεφαλικά ημισφαίρια προς την παρεγκεφαλίδα.

2.1.2 Μικροσκοπική Ανατομία και Λειτουργία

Σε μικροσκοπικό επίπεδο, ο ανθρώπινος εγκέφαλος αποτελείται από δισεκατομμύρια εγκεφαλικά κύτταρα, η σημαντικότερη, αν και όχι πολυπληθέστερη, κατηγορία από τα οποία είναι οι καλούμενοι νευρώνες. Η δομή των νευρώνων είναι χαρακτηριστική: αποτελούνται από το κυρίως κυτταρικό σώμα και ένα σύνολο από ίνες που αποκαλούνται νευρίτες. Οι νευρίτες είναι δύο ειδών: οι δενδρίτες κατά κύριο λόγο δέχονται νευρικά σήματα, ενώ ο άξονας τα (δια)μεταβιβάζει. Στη βάση της λειτουργίας του ανθρώπινου εγκεφάλου βρίσκονται τα ηλεκτρικά νευρικά σήματα. Οι λειτουργίες του εγκεφάλου επιτυγχάνονται με τη μεταβίβαση ηλεκτρικών



Σχήμα 2.1: Οι λοβοί του ανθρώπινου εγκεφάλου.

σημάτων μεταξύ των νευρώνων. Συγκεκριμένα, οι νευρώνες ανταλλάσσουν ηλεκτρικούς παλμούς σε ειδικά διαμορφωμένα σημεία επικοινωνίας που καλούνται συνάψεις. Γειτονικοί νευρώνες δεν βρίσκονται συνήθως σε φυσική επαφή, αλλά διατηρούνται σε μια μικρή απόσταση (συναπτικό κενό), η οποία επιτρέπει την έκλυση μικροσωματιδίων, των λεγόμενων νευροδιαβιαστών. Η μεταφορά νευροδιαβιαστών μεταξύ νευρώνων υλοποιεί την ανταλλαγή σημάτων μεταξύ τους. Ο μηχανισμός που επιτρέπει την έκλυση νευροδιαβιαστών περιλαμβάνει τη διάδοση ηλεκτρικού σήματος, γνωστού ως δυναμικό ενέργειας, κατά μήκος του νευροάξονα [35].

Η βασική πηγή ενέργειας για τη λειτουργία του εγκεφάλου είναι η γλυκόζη, ο αποδοτικός μεταβολισμός της οποίας γίνεται παρουσία οξυγόνου. Ο εγκέφαλος δεν μπορεί να δημιουργήσει αποθέματα γλυκόζης, επομένως πρέπει να υπάρχει διαρκής παροχή μέσω της ροής του αίματος. Ως εκ τούτου, αυξημένη παρουσία οξυγόνου σε μια περιοχή του εγκεφάλου είναι ένδειξη αυξημένου μεταβολισμού, κάτι που σχετίζεται με αυξημένη ενεργοποίηση και λειτουργία στην εν λόγω περιοχή.

2.1.3 Αισθήσεις: Όραση και Ακοή

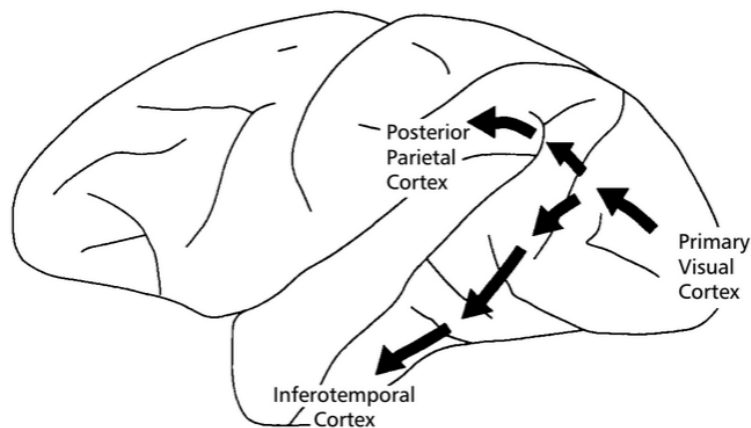
Όραση

Τα ερεθίσματα μεταβιβάζονται από το αισθητήριο της όρασης στο κεντρικό νευρικό σύστημα, για την επεξεργασία της πληροφορίας που περιέχουν, μέσω πολλαπλών οδών, από τις οποίες ξεχωρίζουν οι ακόλουθες βασικές δύο. Μέσω

της εξελικτικά προγενέστερης προβολής από τον αμφιβληστροειδή στο τετράδυμο πέταλο (retinotactal projection), το σήμα μεταφέρεται από τον αμφιβληστροειδή στο άνω διδύμιο (superior colliculus), το οποίο συνδέεται με άλλες δομές του εγκεφάλου, όπως μέρη του προκινητικού και κινητικού φλοιού και του στελέχους. Η προβολή από τον αμφιβληστροειδή στο γονατώδη πυρήνα (retinogeniculate projection), που απαντά μόνο στα θηλαστικά, καταλήγει στο οπίσθιο geniculate nucleus του θαλάμου και από εκεί στον πρωτοταγή οπτικό φλοιό στον οπίσθιο ινιακό λοβό. Σύμφωνα με τη δημοφιλή θεωρία των Mishkin et al. (1983) [52], στον εγκέφαλο συνυπάρχουν δύο ροές οπτικής επεξεργασίας, εξερχόμενες από τον πρωτοταγή οπτικό φλοιό: η κοιλιακή (ventral pathway), σχετιζόμενη με την αναγνώριση/ταυτοποίηση αντικειμένων, η οποία καταλήγει στον κατώτερο κροταφικό λοβό και η ραχιαία (dorsal pathway), σχετιζόμενη με τη χωρική αντίληψη και την τοποθέτηση αντικειμένων στο χώρο, η οποία καταλήγει στον οπίσθιο βρεγματικό λοβό (the 'what' and 'where'). Η ίδια θεωρία αναγνωρίζει ότι η ραχιαία οδός κατέχει σημαντικό ρόλο στον έλεγχο και το συντονισμό κινήσεων στο χώρο (visuomotor control), καθώς επικοινωνεί με το αντίστοιχο προκινητικό και κινητικό σύστημα. Οι δύο αυτές ροές βρίσκονται ωστόσο, σύμφωνα με την τρέχουσα αντίληψη, σε αλληλεπίδραση και δεν αποτελούν ανεξάρτητες οδούς επεξεργασίας της οπτικής πληροφορίας. Μια πιο πρόσφατη θεωρία (Goodale και Milner, 1992 [22]), σχετίζει τις δύο ανατομικά διακριτές οδούς οπτικής πληροφορίας, την κοιλιακή και τη ραχιαία, με τη γενική οπτική αντίληψη και τον οπτικοκινητικό έλεγχο αντίστοιχα (vision-for-perception & vision-for-action), υποστηρίζοντας ότι εξελικτικά οι δύο αυτές ροές αναπτύχθηκαν ώστε να μετασχηματίζουν την οπτική πληροφορία για διαφορετικό σκοπό η καθεμία.

Η δομή του οπτικού φλοιού. Ο οπτικός φλοιός διαθρώνεται σε 5 στρώματα ιεραρχικής επεξεργασίας της πληροφορίας και τοποθετείται ανατομικά στον ινιακό λοβό, με εξαίρεση την ανώτερη στην ιεραρχία περιοχή, που βρίσκεται στο μέσο κροταφικό λοβό.

- Πρωτοταγής οπτικός φλοιός (Primary visual cortex, striate cortex) - V1 (ή Brodmann Area 17). Βρίσκεται στη βάση της επεξεργασίας οπτικής πληροφορίας και δέχεται, όπως αναφέρθηκε, οπτικό σήμα απευθείας από το θάλαμο μέσω διαφορετικών καναλιών νευρικών απολήξεων. Οι νευρώνες της περιοχής αυτής αποτυπώνουν πληροφορία για ολόκληρη τη σκηνή και γειτονικές υποπεριοχές της περιοχής V1 κωδικοποιούν πληροφορία γειτονικών περιοχών στην εξωτερική σκηνή, χωρίς αυτό να σημαίνει ότι γειτονικοί νευρώνες δε μοιράζονται κοινή πληροφορία. Ορισμένα από τα κύτταρα της περιοχής V1 παρουσιάζουν ισχυρή επιλεκτικότητα σχετικά με τον προσανατολισμό (orientation selectivity) των στοιχείων της εικόνας.
- Περιοχή V2 (ή Brodmann Area 18). Είναι η αμέσως επόμενη στην ιεραρχία επεξεργασίας και έχει βρεθεί ότι σχετίζεται μεταξύ άλλων με την αντίληψη



Σχήμα 2.2: Η κοιλιακή και η ραχιαία ροή οπτικής πληροφορίας.

χρώματος αλλά και τον προσανατολισμό των στοιχείων της εικόνας.

- Περιοχές V3 και V3A. Σχετίζονται κυρίως με τη διακριτική ικανότητα όσον αφορά τον προσανατολισμό του ερεθίσματος, αλλά και το βάθος.
- Περιοχή V4. Σχετίζεται με την αντίληψη του χρώματος, ενώ υπάρχουν επίσης ενδείξεις ότι συμμετέχει και στην αντίληψη του προσανατολισμού. Έχει βρεθεί ότι δέχεται σήμα κυρίως από την περιοχή V2.
- Περιοχή MT ή V5. Τοποθετείται ανατομικά στο μέσο κροταφικό λοβό και σχετίζεται λειτουργικά με την αντίληψη της κίνησης. Έχει επίσης βρεθεί να συνδέεται με την αντίληψη της αντίθεσης (contrast). Δέχεται οπτικό σήμα από τις κατώτερες στην ιεραρχία περιοχές, V1, V2 και V4.

Γενικά, οι νευρώνες στα πρώιμα στάδια του οπτικού συστήματος αναγνωρίζουν απλά χαρακτηριστικά των εξωτερικών εικόνων, όπως η αντίθεση χρώματος ενώ νευρώνες υψηλότερα στην ιεραρχία παρουσιάζουν αυξανόμενη εξειδίκευση σε πιο περίπλοκες δομές και ροές πληροφορίας, όπως γωνίες, ακόμη και ολόκληρα σχήματα ή κίνηση. Όπως θα δούμε αργότερα, η υπολογιστική μοντελοποίηση του υποδεκτικού πεδίου (receptive field) των νευρώνων στα διαφορετικά επίπεδα της ιεραρχίας του οπτικού συστήματος έχει απασχολήσει πολύ ερευνητικές ομάδες σε σχετικά πεδία. Αξιοσημείωτη είναι η ανακάλυψη ότι το αντιληπτικό πεδίο των νευρώνων που διακρίνουν τον προσανατολισμό προσομοιάζει με σημαντική ακρίβεια τα φίλτρα Gabor [9].

Αξίζει επίσης να σημειωθεί ότι μεταξύ των διακριτών περιοχών του οπτικού φλοιού υπάρχουν και ανάδρομες συνδέσεις (back-projections), μέσω των οποίων το σύστημα ενσωματώνει έμπρακτα πρότερη γνώση.

Ακοή

Από το αισθητήριο της ακοής, ακουστικά σήματα μεταβιβάζονται μέσω του ανώτερου συμπλέγματος της ελαίας στο κάτω διδύμιο, το οποίο ολοκληρώνει την ακουστική πληροφορία. Στη συνέχεια αυτή μεταβιβάζεται στο μέσο geniculate nucleus (medial geniculate nucleus) του θαλάμου και από εκεί στον ακουστικό φλοιό. Η περιοχή του μέσου geniculate nucleus διαιρείται περαιτέρω σε κοιλιακή, μέση και ραχιαία. Η πρώτη από τις τρεις επιμέρους περιοχές είναι υπεύθυνη για τη μεταβίβαση της συχνότητας της έντασης του ήχου καθώς και της αμφιωτικής (binaural) πληροφορίας, ενώ η δεύτερη λαμβάνει μη σχετιζόμενα με την ακοή σήματα από σωματοαισθητικές και οπτικές πηγές και επιδεικνύει πολυαισθητηριακές αποκρίσεις. Η τρίτη περιοχή δέχεται επίσης είσοδο από το σωματοαισθητικό σύστημα, ενώ αποκρίνεται μόνο σε σύνθετα ακουστικά ερεθίσματα όπως η ομιλία [59].

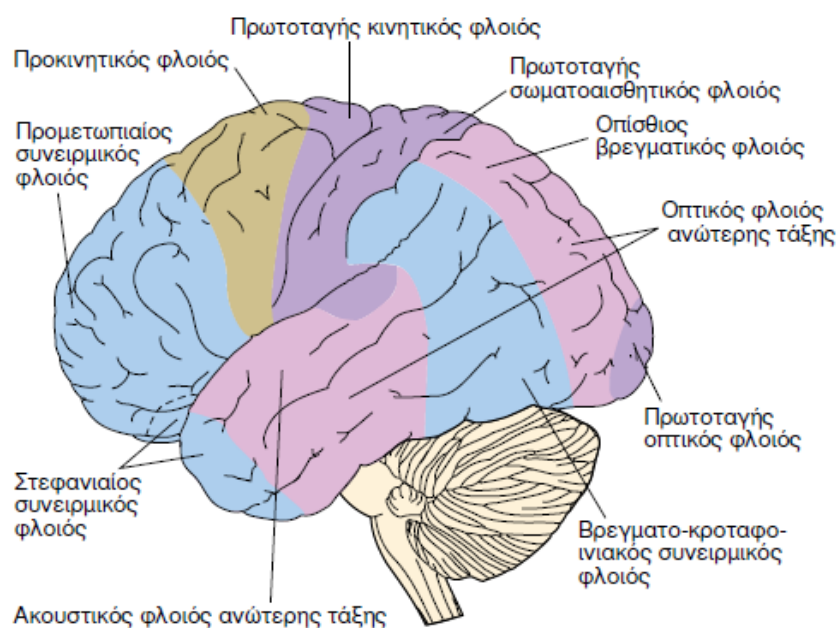
Η δομή του ακουστικού φλοιού. Οι περιοχές του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνες για την επεξεργασία της ακουστικής πληροφορίας βρίσκονται στον κροταφικό λοβό σε ομόλογες τοποθεσίες στα δύο ημισφαίρια του εγκεφάλου.

- Πρωτοταγής ακουστικός φλοιός (Primary auditory cortex) ή Περιοχή TE 1.0 και (Brodmann Areas 41 & 42). Είναι η πρώτη δομή που εμπλέκεται στην συνειδητή αντίληψη του ήχου.
- Περιοχή TE 1.1.
- Περιοχή TE 1.2.
- Ανώτερος ακουστικός φλοιός ή Περιοχή TE 1.3.

Στην εικόνα 2.3 παρουσιάζεται μια αδρή διαίρεση του εγκεφάλου ανάλογα με τη λειτουργία κάθε περιοχής. Στην εικόνα αυτή αναγράφονται επίσης αδρά και οι τοποθεσίες των οπτικών και ακουστικών περιοχών.

2.1.4 Αλληλεπίδραση μεταξύ των τροπικοτήτων στην πολυαισθητηριακή επεξεργασία

Είναι κοινώς παραδεκτό ([11]) ότι μεταξύ των διαφορετικών τροπικοτήτων που αντιστοιχούν σε διαφορετικές αισθητηριακές ροές, λόγω χάρη μεταξύ οπτικής και ακουστικής πληροφορίας, αναπτύσσονται σχέσεις αλληλεπίδρασης (cross-modal interactions). Μελέτες έχουν καταδείξει ότι όταν ερεθίσματα που προέρχονται



Σχήμα 2.3: Αδρός λειτουργικός καταμερισμός των τμημάτων του ανθρώπινου εγκεφάλου.

από διαφορετικές τροπικότητες είναι συσχετισμένα, λαμβάνει χώρα μια διαδικασία ολοκλήρωσης στον εγκέφαλο, ώστε η ενσωματωμένη πληροφορία βοηθά ή επιταχύνει την εκτέλεση μιας διαδικασίας ή/και μειώνει το φόρτο επεξεργασίας [20], [41]. Η διαδικασία ή μη ολοκλήρωσης της πληροφορίας, καθώς και το ερώτημα σε ποια στάδια αυτή λαμβάνει χώρα, βρίσκονται ακόμη υπό διερεύνηση [39], [48]. Ωστόσο δεν έχει ακόμη καταστεί σαφές πότε οι σχέσεις αυτές είναι ενισχυτικές ή αναχαιτιστικές και ποιοι είναι οι παράγοντες που το καθορίζουν. Σύμφωνα με κάποιες μελέτες [44], [55], επεξεργασία πληροφορίας σε μια τροπικότητα επιφέρει μείωση της δραστηριότητας σε τμήματα του φλοιού που εμπλέκονται στην επεξεργασία ερεθισμάτων άλλων τροπικοτήτων και αυτό σχετίζεται με την κατεύθυνση της προσοχής στη μία ή την άλλη τροπικότητα. Σχετικά πειράματα έχουν πραγματοποιηθεί για να εξεταστεί η σχέση αυτή ανάμεσα στην όραση και την ακοή [15], [39].

2.2 Γενικά για τη νευροαπεικόνιση

Οι νευροαπεικονιστικές τεχνικές βρίσκουν χρήση σε προβλήματα απεικόνισης της δομής, της φυσιολογίας ή της λειτουργίας του ανθρώπινου εγκεφάλου, αλλά και άλλων οργάνων του ανθρώπινου σώματος. Τέτοια χρήση γίνεται συχνά για ερευνητικούς

σκοπούς, ενώ οι τεχνικές αυτές έχουν πλέον ενσωματωθεί και στην κλινική πρακτική που αφορά τόσο φυσικές όσο και ψυχικές νόσους. Οι κυριότερες και πιο ευρέως χρησιμοποιούμενες τεχνικές σήμερα είναι η απεικόνιση μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού (magnetic resonance imaging - MRI) και η λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού (functional magnetic resonance imaging fMRI), η μαγνητοεγκεφαλογραφία (magnetoencephalography - MEG) και η υπολογιστική τομογραφία (computed tomography - CT), καθεμιά με τα δικά της πλεονεκτήματα ανάλογα με την εφαρμογή. Επιπλέον, σύγχρονη πρακτική αποτελεί ο συνδυασμός δύο ή περισσότερων μεθόδων, ή ο συνδυασμός των μεθόδων αυτών με άλλες τεχνικές καταγραφής της εγκεφαλικής ενεργοποίησης όπως το ηλεκτροεγκεφαλόγραμμα (electroencephalography - EEG) [67].

Στο υπόλοιπο του παρόντος κεφαλαίου παρουσιάζονται αναλυτικά οι αρχές λειτουργίας του μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού και η μορφή των δεδομένων που προκύπτουν από την εφαρμογή του κατάλληλου πρωτοκόλλου λειτουργικής απεικόνισης, που θα μας απασχολήσουν στη συνέχεια. Το περιεχόμενο στη συνέχεια του κεφαλαίου έχει βασιστεί ως επί το πλείστον στα αντίστοιχα κεφάλαια του [31].

2.3 Η φυσική του μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού

Το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού βασίζεται στις ιδιότητες των πυρήνων ατόμων υδρογόνου, που βρίσκονται σε αφθονία στον ανθρώπινο εγκέφαλο, καθώς ο τελευταίος έχει περίπου 75% περιεκτικότητα σε νερό. Οι πυρήνες υδρογόνου περιστρέφονται γύρω από τον άξονά τους σε τυχαία διεύθυνση και έτσι το ηλεκτρικό ρεύμα που δημιουργείται από την περιστροφή του θετικού ηλεκτρικού τους φορτίου συνοδεύεται από μαγνητικό πεδίο. Έτσι κάθε πυρήνας υδρογόνου μπορεί να θεωρηθεί ως ένας μικροσκοπικός μαγνήτης.

Παρουσία μαγνητικού πεδίου οι πυρήνες ευθυγραμμίζονται σε διεύθυνση παράλληλη ή αντιπαράλληλη με αυτή των γραμμών του πεδίου. Πυρήνες με αντίθετη κατεύθυνση αλληλοεξουδετερώνονται μαγνητικά. Η παράλληλη ευθυγράμμιση αντιστοιχεί σε κατάσταση χαμηλότερης ενέργειας από την αντιπαράλληλη, έτσι ο αριθμός των πυρήνων με παράλληλη ευθυγράμμιση είναι ελαφρώς μεγαλύτερος. Επομένως, ελάχιστος αλλά επαρκής αριθμός πυρήνων δεν εξουδετερώνεται. Οι μαγνήτες του σύγχρονου εξοπλισμού δημιουργούν εξωτερικό μαγνητικό πεδίο της τάξης των 3 ή πλέον μέχρι και 7 Tesla.

Στην πραγματικότητα οι άξονες των ευθυγραμμισμένων πυρήνων διαγράφουν κύκλους γύρω από τις μαγνητικές γραμμές, σε μια κίνηση που ονομάζεται μετάπτωση (precession). Το μηχανικό ανάλογο της κίνησης αυτής είναι η σβούρα. Η μετάπτωση πραγματοποιείται σε συγκεκριμένη συχνότητα (γωνιακή ταχύτητα), η οποία εξαρτάται

2.3. Η ΦΥΣΙΚΗ ΤΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΠΥΡΗΝΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

από την ένταση του μαγνητικού πεδίου. Μεγαλύτερη ένταση μαγνητικού πεδίου προκαλεί μεγαλύτερη ταχύτητα μετάπτωσης, δηλαδή μεγαλύτερη συχνότητα με την οποία οι πυρήνες διαγράφουν κύκλους ανά δευτερόλεπτο. Η συχνότητα υπολογίζεται από την εξίσωση Larmor, και ονομάζεται αντίστοιχα συχνότητα Larmor.

Εκτός από την αντιπαράλληλη εξουδετέρωση, οι εναπομείναντες πυρήνες που πραγματοποιούν κίνηση μετάπτωσης, εξουδετερώνονται επίσης όταν βρίσκονται σε αντιδιαμετρικές θέσεις στο νοητό κύκλο της κίνησης του άξονα. Έτσι, απομένουν τελικά μόνο οι μαγνητικές δυνάμεις των πυρήνων που πραγματοποιούν κίνηση μετάπτωσης σε διεύθυνση απόλυτα παράλληλη με τις γραμμές του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Τελικά, δημιουργείται μακροσκοπικά στον εγκέφαλο ένα μαγνητικό πεδίο παράλληλο με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, το οποίο μικροσκοπικά οφείλεται στο άθροισμα των μαγνητικών δυνάμεων των πυρήνων υδρογόνου. Το πεδίο αυτό ονομάζεται και διάμηκες μαγνητικό πεδίο. Ακριβώς επειδή το πεδίο που επάγεται είναι διάμηκες, δηλαδή παράλληλο με το εξωτερικό πεδίο, δεν μπορεί να μετρηθεί άμεσα.

Στη συνέχεια εκπέμπεται ένας παλμός ραδιοσυχνότητας (radio-frequency pulse - RF), συντονισμένος στη συχνότητα μετάπτωσης του υδρογόνου, δηλαδή τη συχνότητα Larmor. Αυτή είναι η φάση του μαγνητικού συντονισμού. Ο RF παλμός έχει την εξής επίδραση στους πυρήνες υδρογόνου: αφενός αλλάζει τη διεύθυνση περιστροφής ενός αριθμού πυρήνων από παράλληλη σε αντιπαράλληλη, αφετέρου έχει ως αποτέλεσμα η μετάπτωση των πυρήνων να γίνεται σε φάση. Το πρώτο έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της έντασης του διαμήκους μαγνητικού πεδίου. Το τελευταίο σημαίνει ότι η διευθύνσεις των αξόνων περιστροφής των πυρήνων δεν κατανέμονται ομοιόμορφα πάνω σε νοητό κύκλο αλλά συμπιπτουν και αυτό έχει με τη σειρά του ως αποτέλεσμα τη δημιουργία εγκάρσιου μαγνητικού πεδίου, καθώς δεν εξουδετερώνονται παράλληλοι πυρήνες που πριν την επίδραση του παλμού βρίσκονταν σε αντιδιαμετρικές θέσεις. Η διεύθυνση του εγκάρσιου μαγνητικού πεδίου περιστρέφεται κυκλικά καθώς οι πυρήνες πραγματοποιούν μετάπτωση. Επομένως, ένας δέκτης σε σταθερή θέση δέχεται ημιτονοειδές σήμα ρεύματος, το οποίο επάγεται από το μαγνητικό πεδίο. Το σήμα ρεύματος αυτό είναι και το μετρούμενο σήμα MRI.

Μόλις παρέλθει η επίδραση του RF παλμού, οι πυρήνες αποκτούν και πάλι σταδιακά την αρχική τους διεύθυνση περιστροφής. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται χαλάρωση: συγκεκριμένα εγκάρσια χαλάρωση όταν αναφέρεται στη σταδιακή μείωση και τελικά μηδενισμό της εγκάρσιας μαγνητικής συνιστώσας και διαμήκης χαλάρωση όταν αναφέρεται στην αύξηση και τελική αποκατάσταση της διαμήκους συνιστώσας του μαγνητικού πεδίου. Ο χρόνος διαμήκους χαλάρωσης ονομάζεται χρόνος T1 (T1-time, 300-2000 msec), ενώ ο χρόνος εγκάρσιας χαλάρωσης ονομάζεται χρόνος T2 (T2-time, 30-150 msec). Παρατηρούμε ότι ο χρόνος T1 είναι περίπου 10 φορές μεγαλύτερος από το χρόνο T2.

Ο χρόνος T1 επηρεάζεται κυρίως από την ένταση του μαγνητικού πεδίου και το είδος του ιστού στον οποίο μετράται. Ιστοί με μεγαλύτερη περιεκτικότητα σε νερό έχουν μεγαλύτερο χρόνο T1 από ιστούς με μεγάλη περιεκτικότητα σε λίπος. Όσον αφορά την ένταση του μαγνητικού πεδίου, μεγαλύτερη ένταση έχει ως αποτέλεσμα μεγαλύτερο χρόνο T1, καθώς οι πυρήνες αποκτούν περισσότερη ενέργεια μετάπτωσης και επομένως απαιτείται περισσότερος χρόνος για να την αποβάλουν.

Ο χρόνος T2 από την άλλη επηρεάζεται από ανομοιογένειες του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, αλλά από τοπικές εσωτικές ανομοιογένειες στα μαγνητικά πεδία εντός των ιστών. Μεγάλες ανομοιογένειες προκαλούν αυξημένο χρόνο T2. Επομένως, ιστοί με μεγάλη περιεκτικότητα σε νερό έχουν μεγάλο χρόνο T2, σε σύγκριση με αυτούς που περιέχουν περισσότερα μόρια λίπους.

Οι χαρακτηριστικές καμπύλες εγκάρσιας και διαμήκους χαλάρωσης, επομένως, διαφέρουν από ιστό σε ιστό. Αυτό που διαφέρει δεν είναι η αρχική και τελική τιμή διαμήκους ή εγκάρσιας μαγνήτισης, αλλά οι ενδιάμεσες τιμές, κάτι που ενδιαφέρει στο σχηματισμό της τελικής εικόνας, όπως θα δούμε στη συνέχεια.

T1- και T2-στάθμιση. Εκπέμποντας κατάλληλους RF παλμούς (ονομάζονται 90° RF, καθώς προκαλούν πλήρη εκτροπή της διεύθυνσης του μαγνητικού πεδίου κατά 90° , δηλαδή μηδενισμό της διαμήκους συνιστώσας) με κατάλληλο χρονισμό, μπορούμε να διαφοροποιήσουμε τα σήματα του λαμβάνουμε από διαφορετικά είδη ιστών, ανάλογα με το μέγεθος του χρόνου T1 κάθε ιστού. Ο χρόνος μεταξύ δύο διαδοχικών RF παλμών ονομάζεται χρόνος επανάληψης (time to repetition - TR) και είναι χαρακτηριστικός του συστήματος MRI. Με τον τρόπο αυτό σχηματίζεται μια εικόνα, στην αντίθεση φωτεινότητας της οποίας κωδικοποιείται η διαφοροποίηση του χρόνου T1 μεταξύ των ιστών. Η εικόνα αυτή ονομάζεται T1-σταθμισμένη (T1-weighted). Πιο συγκεκριμένα, για το σχηματισμό της εικόνας χρησιμοποιείται η εξής τεχνική: σε χρόνο TR μετά την εκπομπή του πρώτου παλμού RF 90° , εκπέμπεται ένας δεύτερος πανομοιότυπος παλμός. Ο χρόνος TR έχει επιλεγεί αρκετά μικρός, έτσι ώστε τη στιγμή της εκπομπής του δεύτερου παλμού, οι ιστοί που θέλουμε να διακρίνουμε μεταξύ τους να μην έχουν όλοι αποκτήσει την αρχική τους τιμή διαμήκους μαγνήτισης, δηλαδή να μην έχει ολοκληρωθεί σε όλους τους ιστούς το φαινόμενο διαμήκους χαλάρωσης. Με τον τρόπο αυτό, με την εκπομπή του δεύτερου παλμού, η νέα (μικρότερη) τιμή διαμήκους μαγνήτισης θα δώσει με την εκτροπή της διαφορετική τιμή εγκάρσιας μαγνήτισης, άρα σήματος, για κάθε ιστό, καθιστώντας έτσι τους τελευταίους διακριτούς. Η επιλογή μεγάλου TR έχει ως αποτέλεσμα οι αρχικές τιμές διαμήκους μαγνήτισης να έχουν αποκατασταθεί σε όλους τους ιστούς, και έτσι να φαινόμενα T1 χαλάρωσης να μην καθίστανται διακριτά.

Για τη λήψη μιας T2-σταθμισμένης εικόνας, εκπέμπεται ένας επιπλέον παλμός RF 180° μετά τον παλμό RF 90° , σε χρόνο που ονομάζεται TE/2. Το αποτέλεσμα

2.3. Η ΦΥΣΙΚΗ ΤΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΠΥΡΗΝΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

του παλμού αυτού είναι, όπως υποδηλώνει η ονομασία του, η αντιστροφή της φάσης στην κίνηση μετάπτωσης των πυρήνων. Πυρήνες που περιστρέφονται με μικρότερη ταχύτητα θα βρεθούν έτσι να προπορεύονται, ενώ σε χρόνο $TE/2$ επιπλέον, οι ταχύτερα περιστρεφόμενοι πυρήνες θα έχουν προφτάσει τους υπόλοιπους και θα βρίσκονται και πάλι σε φάση (φαινόμενο βεντάλιας). Ακολουθεί, όπως και προηγουμένως, η διαδικασία χαλάρωσης. Με τον τρόπο αυτό το αποκαλούμενο σήμα ηχούς (spin echo) που λαμβάνουμε είναι ισχυρότερο, και εκπέμπεται σε χρόνο συνολικά $TE/2$ από τη στιγμή εκπομπής του παλμού RF 90° . Ο παλμός RF 180° εξουδετερώνει τις επιδράσεις των ανομοιογενειών του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου στη συμπεριφορά των πυρήνων, και έτσι το μετρούμενο σήμα αντανακλά αποκλειστικά τις ανομοιογένειες στα εσωτερικά μαγνητικά πεδία των ιστών. Η μέθοδος αυτή ονομάζεται ακολουθία spin echo (spin echo sequence), καθώς αποτελείται από έναν παλμό 90° και έναν παλμό ηχούς 180° , και μας δίνει τις T2-σταθμισμένες εικόνες. Ο χρόνος που μεσολαβεί μέχρι την εμφάνιση του σήματος ηχούς ονομάζεται TE (time to echo). Ο χρόνος αυτός μπορεί να επιλεγεί ρυθμίζοντας το χρόνο εκπομπής του παλμού RF 180° , ώστε να βελτιστοποιηθεί η αντίθεση της εικόνας ανάλογα με την εφαρμογή. Η βέλτιστη επιλογή εξασφαλίζει μια ισορροπία ανάμεσα στην ένταση του σήματος και τη διακριτική ικανότητα ανάμεσα στις χαρακτηριστικές διαφορετικών ιστών.

Η εικόνα που προκύπτει από μέτρηση του χρόνου T2 χωρίς εκπομπή παλμού RF 180° ονομάζεται T2*-σταθμισμένη (T2*-weighted). Η εγκάρσια χαλάρωση στην περίπτωση αυτή είναι φυσικά συντομότερη.

Όπως είδαμε, η τιμή των χρόνων TR και TE επηρεάζει την αντίθεση της σχηματιζόμενης εικόνας που αντανακλά το μέγεθος των χρόνων T1 και T2 αντίστοιχα. Επομένως, με κατάλληλη συνδυαστική ρύθμιση των τιμών αυτών μπορούμε να επιτύχουμε T1- ή T2-σταθμισμένες εικόνες. Συγκεκριμένα, επιλογή μεγάλου χρόνου TR καθώς και μεγάλου χρόνου TE δίνει T2-σταθμισμένες εικόνες, καθώς τα φαινόμενα T1, όπως είδαμε παραπάνω, δεν εκδηλώνονται με διαφορετικό τρόπο στους διαφορετικούς ιστούς, ενώ τα φαινόμενα T2 χαλάρωσης διαθέτουν τον απαιτούμενο χρόνο για την εκδήλωσή τους. Αντίθετα, με χρήση μικρότερης τιμής για τους χρόνους TR και TE, λαμβάνουμε T1-σταθμισμένες εικόνες, καθώς τα φαινόμενα T1 χαλάρωσης εκδηλώνονται με διακριτό τρόπο στους διαφορετικούς ιστούς, ενώ τα φαινόμενα T2 χαλάρωσης δεν προλαβαίνουν να εκδηλωθούν. Στα σύγχρονα συστήματα MRI, υπάρχει η ανάγκη χρήσης μικρών χρόνων TR, προκειμένου να μειωθεί ανάλογα και ο απαιτούμενος χρόνος εξέτασης. Από την άλλη, ένας παλμός RF 180° απαιτεί κάποιο χρόνο για την εκπομπή του. Για το λόγο αυτό, τείνει να αντικατασταθεί από μαγνητικά πεδία κλίσης που δημιουργούν ανομοιογένειες στα εσωτερικά μαγνητικά πεδία των ιστών και έχουν την ίδια δράση με τον παλμό RF 180° . Η νέα ακολουθία ονομάζεται, εύλογα, ακολουθία κλίσης - ηχούς (gradient echo sequence). Στις ακολουθίες αυτές χρησιμοποιούνται επίσης, αντί για παλμούς RF

εκτροπής 90° , παλμοί εκτροπής σε μικρότερες γωνίες, για την αποφυγή της έντονης σταδιακής εξασθένισης της διαμήκουσ μαγνήτισης μετά από πολλές επαναλήψεις. Με τη χρήση της τεχνικής αυτής, η λήψη μιας εικόνας μπορεί να γίνει σε διάστημα ενός δευτερολέπτου ή ακόμα μικρότερο.

2.3.1 Χωρικός εντοπισμός

Οι εικόνες που λαμβάνουμε από το MRI scanner αντιπροσωπεύουν μια λεπτή φέτα (slice) στον εγκέφαλο. Το επίπεδο το οποίο ορίζουν οι φέτες μπορεί να έχει οποιαδήποτε διεύθυνση, ωστόσο για λόγους απλοποίησης των παρακάτω θα θεωρήσουμε ότι οι φέτες λαμβάνονται στο στεφανιαίο επίπεδο του εγκεφάλου. Ο χωρικός εντοπισμός κάθε φέτας (από ποιο στεφανιαίο επίπεδο προέρχεται το σήμα), γίνεται με χρήση μαγνητικών πεδίων κλίσης που υπερτίθενται στο σταθερό μαγνητικό πεδίο. Το πεδίο κλίσης δημιουργεί διαφορετικές τιμές έντασης του μαγνητικού πεδίου σε διαφορετικά πεδία στο χώρο, έτσι ώστε οι πυρήνες σε διαφορετικά σημεία αποκτούν διαφορετικές τιμές ενέργειας και άρα πραγματοποιούν μετάπτωση σε διαφορετική συχνότητα Larmor. Απαιτείται, επομένως, διαφορετικής συχνότητας παλμός RF για την πραγματοποίηση των φαινομένων που αναφέρθηκε νωρίτερα και έτσι η χωρική πληροφορία κωδικοποιείται στις διαφορετικές συχνότητες. Στην πράξη, ο παλμός RF που εκπέμπεται εκτείνεται σε ένα μικρό εύρος συχνοτήτων και το εύρος αυτό καθορίζει το πάχος της φέτας. Κατά την επιλογή του πάχους της φέτας, υφίσταται η ανάγκη διατήρησης μιας ισορροπίας ανάμεσα στον ακριβή χωρικό εντοπισμό (μικρό πάχος) και την ισχύ του σήματος που προέρχεται από κάθε φέτα, καθώς μεγαλύτερο πάχος συνεπάγεται περισσότερους πυρήνες, άρα αυθροιστικά ισχυρότερο σήμα.

Σε ένα σύστημα MRI υπάρχουν μαγνητικά πεδία κλίσης επιλογής στεφανιαίας φέτας (slice selecting gradient), καθώς και οριζόντια (κωδικοποίησης φάσης) και κατακόρυφα (κωδικοποίησης συχνότητας) πεδία επιλογής σημείου εντός μιας φέτας, για τον εντοπισμό στον τρισδιάστατο χώρο. Τα μαγνητικά πεδία επιλογής φέτας ενεργοποιούνται μόνο κατά την εφαρμογή του RF παλμού και διακρίνουν την επιθυμητή φέτα, ενώ τα οριζόντια και κατακόρυφα μαγνητικά πεδία κωδικοποίησης φάσης και συχνότητας ενεργοποιούνται αμέσως μετά την εκπομπή του παλμού και αλλάζουν τη συχνότητα μετάπτωσης των πυρήνων κατά μήκος της οριζόντιας και κατακόρυφης διεύθυνσης της φέτας αντίστοιχα. Η διάρκεια εφαρμογής του οριζόντιου πεδίου είναι εξαιρετικά σύντομη (σε σύγκριση με αυτήν του κατακόρυφου πεδίου), ώστε η επίδρασή του να είναι τελικά εμφανής μόνο στη φάση της μετάπτωσης. Ο κωδικοποιημένος χώρος που δημιουργείται με τον τρόπο αυτό ονομάζεται k -χώρος (k -space), ενώ η αποκωδικοποίηση σε χωρικές συντεταγμένες γίνεται μέσω του αντίστροφου μετασχηματισμού Fourier. Τελικά, κάθε σημείο του χώρου αντιστοιχίζεται σε μια τιμή έντασης ανάλογα με το ληφθέν σήμα και το αποτέλεσμα είναι ο σχηματισμός της επιθυμητής διδιάστατης εικόνας. Η τριδιάστατη εικόνα

σχηματίζεται στη συνέχεια τοποθετώντας τις διδιάστατες εικόνες κάθε φέτας στη σειρά.

Λειτουργικός πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός. Στη σύγχρονη λειτουργική μαγνητική απεικόνιση, ο απαιτούμενος χρόνος λήψης μιας εικόνας έχει μειωθεί σημαντικά, με αποτέλεσμα να είμαστε σε θέση να παρατηρήσουμε πλέον την εξέλιξη στο χρόνο φαινομένων που λαμβάνουν χώρα σε όργανα ενδιαφέροντος όπως ο εγκέφαλος. Αυτό έχει επιτευχθεί εν μέρει μέσω της τεχνολογίας της επίπεδης απεικόνισης ηχούς (echo planar imaging - EPI), της ταχύτερης μέχρι στιγμής τεχνικής για το σχηματισμό T2-σταθμισμένης εικόνας. Σύμφωνα με την τεχνική αυτή, λαμβάνονται όχι μία αλλά πολλαπλές διαδοχικές αποκρίσεις ηχούς από παλμούς που εκπέμπονται σε πολλαπλά διαφορετικά βήματα φάσης, με χρήση είτε αποκλειστικά παλμοσειράς gradient echo, είτε συνδυασμού spin echo και gradient echo παλμοσειράς. Κάθε νέα ηχώ οδηγεί προοδευτικά σε μια T2-σταθμισμένη εικόνα και το σύνολο του σήματος της συγκεκριμένης εικόνας (φέτας/επιπέδου) λαμβάνεται με την εκπομπή ενός μόνο RF παλμού, απ' όπου προκύπτει και ο όρος επίπεδη (planar) απεικόνιση. Με την τεχνική EPI ο χρόνος απόκτησης μιας τέτοιας εικόνας έχει μειωθεί στα 20-100 msec. Η τεχνική αυτή δίνει ωστόσο εικόνες μικρότερης ευκρίνειας που είναι επιρρεπείς στην εμφάνιση πλασματικού σήματος (artifacts) και θορύβου.

2.4 Λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού fMRI - Σήμα BOLD

Η μέθοδος του fMRI βασίζεται στο μεταβολικό φαινόμενο της νευραγγειακής ζεύξης, το οποίο αναφέρθηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο. Αυξημένη ενεργοποίηση των νευρώνων μιας εγκεφαλικής περιοχής συνοδεύεται από αυξημένη κατανάλωση οξυγόνου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη μεταφορά, μέσω του κυκλοφορικού συστήματος, περισσότερου οξυγονωμένου αίματος, δηλαδή αίματος πλούσιου σε αιμοσφαιρίνη) στην εν λόγω περιοχή, ώστε να εξισορροπηθεί το έλλειμμα. Ωστόσο, η ποσότητα οξυγόνου που μεταφέρεται, έχει παρατηρηθεί ότι υπερβαίνει την απαιτούμενη για την κάλυψη του ελλείμματος, κάτι που οδηγεί σε τοπική περίσσεια οξυγόνου. Το οξυγονωμένο αίμα είναι διαμαγνητικό, σε αντίθεση με το αποξυγονωμένο που είναι παραμαγνητικό, επομένως περίσσεια οξυγόνου στο αίμα οδηγεί σε αυξημένο μετρούμενο σήμα MRI, καθώς η απόσβεση του σήματος αυτού καθυστερεί περισσότερο. Το σήμα που μετράται με την τεχνική fMRI εξαρτάται, λοιπόν, από την τοπική αυτή μεταβολή στα επίπεδα οξυγόνου, γι' αυτό και αποκαλείται σήμα εξαρτώμενο από το επίπεδο οξυγόνωσης του αίματος (blood oxygenation level dependent signal - BOLD). Είναι φανερό ότι η τεχνική fMRI δε μετρά την ηλεκτρική ενεργοποίηση των νευρώνων του εγκεφάλου άμεσα,

αλλά μέσω ενός φαινομένου που τη συνοδεύει. Ωστόσο, έχει βρεθεί [46] ότι το σήμα BOLD είναι συσχετισμένο με το μέσο τοπικό πεδίο που εξαρτάται από τα μετασυναπτικά δυναμικά, δηλαδή τα ηλεκτρικά σήματα που προκύπτουν από την ενεργοποίηση των νευρώνων. Συνοπτικά, παρουσία ενός ερεθίσματος οι σχετικοί νευρώνες του εγκεφάλου επιδεικνύουν επιπλέον ενεργοποίηση, η οποία μέσω του φαινομένου νευραγγειακής ζεύξης προκαλεί τη συσσώρευση τοπικά οξυγονωμένου αίματος, το οποίο έχει διαμαγνητικές ιδιότητες. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ενίσχυση του σήματος MRI που ανιχνεύεται και άρα τη διαφοροποίηση της αντίθεσης στη σχηματιζόμενη εικόνα.

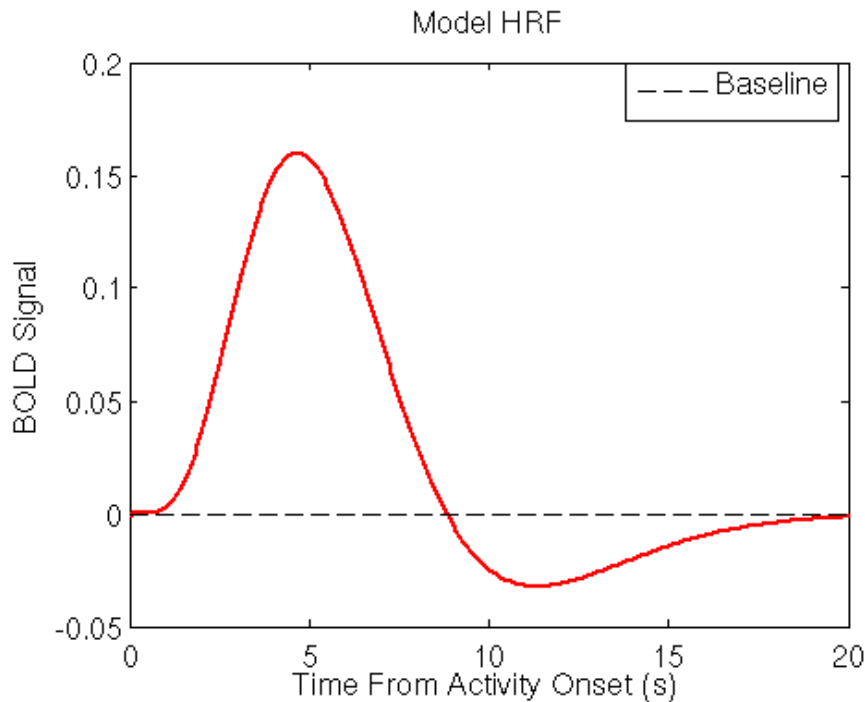
Για τους σκοπούς του λειτουργικού πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού, όπως θα γίνει φανερό και στη συνέχεια, χρησιμοποιείται τόσο το πρωτόκολλο T1, για τη λήψη T1-σταθμισμένων εικόνων που απεικονίζουν με μεγάλη ακρίβεια την ανατομία του εγκεφάλου, όσο και το πρωτόκολλο T2, για το σχηματισμό εικόνων ευαίσθητων στις τοπικές μεταβολές του μαγνητικού πεδίου που οφείλονται στα μεταβλητά επίπεδα οξυγόνωσης.

2.4.1 Το μοντέλο απόκρισης των ογκοστοιχείων - Η αιμοδυναμική απόκριση

Η αλλαγή στα επίπεδα οξυγόνου αναφέρεται ως συνάρτηση αιμοδυναμικής απόκρισης (hemodynamic response - HRF) και ακολουθεί μια σύντομη περίοδο νευρωνικής ενεργοποίησης. Σε αντίθεση με τη νευρωνική ενεργοποίηση που μπορεί να έχει διάρκεια χιλιοστών μόλις του δευτερολέπτου, η αιμοδυναμική απόκριση εκδηλώνεται σε τάξη μεγέθους δευτερολέπτων. Η ευρέως αποδεκτή παραδοχή είναι ότι εκδηλώνει το μέγιστό της με χρονική καθυστέρηση 4-6 δευτερολέπτων, ενώ αυτό ακολουθείται από μια αρνητική κοιλία διάρκειας 15-20 δευτερολέπτων πριν η απόκριση επιστρέψει στα βασικά επίπεδα ενεργοποίησης.

Αναλυτικότερα, τα χαρακτηριστικά της ιδανικής αιμοδυναμικής απόκρισης είναι τα εξής:

- Ύψος απόκρισης: Κυμαίνεται στο εύρος 0.1-0.5% μεταβολής από τη βασική ενεργοποίηση. Πρόκειται για το βασικό μέγεθος ενδιαφέροντος, καθώς δίνει μια εκτίμηση για την ενεργοποίηση των νευρώνων σε μια περιοχή.
- Χρόνος μεγίστου: Εκδηλώνεται 4-6 μετά την αντίστοιχη νευρωνική ενεργοποίηση στην οποία οφείλεται.
- Εύρος: Η αιμοδυναμική απόκριση ξεκινά εντός 1-2 μετά τη νευρωνική ενεργοποίηση και επιστρέφει στα βασικά επίπεδα ενεργοποίησης περίπου 12-20 μετά τη νευρωνική ενεργοποίηση.



Σχήμα 2.4: Η συνάρτηση αιμοδυναμικής απόκρισης.

- Αρχική αρνητική κοιλία: Έχει παρατηρηθεί μια μικρή αρνητική τάση στην αρχή της απόκρισης, με διάρκεια 1-2, η οποία θεωρείται ότι σχετίζεται με μια πρόωμη κατανάλωση οξυγόνου πριν την αποκατάσταση με τη μεταφορά επιπλέον ποσότητας. Κατά τη μοντελοποίηση συχνά αγνοείται.
- Κοιλία: Την εκδήλωση του μεγίστου ακολουθεί μια αρνητική κοιλία διάρκειας περίπου 20 ή και περισσότερο μετά την εκδήλωση της νευρωνικής ενεργοποίησης πριν την επιστροφή της απόκρισης στα βασικά επίπεδα.

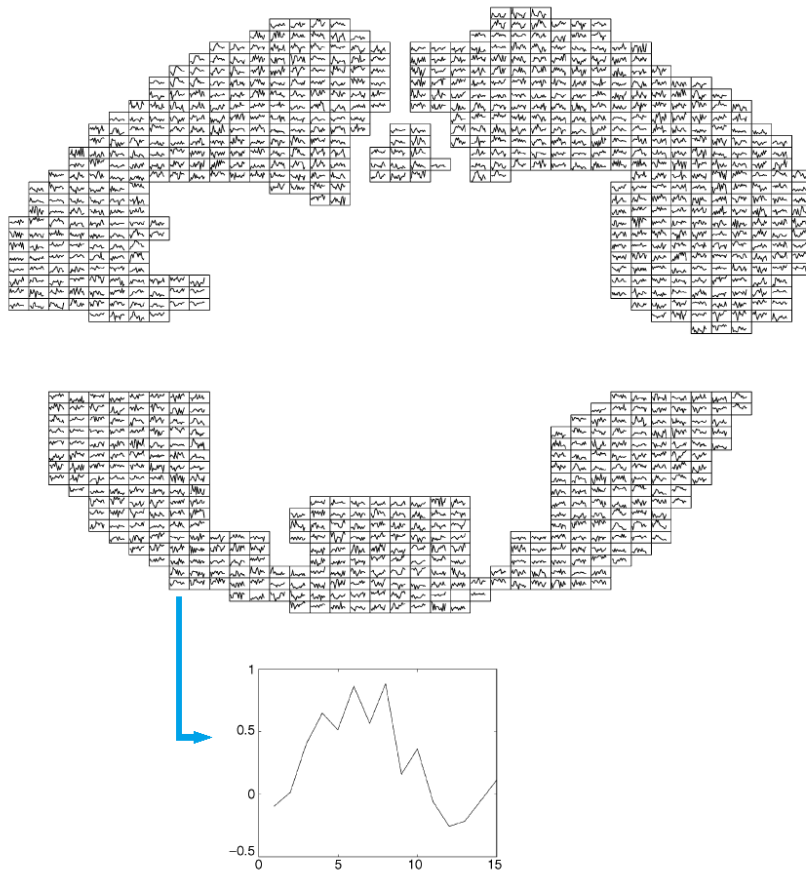
Από μαθηματική σκοπιά, η ιδανική συνάρτηση της αιμοδυναμικής απόκρισης (canonical HRF) μπορεί να μοντελοποιηθεί ως μια διπλή συνάρτηση γάμμα [17], [21], όπως φαίνεται στο σχήμα 2.4. Η πρώτη συνάρτηση μοντελοποιεί την αρχική απόκριση ενώ η δεύτερη τη μετέπειτα αρνητική κοιλία. Το μοντέλο αυτό έχει προκύψει μετά από πειραματική διαδικασία, κατά την οποία μετρήθηκε η έξοδος σε γνωστή είσοδο νευρωνικής ενεργοποίησης ώστε να γίνει ταυτοποίηση του συστήματος (deconvolution) [5]. Επιπλέον, η αιμοδυναμική απόκριση θεωρείται ότι είναι ένας γραμμικός μετασχηματισμός της υποκείμενης νευρωνικής ενεργοποίησης, Συγκεκριμένα, η συνάρτηση αιμοδυναμικής απόκρισης μπορεί να θεωρηθεί ως η κρουστική απόκριση ενός γραμμικού χρονικά αμετάβλητου συστήματος που αντιστοιχεί σε μια στοιχειώδη νευρωνική περιοχή και επομένως, λόγω γραμμικότητας,

η χρονοσειρά αιμοδυναμικής απόκρισης μιας τέτοιας στοιχειώδους νευρωνικής περιοχής σε δεδομένη χρονοσειρά νευρωνικής ενεργοποίησης (σήμα εισόδου) μπορεί να μοντελοποιηθεί ως συνέλιξη της χρονοσειράς αυτής νευρωνικής ενεργοποίησης με τη συνάρτηση αιμοδυναμικής απόκρισης (χρυστική απόκριση συστήματος). Εξάλλου, η νευρωνική ενεργοποίηση θεωρείται ότι διατηρεί γραμμική σχέση με το ερέθισμα που δέχεται η εγκεφαλική περιοχή. Έτσι, η μετάβαση από το ερέθισμα στη νευρωνική ενεργοποίηση και από τη νευρωνική ενεργοποίηση στην αιμοδυναμική απόκριση γίνεται με γραμμικό τρόπο.

2.4.2 Μορφή των δεδομένων fMRI

Σε ένα τυπικό πείραμα fMRI, λαμβάνεται ένας πλήρης εγκεφαλικός όγκος (brain volume), δηλαδή σύνολο από φέτες, ανά TR, το οποίο είναι συνήθως της τάξης των 2 second. Λαμβάνεται επομένως, μια τριδιάστατη εικόνα ανά περίπου 2 second. Μετά το πέρας του πειράματος, έχουμε στη διαθεσή μας δεδομένα τεσσάρων διαστάσεων, μίας χρονικής και τριών χωρικών, τα οποία μπορούν να ειπωθούν με δύο τρόπους: είτε ως χρονοσειρά ενός συγκεκριμένου στοιχειώδους εγκεφαλικού όγκου (ογκοστοιχείου - voxel), κατά μήκος της διάστασης του χρόνου και κρατώντας σταθερές τις χωρικές διαστάσεις, είτε ως στιγμιότυπο ολόκληρου του εγκεφάλου μια συγκεκριμένη χρονική στιγμή, διατρέχοντας τις χωρικές συντεταγμένες. Στον τριδιάστατο χώρο μπορούμε να διατρέξουμε το διαθέσιμο όγκο σε τρεις κατευθύνσεις, τη στεφανιαία (coronal), την οβελιαία (sagittal) ή την αξονική (axial).

Στην εικόνα 2.5 δίνεται μια σχηματική αναπαράσταση μιας φέτας (ενός επιπέδου) των δεδομένων fMRI: κάθε μικρό τετράγωνο στην εικόνα αντιστοιχεί σε ένα ογκοστοιχείο στο χώρο (voxel), το οποίο χαρακτηρίζεται στο χρόνο από τη δική του χρονοσειρά.



Σχήμα 2.5: Σχηματική αναπαράσταση των δεδομένων fMRI.

Κεφάλαιο 3

Υπολογιστικά μοντέλα εξαγωγής οπτικής και ακουστικής εμφάνειας

3.1 Μοντέλα οπτικής εμφάνειας

Τα παρακάτω μοντέλα, βασισμένα σε έρευνες στο πεδίο των νευροεπιστημών, επιχειρούν να μιμηθούν τον τρόπο λειτουργίας του ανθρώπινου συστήματος όρασης, ιδιαίτερα όσον αφορά την κατεύθυνση της προσοχής. Για το λόγο αυτό εξετάζουν τα χαρακτηριστικά που έχουν επιρροή στην τελευταία, όπως η κίνηση ή το χρώμα, και τους μηχανισμούς με τους οποίους αυτή εξασκείται. Συγκεκριμένα, παραθέτουμε μοντέλα που μοντελοποιούν την κάτωθεν (bottom-up) εμφάνεια, δηλαδή αυτή που προκύπτει από χαμηλού επιπέδου χαρακτηριστικά της εικόνας ή του βίντεο, με αυθόρμητη στροφή της προσοχής σε αυτά, και όχι εκείνη στην οποία εμπλέκεται κάποια στοχοθεσία και η οποία μπορεί να κατευθύνεται από ανώτερες εγκεφαλικές διαδικασίες, όπως για παράδειγμα όταν σε κάποιον έχουν δοθεί οδηγίες να εστιάζει σε πρόσωπα στις εικόνες.

3.1.1 Το μοντέλο Itti et al.

Το μοντέλο Itti et al. για την εξαγωγή οπτικής εμφάνειας σε βίντεο χρησιμοποιεί 5 χαρακτηριστικά χαμηλού επιπέδου: φωτεινότητα, χρώμα, κατεύθυνση, τρεμόπαιγμα (flicker) και κίνηση. Τα τρία πρώτα χαρακτηριστικά είναι αμιγώς χωρικά, δηλαδή υπολογίζονται για κάθε εικόνα ανεξάρτητα, ενώ τα δύο τελευταία εμπλέκουν τη διάσταση του χρόνου, καθώς υπολογίζονται ανάμεσα στην τρέχουσα και την προηγούμενη εικόνα. Η ανάλυση γίνεται σε 9 επίπεδα με χρήση Γκαουσιανών πυραμίδων, με στόχο τον εντοπισμό εμφανών τμημάτων στην εικόνα σε διαφορετικές

κλίμακες. Στη συνέχεια τα αποτελέσματα των επιμέρους επιπέδων συνδυάζονται σε ένα, ώστε να προκύψουν ο τελικός χάρτης εμφάνειας (saliency map) και οι ενδιαμέσοι χάρτες ευδιακριτότητας (conspicuity maps) για κάθε χαρακτηριστικό [33], [34].

Στα παρακάτω, n είναι ο δείκτης του τρέχοντος πλαισίου (εικόνας), r_n , g_n και b_n είναι το κόκκινο, πράσινο και μπλε κανάλι αντίστοιχα στο χώρο RGB και σ είναι η κλίμακα, με $\sigma \in [0..8]$.

- Φωτεινότητα: Υπολογίζεται η φωτεινότητα $I_n = \frac{r_n+g_n+b_n}{3}$ για κάθε εικόνα και δημιουργείται η πυραμίδα φωτεινότητας $I_n(\sigma)$.
- Χρώμα: Δημιουργούνται 4 κανάλια, $R_n = r_n - \frac{g_n+b_n}{2}$, $G_n = g_n - \frac{r_n+b_n}{2}$, $B_n = b_n - \frac{g_n+r_n}{2}$ και $Y_n = r_n + g_n - 2(|r_n - g_n| + b_n)$ και οι αντίστοιχες πυραμίδες, $R_n(\sigma)$, $G_n(\sigma)$, $B_n(\sigma)$ και $Y_n(\sigma)$.
- Προσανατολισμός: Γίνεται χρήση φίλτρων Gabor (γινόμενο συνημιτόνου με γκαουσιανή συνάρτηση περιβλήματος), συντονισμένων στις γωνίες $\theta = \{0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ\}$, τα οποία εφαρμόζονται στην πληροφορία φωτεινότητας. Προκύπτουν έτσι οι αντίστοιχες πυραμίδες $O_n(\sigma, \theta)$.
- Flicker: Υπολογίζεται από την απόλυτη διαφορά μεταξύ της φωτεινότητας της τρέχουσας I_n και της προηγούμενης εικόνας I_{n-1} ώστε προκύπτει η πυραμίδα $F_n(\sigma)$.
- Κίνηση: Υπολογίζεται από τη διαφορά χωρικά μετατοπισμένων πυραμίδων Gabor, όπως αυτές προκύπτουν κατά τον υπολογισμό της κατεύθυνσης. Η μετατόπιση γίνεται κατά 1 pixel σε διεύθυνση ορθογώνια με αυτή του αντίστοιχου φίλτρου σε κάθε κλίμακα. Το μέγεθος αυτό μπορεί να αποτυπώσει κίνηση σε αρκετά μεγάλο εύρος, καθώς κίνηση 1 pixel στην τελευταία κλίμακα αντιστοιχεί σε κίνηση 256 pixel στην πρώτη κλίμακα. Λαμβάνουμε έτσι τις πυραμίδες κίνησης, $R_n(\sigma, \theta) = |O_n(\sigma, \theta) * S_{n_1}(\sigma, \theta) - O_{n-1}(\sigma, \theta) * S_n(\sigma, \theta)|$, όπου S_n είναι η μετατοπισμένη πυραμίδα κατεύθυνσης και με $*$ συμβολίζουμε το γινόμενο στοιχείο προς στοιχείο.

Στη συνέχεια εφαρμόζεται σε κάθε τύπο χαρακτηριστικού η τεχνική center-surround, που μπορεί να αποδοθεί ως τεχνική κέντρου-περιφέρειας και έγκειται στον υπολογισμό διαφορών ανάμεσα σε διαφορετικές κλίμακες που κωδικοποιούν αδρότερη (περιβάλλον) ή λεπτομερέστερη (κέντρο) πληροφορία. Η τεχνική αυτή μιμείται τη λειτουργία των ανθρώπινων νευρώνων και αποσκοπεί στο να εντείνει την αντίθεση ανάμεσα σε εμφανή σημεία στην εικόνα και το περιβάλλον τους, ώστε αυτά να ξεχωρίσουν περισσότερο και με πιο εύρωστο τρόπο. Με τον τρόπο το σύστημα καθίσταται ευαίσθητο στην τοπική αντίθεση και όχι την ένταση των χαρακτηριστικών

αυτή καθεαυτή.

Συγκεκριμένα, υπολογίζονται διαφορές στους συνδυασμούς κλιμάκων που προκύπτουν από τη $s = c + \delta$, όπου $c \in \{2, 3, 4\}$ και $\delta \in \{3, 4\}$, δηλαδή στους εξής έξι συνδυασμούς: 2-5, 2-6, 3-6, 3-7, 4-7 και 4-8. Έτσι προκύπτουν 72 χάρτες αντίθεσης χαρακτηριστικών, 6 για τη φωτεινότητα, 12 για το χρώμα, 24 για τον προσανατολισμό, 6 για το flicker και 24 για την κίνηση, με εφαρμογή των παρακάτω πράξεων:

$$\begin{aligned}
 \mathcal{I}_n(c, s) &= |I_n(c) \ominus I_n(s)| \\
 \mathcal{RG}_n(c, s) &= |(R_n(c) - G_n(c)) \ominus (R_n(s) - G_n(s))| \\
 \mathcal{BY}_n(c, s) &= |(B_n(c) - Y_n(c)) \ominus (B_n(s) - Y_n(s))| \\
 \mathcal{O}_n(c, s, \theta) &= |O_n(c, \theta) \ominus O_n(s, \theta)| \\
 \mathcal{F}_n(c, s) &= |F_n(c) \ominus F_n(s)| \\
 \mathcal{R}_n(c, s, \theta) &= |R_n(c, \theta) \ominus R_n(s, \theta)|
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

Η πράξη που συμβολίζεται ως \ominus περιγράφει την παρεμβολή της αδρότερης κλίμακας στο μέγεθος της λεπτομερέστερης και επακόλουθα τη μεταξύ τους αφαίρεση. Οι χάρτες χαρακτηριστικών κανονικοποιούνται ακολούθως σε συγκεκριμένο εύρος τιμών, ώστε να απαλοιφθούν διαφορές σχετικές με τον τύπο του εκάστοτε χαρακτηριστικού και υπόκεινται σε συνέλιξη με διδιάστατο φίλτρο διαφοράς Γκαουσιανών (Difference of Gaussians - DoG). Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται 10 φορές για κάθε χάρτη, αφού τεθούν κάθε φορά στο μηδέν οι αρνητικές τιμές. Τη διαδικασία θα συμβολίσουμε στα επόμενα με $\mathcal{N}(\cdot)$.

Το φίλτρο DoG έχει βρεθεί [6] ότι περιγράφει με αρκετή ακρίβεια τη λειτουργία των νευρώνων του πρωτοταγούς οπτικού φλοιού: κάθε νευρώνας, η διέγερση του οποίου αντιπροσωπεύεται από την κεντρική κορυφή της συνάρτησης, δέχεται ανασταλτικές δυνάμεις από τους γειτονικούς νευρώνες, οι οποίες αντιπροσωπεύονται από τις περιφερικές κοιλίες στη συνάρτηση DoG. Το απλό αυτό μοντέλο κωδικοποιεί το γεγονός ότι χωρικά γειτονικές περιοχές σε μια εικόνα ανταγωνίζονται για την εμφάνεια, ιδιαίτερα όταν αυτή εκφράζεται σε όρους του ίδιου τύπου χαρακτηριστικού, όπως η φωτεινότητα.

Στο σημείο αυτό σχηματίζονται οι επιμέρους διδιάστατοι χάρτες ευδιακριτότητας για κάθε τύπο χαρακτηριστικού, ενώ ο τελικός διδιάστατος χάρτης εμφάνειας

προκύπτει ως γραμμικός συνδυασμός αυτών.

$$\begin{aligned}
 \bar{\mathcal{I}}_n &= \bigoplus_{c=2}^4 \bigoplus_{s=c+3}^{c+4} \mathcal{N}(\mathcal{I}_n(c, s)) \\
 \bar{\mathcal{C}}_n &= \bigoplus_{c=2}^4 \bigoplus_{s=c+3}^{c+4} [\mathcal{N}(\mathcal{RG}_n(c, s)) + \mathcal{N}(\mathcal{BY}_n(c, s))] \\
 \bar{\mathcal{O}}_n &= \sum_{\theta} \mathcal{N} \left(\bigoplus_{c=2}^4 \bigoplus_{s=c+3}^{c+4} \mathcal{N}(\mathcal{O}_n(c, s, \theta)) \right) \\
 \bar{\mathcal{F}}_n(c, s) &= \bigoplus_{c=2}^4 \bigoplus_{s=c+3}^{c+4} \mathcal{N}(\mathcal{F}_n(c, s)) \\
 \bar{\mathcal{R}}_n(c, s, \theta) &= \sum_{\theta} \mathcal{N} \left(\bigoplus_{c=2}^4 \bigoplus_{s=c+3}^{c+4} \mathcal{N}(\mathcal{R}_n(c, s, \theta)) \right) \\
 \mathcal{S} &= \frac{1}{3} (\mathcal{N}(\bar{\mathcal{I}}) + \mathcal{N}(\bar{\mathcal{C}}) + \mathcal{N}(\bar{\mathcal{O}}) + \mathcal{N}(\bar{\mathcal{F}}) + \mathcal{N}(\bar{\mathcal{R}}))
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

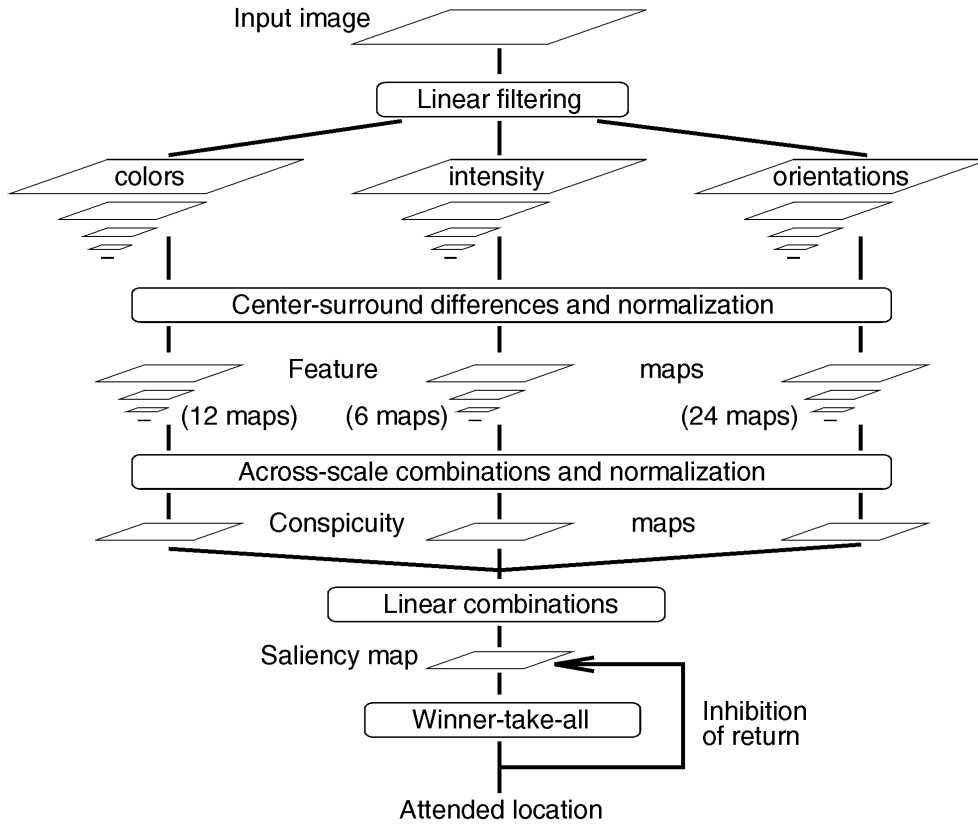
Το σύμβολο \oplus έχει λειτουργία αντίστοιχη με αυτή του \ominus , με τη διαφορά ότι πραγματοποιείται μεταξύ των κλιμάκων πρόσθεση αντί αφαίρεσης.

Βασική υπόθεση του μοντέλου Itti et al., η οποία αποτυπώνεται στον τρόπο υπολογισμού των επιμέρους βημάτων, είναι ότι διαφορετικά σημεία στο χώρο ανταγωνίζονται όσον αφορά την ευδιακριτότητα ενός τύπου χαρακτηριστικού (π.χ. χρώμα), ενώ διαφορετικές τροπικότητες συμβάλλουν ανεξάρτητα στην εμφάνεια. Στο σχήμα 3.1 δίνεται μια σχηματική παρουσίαση του μοντέλου.

3.1.2 Το μοντέλο οπτικής εμφάνειας βασισμένης σε γράφους (GBVS model)

Το μοντέλο αυτό επιχειρεί να ορίσει ένα γράφο πάνω στο πλέγμα της εικόνας και στη συνέχεια μια μαρκοβιανή αλυσίδα (Markov chain) πάνω σε αυτόν, από την οποία προκύπτει ένας χάρτης ενεργοποίησης για κάθε επιλεγμένο χαρακτηριστικό (φωτεινότητα, χρώμα κλπ) [24]. Η ίδια προσέγγιση ακολουθείται για την κανονικοποίηση των χαρτών ενεργοποίησης πριν το συνδυασμό τους σε ένα χάρτη εμφάνειας. Τα χαρακτηριστικά που χρησιμοποιούνται από τη συγκεκριμένη μελέτη είναι η φωτεινότητα, το χρώμα, ο προσανατολισμός, το flicker και η κίνηση, όπως και στο μοντέλο Itti et al.

Δοθέντος ενός χάρτη χαρακτηριστικών $M : [n]^2 \rightarrow \mathbb{R}$, όπου το $[n]$ περιγράφει τη θέση σε pixel και λαμβάνει ακέραιες τιμές, κατασκευάζεται ένας χάρτης ενεργοποίησης $A : [n]^2 \rightarrow \mathbb{R}$, τέτοιος ώστε όταν $M(i, j)$, με $(i, j) \in [n]^2$, έχει ‘αυσνήθιστη’ τιμή, τότε το $A(i, j)$ έχει υψηλή τιμή. Στην εργασία τους [ρεφ]



Σχήμα 3.1: Σχηματική παρουσίαση του μοντέλου οπτικής εμφάνειας Itti et al.. Αναπαραγωγή από [33].

οι συγγραφείς δίνουν στον όρο ‘ασυνήθιστος’ τον παρακάτω ορισμό. Το μέτρο ανομοιότητας (dissimilarity) μεταξύ των $M(i, j)$ και $M(p, q)$ δίνεται από τη σχέση:

$$d((i, j) || (p, q)) = \left| \log \frac{M(i, j)}{M(p, q)} \right| \quad (3.3)$$

Στη συνέχεια ορίζεται ένας πλήρης και κατευθυντικός γράφος G_A , θεωρώντας ως κόμβους του γράφου κάθε σημείο $(i, j) \in [n]^2$ του πλέγματος M και ως ακμές του γράφου τις συνδέσεις κάθε κόμβου με τους υπόλοιπους $n^2 - 1$ κόμβους. Σε κάθε ακμή αντιστοιχίζεται ένα βάρος που προκύπτει ως εξής:

$$w_1((i, j), (p, q)) = d((i, j) || (p, q)) \cdot F(i - p, j - q), \quad (3.4)$$

$$F(a, b) = \exp \frac{a^2 + b^2}{2\sigma^2}$$

όπου το σ αποτελεί παράμετρο του αλγορίθμου.

Το βάρος κάθε ακμής είναι, λοιπόν, ανάλογο τόσο προς το μέτρο ανομοιότητας μεταξύ των δύο σημείων, όσο και προς τη μεταξύ τους εγγύτητα στο πεδίο M . Επίσης για κάθε ακμή ισχύει ότι η ακμή με την αντίθετη κατεύθυνση θα έχει ίδια τιμή βάρους, αφού το μέτρο d είναι συμμετρικό.

Στο σημείο αυτό μπορεί να οριστεί μια μαρκοβιανή αλυσίδα πάνω στον G_A , αφού κανονικοποιηθούν τα βάρη των ακμών, ώστε τα βάρη των ακμών που οδηγούν από κάθε κόμβο προς άλλους κόμβους να αθροίζονται στη μονάδα και κάνοντας την αντιστοιχία κόμβων σε καταστάσεις και ακμών σε μεταβάσεις.

Ο χάρτης ενεργοποίησης προκύπτει από την κατανομή ισορροπίας της αλυσίδας αυτής, η οποία έχει την έννοια της μάζας πιθανότητας που θα συγκέντρωνε κάθε κόμβος σε ένα τυχαίο περίπατο (random walk) απείρου μήκους που διατρέχει το γράφο. Η μάζα αυτή πιθανότητας, όπως είναι φανερό από τον ορισμό που επιλέγηκε για το w_1 , θα είναι αυξημένη στα σημεία τα οποία διαφέρουν σημαντικά από τους γειτονές τους, δηλαδή σε σημεία της αρχικής εικόνας που παρουσιάζουν αντίθεση με το περιβάλλον τους.

Για την κανονικοποίηση των χαρτών ενεργοποίησης, που αντιστοιχούν στους χάρτες ευδιακριτότητας που ορίσαμε στην περιγραφή του μοντέλου Itti et al., ακολουθείται μια προσέγγιση διαφορετική από το φιλτράρισμα με τη συνάρτηση DoG. Έτσι, ορίζεται ένας νέος πλήρης κατευθυνόμενος γράφος G_N με διαδικασία όμοια με την κατασκευή του G_A πάνω στο πλέγμα του χάρτη A με βάρη ακμών που δίνονται από τη σχέση

$$w_2((i, j), (p, q)) = A(p, q) \cdot F(i - p, j - q) \quad (3.5)$$

Η διαδικασία που ακολουθείται για τον υπολογισμό του κανονικοποιημένου χάρτη είναι ίδια με αυτή που περιγράφηκε για την κατασκευή του αρχικού χάρτη A . Η μάζα πιθανότητας συγκεντρώνεται σε κόμβους με ήδη υψηλή ενεργοποίηση, κάνοντας το χάρτη πιο εύρωστο και μειώνοντας το θόρυβο.

Τέλος, οι κανονικοποιημένοι χάρτες χαρακτηριστικών συνδυάζονται γραμμικά ώστε να δώσουν το χάρτη εμφάνειας.

3.1.3 Το χωροχρονικό μοντέλο τριδιάστατων ενεργειών Gabor

Το μοντέλο αυτό βασίζεται σε μια συστοιχία διδιάστατων και τριδιάστατων φίλτρων Gabor, τα οποία αποτυπώνουν ενέργειες του βίντεο σε διαφορετικές χωρικές κλίμακες, προσανατολισμούς και χρονικές συχνότητες [43], [14]. Κίνητρο για τη χρήση φίλτρων Gabor είναι η διαπίστωση, όπως έχει ήδη αναφερθεί, ότι προσομειώνουν τα αντιληπτικά πεδία νευρώνων του ανθρώπινου οπτικού φλοιού. Τα μονοδιάστατα φίλτρα Gabor συντίθενται από ένα μιγαδικό ημίτονο διαμορφωμένο από

Γκαουσιανή συνάρτηση και περιγράφονται από τη σχέση:

$$g(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{t^2}{2\sigma^2} \exp(j\omega_{t_0})\right)$$

Αρχικά γίνεται κατάτμηση του χωροχρονικού όγκου του βίντεο σε ροή φωτεινότητας και χρώματος, μέσω μετασχηματισμού από τον RGB στον Lab χώρο, ο οποίος έχει την επιπλέον ιδιότητα ότι είναι ομοιόμορφος ως προς την αντιληπτική ικανότητα, δηλαδή η απόσταση που αντιλαμβάνεται το ανθρώπινο αισθητήριο ανάμεσα σε δύο χρώματα ή φωτεινότητες έχει γραμμική σχέση με τις αποστάσεις των αντίστοιχων τιμών στο χώρο αυτό. Έτσι, η συνιστώσα L του όγκου αντιπροσωπεύει την αντίληψη φωτεινότητας, ενώ οι συνιστώσες a^* και b^* αντιπροσωπεύουν διαφορές ανάμεσα στα χρώματα κόκκινο-πράσινο και κίτρινο-μπλε αντίστοιχα. Σχηματίζεται, λοιπόν, τελικά ένας όγκος φωτεινότητας L και ένας όγκος χρώματος $C_{ab}(x, y, t) = \sqrt{(a * (x, y, t))^2 + (b * (x, y, t))^2}$. Στη συνέχεια στους όγκους αυτούς φωτεινότητας και χρώματος εφαρμόζονται 3D Gabor χωροχρονικά φίλτρα ζεύγους τετραγωνισμού (quadrature pairs) με ίδια κεντρική συχνότητα και εύρος ζώνης. Τα φίλτρα αυτά περιγράφονται από τις παρακάτω σχέσεις.

$$\begin{aligned} g(t) &= g_c(t) + jg_s(t) \\ g_c(t) &= \frac{1}{(2\pi)^{2/3}\sigma_x\sigma_y\sigma_t} \exp\left[-\left(\frac{x^2}{2\sigma_x^2} + \frac{y^2}{2\sigma_y^2} + \frac{t^2}{2\sigma_t^2}\right)\right] \cdot \cos(\omega_{x_0}x + \omega_{y_0}y + \omega_{t_0}t) \\ g_s(t) &= \frac{1}{(2\pi)^{2/3}\sigma_x\sigma_y\sigma_t} \exp\left[-\left(\frac{x^2}{2\sigma_x^2} + \frac{y^2}{2\sigma_y^2} + \frac{t^2}{2\sigma_t^2}\right)\right] \cdot \sin(\omega_{x_0}x + \omega_{y_0}y + \omega_{t_0}t) \end{aligned} \quad (3.6)$$

όπου $\omega_{x_0}, \omega_{y_0}, \omega_{t_0}$ είναι οι χωρικές και χρονικές κυκλικές συχνότητες και $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_t$ είναι οι τυπικές αποκλίσεις των αντίστοιχων Γκαουσιανών συναρτήσεων.

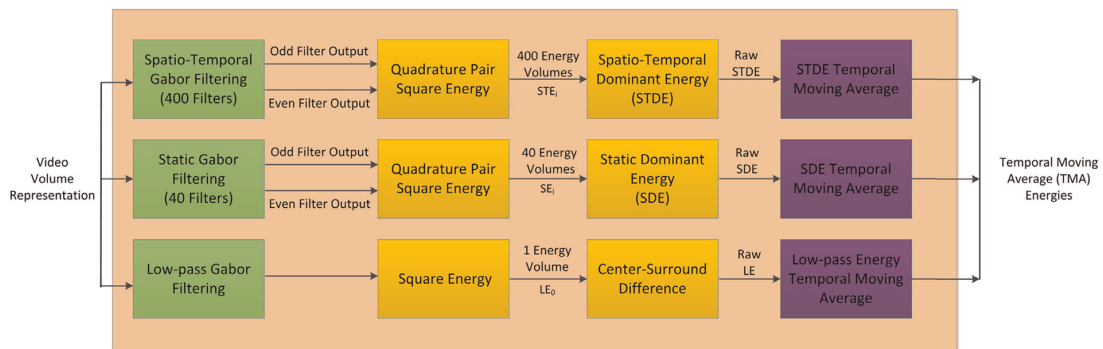
Τα 3D φίλτρα Gabor που περιγράφηκαν είναι διαχωρίσιμα, ως εκ τούτου ο υπολογισμός των συνελίξεων μπορεί να γίνει σε κάθε διάσταση ανεξέρτητα, μειώνοντας τον υπολογιστικό φόρτο.

Συγκεκριμένα χρησιμοποιούνται 400 φίλτρα Gabor που αντιστοιχούν σε 5 χρονικές κλίμακες, 8 χωρικούς προσανατολισμούς και 10 χρονικές συχνότητες. Οι χρονικές συνιστώσες μοιράζονται ισόποσα σε θετικές και αρνητικές κεντρικές συχνότητες. Τα χωροχρονικά φίλτρα ανιχνεύουν κίνηση, ενώ τα στατικά χωρικά φίλτρα αποκαλύπτουν περιοχές της εικόνας όπου υπάρχουν έντονα χαρακτηριστικά, όπως υφή και ακμές. Η ίδια διαδικασία εφαρμόζεται με χωρικά 2D φίλτρα, 40 στον αριθμό. Επιπλέον, λαμβάνεται η έξοδος ενός βαθυπερατού φίλτρου, η οποία εξυπηρετεί την ανίχνευση έντονης φωτεινότητας ή έντονου χρώματος. Η ενέργεια της εξόδου κάθε φίλτρου είναι $E(y_s^{3D}, y_c^{3D}) = (y_s^{3D}(x, y, t))^2 + (y_c^{3D}(x, y, t))^2$, όπου y_s^{3D} και y_c^{3D} είναι οι έξοδοι του φίλτρου ημιτόνου και συνημιτόνου του ζεύγους τετραγωνισμού αντίστοιχα. Με τον τρόπο αυτό σχηματίζονται ένας χωρικός και ένας χωροχρονικός όγκος ενέργειας, STE_i και SE_i αντίστοιχα, όπου ο δείκτης

i υποδηλώνει το σχετικό φίλτρο. Ακολούθως, για κάθε ογκοστοιχείο (x, y, z) διατηρείται η επικρατούσα (dominant) ενέργεια μεταξύ των ενεργειών όλων των φίλτρων, ώστε $STDE = \max_{1 \leq i \leq 400} STE_i$ και $SDE = \max_{1 \leq i \leq 40} SE_i$. Ακόμη, λαμβάνεται η ενέργεια της εξόδου του βαθυπερατού φίλτρου, LE_0 . Για την ενέργεια αυτή υπολογίζεται η διαφορά κέντρου-περιφέρειας με απλό τρόπο: $LE(x, y, t) = |LE_0(x, y, t) - \bar{LE}_0(x, y, t)|$, όπου $\bar{LE}_0(x, y, t)$ είναι η μέση τιμή της βαθυπερατής ενέργειας για ολόκληρο τον όγκο.

Στις ενέργειες αυτές εφαρμόζεται φίλτρο τρεχούμενου μέσου όρου με στόχο τη χρονική τους ομαλοποίηση. Συγκεκριμένα, για κάθε πλαίσιο η τελική τιμή ενέργειας προκύπτει ως η μέση τιμή των ενεργειών των πλαισίων εντός ενός χρονικού παραθύρου συνολικού μεγέθους 1 sec. Τα τελικά μονοδιάστατα χαρακτηριστικά, που αποδίδουν μία τιμή σε κάθε πλαίσιο, προκύπτουν παίρνοντας τη χωρική μέση τιμή τόσο στην οριζόντια όσο και στην κατακόρυφη διεύθυνση.

Συνοπτικά το μοντέλο παρουσιάζεται στο σχήμα 3.2



Σχήμα 3.2: Σχηματική παρουσίαση του οπτικού μοντέλου τριδιάστατων ενεργειών Gabor. Αναπαραγωγή από [42]

3.2 Μοντέλα ακουστικής εμφάνειας

3.2.1 Το μοντέλο Kayser

Η ιδέα στην οποία βασίζεται το μοντέλο Kayser είναι η εφαρμογή μιας διαδικασίας παρόμοιας με αυτή της εξαγωγής οπτικής εμφάνειας στο φασματογράφημα (spectrogram) του ήχου. Οι συγγραφείς της μελέτης που εισήγαγε το μοντέλο αυτό διεξήγαγαν ψυχοφυσικά πειράματα που επιβεβαιώνουν την αντιστοιχία του με την ανθρώπινη αντίληψη.

Αναλυτικότερα, για την εφαρμογή του διδιάστατου σχήματος εξαγωγής εμφάνειας

που πρότειναν οι Itti et al., απαιτείται μια διδιάστατη αναπαράσταση του εν λόγω αποσπάσματος ήχου. Η αναπαράσταση αυτή επιτυγχάνεται με τον υπολογισμό του σπεκτρογράμματος του ήχου, χρησιμοποιώντας δηλαδή ένα μετασχηματισμό Fourier βραχέως χρόνου. Το φασματογράφημα αποτελεί περιγραφή του ήχου στο πεδίο χρόνου-συχνότητας.

Στην ανάλυσή τους οι συγγραφείς χρησιμοποίησαν σήμα δειγματοληπτημένο σε συχνότητα 16 kHz, κινούμενο παράθυρο 37 ms με επικάλυψη 36 ms (περίπου 97 %) και μετασχηματισμό FFT 1024 σημείων. Προκύπτει έτσι μια εικόνα έντασης, στην οποία μπορεί να εφαρμοστεί το παραπάνω διδιάστατο σχήμα με κατάλληλη τροποποίηση ώστε να ενσωματώνει τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά της τροπικότητας του ήχου [40].

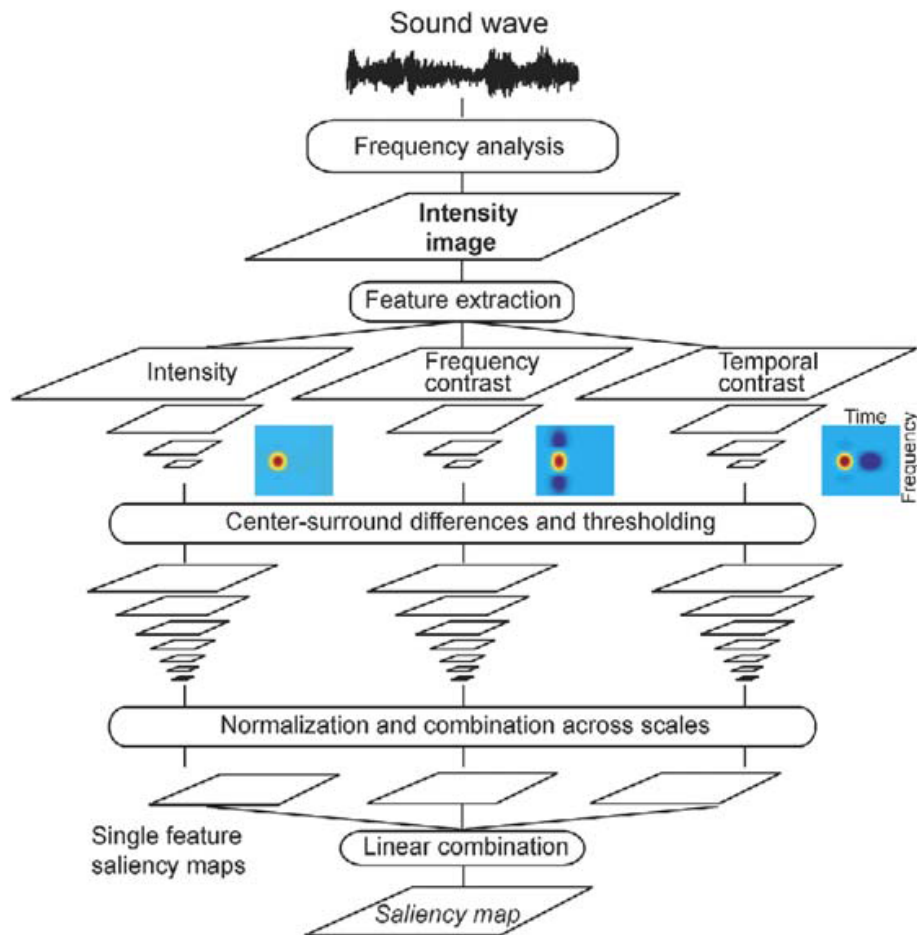
Από την προκύπτουσα εικόνα εξάγονται, λοιπόν, τα εξής χαρακτηριστικά σε 4 κλίμακες:

- Φωτεινότητα: Υπολογίζεται με συνέλιξη της εικόνας με συμμετρική διδιάστατη Γκαουσιανή συνάρτηση και μοντελοποιεί πεδία πρόσληψης που περιλαμβάνουν μόνο ζώνη διέγερσης.
- Αντίθεση συχνότητας: Υπολογίζεται με συνέλιξη της εικόνας με φίλτρο Gabor προσανατολισμένο σε διεύθυνση 90° και σχεδιασμένο ώστε να περιλαμβάνει μια κεντρική ζώνη διέγερσης (θετικές τιμές) με περιφερικές ζώνες αναστολής (αρνητικές τιμές). Με τον τρόπο αυτό μοντελοποιούνται πεδία πρόσληψης τα οποία διεγείρονται για βραχύ χρονικό διάστημα από συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων που ξεχωρίζουν από τις γειτονικές.
- Χρονική αντίθεση: Υπολογίζεται με συνέλιξη της εικόνας με φίλτρο Gabor προσανατολισμένο σε διεύθυνση 0° και σχεδιασμένο ώστε να περιλαμβάνει μια κεντρική φάση διέγερσης (θετικές τιμές) ακολουθούμενη από μια φάση αναστολής (αρνητικές τιμές) και μοντελοποιεί χρονικά βραχεία διέγερση που ακολουθείται από αναστολή.

Στο σημείο αυτό επισημαίνουμε ότι στην ανάλυση που πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια της παρούσας εργασίας, εξήχθει ένα ακόμη χαρακτηριστικό προσανατολισμού, που υπολογίστηκε ως φιλτράρισμα με το προαναφερθέν φίλτρο Gabor αντίθεσης συχνότητας σε διευθύνσεις 45° και 135° , οι οποίες στη συνέχεια συνδυάζονται σε μία με τρόπο ανάλογο με αυτόν που περιγράφηκε στο οπτικό μοντέλο Itti et al. Επίσης, ο υπολογισμός γίνεται σε 8 κλίμακες όπως και στην περίπτωση του οπτικού μοντέλου και όχι 4. Τέλος, η διαδικασία εφαρμόζεται σε ηχητικά τμήματα (πλαίσια) διάρκειας 2 δευτερολέπτων (τιμή που, όπως θα αναφερθεί αργότερα, αντιστοιχεί στο χρόνο επανάληψης του μαγνητικού τομογράφου που χρησιμοποιήθηκε) και επικάλυψη 50%. Οι επιλογές αυτές βρίσκονται σε αντιστοιχία με τη μελέτη [3]. Στη συνέχεια υπολογίζονται διαφορές κέντρου-περιβάλλοντος και οι προκύπτοντες

χάρτες κανονικοποιούνται πριν οι διαφορετικές κλίμακες συνδυαστούν για να δώσουν ένα χάρτη ανά τύπο χαρακτηριστικού. Με γραμμικό συνδυασμό των τελευταίων προκύπτει ο τελικός χάρτης ακουστικής εμφάνειας.

Το σχήμα 3.3 παρουσιάζει σχηματικά τη διαδικασία που ακολουθεί το μοντέλο.



Σχήμα 3.3: Σχηματική παρουσίαση του μοντέλου ακουστικής εμφάνειας Kayser. Αναπαραγωγή από [40].

3.2.2 Το μοντέλο AM-FM

Το συγκεκριμένο μοντέλο ([43], [14]) χρησιμοποιεί χαρακτηριστικά βασισμένα στην ενέργεια, η οποία υπολογίζονται μέσω του τελεστή Teager-Kaiser. Ο εν λόγω

τελεστής υπολογίζει τη στιγμιαία ενέργεια του σήματος και δίνεται από την εξής σχέση:

$$\Psi[t] = \dot{x}^2 - x\ddot{x} \quad (3.7)$$

όπου $\dot{x} = \frac{dx}{dt}$ είναι η χρονική παράγωγος του σήματος.

Ο τελεστής αυτός εφαρμόζεται σε σήματα στενού εύρους ζώνης, για τα οποία προσεγγίζει την AM-FM κωδικοποίησή τους,

$$x(t) = \alpha(t) \cos \left(\int_0^t \omega(\tau) d\tau \right) \quad (3.8)$$

ως εξής:

$$\frac{\sqrt{\Psi[\dot{x}(t)]}}{\sqrt{\Psi[x(t)]}} \simeq \omega(t) \quad \frac{\Psi[x(t)]}{\sqrt{\Psi[\dot{x}(t)]}} \simeq |\alpha(t)| \quad (3.9)$$

Επομένως στο αρχικό ηχητικό σήμα φιλτράρεται πριν την εφαρμογή του τελεστή από μια συστοιχία ζωνοπερατών φίλτρων, η οποία αποτελείται από 25 φίλτρα Gabor οργανωμένα κατά την κλίμακα Mel με επικάλυψη 50%. Οι έξοδοι των φίλτρων της συστοιχίας, μετά την εφαρμογή του τελεστή Teager-Kaiser [50] αποτελούν τα ακουστικά χαρακτηριστικά.

Υπολογίζονται επίσης δύο επιπλέον χαρακτηριστικά που υπαγορεύονται από τη ψυχοφυσική βιβλιογραφία και είναι γνωστά ως τραχύτητα (roughness) [62] και ένταση (loudness) [71].

3.3 Συμπεριφορικά δεδομένα επισημείωσης

Εκτός από τα μοντέλα εξαγωγής οπτικοακουστικών χαρακτηριστικών, θα επιχειρηθεί η συσχέτιση των δεδομένων fMRI με δεδομένα επισημείωσης από εθελοντές, οι οποίοι κλήθηκαν παρακολουθώντας ένα απόσπασμα ταινίας να επισημειώσουν σε αυτό τα ακουστικά ή οπτικά σημαντικά τμήματα/γεγονότα, ανεξάρτητα για την κάθε ροή πληροφορίας. Από τη διαδικασία αυτή προκύπτει τελικά μία καμπύλη οπτικοακουστικής εμφάνειας, παίρνοντας το μέγιστο (ή κάποιο άλλο συνδυασμό) των δύο ροών. Δεδομένα επισημείωσης είναι διαθέσιμα για ένα από τα δύο αποσπάσματα που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία και συγκεκριμένα για την ταινία “The Departed” (βλ. Κεφάλαιο 6). Οι εθελοντές που επισημείωσαν τη συγκεκριμένη ταινία είναι διαφορετικοί από αυτούς από τους οποίους ελήφθησαν τα δεδομένα εγκεφαλικής ενεργοποίησης.

Κεφάλαιο 4

Προεπεξεργασία δεδομένων fMRI

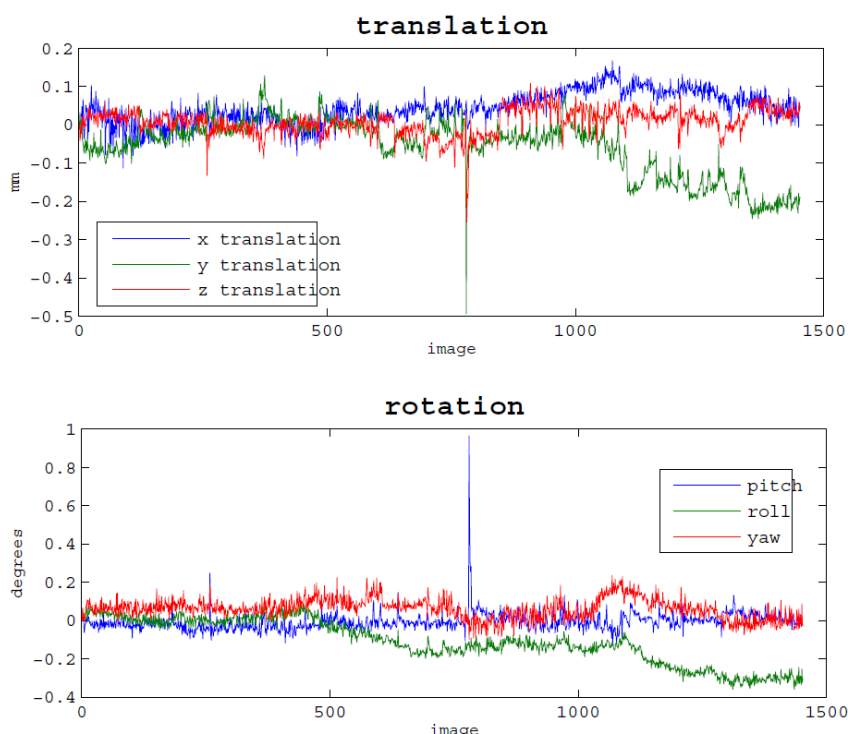
Το γενικό πλαίσιο και η ακολουθία βημάτων που παρουσιάζονται παρακάτω είναι ενδεικτικά αν και αποτελούν την ευρέως εφαρμοζόμενη διαδικασία. Όσον αφορά, ωστόσο, τις μεθόδους και τους αλγορίθμους υλοποίησης, γίνεται ιδιαίτερη μνεία ή δίνεται ιδιαίτερη έμφαση σε αυτούς που χρησιμοποιούνται από την εργαλειοθήκη SPM [1], η οποία χρησιμοποιήθηκε για την εκπόνηση της παρούσας εργασίας.

4.1 Διόρθωση κίνησης / Ευθυγράμμιση (Motion correction / Realignment)

Η ανάγκη για ευθυγράμμιση διαδοχικών όγκων προκύπτει από ανεπαίσθητες κινήσεις κατάποσης, κινήσεις του κεφαλιού αλλά και του εγκεφάλου που πάλεται εντός της κρανιακής κοιλότητας. Οι κινήσεις που είναι δυνατό να διορθωθούν με κατάλληλες μεθόδους αυτή είναι της τάξης μερικών χιλιοστών, ενώ η ύπαρξη μεγαλύτερων αποκλίσεων καθιστά τα δεδομένα προβληματικά. Η έλλειψη αυτή ευθυγράμμισης ανάμεσα σε διαδοχικούς όγκους θα οδηγήσει πιθανώς σε σύγχυση των χρονοσειρών γειτονικών voxel στο τελικό τριδιάστατο σύστημα συντεταγμένων, καθώς μικρές μετακινήσεις είναι πιθανό φέρουν το ένα στη θέση του άλλου. Κάθε μια από τις εικόνες ευθυγραμμίζεται με μια εικόνα αναφοράς, η οποία μπορεί να επιλεγεί να είναι μια από τις ληφθείσες ή η μέση εικόνα. Η μέθοδος που χρησιμοποιείται συνήθως για την ευθυγράμμιση είναι η εφαρμογή ενός αφινικού μετασχηματισμού στερεού σώματος στον τριδιάστατο χώρο (9 βαθμοί ελευθερίας). Οι παράμετροι του μετασχηματισμού αυτού υπολογίζονται για κάθε εικόνα βελτιστοποιώντας ένα ορισμένο συναρτησιακό κόστους, το οποίο συνήθως αντιστοιχεί στα ελάχιστα τετράγωνα ή τη μεγιστοποίηση της αμοιβαίας πληροφορίας. Δεδομένου ότι η μετακίνηση (μετάθεση ή περιστροφή) που υφίσταται ένας όγκος σε κάποια διάσταση

δε θα είναι απαραίτητα ακέραιο πολλαπλάσιο του μεγέθους ενός voxel, απαιτείται η εφαρμογή παρεμβολής (interpolation) για το σχηματισμό των νέων χρονοσειρών των ευθυγραμμισμένων voxels. Συχνή είναι η χρήση της γραμμικής παρεμβολής για λόγους ταχύτητας, αλλά και προσεγγίσεων ανώτερης τάξης όπως με χρήση της συνάρτησης sinc ή της βάσης Fourier.

Στο γράφημα 4.1 παρουσιάζονται ενδεικτικά σε ένα παράδειγμα οι υπολογισμένες παράμετροι του μετασχηματισμού για το σύνολο των εγκεφαλικών όγκων (οριζόντιος άξονας). Είναι εμφανής και στα δύο επιμέρους γραφήματα μια κορυφή στη μέση περίπου του οριζόντιου άξονα, η οποία αντιστοιχεί σε πιθανή απότομη κίνηση του υποκειμένου. Οι συγκεκριμένοι όγκοι είναι ενδεχομένως αμφιβόλου ποιότητας.



Σχήμα 4.1: Παράμετροι τριδιάστατου αφινικού μετασχηματισμού στερού σώματος με εφαρμογή στη διόρθωση κίνησης: μετάθεση (πάνω) και περιστροφή (κάτω)

4.2 Χρονική διόρθωση (Slice timing correction)

Κατά τη διαδικασία λήψης ενός εγκεφαλικού όγκου, οι εικόνες που αντιστοιχούν στα διαφορετικά επίπεδα του εγκεφάλου λαμβάνονται διαδοχικά και όχι ταυτόχρονα.

Η λήψη αυτή μπορεί να γίνεται με κατεύθυνση από πάνω προς κάτω, αντίστροφα ή ακόμα και ένθετα, δηλαδή να προηγείται η λήψη των περιττών επιπέδων και να ακολουθεί αυτή των άρτιων. Ανεξάρτητα από τη μέθοδο λήψης, υπάρχει μια χρονική καθυστέρηση μεταξύ της πρώτης εικόνας και της δεύτερης, της τρίτης κ.ο.κ. Η καθυστέρηση αυτή δεν ευνοεί τη μετέπειτα ανάλυση των δεδομένων, γι' αυτό και επιχειρείται η διόρθωσή της με τη μέθοδο της παρεμβολής. Σκοπός της χρονικής παρεμβολής είναι να καταστήσει εύλογη την παραδοχή ότι ολόκληρος ο όγκος έχει ληφθεί σε μία χρονική στιγμή. Ως χρόνος αναφοράς λαμβάνεται συνήθως η χρονική στιγμή λήψης της μεσαίας φέτας. Γίνεται χρήση διάφορων συναρτήσεων, μεταξύ των οποίων συνήθεις είναι η συνάρτηση sinc (ιδανικό βαθυπερατό φίλτράρισμα), οι πολωνυμικές και η βάση Fourier.

4.3 Συνεγγραφή λειτουργικών και ανατομικής εικόνας (Co-registration)

Η εγγραφή της ανατομικής εικόνας που λαμβάνεται από κάθε υποκείμενο με τις αντίστοιχες λειτουργικές εξυπηρετεί αφενός τον πιο ακριβή εντοπισμό περιοχών ενδιαφέροντος και αφετέρου τη μετέπειτα διαδικασία της κανονικοποίησης. Οι σύγχρονες μέθοδοι για τη διαδικασία της εγγραφής μεταξύ εικόνων από διαφορετικές τροπικότητες (T1- και T2-στάθμιση) βασίζονται στην έννοια της αμοιβαίας πληροφορίας και βελτιστοποιούν ένα κατάλληλα ορισμένο συναρτησιακό. Τελικά στην προς εγγραφή εικόνα εφαρμόζεται ένας αφινικός μετασχηματισμός στον τριδιάστατο χώρο. Συγκεκριμένα, η αμοιβαία πληροφορία μεταξύ δύο σημάτων (εδώ εικόνων) \mathbf{f} και \mathbf{g} ορίζεται ως

$$I(\mathbf{f}, \mathbf{g}) = H(\mathbf{f}) + H(\mathbf{g}) - H(\mathbf{f}, \mathbf{g}) \quad (4.1)$$

όπου $H(\mathbf{f})$ και $H(\mathbf{g})$ είναι οι εντροπίες που ορίζονται αντίστοιχα ως

$$H(\mathbf{f}) = - \int_{-\infty}^{\infty} P(\mathbf{f}) \log P(\mathbf{f}) d\mathbf{f} \quad (4.2)$$

και

$$H(\mathbf{g}) = - \int_{-\infty}^{\infty} P(\mathbf{g}) \log P(\mathbf{g}) d\mathbf{g} \quad (4.3)$$

όπου $P(\mathbf{f})$ και $P(\mathbf{g})$ οι αντίστοιχες κατανομές και $H(\mathbf{f}, \mathbf{g})$ είναι η από κοινού εντροπία, δηλαδή η εντροπία της από κοινού κατανομής, ή, εφόσον αναφερόμαστε σε ένταση, η εντροπία του από κοινού ιστογράμματος, η οποία ορίζεται ως εξής:

$$H(\mathbf{f}, \mathbf{g}) = - \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(\mathbf{f}, \mathbf{g}) \log P(\mathbf{f}, \mathbf{g}) d\mathbf{f} d\mathbf{g} \quad (4.4)$$

Για δύο πανομοιότυπες εικόνες, το από κοινού ιστόγραμμα θα έχει μη μηδενικές τιμές μόνο στη διαγώνιο, ενώ όσο οι τιμές αυτές διαχέονται εκτός διαγωνίου, τόσο οι δύο εικόνες θα διαφέρουν.

Οι παράμετροι του αφινικού μετασχηματισμού που οδηγούν στην ελαχιστοποίηση του βασισμένου στην έννοια της αμοιβαίας πληροφορίας συναρτησιακού υπολογίζονται με γνωστούς αλγορίθμους όπως ο gradient descent. Τέλος, όπως και στην περίπτωση της ευθυγράμμισης των λειτουργικών εικόνων, απαιτείται κάποιου είδους παρεμβολή για τον υπολογισμό των ενδιάμεσων τιμών των voxel στις νέες συντεταγμένες.

4.4 Κατάτμηση (Segmentation)

Κατά τη διαδικασία αυτή γίνεται κατάτμηση των εικόνων σε διαφορετικές κλάσεις ιστών και συγκεκριμένα σε φαιά ουσία, λευκή ουσία και εγκεφαλονωτιαίο ιστό, ενώ απομονώνεται και ο εγκέφαλος από το κρανίο και το φόντο της εικόνας. Επίσης γίνεται μια διόρθωση στις χαμηλόσυχνες συνιστώσες που προκαλούν πόλωση της έντασης της εικόνας (bias field correction), οι οποίες οφείλονται στον τρόπο λειτουργίας του εξοπλισμού και εκδηλώνονται συνήθως προκαλώντας αυξημένη ένταση στο κέντρο της εικόνας και χαμηλότερη στα άκρα. Η διαδικασία εφαρμόζεται στην τριδιάστατη ανατομική T1 εικόνα. Σύμφωνα με την επικρατούσα μέθοδο, γίνεται χρήση ενός μοντέλου μίγματος Γκαουσιανών (Gaussian Mixture Model - GMM) για τη μοντελοποίηση της έντασης των voxel της εικόνας, ενώ χρησιμοποιείται και μια κατανομή πρότερης πιθανότητας, η οποία περιγράφει την πιθανότητα ένα voxel να ανήκει σε κάποιον ιστό εξαιτίας της θέσης του και ανεξάρτητα από την ένταση στην εικόνα και η οποία βασίζεται σε προϋπολογισμένους πρότυπους πιθανοτικούς χάρτες που έχουν προκύψει ως μέσος όρος πολλών ανθρώπινων εγκεφάλων και αποτυπώνουν την ανατομία του μέσου εγκεφάλου (tissue probability maps). Για τον υπολογισμό των παραμέτρων του μοντέλου έτσι ώστε να μεγιστοποιείται η ύστερη πιθανότητα, που περιλαμβάνει την προκύπτουσα από την ένταση της εικόνας πιθανοφάνεια και τη βασισμένη στη μέση ανατομία πρότερη πιθανότητα, χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος Expectation-Maximization (EM).

Πιο συγκεκριμένα, υποθέτοντας μίγμα K Γκαουσιανών με μέση τιμή μ_k , διασπορά σ_k^2 και συντελεστές μίξης γ_k με $\sum_{k=1}^K \gamma_k = 1$, στοχεύουμε στον υπολογισμό των παραμέτρων ώστε να μεγιστοποιείται η πιθανοφάνεια των δεδομένων, δοθείσης της παραμετροποίησης. Με την παραδοχή ότι τα δεδομένα του δείγματος μεγέθους I είναι ανεξάρτητα μεταξύ τους, έχουμε

$$P(\mathbf{y} | \boldsymbol{\mu}, \boldsymbol{\sigma}, \boldsymbol{\gamma}) = \prod_{i=1}^I P(y_i | \boldsymbol{\mu}, \boldsymbol{\sigma}, \boldsymbol{\gamma}) \quad (4.5)$$

Ολοκληρώνοντας στο σύνολο των Γκαουσιανών και θεωρώντας λανθάνουσες μεταβλητές c_i που υποδηλώνουν από ποια Γκαουσιανή προήλθε το δείγμα i η 4.5

γίνεται:

$$\prod_{i=1}^I \left(\sum_{k=1}^K P(y_i, c_i = k \mid \mu_k, \sigma_k, \gamma_k) \right) = \prod_{i=1}^I \left(\sum_{k=1}^K P(y_i \mid c_i = k, \mu_k, \sigma_k, \gamma_k) P(c_i = k \mid \gamma_k) \right) \quad (4.6)$$

όπου η τελευταία σχέση προκύπτει με εφαρμογή του κανόνα του Bayes. Αντικαθιστώντας τώρα τον τύπο της γνωστής Γκαουσιανής παίρνουμε:

$$P(\mathbf{y} \mid \boldsymbol{\mu}, \boldsymbol{\sigma}, \boldsymbol{\gamma}) = \prod_{i=1}^I \left(\sum_{k=1}^K \frac{P(c_i = k \mid \gamma_k)}{(2\pi\sigma_k^2)^{\frac{1}{2}}} \exp\left(-\frac{(y_i - \mu_k)^2}{2\sigma_k^2}\right) \right) \quad (4.7)$$

Ένα τέτοιο μοντέλο επιλέγεται για την περιγραφή της έντασης των voxel της εικόνας, με διαφορετικό πλήθος Γκαουσιανών για κάθε είδος ιστού. Χαρακτηριστικές είναι οι τιμές 3, 2, 2 και 5 για τη φαιά ουσία, τη λευκή ουσία, το εγκεφαλονωτιαίο υγρό και οτιδήποτε άλλο αντίστοιχα, αριθμός που σχηματίζει μοντέλο 10 συνολικά Γκαουσιανών. Ένας από τους λόγους που η χρήση μίας Γκαουσιανής για την περιγραφή κάθε ιστού δεν επαρκεί, είναι το γεγονός ότι συχνά ένα voxel περιέχει σήμα από τμήματα περισσότερων του ενός ιστών (partial volume effects).

Όπως αναφέρθηκε, η πρότερη πιθανότητα $P(c_i = k \mid \gamma_k)$ ορίζεται έτσι ώστε να εκφράζει την ανατομία του μέσου εγκεφάλου, δηλαδή την πιθανότητα ένα voxel να ανήκει σε ένα είδος ιστού λόγω της θέσης του. Η πρότερη πιθανότητα ένα voxel να προέρχεται από την k -στη Γκαουσιανή διαφέρει χωρικά και μπορεί να εκφραστεί ως

$$P(c_i = k \mid \boldsymbol{\gamma}) = \frac{\gamma_k \beta_{ik}}{\sum_{j=1}^K \gamma_j \beta_{ij}} \quad (4.8)$$

όπου β_{ij} είναι η πιθανότητα το voxel i να ανήκει στην κλάση ιστού k , ή ακριβέστερα στην Γκαουσιανή k η οποία συμμετέχει στην περιγραφή μιας συγκεκριμένης κλάσης ιστού. Επιπλέον, κάθε Γκαουσιανή του μίγματος αρχικοποιείται (όσον αφορά τη μέση τιμή και τη διασπορά της) σύμφωνα με τις τιμές που προκύπτουν από τον αντίστοιχο πιθανοτικό χάρτη: π.χ. όλα τα voxel που, σύμφωνα με τον αντίστοιχο πιθανοτικό χάρτη, κατηγοριοποιούνται ως φαιά ουσία θεωρείται αποτελούν δείγματα μιας Γκαουσιανής, της οποίας η μέση τιμή και η διασπορά θα χρησιμοποιηθεί για την αρχικοποίηση των παραμέτρων των 3 Γκαουσιανών που θα περιγράψουν τη φαιά ουσία στο τελικό μοντέλο μίγματος. Με τον τρόπο αυτό, συμπεριλαμβάνοντας δηλαδή για κάθε k τον κατάλληλο χάρτη για την επιθυμητή κλάση ιστού και αρχικοποιώντας κατάλληλα τις παραμέτρους, χαρακτηρίζουμε κάθε Γκαουσιανή του μίγματος, αναθέτοντάς την στην αντίστοιχη κλάση. Είναι φανερό ότι περισσότερες από μία Γκαουσιανές θα μοιράζονται τον ίδιο πιθανοτικό χάρτη (π.χ. όλες όσες χρησιμοποιούνται για την περιγραφή της φαιάς ουσίας).

Είναι επίσης ευνόητο ότι όταν περισσότερες από μία Γκαουσιανές χρησιμοποιούνται για την περιγραφή μιας κλάσης ιστού, η ύστερη πιθανότητα ένα voxel να ανήκει στην

κλάση αυτή προκύπτει από το άθροισμα των ύστερων πιθανοτήτων να ανήκει σε κάθε μία από τις επιμέρους Γκαουσιανές της κλάσης.

Τέλος, αναφορικά με τη διόρθωση του χαμηλόσυχνου πεδίου πόλωσης που διαμορφώνει την ένταση της εικόνας, εύλογο θεωρείται για τα παρατηρούμενα fMRI δεδομένα y_i που αντιστοιχούν στο voxel i το μοντέλο

$$y_i = (\mu_i + \nu_i) / \rho_i \quad (4.9)$$

όπου μ_i είναι το πραγματικό σήμα, ρ_i είναι ένα πεδίο πόλωσης που κλιμακώνει το σήμα και ν_i είναι Γκαουσιανός θόρυβος ανεξάρτητος του πεδίου. Σύμφωνα με το μοντέλο αυτό, το πεδίο περιγράφεται ως $\rho_i(\boldsymbol{\beta})$, όπου $\boldsymbol{\beta}$ είναι παράμετροι προς υπολογισμό (βελτιστοποίηση), επομένως οι προηγούμενες σχέσεις και συγκεκριμένα η 4.7 γράφεται:

$$P(\mathbf{y} | \boldsymbol{\mu}, \boldsymbol{\sigma}, \boldsymbol{\gamma}, \boldsymbol{\beta}) = \prod_{i=1}^I \left(\sum_{k=1}^K \frac{\rho_i(\boldsymbol{\beta}) P(c_i = k | \gamma_k)}{(2\pi\sigma_k^2)^{\frac{1}{2}}} \exp\left(-\frac{(\rho_i(\boldsymbol{\beta})y_i - \mu_k)^2}{2\sigma_k^2}\right) \right) \quad (4.10)$$

Λαμβάνοντας υπόψη όλα τα προηγούμενα η προς βελτιστοποίηση αντικειμενική συνάρτηση είναι:

$$\epsilon = - \sum_{i=1}^I \log \left(\rho_i(\boldsymbol{\beta}) \sum_{k=1}^K \frac{P(c_i = k | \gamma_k)}{(2\pi\sigma_k^2)^{\frac{1}{2}}} \exp\left(-\frac{(\rho_i(\boldsymbol{\beta})y_i - \mu_k)^2}{2\sigma_k^2}\right) \right) \quad (4.11)$$

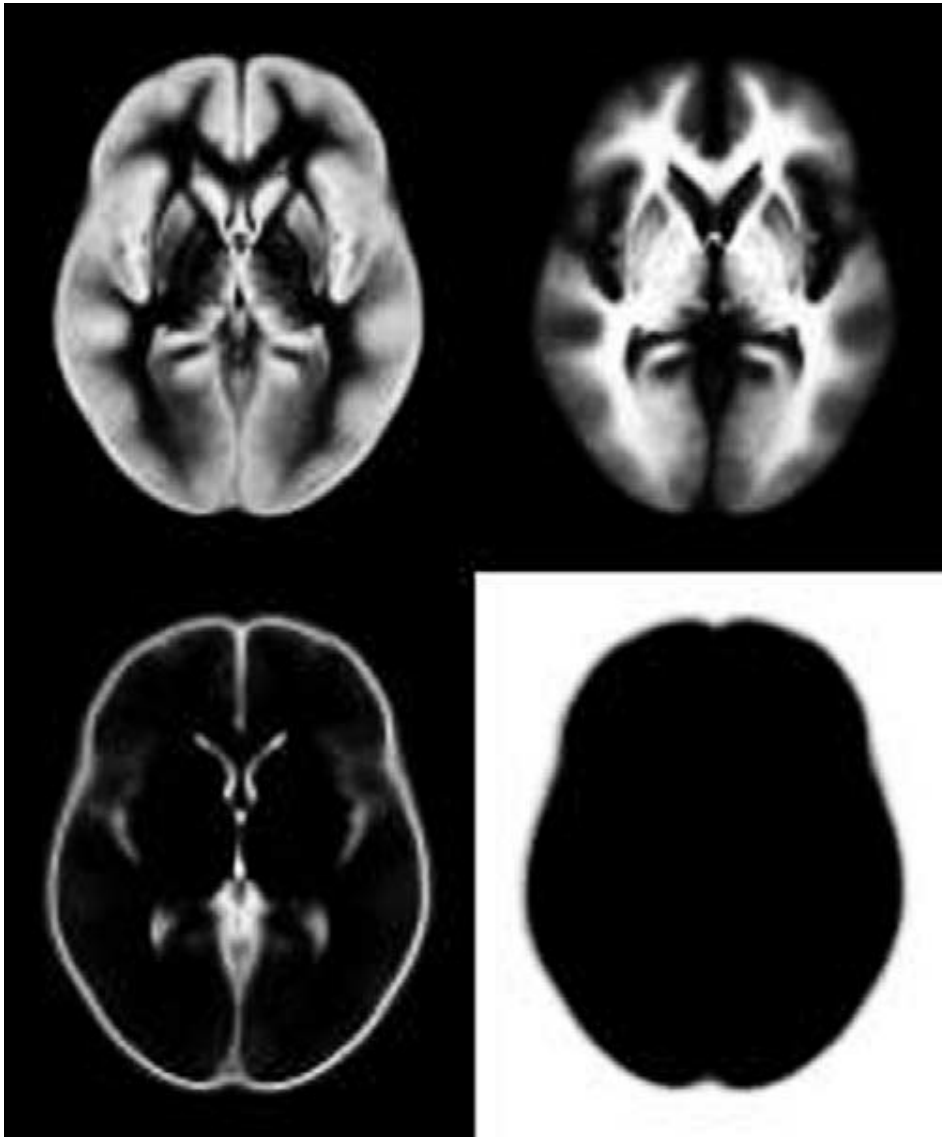
όπου γίνεται χρήση της λογαριθμικής συνάρτησης η οποία έχει την ίδια μονοτονία με τη συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας. Στην εικόνα 4.2 παρουσιάζονται οι τελικοί πιθανοτικοί χάρτες που προκύπτουν και χρησιμοποιούνται για την κατηγοριοποίηση των voxel στις διάφορες κλάσεις ιστών. Οι μάσκες αυτές εφαρμόζονται και στις λειτουργικές εικόνες μέσω της εγγραφής που γίνεται μεταξύ της ανατομικής και της μέσης λειτουργικής εικόνας.

4.5 Κανονικοποίηση (Normalization)

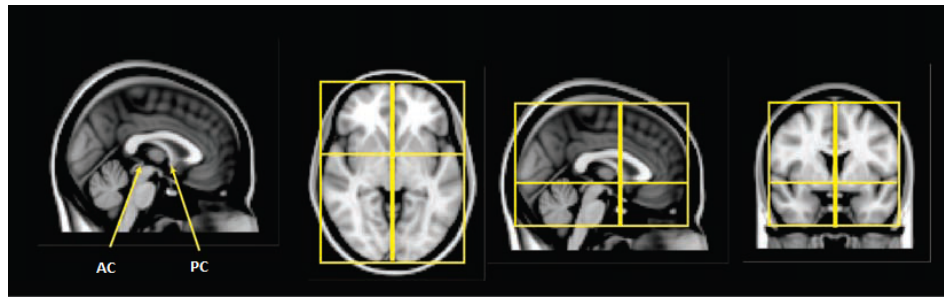
Ο σκοπός της κανονικοποίησης είναι να μετασχηματίσει τα δεδομένα των εικόνων του εκάστοτε εγκεφάλου σε ένα κοινό χώρο με προτυποποιημένες συντεταγμένες ώστε να μειωθεί η ποικιλομορφία μεταξύ διαφορετικών εγκεφάλων και αφενός να είναι δυνατές αναλύσεις μεταξύ διαφορετικών υποκειμένων, αφετέρου να μπορεί να γίνει εντοπισμός περιοχών ενδιαφέροντος σύμφωνα με προτυποποιημένους ανατομικούς χάρτες.

4.5.1 Χώρος συντεταγμένων για δεδομένα fMRI

Ο χώρος αυτός αποτελεί ένα τριδιάστατο πλέγμα και ορίζεται από συγκεκριμένα ανατομικά ορόσημα: ο οριζόντιος άξονας (κατεύθυνση αριστερά-δεξιά) ορίζεται από



Σχήμα 4.2: Χάρτες πιθανότητας για τη φαιά ουσία, τη λευκή ουσία, το εγκεφαλονωτιαίο υγρό και την κλάση “οτιδήποτε άλλο”.



Σχήμα 4.3: Ορισμός χώρος συντεταγμένων μέσω ανατομικών ορόσημων.

την ευθεία που ενώνει τον πρόσθιο με τον οπίσθιο σύνδεσμο (anterior commissure - AC και posterior commissure - PC αντίστοιχα), ο κατακόρυφος (κατεύθυνση εμπρός-πίσω) ορίζεται από το ανώτερο και το κατώτερο άκρο του φλοιού, ενώ ο εγκάρσιος άξονας (κατεύθυνση κάτω-πάνω) βρίσκεται κατά μήκος του μέσου οβελιαίου επιπέδου που χωρίζει τα δύο εγκεφαλικά ημισφαίρια. Τέλος, η αρχή των αξόνων τοποθετείται εκεί που ο εμπρόσθιος σύνδεσμος τέμνει το μέσο οβελιαίο επίπεδο. Ο χώρος διαθέτει επιπλέον ένα πλαίσιο (bounding box) το οποίο ορίζει τα όρια του χώρου και ορίζεται από τα άκρα του εγκεφάλου προς κάθε κατεύθυνση. Τα παραπάνω γίνονται σαφέστερα με τη βοήθεια της εικόνας 4.3.

Τα δεδομένα κανονικοποιούνται σύμφωνα με κάποιον άτλαντα, δηλαδή ένα χάρτη για την τοποθεσία των διαφόρων ανατομικών περιοχών σε ένα σύστημα συντεταγμένων, με βάση τον οποίο δημιουργούνται εικόνες-πρότυπα ή μήτρες (templates). Ένας από τους πιο ευρέως χρησιμοποιούμενους άτλαντες είναι ο MNI, ο οποίος αναπτύχθηκε από το Montreal Neurological Institute με χρήση 152 διαφορετικών ανατομικών εικόνων MRI.

4.5.2 Κανονικοποίηση

Για την κανονικοποίηση των λειτουργικών εικόνων, πάνω στις οποίες θα γίνει και η στατιστική ανάλυση, συνήθως είναι η χρήση διαδικασίας 2 βημάτων, κατά την οποία γίνεται χρήση και της ανατομικής εικόνας, μεταξύ της οποίας και των λειτουργικών εικόνων έχει προηγηθεί συνεγγραφή. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται μεγαλύτερη ακρίβεια απ' ό,τι με την απευθείας κανονικοποίηση των λειτουργικών εικόνων σε κάποιο πρότυπο ορισμένο στο χώρο των λειτουργικών εικόνων που έχουν εκ φύσεως χαμηλότερη ανάλυση. Για την κανονικοποίηση των ανατομικών εικόνων στον πρότυπο χώρο έχουν αναπτυχθεί διάφορες μέθοδοι, από τις οποίες ιδιαίτερα συνηθίζονται η βασισμένη στον όγκο (volume-based) εγγραφή της ανατομικής εικόνας και της πρότυπης μήτρας και η κανονικοποίηση μέσω υπολογιστικής ανατομίας. Η τελευταία και πιο σύγχρονη εκφράζει την παραμόρφωση που πρέπει να υποστεί η ανατομική εικόνα για να ταιριάζει στη μήτρα

με όρους ενός διανυσματικού πεδίου. Η πρώτη, την οποία και χρησιμοποιούμε στην παρούσα εργασία, περιλαμβάνει το μετασχηματισμό στον τριδιάστατο χώρο ολόκληρου του εγκεφαλικού όγκου, με εφαρμογή ενός αφινικού μετασχηματισμού. Ο υπολογισμός των παραμέτρων του μετασχηματισμού αυτού γίνεται με μεθόδους όμοιες με αυτόν που έχει ήδη περιγραφεί για τις διαδικασίες της ευθυγράμμισης και της συνεγγραφής ανατομικής και λειτουργικών εικόνων. Ωστόσο, στην περίπτωση της κανονικοποίησης ο μετασχηματισμός δε θεωρείται στερεού σώματος και επομένως επιτρέπονται (γραμμικές) παραμορφώσεις πέραν της μετατόπισης και της περιστροφής.

4.6 Ομαλοποίηση (Smoothing)

Η διαδικασία της ομαλοποίησης των λειτουργικών εικόνων γίνεται για τρεις λόγους. Καταρχάς, με τον τρόπο αυτό αυξάνεται ο σηματοθορυβικός λόγος για σήματα με χωρική εμβέλεια μεγαλύτερη του μεγέθους της ομαλοποίησης. Επιπλέον, είναι γνωστό ότι μεταξύ διαφορετικών εγκεφάλων οι θέσεις γειτονικών voxel διαφέρουν ελαφρά, κάτι που δεν μπορεί να εξαλειφθεί πλήρως με την κανονικοποίηση. Έτσι, με κάποιο κόστος στη χωρική ανάλυση επιτυγχάνουμε καλύτερη ευθυγράμμιση των εικόνων. Τέλος, την ομαλοποίηση υπαγορεύει η εφαρμογή κάποιων μεθόδων που αφορούν τη μετέπειτα στατιστική ανάλυση και απαιτούν ένα συγκεκριμένο βαθμό ομαλότητας των δεδομένων (συγκεκριμένα η εφαρμογή της θεωρίας τυχαίων Γκαουσιανών πεδίων που θα εξεταστεί στη συνέχεια).

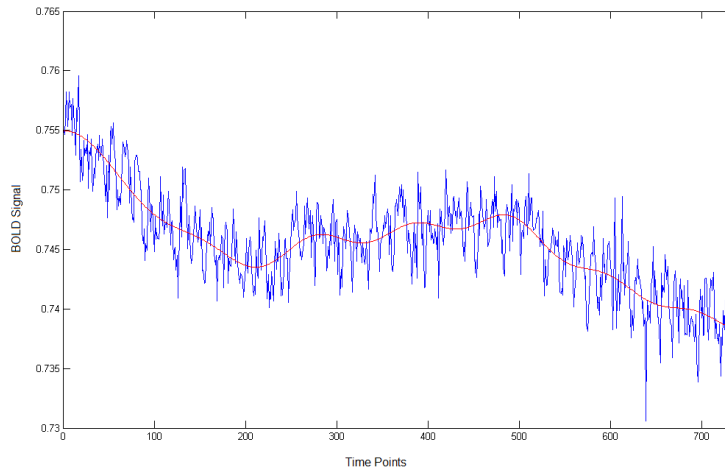
Η ομαλοποίηση πρακτικά συνίσταται σε βαθυπερατό φιλτράρισμα μέσω συνέλιξης με τριδιάστατο Γκαουσιανό πυρήνα. Ο βαθμός ομαλοποίησης έχει επικρατήσει να περιγράφεται με τον όρο του πλήρους εύρους στο μισό μέγιστο (full width at half-maximum), ο οποίος μετρά το εύρος της κατανομής στο σημείο όπου βρίσκεται στο μισό της μέγιστης τιμής της. Το μέγεθος αυτό σχετίζεται με την τυπική απόκλιση, σ , της κατανομής με τον εξής τρόπο: $FWHM = 2\sigma\sqrt{2\ln(2)} \simeq 2.55\sigma$. Μεγαλύτερη τιμή του μεγέθους αυτού προσδίδει μεγαλύτερη ομαλότητα στα δεδομένα. Σύννηθες μέγεθος για τον πυρήνα της Γκαουσιανής αντιστοιχεί σε περίπου 3 voxel σε κάθε κατεύθυνση, δηλαδή σε περίπου 9 mm στον πραγματικό χώρο.

4.7 Θόρυβος και υπερπερατό φιλτράρισμα στις χρονοσειρές των voxel

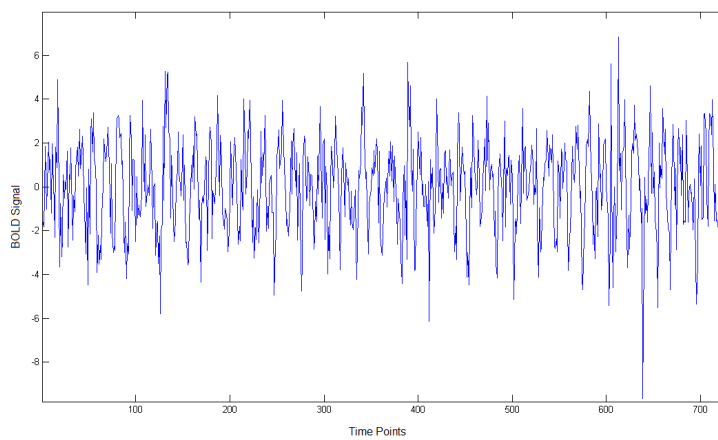
Το φιλτράρισμα των χρονοσειρών καθίσταται αναγκαίο από το γεγονός ότι συγκεκριμένες συχνοτικές περιοχές είναι πιο επιρρεπείς σε θόρυβο από άλλες. Οι χαμηλές συχνότητες είναι γνωστό ότι περιέχουν σήματα που οφείλονται σε ζωτικές λειτουργίες όπως η αναπνοή και η καρδιακή λειτουργία και δε σχετίζονται με τα φαινόμενα ενδιαφέροντος, αποτελούν επομένως θόρυβο. Η σχεδίαση των πειραμάτων

είναι φυσικά τέτοια ώστε να ελαχιστοποιείται, χωρίς ωστόσο να εξαλείφεται, η επικάλυψη των συχνοτικών περιοχών σήματος και θορύβου: συχνότητες χαμηλότερες του μισού κύκλου ανά λεπτό, δηλαδή 1/120 Hz, αποδεικνύονται ακατάλληλες.

Το υψιπερατό φιλτράρισμα υλοποιείται συνήθως μέσω του διακριτού μετασχηματισμού συνημιτόνων (discrete cosine transform - DCT) οι πρώτοι όροι (πλήθος της τάξης των 10 όρων) απορρίπτονται και γίνεται ανακατεσκευή της χρονοσειράς με τους εναπομείναντες. Το φιλτράρισμα αυτό μοντελοποιεί και αφαιρεί την αυτοσυσχέτιση μακράς εμβέλειας των χρονοσειρών (drifts). Στην εικόνα 4.4α' παρουσιάζεται ενδεικτικά η χρονοσειρά ενός voxel (μπλε γραμμή) όπως προκύπτει μετά την εφαρμογή των βημάτων προεπεξεργασίας, όπως αυτά περιγράφηκαν παραπάνω. Σε αυτήν υπερτίθεται το χαμηλόσυχο σήμα του οποίου το περιεχόμενο αντιστοιχεί σε θόρυβο (κόκκινη γραμμή): είναι φανερή η πτωτική τάση της χρονοσειράς. Στην εικόνα 4.4β' παρουσιάζεται η ίδια χρονοσειρά, ανακατασκευασμένη από τους συντελεστές του διακριτού μετασχηματισμού συνημιτόνων. Από την ανακατασκευή έχουν παραλειφθεί οι 10 πρώτοι όροι, οι οποίοι χρησιμοποιήθηκαν για την ανακατασκευή της χαμηλόσυχης συνιστώσας στην πρώτη εικόνα.



(α')



(β')

Σχήμα 4.4: Η αρχική (α') και ανακατασκευασμένη (β') χρονοσειρά ενός voxel (μπλε γραμμή) με παράληψη των 10 πρώτων όρων του DFT, οι οποίοι χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της χαμηλόσυχνης συνιστώσας (κόκκινη γραμμή).

Κεφάλαιο 5

Το Γενικό Γραμμικό Μοντέλο για εξαγωγή συμπερασμάτων με μεθόδους κλασικής στατιστικής

Για την εξαγωγή στατιστικών συμπερασμάτων από εικόνες fMRI έχουν αναπτυχθεί πολλές τεχνικές και αντίστοιχα υπολογιστικά εργαλεία. Οι τεχνικές αυτές περιλαμβάνουν, μεταξύ άλλων, τη χρήση μεθόδων της κλασικής στατιστικής, καθώς και μεθόδων αναγνώρισης προτύπων, όπως η εκπαίδευση ταξινομητών. Στη συνέχεια του παρόντος κεφαλαίου θα ασχοληθούμε με την παρουσίαση των ευρέως διαδεδομένων μεθόδων κλασικής στατιστικής, ενώ ιδιαίτερη έμφαση θα δοθεί στην παρουσίαση του γενικού γραμμικού μοντέλου (general linear model - GLM) που χρησιμοποιείται ευρέως για τη μοντελοποίηση της επίδρασης του ελεγχόμενου ερεθίσματος στην ενεργοποίηση των νευρώνων του εγκεφάλου [16].

5.1 Το Γενικό Γραμμικό Μοντέλο (GLM)

Το Γενικό Γραμμικό Μοντέλο αποτελεί έναν μόνο από τους εναλλακτικούς τρόπους περιγραφής των δεδομένων fMRI σε όρους μεταβλητών σχεδίασης, είναι ωστόσο εξαιρετικά διαδεδομένο λόγω της απλότητας και της ευχρηστίας του [18]. Το GLM υπολογίζεται ανεξάρτητα για κάθε voxel και επιδιώκει να ανακατασκευάσει την εκάστοτε χρονοσειρά ως γραμμικό συνδυασμό ενός συνόλου από παλινδρομητές (regressors) ή αλλιώς προβλέπτες (predictors) που σχετίζονται με τον πειραματικό σχεδιασμό και τα σχετικά ερεθίσματα, προστιθέμενου ενός τυχαίου λάθους τα στοιχεία του οποίου ακολουθούν την κανονική κατανομή. Συνδέει ένα σύνολο από συνεχείς ή κατηγορικές μεταβλητές με μια εξαρτημένη συνεχή μεταβλητή.

$$\mathbf{y} = \mathbf{X}\boldsymbol{\beta} + \boldsymbol{\epsilon} \quad (5.1)$$

Στην παραπάνω εξίσωση το διάνυσμα \mathbf{y} αντιπροσωπεύει την παρατηρούμενη (μετρούμενη) χρονοσειρά του εκάστοτε voxel, ο πίνακας \mathbf{X} είναι ο λεγόμενος πίνακας της πειραματικής σχεδίασης (design matrix) τον οποίο και χειριζόμαστε κατάλληλα, το διάνυσμα βαρών β είναι προς υπολογισμό και το διάνυσμα $\boldsymbol{\epsilon} = \mathbf{y} - \hat{\mathbf{y}}$, όπου $\hat{\mathbf{y}}$ είναι η προσέγγιση της χρονοσειράς μέσω του μοντέλου, αντιπροσωπεύει τις τυχαίες μεταβλητές του προστιθέμενου λάθους. Ο πίνακας \mathbf{X} έχει διαστάσεις $M \times K$, όπου M είναι ο αριθμός των εγκεφαλικών όγκων που έχουν ληφθεί και K είναι ο αριθμός των ανεξάρτητων εξεταζόμενων μεταβλητών που θα αποτελέσουν τους παλινδρομητές. Προκειμένου να γίνει πιο κατανοητή η λειτουργία του πίνακα \mathbf{X} , παρουσιάζουμε μια απλοποιημένη πειραματική σχεδίαση με κατηγορικές μεταβλητές. Ας υποθέσουμε ότι διεξάγουμε ένα πείραμα με δύο ανεξάρτητες καταστάσεις (conditions), δηλαδή δύο διαφορετικά ερεθίσματα, έστω μια εικόνα προσώπου και μια εικόνα άψυχου αντικειμένου, που εμφανίζονται σε ανεξάρτητες μεταξύ τους χρονικές στιγμές. Ο πίνακας \mathbf{X} θα αποτελείται τότε από δύο στήλες ($K = 2$), μία για κάθε μεταβλητή. Η στήλη αυτή θα διαθέτει μονάδες στις θέσεις που αντιστοιχούν σε χρόνους (εγκεφαλικούς όγκους) εμφάνισης του αντίστοιχου ερεθίσματος (π.χ. εικόνα προσώπου) και μηδενικά στις υπόλοιπες, δηλαδή σε εκείνες όπου δεν έχουμε εμφάνιση του συγκεκριμένου ερεθίσματος, αλλά είτε του δεύτερου (εικόνες άψυχων αντικειμένων) είτε κανενός από τα δύο. Αντίστοιχα για το άλλο ερέθισμα. Στην πραγματικότητα, όπως αναφέρθηκε νωρίτερα, οι δύο στήλες του πίνακα \mathbf{X} δε θα περιέχουν αυτούσιους τους χρόνους εμφάνισης των δύο ερεθισμάτων αντίστοιχα, αλλά το αποτέλεσμα της συνέλιξής τους με τη συνάρτηση αιμοδυναμικής απόκρισης. Ο σχεδιασμός αυτός βασίζεται στην υπόθεση της γραμμικότητας του φαινομένου της αιμοδυναμικής απόκρισης, όπως παρουσιάστηκε νωρίτερα. Επίσης, στο μοντέλο συμπεριλαμβάνεται πάντα και μια σταθερή στήλη που μοντελοποιεί την ενεργοποίηση του voxel σε κατάσταση ισορροπίας (χωρίς παρουσία ερεθίσματος). Κάθε μια από τις στήλες του πίνακα σχετίζεται με ένα προς υπολογισμό βάρος. Η απλοποιημένη αυτή σχεδίαση μπορεί να εφαρμοστεί και σε συνεχείς μεταβλητές, με τη διαφορά ότι αντί για μονάδες και μηδενικά θα χρησιμοποιηθούν για το σχηματισμό των παλινδρομητών του μοντέλου οι πραγματικές τιμές της μεταβλητής. Η μεταβλητή αυτή μπορεί να είναι, για παράδειγμα, ο χρόνος απόκρισης του υποκειμένου σε μια εργασία, όπως το να πατά ένα κουμπί κάθε φορά που η εικόνα που βλέπει αντιστοιχεί σε πρόσωπο. Τα βάρη β_i της αντίστοιχης στήλης \mathbf{X}_i αντιπροσωπεύουν την κλίση της ευθείας που περιγράφει τη σχέση μεταξύ της ανεξάρτητης (παρατηρούμενη απόκριση voxel) και της εξαρτημένης μεταβλητής (πειραματική μεταβλητή).

Επίλυση του Γενικού Γραμμικού Μοντέλου

Είναι γνωστό ότι όταν τα στοιχεία ϵ_i του λάθους $\boldsymbol{\epsilon}$ είναι ανεξάρτητες ομοιόμορφα κατανοημένες μεταβλητές (independent identically distributed - i.i.d.) με διασπορά σ^2 (δηλαδή αν $\boldsymbol{\epsilon} \sim \mathcal{N}(0, \sigma^2 \mathbf{I})$), η λύση που ελαχιστοποιεί το άθροισμα των

τετραγώνων του λάθους προσέγγισης, $\epsilon^T \epsilon = (\mathbf{y} - \mathbf{X}\boldsymbol{\beta})^T (\mathbf{y} - \mathbf{X}\boldsymbol{\beta})$ (λύση ελαχίστων τετραγώνων), ή ισοδύναμα μεγιστοποιεί το ποσοστό διασποράς των δεδομένων που εξηγείται από το μοντέλο, δίνεται μέσω των κανονικών εξισώσεων:

$$\mathbf{X}^T \mathbf{y} = \mathbf{X}^T \mathbf{X} \boldsymbol{\beta} \quad (5.2)$$

και είναι:

$$\hat{\boldsymbol{\beta}} = (\mathbf{X}^T \mathbf{X})^{-1} \mathbf{X}^T \mathbf{y} \quad (5.3)$$

με μέση τιμή $\mathcal{E}\{\hat{\boldsymbol{\beta}}\} = \boldsymbol{\beta}$ και πίνακα συµμεταβλητότητας $Var\{\hat{\boldsymbol{\beta}}\} = \sigma^2 (\mathbf{X}^T \mathbf{X})^{-1}$. Μοναδική λύση υπάρχει μόνο όταν ο πίνακας \mathbf{X} είναι πλήρους βαθµού και άρα αντιστρέψιμος, δηλαδή όταν καµιά από τις στήλες του δεν µπορεί να εκφραστεί ως γραµµικός συνδυασµός των υπολοίπων.

Χρονική συσχέτιση (Μη-σφαιρικότητα) των δεδομένων

Το παραπάνω μοντέλο ευσταθεί όταν οι παρατηρήσεις του δείγµατος είναι ασυσχέτιστες µεταξύ τους, δηλαδή όταν ο πίνακας συσχέτισης των δεδοµένων είναι διαγώνιος. Ωστόσο, στην περίπτωση των δεδοµένων fMRI, οι υποθέσεις του μοντέλου παραβιάζονται, καθώς διαδοχικές µετρήσεις στο χρόνο, άρα και τα αντίστοιχα σηµεία στη χρονοσειρά ενός voxel, είναι συσχετισµένες και οι πραγµατικοί βαθµοί ελευθερίας του μοντέλου είναι λιγότεροι από M , όπου M είναι οι µετρήσεις που έγιναν (οι εγκεφαλικοί όγκοι που ελήφθησαν). Εποµένως, τα στοιχεία του λάθους $\boldsymbol{\epsilon}$ δεν έχουν µηδενική συσχέτιση ($\boldsymbol{\epsilon} \sim \mathcal{N}(0, \sigma^2 \mathbf{V})$, δηλαδή $Cov(\boldsymbol{\epsilon}) = \sigma^2 \mathbf{V}$ µε $\mathbf{V} \neq \mathbf{I}$) και η µέθοδος των ελαχίστων τετραγώνων θα δώσει λύσεις που υπερεκτιµούν τις τιµές των βαρών. Η χρονική αυτή συσχέτιση είναι εγγενής στον τύπο των συγκεκριµένων δεδοµένων και οφείλεται στη φύση της αιµοδυναµικής απόκρισης, που, όπως είδαµε, φθίνει αργά στο χρόνο και άρα επεκτείνεται σε διαδοχικές µετρήσεις. Για την αντιμετώπιση του φαινοµένου της χρονικής συσχέτισης και την εύρεση αµερόληπτων (unbiased) λύσεων έχουν αναπτυχθεί δύο βασικές µέθοδοι, η προ-λευκανση (prewhitening) και ο χρωµατισµός (colouring) των δεδοµένων πριν τον υπολογισµό του μοντέλου, από τις οποίες θα εξετάσουµε την πρώτη.

Εφόσον ένας πίνακας συσχέτισης είναι συµμετρικός και θετικά ορισµένος, ορίζεται η αποσύνθεσή του κατά Cholesky. Η διαδικασία του pre-whitening περιλαµβάνει την εύρεση ενός πίνακα \mathbf{W} τέτοιου ώστε $\mathbf{WVW}^T = \mathbf{I}$. Ο υπολογισµός του πίνακα συσχέτισης \mathbf{V} γίνεται από τα ίδια τα δεδοµένα µε επιλογή κατάλληλου μοντέλου και υπολογισµό των παραµέτρων του μοντέλου αυτού. Ο θόρυβος που εμφανίζεται στο φάσµα των δεδοµένων fMRI µπορεί να θεωρηθεί προσεγγιστικά $1/f$, εποµένως αυτοπαλινδροµικά (autoregressive) µοντέλα όπως $AR(1)$ και autoregressive moving-average ($ARMA(1,1)$) θεωρείται ότι µπορούν να περιγράψουν µε ικανοποιητική

ακρίβεια τον πίνακα μεταβλητότητας του αντίστοιχου σφάλματος. Σημειώνεται ότι ενδιαφέρει η μοντελοποίηση συσχετίσεων μικρού εύρους, καθώς όπως περιγράφηκε, τα δεδομένα υφίστανται πριν την κατάρτιση του GLM και υψιπερατό φιλτράρισμα. Η μέθοδος που ακολουθείται κάνει την παραδοχή ότι $\boldsymbol{\epsilon}_k \sim \mathcal{N}(0, \sigma_k^2 \mathbf{V})$, δηλαδή ότι ο πίνακας συσχέτισης \mathbf{V} είναι ίδιος για όλα τα voxel, ενώ η διασπορά διαφέρει μεταξύ τους. Η παραδοχή του κοινού πίνακα συσχέτισης επιτρέπει τη χρήση των χρονοσειρών όλων των voxel για τον υπολογισμό του \mathbf{V} . Συγκεκριμένα:

$$\mathbf{V} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \mathbf{y}_k \mathbf{y}_k^\top = \sum_{k=1}^K \mathbf{X} \boldsymbol{\beta}_k \boldsymbol{\beta}_k^\top \mathbf{X}^\top + \boldsymbol{\epsilon}_k \boldsymbol{\epsilon}_k^\top \quad (5.4)$$

Από την παραπάνω σχέση φαίνεται ότι ο πίνακας συσχέτισης έχει δύο όρους ο πρώτος από τους οποίους περιγράφει τη μεταβλητότητα που εισάγεται από την πειραματική σχεδίαση, ενώ ο δεύτερος αυτή που οφείλεται στη διασπορά του σφάλματος. Έτσι, πολλαπλασιάζοντας με τον \mathbf{W} και τα δύο μέλη της (5.1):

$$\mathbf{W} \mathbf{y} = \mathbf{W} \mathbf{X} \boldsymbol{\beta} + \mathbf{W} \boldsymbol{\epsilon} \quad (5.5)$$

Τότε η 5.1 μπορεί να γραφεί ως:

$$\mathbf{y}^* = \mathbf{X}^* \boldsymbol{\beta} + \boldsymbol{\epsilon}^* \quad (5.6)$$

Τώρα τα νέα βάρη

$$\hat{\boldsymbol{\beta}} = (\mathbf{X}^{*\top} \mathbf{X}^*)^{-1} \mathbf{X}^{*\top} \mathbf{y}^{*\top} \quad (5.7)$$

αποτελούν αμερόληπτες εκτιμήσεις των πραγματικών βαρών. Στην παραπάνω σχέση ο συμβολισμός \mathbf{X}^{-1} υποδηλώνει τον Moore-Penrose ψευδοαντίστροφο του \mathbf{X} .

Στην εργαλειοθήκη SPM η μοντελοποίηση της μη σφαιρικότητας των δεδομένων, δηλαδή ο υπολογισμός του πίνακα αυτοσυσχέτισης και των βαρών γίνεται από κοινού με εφαρμογή του αλγορίθμου Restricted Maximum Likelihood (ReML) [25]. Ο πίνακας αυτοσυσχέτισης \mathbf{V} εκφράζεται ως γραμμική προσέγγιση μιας $AR(1) + wn$ στοχαστικής ανέλιξης με τη βοήθεια ενός συνόλου υπερπαραμέτρων (hyperparameters) λ_i και μιας βάσης συνιστωσών \mathbf{Q}_i ως εξής:

$$\mathbf{V} = \sum_{i=1}^I \lambda_i \mathbf{Q}_i \quad (5.8)$$

όπου συνήθως $I = 2$, δηλαδή χρησιμοποιούνται δύο συνιστώσες συμμεταβλητότητας: η πρώτη από τις δύο μοντελοποιεί τη μεταβλητότητα λόγω λευκού θορύβου, ενώ η δεύτερη την αυτοσυσχέτιση τύπου $AR(1)$ με συντελεστή $1/e$.

Ο αλγόριθμος ReML κάνει χρήση της έκφρασης αυτής για να υπολογίσει επαναληπτικά τις υπερπαραμέτρους λ_i και τις συνιστώσες συμμεταβλητότητας \mathbf{Q}_i από

τα διαθέσιμα δεδομένα και δίνει κατ' επέκταση μια εκτίμηση του πίνακα \mathbf{V} . Υπολογίζει επίσης μια εκτίμηση για τη μεταβλητότητα σ_k^2 σε κάθε voxel:

$$\hat{\sigma}_k^2 = \frac{\mathbf{y}^\top \mathbf{R} \mathbf{y}}{\text{trace}(\mathbf{R} \mathbf{V})} \quad (5.9)$$

Η αντικειμενική συνάρτηση πιθανοφάνειας που μεγιστοποιείται είναι $p(\mathbf{Y} \mid \boldsymbol{\lambda}, \boldsymbol{\Sigma})$, όπου ο πίνακας \mathbf{Y} περιέχει τις χρονοσειρές των voxel (μία στήλη ανά voxel) και ο πίνακας $\boldsymbol{\Sigma}$ περιέχει ως διανύσματα-στήλες τις συνιστώσες διασποράς του λάθους, σ_k^2 , για κάθε voxel.

Στη συνέχεια οι παράμετροι του μοντέλου (οι εκτιμήσεις των βαρών, $\hat{\boldsymbol{\beta}}$, που ενδιαφέρουν) υπολογίζονται με τη βοήθεια της έκφρασης 5.7. Η μεταβλητότητα (αβεβαιότητα στον υπολογισμό) των παραμέτρων είναι:

$$\text{Var}(\hat{\boldsymbol{\beta}}) = \sigma_k^2 \mathbf{X}^{-1} \mathbf{V} \mathbf{X}^{-\top} \quad (5.10)$$

Αφότου υπολογιστούν, τα βάρη $\hat{\boldsymbol{\beta}}$, ένα για κάθε προβλέπτη και για κάθε voxel, χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή στατιστικών συμπερασμάτων σχετικά με το βαθμό συμμετοχής των αντίστοιχων μεταβλητών σχεδίασης στη διαμόρφωση της παρατηρούμενης χρονοσειράς του εκάστοτε voxel. Όπως είναι διαισθητικά κατανοητό, μεγάλη θετική τιμή βάρους υποδεικνύει, μέσω του γραμμικού συνδυασμού, μεγάλη συμμετοχή της αντίστοιχης μεταβλητής στη διαμόρφωση της χρονοσειράς και αντιστρόφως. Από διαφορετική οπτική, μεγάλη θετική τιμή βάρους αντιστοιχεί σε μεγάλη θετική συσχέτιση, ενώ μεγάλη αρνητική τιμή βάρους σε μεγάλη αρνητική συσχέτιση. Το τελευταίο σημαίνει ότι το συγκεκριμένο voxel παρουσιάζει μείωση σήματος BOLD παρουσία του συγκεκριμένου ερεθίσματος (για κατηγορικές μεταβλητές) ή έχει αρνητική σχέση με κάποια παράμετρο της σχεδίασης (για συνεχείς μεταβλητές).

Οι εκτιμήσεις των βαρών αποθηκεύονται ως τριδιάστατες εικόνες: κάθε εικόνα αντιστοιχεί σε έναν προβλέπτη και περιέχει τις τιμές βάρους για όλα τα voxel.

5.2 Εξαγωγή συμπερασμάτων με χρήση μεθόδων κλασικής στατιστικής

Όπως προαναφέρθηκε, ο υπολογισμός του GLM γίνεται ανεξάρτητα για κάθε voxel. Ωστόσο, για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με το βαθμό συσχέτισης της ενεργοποίησης συγκεκριμένων voxel ή περιοχών σε ολόκληρο τον όγκο του εγκεφάλου απαιτείται να ληφθεί υπόψη το πρόβλημα των πολλαπλών συγκρίσεων (multiple comparison problem). Συγκεκριμένα, προκειμένου να τεθεί ένα καθολικό κατάλληλο κατώφλι πάνω από το οποίο η χρονοσειρά ενός voxel θεωρείται ότι έχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση με κάποια μεταβλητή σχεδίασης, πρέπει να ληφθούν

υπόψη οι τιμές των βαρών για όλα τα voxel. Χρήσιμη στο σημείο αυτό αποδεικνύεται η θεωρία Γκαουσιανών τυχαίων πεδίων.

Η στατιστική σημαντικότητα των βαρών αξιολογείται εξετάζοντας κατά πόσο ευσταθεί η μηδενική υπόθεση, κατά την οποία η συμπερίληψη στο μοντέλο μίας από τις μεταβλητές σχεδίασης ή ενός γραμμικού συνδυασμού αυτών ως στήλες-προβλέπτες στον πίνακα σχεδίασης δε μειώνει το λάθος πρόβλεψης. Η υπόθεση αυτή ισοδυναμεί με μηδενικές τιμές για τα αντίστοιχα βάρη (μηδενική κλίση) και εξετάζεται είτε ξεχωριστά για κάθε προβλέπτη, είτε σχηματίζοντας συνδυασμούς προβλεπτών. Για να συμπεράνει κανείς κατά πόσο ευσταθεί η μηδενική υπόθεση, εξετάζει την παρατηρούμενη κατανομή των δεδομένων έναντι της μηδενικής κατανομής, δηλαδή, εξετάζει αν η μέση τιμή των δεδομένων διαφέρει σημαντικά από εκείνη που υπαγορεύει η μηδενική υπόθεση. Στην προκειμένη περίπτωση η παρατηρούμενη κατανομή (γκαουσιανή) των δεδομένων (εδώ βαρών) δίνεται με όρους μέσης τιμής και διασποράς, όπως αυτές υπολογίζονται από τον αλγόριθμο ReML, ενώ η μηδενική κατανομή υποθέτει μηδενική κλίση, δηλαδή μηδενική μέση τιμή.

Για να εξετάσουμε περαιτέρω το μηχανισμό αυτό θα χρειαστεί να εισάγουμε την έννοια των διανυσμάτων αντίθεσης (contrast vectors). Τα διανύσματα αυτά ορίζονται κατάλληλα από τον ερευνητή και αποτελούν γραμμικούς συνδυασμούς των συνιστωσών του διανύσματος βαρών, απομονώνοντας κάθε φορά από το μοντέλο τις μεταβλητές σχεδίασης (προβλέπτες) που ενδιαφέρουν. Στο απλό παράδειγμα δύο μεταβλητών-καταστάσεων που χρησιμοποιήθηκε για την επεξήγηση του GLM, αν θέλουμε να εξετάσουμε την επίδραση των εικόνων προσώπου έναντι της μηδενικής υπόθεσης (καμία επίδραση), θα χρησιμοποιήσουμε το διάνυσμα αντίθεσης $c = [1 \ 0 \dots]$, ενώ αν θέλουμε να εξετάσουμε την επίδραση των εικόνων άψυχων αντικειμένων θα θέσουμε $c = [0 \ 1 \dots]$. Όμοια, αν θέλουμε να εξετάσουμε τη διαφορά ανάμεσα στην επίδραση των δύο καταστάσεων, το κατάλληλο διάνυσμα είναι $c = [1 \ -1 \dots]$ ή $c = [-1 \ 1 \dots]$. Η χρήση των διανυσμάτων θα γίνει περισσότερο κατανοητή στη συνέχεια.

5.2.1 Υπολογισμός t-στατιστικών

Ένα t -στατιστικό τεστ χρησιμοποιείται για να αξιολογήσει αν η μέση τιμή μιας (κανονικής) κατανομής είναι αυτή που υπαγορεύει η μηδενική υπόθεση \mathcal{H}_0 (t -τεστ ενός δείγματος - one-sample t -test) ή αν η διαφορά ανάμεσα στις μέσες τιμές δύο κανονικών κατανομών είναι στατιστικά σημαντική (t -τεστ δύο δειγμάτων - two-sample t -test) και έχει τη γενική μορφή:

$$t = \frac{(\bar{X} - \mu)}{\sigma/\sqrt{n}} \quad (5.11)$$

όπου \bar{X} είναι ο μέσος του δείγματος μεγέθους n τυχαίας μεταβλητής X που ακολουθεί κανονική κατανομή με μέση τιμή μ και διασπορά σ^2 . Η τυχαία μεταβλητή t ακολουθεί

τότε κατανομή Student's t .

Στην περίπτωση του t -τεστ δύο δειγμάτων η βασική παραδοχή είναι ότι οι τυπικές αποκλίσεις των δύο κατανομών είναι ίσες. Η περίπτωση του t -τεστ ενός δείγματος μπορεί επίσης να ερμηνευτεί ως επαλήθευση για το κατά πόσο η κλίση μιας ευθείας σε ένα μοντέλο παλινδρόμησης διαφέρει σημαντικά από το μηδέν. Η ερμηνεία αυτή εξυπηρετεί την περίπτωση του μοντέλου GLM, καθώς έτσι μπορούμε να εξετάσουμε αν οι μεταβλητές σχεδίασης που επελέγησαν ως προβλέπτες έχουν πράγματι σημαντική επίδραση στο σχηματισμό των χρονοσειρών των voxel. Έτσι, στην περίπτωση του μοντέλου που εξετάζουμε, το t -στατιστικό ορίζεται ως:

$$T = \frac{\mathbf{c}^\top \hat{\boldsymbol{\beta}}}{\sqrt{\hat{\sigma}^2 \mathbf{c}^\top \mathbf{X}^{-1} \mathbf{V} \mathbf{X}^{-\top} \mathbf{c}}} \quad (5.12)$$

Στην παραπάνω σχέση ο παρονομαστής ουσιαστικά εκφράζει την τυπική απόκλιση της ποσότητας $\mathbf{c}^\top \hat{\boldsymbol{\beta}}$. Στην περίπτωση που $\mathbf{V} = \mathbf{I}_N$ (Γκαουσιανά σφάλματα), ο παρονομαστής ακολουθεί την χ^2 -κατανομή και η τιμή T ακολουθεί κατανομή Student's t με βαθμούς ελευθερίας $r = \text{trace}(\mathbf{R}\mathbf{V})$. Στην πράξη όμως είναι $\mathbf{V} \neq \mathbf{I}_N$ και ο παρονομαστής ακολουθεί μόνο προσεγγιστικά κατανομή χ^2 , ενώ οι βαθμοί ελευθερίας της αντίστοιχης κατά προσέγγιση κατανομής t δίνονται από τη σχέση (προσέγγιση Satterthwaite):

$$r = \frac{\text{trace}(\mathbf{R}\mathbf{V})^2}{\text{trace}(\mathbf{R}\mathbf{V}\mathbf{R}\mathbf{V})} \quad (5.13)$$

Η στατιστική σημαντικότητα δίνεται σε όρους τιμών p (p -values), οι οποίες προκύπτουν από τη μηδενική κατανομή και εκφράζουν την πιθανότητα παρατήρησης μιας συγκεκριμένης τιμής T , λαμβάνοντας ως δεδομένο ότι ισχύει η μηδενική υπόθεση (\mathcal{H}_0), κατά την οποία ο συγκεκριμένος γραμμικός συνδυασμός δεν έχει καμία επίδραση στη μείωση του σφάλματος του μοντέλου, επομένως και καμία συμμετοχή στο σχηματισμό της προβλεπόμενης μεταβλητής (μηδενική κλίση). Σύμφωνα με την υπόθεση αυτή, η μέση τιμή του επιλεγμένου γραμμικού συνδυασμού των εκτιμήσεων των βαρών, $\mathbf{c}^\top \hat{\boldsymbol{\beta}}$, συμφωνεί με αυτή που προβλέπεται από τη μηδενική κατανομή, είναι, δηλαδή, μηδενική. Σε μαθηματικούς όρους: $\{\mathcal{H}_0 : \mathbf{c}^\top \boldsymbol{\beta} = 0\}$. Εύλογα, όσο μικρότερη είναι η προκύπτουσα τιμή p , τόσο πιο ασφαλές είναι το συμπέρασμα απόρριψης της μηδενικής υπόθεσης και της υιοθέτησης της εναλλακτικής υπόθεσης \mathcal{H}_1 , η οποία μπορεί να είναι είτε $\{\mathcal{H}_1 : \mathbf{c}^\top \boldsymbol{\beta} > 0\}$ (one-tailed t -test), είτε $\{\mathcal{H}_1 : \mathbf{c}^\top \boldsymbol{\beta} \neq 0\}$ (two-tailed t -test). Συνήθως μια τιμή $p < 0.05$ θεωρείται ότι βρίσκεται εντός των ορίων της στατιστικής σημαντικότητας. Για παράδειγμα, μια τιμή 2.42 που έχει προκύψει από ένα t -τεστ με $r = 40$ βαθμούς ελευθερίας αντιστοιχεί σε μηδενική κατανομή t με 40 βαθμούς ελευθερίας, δίνει $p = 0.01$ και θεωρείται φυσικά στατιστικά σημαντική.

5.2.2 Υπολογισμός F-στατιστικών

Τα F -στατιστικά τεστ χρησιμοποιούνται όταν κανείς θέλει να αξιολογήσει την επίδραση περισσότερων του ενός προβλεπτών ή γραμμικών συνδυασμών αυτών και μπορεί να ερμηνευτεί ως μια λογική διάζευξη (OR). Επομένως, το F -τεστ θα δώσει στατιστικά σημαντική τιμή όταν η κλίση ενός έστω από όλους τους προβλέπτες είναι στατιστικά σημαντική. Τα αντίστοιχα διανύσματα αντίθεσης έχουν μορφή πίνακα, κάθε γραμμή του οποίου αντιστοιχεί σε έναν προβλέπτη.

Στο προηγούμενο απλό παράδειγμα, προκειμένου να εξετάσουμε αν οποιαδήποτε από τις πειραματικές μεταβλητές έχει στατιστικά σημαντική κλίση, ο κατάλληλος πίνακας είναι:

$$\mathbf{c} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & \dots \\ 0 & 1 & \dots \\ \dots & \dots & \dots \end{pmatrix}$$

Τα αποτελέσματα των t - και F -τεστ, δηλαδή οι τιμές T και F αποθηκεύονται ως εικόνες που περιέχουν τις τιμές όλων των voxel για ένα συγκεκριμένο στατιστικό τεστ (που ορίζεται από το αντίστοιχο διάνυσμα αντίθεσης) και αποτελούν στατιστικούς παραμετρικούς χάρτες (statistical parametric maps - SPMs), στους οποίους αναφερόμαστε ως $SPM\{t\}$ και $SPM\{F\}$ αντίστοιχα. Οι χάρτες αυτοί κατωφλιώνονται ώστε να εξαχθούν συμπεράσματα σχετικά με το ποια voxel διαθέτουν στατιστικά σημαντικές τιμές για το εκάστοτε τεστ ενδιαφέροντος. Στη συνέχεια θα εξετάσουμε το μηχανισμό εύρεσης κατάλληλων τιμών κατώφλιου.

5.2.3 Υπολογισμός καθολικών κατωφλίων

Όπως αναφέρθηκε, μπορούμε να επιλέξουμε ένα επιθυμητό κατώφλι βεβαιότητας για την ενεργοποίηση ενός voxel, επιλέγοντας κατάλληλη τιμή p . Η τιμή αυτή αντιστοιχίζεται σε μια τιμή T (ή F) μέσω της αντίστοιχης κατανομής, η οποία αποτελεί πλέον κατώφλι. Στη συνέχεια θα αναφερόμαστε με τον όρο “κατώφλι” στην τιμή T , F ή, όπως θα δούμε στη συνέχεια, Z , που αφορά το χάρτη SPM, ενώ με τον όρο “τιμή p ” (ή p -value) την αντίστοιχη πιθανότητα παρατήρησης της κατανομής των δεδομένων δεχόμενοι την ισχύ της μηδενικής υπόθεσης. Κάθε σημείο του χάρτη SPM (δηλαδή κάθε voxel), του οποίου η τιμή T (ή F) ξεπερνά το συγκεκριμένο κατώφλι, θεωρείται ότι “ενεργοποιείται”, έκφραση που αποδίδει με απλοποιημένο τρόπο το συμπέρασμα ότι η κλίση του επιλεγμένου γραμμικού συνδυασμού προβλεπτών έχει στατιστικά σημαντική κλίση στην πρόβλεψη της χρονοσειράς το συγκεκριμένου voxel.

Το πρόβλημα που ανακύπτει κατά τη διαδικασία αναζήτησης ενός κατάλληλου καθολικού κατώφλιου οφείλεται στο γεγονός ότι υπάρχει ένας εξαιρετικά μεγάλος

αριθμός μη ανεξάρτητων συγκρίσεων, επομένως η πιθανότητα ένας αριθμός σημείων του χάρτη SPM να ξεπεράσει το κατώφλι για λόγους που οφείλονται στην τύχη (false positives) είναι μεγάλη. Έτσι προκύπτει η ανάγκη κατάλληλης διόρθωσης του κατωφλίου.

Μια απλή μέθοδος διόρθωσης του κατωφλίου που επιχειρεί να αντιμετωπίσει το πρόβλημα των πολλαπλών συγκρίσεων είναι η διόρθωση Bonferroni, σύμφωνα με την οποία η διορθωμένη πιθανότητα ένα τυχαίο voxel να υπερβαίνει τυχαία το κατώφλι είναι:

$$p^{FWE} = 1 - (1 - \alpha)^n \simeq \frac{\alpha}{n} \quad (5.14)$$

όπου n είναι ο αριθμός των voxel και α είναι η πιθανότητα μία ή περισσότερες τιμές να είναι μεγαλύτερες από το αρχικό κατώφλι (η αρχική τιμή p που προκύπτει από τη μηδενική κατανομή), ενώ η προσέγγιση που έγινε στην τελευταία σχέση καθίσταται δυνατή επειδή το α έχει πολύ μικρή τιμή. Με τον τρόπο αυτό μπορούμε να επιλέξουμε την επιθυμητή τιμή p^{FWE} για το σύνολο του όγκου των voxel που εξετάζουμε και αντιστρέφοντας τη σχέση 5.14 να υπολογίσουμε την αντίστοιχη πιθανότητα και άρα το κατάλληλο κατώφλι για τις επιμέρους συγκρίσεις ανά voxel.

5.2.4 Χρήση της Θεωρίας Τυχαίων Γκαουσιανών Πεδίων

Η μέθοδος Bonferroni είναι υπερβολικά συντηρητική στον υπολογισμό του κατωφλίου, καθώς υποθέτει ότι οι παρατηρήσεις είναι ανεξάρτητες, κάτι που δεν ισχύει στην περίπτωση των fMRI δεδομένων, που παρουσιάζουν χωρικές συσχετίσεις. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιείται η θεωρία Γκαουσιανών Τυχαίων Πεδίων (Gaussian Random Fields Theory - GRFT) που περιγράφει το χάρτη SPM ως ένα συνεχές, στατικό με τη στενή έννοια, στοχαστικό Γκαουσιανό πεδίο. Για την απλοποίηση της ανάλυσης γίνεται ένας ολοκληρωτικός μετασχηματισμός που αντιστοιχίζει προσεγγιστικά την κατανομή t σε μια κανονική κατανομή, δηλαδή μετατρέπει το χάρτη SPM $\{t\}$ σε χάρτη SPM $\{Z\}$, προκειμένου αυτός να περιγραφεί ως Γκαουσιανό πεδίο.

Στο σημείο αυτό θα χρειαστεί να εισαγάγουμε τον όρο resel, ο οποίος επιχειρεί αδρά να εκφράσει τον αριθμό των ανεξάρτητων παρατηρήσεων στην υψηλής συσχέτισης εικόνα των δεδομένων. Σε μια τριδιάστατη εικόνα ορίζεται ως ένας όγκος μεγέθους FWHM, δηλαδή $(FWHM_x) \times (FWHM_y) \times (FWHM_z)$. Ο τελευταίος όρος περιγράφει, όπως είδαμε νωρίτερα (βλ. Προεπεξεργασία), το βαθμό ομαλότητας των δεδομένων. Τπ μεγέθος $FWHM$ δεν αρκεί να τεθεί ίσο με τον πυρήνα που χρησιμοποιήθηκε για την ομαλοποίηση των δεδομένων κατά τη διαδικασία της προεπεξεργασίας, καθώς προϋπήρχε ένας άγνωστος εγγενής βαθμός ομαλότητας, ωστόσο μπορεί να υπολογιστεί από την παρατηρούμενη χωρική συσχέτιση της εικόνας. Ο αριθμός των resel εξαρτάται μόνο από το βαθμό ομαλότητας των

δεδομένων και τον αριθμό των voxel. Σε μια τριδιάστατη εικόνα (ή αντίστοιχα χάρτη SPM) από δεδομένα fMRI, ο αριθμός των resel είναι:

$$N_{resels_3} = \frac{V}{FWHM^3} \quad (5.15)$$

όπου V είναι το μέγεθος του όγκου που εξετάζουμε (ενδεχομένος ολόκληρος ο εγκέφαλος) και $FWHM$ είναι ο βαθμός ομαλότητας των δεδομένων (το μέγεθος του Γκαουσιανού πυρήνα με τον οποίο θα χρειαζόταν να συνελιχθούν τα μη-ομαλοποιημένα δεδομένα ώστε να παραχθούν δεδομένα με τον παρατηρούμενο βαθμό ομαλότητας). Ακόμη, θα χρησιμοποιήσουμε τη χαρακτηριστική πυκνότητα Euler (Euler characteristic density), η οποία εκφράζει τον αριθμό των συμπαγών όγκων (blobs) που απομένουν στην εικόνα μετά την κατωφλιοποίησή της. Για μια τριδιάστατη εικόνα και για t -στατιστικό με r βαθμούς ελευθερίας ορίζεται ως:

$$EC_3(z) = \frac{(4 \ln 2)^{\frac{3}{2}}}{(2\pi)^2} \left(\frac{r-1}{r} z^2 - 1 \right) \left(1 + \frac{z^2}{r} \right)^{-\frac{1}{2}(r-1)} \quad (5.16)$$

Σύμφωνα με τη θεωρία GRTF, για επιθυμητό κατώφλι z η διορθωμένη τιμή p είναι:

$$p^{FWE} = P(\max Z > z) \simeq \sum_{d=0}^3 N_{resels_d} EC_d(z) \quad (5.17)$$

όπου $\max Z$ είναι η μέγιστη τιμή που παρατηρείται στο σύνολο του συμπαγούς όγκου. Η τιμή αυτή λέγεται ότι είναι διορθωμένη για το σύνολο του όγκου (Family-Wise Error correction - FWE), καθώς ενδιαφέρει να βρεθεί πόσο πιθανό είναι ολόκληρος ο παρατηρούμενος συμπαγής όγκος να παρουσιάζει ενεργοποίηση τυχαία. Η μέθοδος αυτή λειτουργεί σε επίπεδο κορυφής (peak-level), καθώς εξετάζει μεμονωμένα την υψηλότερη κορυφή (μέγιστο) που εμφανίζεται στο συμπαγή όγκο. Υπάρχουν αντίστοιχα και μέθοδοι υπολογισμού κατωφλίου που λαμβάνουν υπόψη το μέγεθος του όγκου.

Κεφάλαιο 6

Πειραματική σχεδίαση και αποτελέσματα με τη χρήση του Γενικού Γραμμικού Μοντέλου

6.1 Πειραματική σχεδίαση και συλλογή δεδομένων

Για την εξαγωγή των χαρακτηριστικών από τα αποσπάσματα βίντεο έγινε χρήση των εξής εργαλείων:

- Μοντέλο οπτικής εμφάνειας Itti et al.: Χρήση τροποποιημένης έκδοσης της υλοποίησης Saliency Toolbox, διαθέσιμη ελεύθερα στο Διαδίκτυο [69].
- Μοντέλο οπτικής εμφάνειας GBVS: Χρήση της υλοποίησης GBVS - A Saliency Implementation in MATLAB, διαθέσιμη ελεύθερα στο Διαδίκτυο [23].
- Μοντέλο οπτικής εμφάνειας με τριδιάστατες ενέργειες: Χρήση αλγορίθμων που έχουν υλοποιηθεί από το εργαστήριο Όρασης Υπολογιστών, Επικοινωνίας Λόγου και Επεξεργασίας Σήματος, όπως περιγράφονται στα [43] και [42].
- Μοντέλο ακουστικής εμφάνειας Kayser: Χρήση τροποποιημένης έκδοσης της υλοποίησης για MATLAB [38], διαθέσιμη ελεύθερα στο Διαδίκτυο.
- Μοντέλο ακουστικής εμφάνειας AM-FM: Χρήση αλγορίθμων που έχουν υλοποιηθεί από το εργαστήριο Όρασης Υπολογιστών, Επικοινωνίας Λόγου και Επεξεργασίας Σήματος, όπως περιγράφονται στο [43].

Τα εργαλεία αυτά ενεργούν ακολουθιακά σε κάθε πλαίσιο (frame) του βίντεο.

Τα δεδομένα fMRI που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία λήφθηκαν από το μαγνητικό τομογράφο μοντέλου Philips Achieva 3.0 Tesla TX με χαρακτηριστικά $TR = 2 \text{ sec}$, 36 εγκάρσιες φέτες, μέγεθος voxel $3 \times 3 \times 3$, που βρίσκεται στις εγκαταστάσεις του Αιγινήτειου νοσοκομείου. Η παρακολούθηση των βίντεο έγινε με τεχνική οπισθοπροβολής, καθώς ο/η συμμετέχων βρισκόταν εντός του σκάνερ, ενώ η μεταφορά του ήχου έγινε με ακουστικά κατάλληλα σχεδιασμένα για χρήση εντός του μαγνητικού εξοπλισμού.

6.1.1 Σχεδίαση 1: Ελεύθερη παρακολούθηση αποσπάσματος ταινίας

Έγινε επιλογή της ταινίας “The Departed”, η οποία αποτελεί μέρος της βάσης MovieSum που αναπτύσσεται από το εργαστήριο Όρασης Υπολογιστών, Επικοινωνίας του Λόγου και Επεξεργασίας Σήματος. Προβλήθηκαν τα 20 πρώτα λεπτά της ταινίας και συλλέχθηκαν δεδομένα από 6 συμμετέχοντες. Τεχνικά χαρακτηριστικά: Μέγεθος εικόνας 360×212 , συχνότητα 25 fps.

6.1.2 Σχεδίαση 2: Ελεύθερη παρακολούθηση αποσπάσματος ντοκιμαντέρ με χειρισμό των ροών οπτικής και ακουστικής πληροφορίας

Η εφαρμογή του συγκεκριμένου παραδείγματος έγινε για λόγους σύγκρισης και αξιολόγησης των αποτελεσμάτων της πλήρως ελεύθερης παρακολούθησης (Σχεδίαση 1), καθώς ο χειρισμός των ροών πληροφορίας επιτρέπει πιο εύρωστα και ευδιάκριτα αποτελέσματα.

Επελέγη προς παρουσίαση ένα απόσπασμα από ντοκιμαντέρ με σκηνές της άγριας φύσης (Botswana Lion Brotherhood), το οποίο περιέχει έντονες σκηνές δράσης (σκηνές κυνηγιού) αλλά και αρκετά έντονα χρώματα (φύση και ζώα), διάρκειας 15 λεπτών. Συλλέχθηκαν δεδομένα από 6 άτομα, εκ των οποίων ωστόσο μόνο 5 είχαν διαθέσιμη λειτουργική πληροφορία ήχου. Τεχνικά χαρακτηριστικά: Μέγεθος εικόνας 480×272 , συχνότητα 25 fps.

Ο χειρισμός των δύο ροών πληροφορίας, οπτικής και ακουστικής, έγινε με πλήρως ανεξάρτητο μεταξύ τους τρόπο, ώστε να μην υπάρχουν συσχετίσεις ανάμεσα στα αποτελέσματα, που θα οφείλονταν στην πειραματική σχεδίαση. Όσον αφορά την οπτική πληροφορία, έγινε χειρισμός της ροής χρώματος και της παρουσίας ή όχι εικόνας στην ολότητά της, ενώ όσον αφορά την ακουστική πληροφορία έγινε χειρισμός της παρουσίας ή όχι της ροής αυτής.

- Εικόνα (ON/GRAY/OFF): Το απόσπασμα διαιρέθηκε σε 60 διαστήματα, από τα οποία 20 αντιστοιχούν σε αυτούσιο βίντεο (συνολικής διάρκειας περίπου 5

λεπτών), 20 σε ασπρόμαυρη εικόνα (συνολικής διάρκειας περίπου 5 λεπτών) και 20 σε μαύρο χρώμα, δηλαδή σε πλήρη απουσία εικόνας (συνολικής διάρκειας περίπου 5 λεπτών). Οι εναλλαγές έγιναν με τυχαιοποιημένο τρόπο που ακολουθεί ομοιόμορφη κατανομή, ενώ η διάρκεια των αποσπασμάτων βρίσκεται στο διάστημα 8 – 20s με φθίνουσα εκθετική κατανομή. Η χρήση της εκθετικής κατανομής ελαχιστοποιεί την ικανότητα πρόβλεψης του συμμετέχοντα για το πότε θα επέλθει η αλλαγή.

- Ήχος (ON/OFF): Το απόσπασμα διαιρέθηκε σε 40 διαστήματα, από τα οποία 20 αντιστοιχούν σε βίντεο με ήχο (συνολικής διάρκειας περίπου 7.5 λεπτών) και 20 αντιστοιχούν σε βίντεο χωρίς ήχο (συνολικής διάρκειας περίπου 7.5 λεπτών). Ο τρόπος υπολογισμού του σημείου έναρξης και της διάρκειας των αποσπασμάτων έγινε με τρόπο όμοιο με αυτόν που περιγράφηκε για την εικόνα.

6.2 Κατάρτιση του μοντέλου

Στην ενότητα αυτή θα γίνει ανάλυση της διαδικασίας κατάρτισης του Γενικού Γραμμικού Μοντέλου με σκοπό την εφαρμογή του στα δεδομένα νευροαπεικόνισης που συλλέχθηκαν με τον τρόπο που περιγράφηκε. Θα γίνει επεξεργασία των δεδομένων που προέκυψαν από τα δύο βίντεο εντελώς ανεξάρτητα, ώστε τα αποτελέσματα του ενός να μπορούν να χρησιμοποιηθούν και ως βάση αξιολόγησης των αποτελεσμάτων του άλλου.

Για να σχηματίσουμε το γενικό γραμμικό μοντέλο, χρειάζεται να έχουμε τους κατάλληλους προβλέπτες. Στην περίπτωση μας αυτοί θα προκύψουν από τους χάρτες χαρακτηριστικών (χάρτες ευδιακριτότητας - conspicuity maps) και το χάρτη εμφάνειας (saliency map) κάθε τροπικότητας.

Για κάθε τροπικότητα (ακοή και όραση) θα υπολογιστούν 2 διαφορετικά και ανεξάρτητα μοντέλα: το ένα θα χρησιμοποιεί προβλέπτες που θα προκύψουν από τους χάρτες χαρακτηριστικών, ενώ το άλλο ένα προβλέπτη που θα προκύπτει από το χάρτη εμφάνειας. Βέβαια, επειδή οι χάρτες εμφάνειας προκύπτουν από τους χάρτες χαρακτηριστικών, είναι φυσικό να παρατηρήσουμε ομοιότητες ανάμεσα στα δύο μοντέλα.

Στη συνέχεια θα περιγραφεί η διαδικασία υπολογισμού κατάλληλων προβλεπών.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, η χρονική ανάλυση των δεδομένων fMRI που έχουμε στη διάθεσή μας είναι ένας πλήρης όγκος ανά 2 δευτερόλεπτα -πολύ αδρότερη από τη χρονική ανάλυση του βίντεο (25 fps), άρα και των επιμέρους οπτικών χαρτών, που υπολογίζονται σε κάθε πλαίσιο (οι ακουστικοί χάρτες, όπως έχει αναφερθεί, έχουν ήδη υπολογιστεί σε πλαίσια διάρκειας 2 δευτερολέπτων και άρα δεν προκύπτει εδώ κάποια ασυμφωνία). Ακόμη, οι διαθέσιμοι χάρτες ανά πλαίσιο είναι διδιάστατοι, ενώ η χρήση του GLM απαιτεί προβλέπτες σε μορφή χρονοσειράς, δηλαδή μία τιμή ανά

όγκο.

Για τη μετατροπή των διδιάστατων χαρτών σε χρονοσειρές, ακολουθούνται οι εξής δυο ελαφρά διαφορετικές μέθοδοι, με κριτήριο το είδος της τροπικότητας και το είδος των χαρτών:

- Χάρτες οπτικών χαρακτηριστικών: Σε κάθε πλαίσιο αντιστοιχίζεται μια τιμή που λαμβάνεται ως ο μέσος όρος τόσο ως προς την οριζόντια όσο και ως προς την κατακόρυφη διεύθυνση.
- Χάρτης οπτικής εμφάνειας: Σε κάθε πλαίσιο υπολογίζεται η μέση τιμή κάθε διακριτής εμφανούς συστάδας (salient cluster) και στη συνέχεια η μέση τιμή αυτών αποδίδεται ως τιμή εμφάνειας στο εν λόγω πλαίσιο.
- Χάρτες ακουστικών χαρακτηριστικών: Σε κάθε πλαίσιο αντιστοιχίζεται μια τιμή που λαμβάνεται ως ο μέσος όρος τόσο ως προς την οριζόντια (χρόνος) όσο και ως προς την κατακόρυφη (συχνότητα) διεύθυνση.
- Χάρτης ακουστικής εμφάνειας: Σε κάθε πλαίσιο λαμβάνεται η μέγιστη συχνότητα ανά χρονικό σημείο και στη συνέχεια η μέση τιμή αυτών.

Όσον αφορά τα οπτικά μοντέλα, για το σχηματισμό προβλεπτών με κατάλληλη χρονική ανάλυση, υπολογίζεται απλώς η μέση τιμή του αποτελέσματος της παραπάνω διαδικασίας ανά 2 δευτερόλεπτα.

Στη συνέχεια και πριν την εισαγωγή τους στο μοντέλο, οι προβλέπτες υπόκεινται σε συνέλιξη με τη συνάρτηση αιμοδυναμικής απόκριση HRF.

Το κάθε μοντέλο υπολογίζεται χρησιμοποιώντας δεδομένα από όλους τους διαθέσιμους συμμετέχοντες, συνενώνοντας κατακόρυφα τις αντίστοιχες χρονοσειρές. Για κάθε συμμετέχοντα συμπεριλαμβάνονται στο μοντέλο και οι 6 προβλέπτες που περιγράφουν τον αφινικό μετασχηματισμό ο οποίος προκύπτει στο πρώτο βήμα της προεπεξεργασίας, τη διόρθωση κίνησης. Η χρονική διάρκεια του βίντεο αντιστοιχεί σε 608 όγκους (δείγματα) για τη Σχεδίαση 1 και σε 449 όγκους για τη Σχεδίαση 2. Η σχέση 6.1 αποτελεί τη διατύπωση του μοντέλου οπτικών χαρακτηριστικών για τη Σχεδίαση 1. Όσον αφορά τη Σχεδίαση 2 η σχέση διατυπώνεται με όμοιο τρόπο.

Στο σημείο αυτό θα πρέπει να σημειωθεί ότι η συγκεκριμένη διάταξη για τον υπολογισμό του μοντέλου αντιστοιχεί σε ανάλυση που κάνει την παραδοχή ότι το μοντέλο παραγωγής των δεδομένων δε διαφέρει από άτομο σε άτομο (fixed-effects analysis). Η παραδοχή αυτή είναι φυσικά εξαιρετικά ισχυρή και αποτελεί σημαντική απόκλιση από την πραγματικότητα. Ωστόσο, το μικρό δείγμα που έχουμε στη διάθεσή μας δεν επιτρέπει την πιο γενική ανάλυση (random-effects analysis). Η τελευταία περιλαμβάνει σε πρώτο επίπεδο τον υπολογισμό ενός ατομικού μοντέλου για κάθε συμμετέχοντα και την εξαγωγή στατιστικών στο επίπεδο αυτό (first level - subject analysis). Στη συνέχεια η εξαγωγή συμπερασμάτων στο συλλογικό επίπεδο γίνεται

με τον υπολογισμό ενός νέου μοντέλου που καταρτίζεται με χρήση των στατιστικών που εξήχθησαν από το ατομικό επίπεδο (second level - group analysis).

$$\begin{bmatrix} y_{S_1,1} \\ y_{S_1,2} \\ \cdot \\ \cdot \\ y_{S_1,608} \\ y_{S_2,1} \\ y_{S_2,2} \\ \cdot \\ \cdot \\ y_{S_2,608} \\ \cdot \\ \cdot \\ y_{S_6,1} \\ y_{S_6,2} \\ \cdot \\ \cdot \\ y_{S_6,608} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b_{S_1,1} \\ b_{S_1,2} \\ \cdot \\ \cdot \\ b_{S_1,608} \\ b_{S_2,1} \\ b_{S_2,2} \\ \cdot \\ \cdot \\ b_{S_2,608} \\ \cdot \\ \cdot \\ b_{S_6,1} \\ b_{S_6,2} \\ \cdot \\ \cdot \\ b_{S_6,608} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} S_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & S_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & S_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & S_5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & S_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_{S_1,1} \\ e_{S_1,2} \\ \cdot \\ \cdot \\ e_{S_1,608} \\ e_{S_2,1} \\ e_{S_2,2} \\ \cdot \\ \cdot \\ e_{S_2,608} \\ \cdot \\ \cdot \\ e_{S_6,1} \\ e_{S_6,2} \\ \cdot \\ \cdot \\ e_{S_6,608} \end{bmatrix} \quad (6.1)$$

με

$$S_i = \begin{bmatrix} s_1 & m1_{S_i,1} & m2_{S_i,1} & m3_{S_i,1} & m4_{S_i,1} & m5_{S_i,1} & m6_{S_i,1} & r_1 \\ s_2 & m1_{S_i,2} & m2_{S_i,2} & m3_{S_i,2} & m4_{S_i,2} & m5_{S_i,2} & m6_{S_i,2} & r_2 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ s_{608} & m1_{S_i,608} & m2_{S_i,608} & m3_{S_i,608} & m4_{S_i,608} & m5_{S_i,608} & m6_{S_i,608} & r_{608} \end{bmatrix}$$

όπου y είναι η παρατηρούμενη χρονοσειρά του voxel, b είναι βάρη προς υπολογισμό, e είναι το υπόλοιπο (σφάλμα) που προκύπτει μετά τον υπολογισμό του μοντέλου και S_i είναι ο πίνακας που αντιστοιχεί στο συμμετέχοντα i , όπου s είναι η χρονοσειρά του προβλέπτη για την εμφάνεια, $m1 - m6$ είναι παλινδρομητές που αφορούν τον μετασχηματισμό διόρθωσης κίνησης και r είναι σταθερό διάνυσμα που μοντελοποιεί την κατάσταση ισορροπίας (baseline). Για την περίπτωση του μοντέλου χαρακτηριστικών, θα υπάρχουν 5 διαφορετικοί προβλέπτες $s1 - s5$.

Για τη Σχεδίαση 2 ωστόσο υπολογίζονται δύο είδη μοντέλων: το πρώτο είδος αφορά τη χρήση προβλεπτών που προκύπτουν με χρήση των ανωτέρω υπολογιστικών μοντέλων και είναι πανομοιότυπο με αυτό που υπολογίζεται για τη Σχεδίαση 1 (βλ. σχέση 6.1), ενώ το δεύτερο χρησιμοποιεί κατηγορικούς δυαδικούς προβλέπτες που αποτυπώνουν την ύπαρξη ή όχι μιας συγκεκριμένης ροής πληροφορίας. Πιο συγκεκριμένα, για την περιγραφή της οπτικής πληροφορίας χρησιμοποιούμε τέσσερις

προβλέπτες: ένας περιέχει μονάδες στις χρονικές θέσεις που αντιστοιχούν σε εναλλαγή από αποσπάσματα με έγχρωμη ή ασπρόμαυρη εικόνα σε αποσπάσματα χωρίς εικόνα (μαύρη οθόνη) στο βίντεο και μηδενικά οπουδήποτε αλλού, και ένας ακόμη περιέχει μονάδες στις χρονικές θέσεις όπου υπάρχει εναλλαγή σε ασπρόμαυρη εικόνα και μηδενικά στις υπόλοιπες θέσεις επιπλέον, ενώ για κάθε έναν από αυτούς τους προβλέπτες χρησιμοποιείται ακόμη ένας, ο οποίος διατηρεί πληροφορία για τη διάρκεια (σε πλαίσια) του αντίστοιχου αποσπάσματος. Αντίστοιχα, για την περιγραφή του ήχου χρησιμοποιούμε έναν προβλέπτη που περιγράφει τις εναλλαγές από αποσπάσματα με ήχο σε αποσπάσματα χωρίς ήχο και έναν επιπλέον προβλέπτη για τη διάρκεια αυτών. Και στην περίπτωση του μοντέλου αυτού πραγματοποιείται συνέλιξη των προβλεπτών με τη συνάρτηση HRF. Θα ονομάσουμε για τη συνέχεια το μοντέλο αυτο μοντέλο ON/OFF.

Για την εξέταση των αποτελεσμάτων των μοντέλων εμφάνειας, θα χρησιμοποιήσουμε ένα t-contrast με μονάδα στην πρώτη θέση για κάθε συμμετέχοντα, που αντιστοιχεί στον προβλέπτη εμφάνειας και μηδενικά οπουδήποτε αλλού. Όσον αφορά τα μοντέλα χαρακτηριστικών, θα χρησιμοποιήσουμε F-contrast, καθώς υπάρχει μεταξύ των προβλεπτών σημαντική συσχέτιση και άρα η μεμονωμένη εξέτασή τους στερείται νοήματος. Τέλος, για το μοντέλο ON/OFF της Σχεδίασης 2, θα κάνουμε χρήση τόσο t- όσο και F-contrast, ώστε να εξετάσουμε την επιρροή της εναλλαγής κάθε είδους ροής πληροφορίας, αλλά και της διάρκειας του κάθε αποσπάσματος. Ειδικά για την περίπτωση των t-contrast που αφορούν τους προβλέπτες που περιέχουν πληροφορία για την εναλλαγή σε αποσπάσματα χωρίς εικόνα (για το οπτικό μοντέλο) ή χωρίς ήχο (για το ακουστικό μοντέλο), θα χρησιμοποιήσουμε αρνητικές μονάδες (-1), καθώς αναμένουμε τα voxel που μας ενδιαφέρουν να κωδικοποιούν μια αποδιέγερση του οπτικού ή ακουστικού φλοιού αντίστοιχα και άρα να διατηρούν αρνητική σχέση με τους προβλέπτες αυτούς. Έτσι, για παράδειγμα, το διάνυσμα του t-contrast που εξετάζει στο οπτικό μοντέλο ON/OFF την επιρροή του προβλέπτη εναλλαγής σε αποσπάσματα χωρίς εικόνα θα είναι (για ένα συμμετέχοντα): $c = [-1\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0]$, όπου οι δύο πρώτες θέσεις αντιστοιχούν στους προβλέπτες ύπαρξης εικόνας (έναρξη και διάρκεια), τα δύο επόμενα μηδενικά αντιστοιχούν στους προβλέπτες για το χρώμα, ενώ τα 7 τελευταία μηδενικά αντιστοιχούν στο σταθερό διάνυσμα και στους παλινδρομητες διόρθωσης κίνησης.

6.3 Πειραματικά αποτελέσματα

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τον υπολογισμό των μοντέλων και την εφαρμογή των αντίστοιχων contrast, σε γραφική και αναλυτική μορφή. Το κατώφλι στατιστικής σημαντικότητας που επιλέχθηκε ήταν $p = 0.05$ με διόρθωση FWE.

Η παράθεση των αποτελεσμάτων ακολουθεί την ίδια δομή σε κάθε υποενότητα. Αρχικά παρατίθενται τα γραφικά αποτελέσματα, με παρουσίαση εγκεφαλικών εικόνων στις οποίες υπερτίθεται χρωματικά ο χάρτης στατιστικής σημαντικότητας. Οι έγχρωμες περιοχές αντιστοιχούν σε voxel/cluster των οποίων η T - ή F -τιμή υπερβαίνει το κατώφλι ή αντίστοιχα η p -τιμή στατιστικής σημαντικότητας υπερβαίνει την καθορισμένη τιμή. Η χρωματική κλίμακα διατρέχει τις τιμές από $p_{FWE} = 0.05$ (κόκκινο) έως $p_{FWE} = 0$ (λευκό). Ακολουθεί γραφική σύνοψη των αποτελεσμάτων κάθε μοντέλου. Τα γραφήματα που κατασκευάστηκαν αποτελούν μια προσπάθεια οπτικά εύληπτης παρουσίασης της ευαισθησίας (sensitivity ή recall) και της επιλεκτικότητας/ακρίβειας (precision) του μοντέλου, δηλαδή ένα μέτρο της ικανότητας του μοντέλου να διατηρεί μια ισορροπία ανάμεσα στα λάθη τύπου I και τύπου II. Συγκεκριμένα, στο πρώτο γράφημα παρουσιάζεται το ποσοστό των επιθυμητών περιοχών (οπτικών για τα οπτικά μοντέλα και ακουστικών για τα ακουστικά μοντέλα) που ανιχνεύτηκαν, ενώ στο δεύτερο παρουσιάζεται το ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου περιοχών που ανιχνεύτηκε.

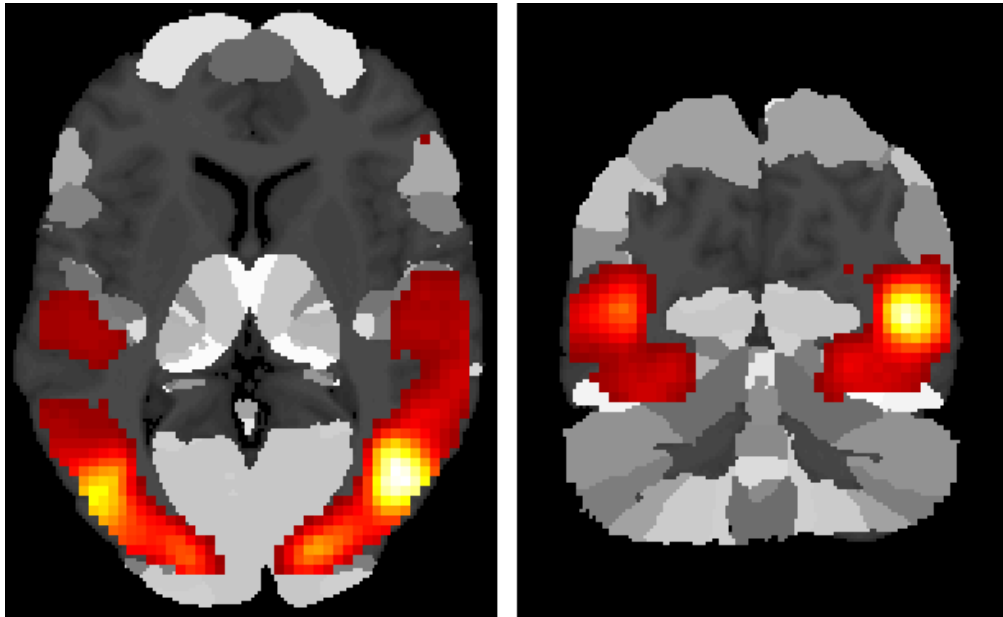
Στο Παράρτημα Α παρατίθενται οι αναλυτικοί πίνακες για όλες τις περιοχές που βρέθηκαν να ενεργοποιούνται, καθώς και για την τοποθεσία των υψηλότερων κορυφών (τοπικών μεγίστων συσχέτισης). Η αντιστοίχιση των κορυφών ενεργοποίησης σε ανατομικές περιοχές έγινε με χρήση του Anatomy Toolbox, που αποτελεί εργαλειοθήκη διαθέσιμη ελεύθερα για χρήση εντός του περιβάλλοντος SPM. Οι πλήρεις ονομασίες των περιοχών, οι οποίες αναγράφονται συντομευμένες στους πίνακες που ακολουθούν, βρίσκονται στο Παράρτημα Β.

6.3.1 Πειραματικά αποτελέσματα για τη Σχεδίαση 1 - DEP

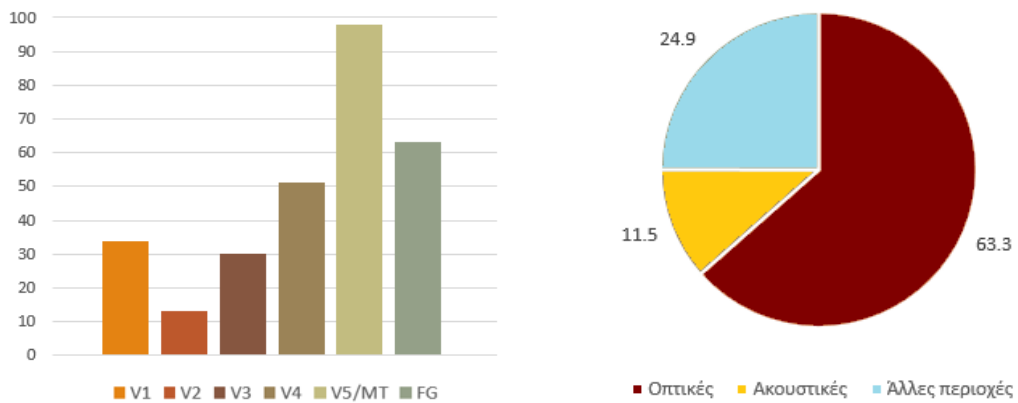
Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Itti et al.

Παρατηρείται αυξημένη συσχέτιση των χαρακτηριστικών με voxel της ανώτερης οπτικής περιοχής V5/MT+ και στα δύο ημισφαίρια συμμετρικά, η οποία είναι ιδιαίτερα ευθαίσθητη στην ανίχνευση κίνησης. Περαιτέρω εξέταση της σχέσης των χωρικών (φωτεινότητα, χρώμα, προσανατολισμός) και χωροχρονικών (flicker, κίνηση) χαρακτηριστικών ξεχωριστά (με διαφορετικά F-contrast για το κάθε είδος), αποκαλύπτει ότι η συσχέτιση που παρουσιάζεται στους παραπάνω πίνακες οφείλεται ως επί το πλείστον στα χωροχρονικά οπτικά χαρακτηριστικά. Πράγματι, έρευνες πάνω στην αντίληψη της εμφάνειας έχουν δείξει ότι η ανθρώπινη προσοχή είναι περισσότερο ευαίσθητη στην κίνηση.

Συσχέτιση εμφανίζεται βέβαια και με άλλες περιοχές του οπτικού φλοιού, όπως η



Σχήμα 6.1: F-contrast οπτικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο Itti et al.. $z = 9$, $y = -74$

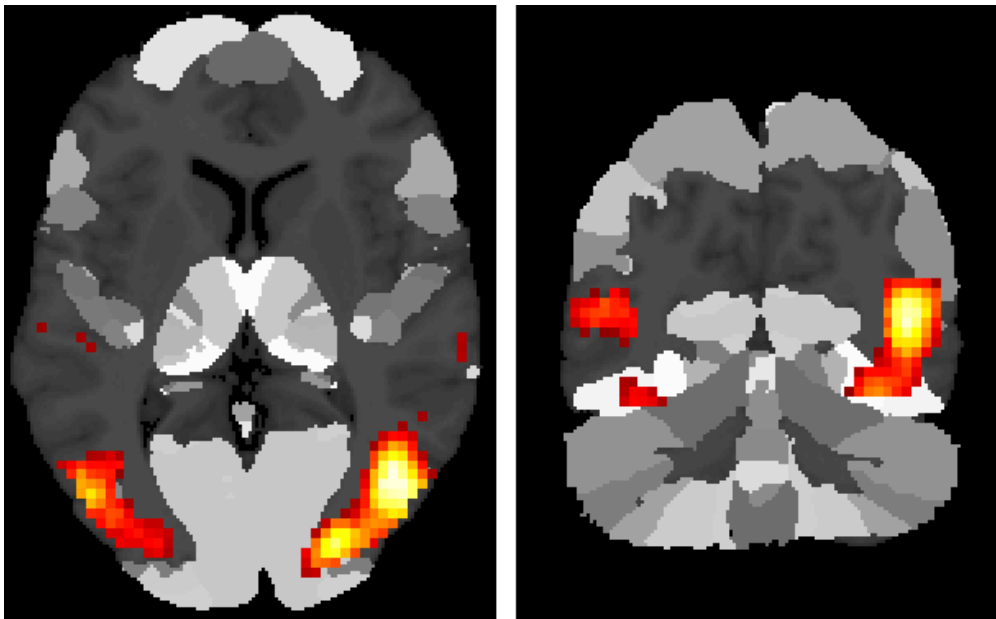


Σχήμα 6.2: Μοντέλο Itti et al. - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

V3 και η V4, και οι δύο από τις οποίες σχετίζονται με την αντίληψη χρώματος. Εμφανίζονται ακόμη οι περιοχές FG1 και FG2, οι οποίες σχετίζονται επίσης με την επεξεργασία οπτικής πληροφορίας και κυρίως με την αναγνώριση προσώπων [7].

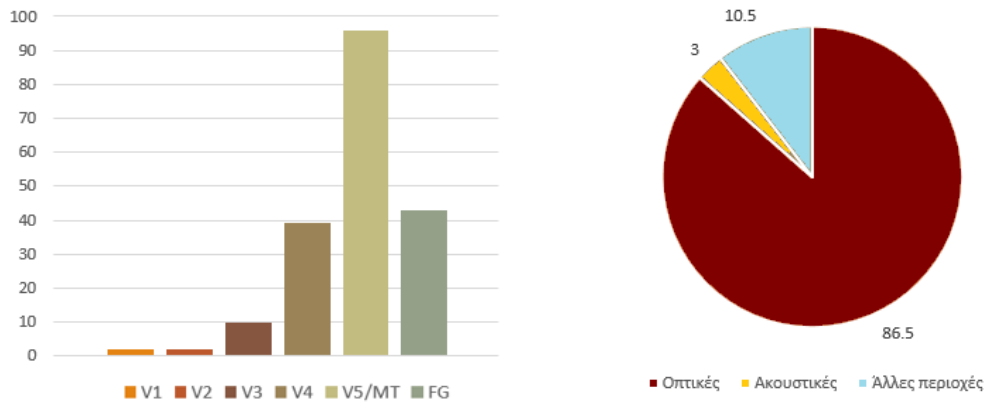
Θα περιμέναμε επίσης ([3]) ισχυρή συσχέτιση των χαρακτηριστικών με τον πρωτοταγή οπτικό φλοιό (V1), καθώς από εκεί διέρχεται οποιαδήποτε οπτική πληροφορία. Η περιοχή αυτή είναι υπεύθυνη για την επεξεργασία πληροφορίας χαμηλού επιπέδου, όπως η φωτεινότητα των επιμέρους τμημάτων της εικόνας. Τα παραπάνω αποτελέσματα ωστόσο είναι πιθανό να επηρεάζονται επίσης σημαντικά από την πειραματική διάταξη, καθώς η τεχνική οπισθοπροβολής προκαλεί θόλωμα της εικόνας, και άρα είναι φυσικό χαρακτηριστικά όπως η κίνηση (και το flicker) ή το χρώμα να είναι πιο ευδιάκριτα, και μάλιστα ακόμη περισσότερο σε σκηνές της πραγματικής ζωής, ενώ διακρίνεται για παράδειγμα της φωτεινότητας να περνούν απαρατήρητες. Ωστόσο είναι επίσης πιθανό τα αποτελέσματα αυτά να αποτυπώνουν ένα μέρος του μηχανισμού λειτουργίας του οπτικού φλοιού, καθώς η πληροφορία για την εμφάνεια της εικόνας είναι πιθανό να κωδικοποιείται σε ανώτερες ιεραρχικά περιοχές, και όχι στον πρωτοταγή φλοιό, που όπως αναφέρθηκε αναπαριστά αδρά τα χαμηλού επιπέδου χαρακτηριστικά ολόκληρης της εικόνας.

Οπτική εμφάνεια - Μοντέλο Itti et al.



Σχήμα 6.3: F-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο Itti et al.. $z = 9, y = -74$

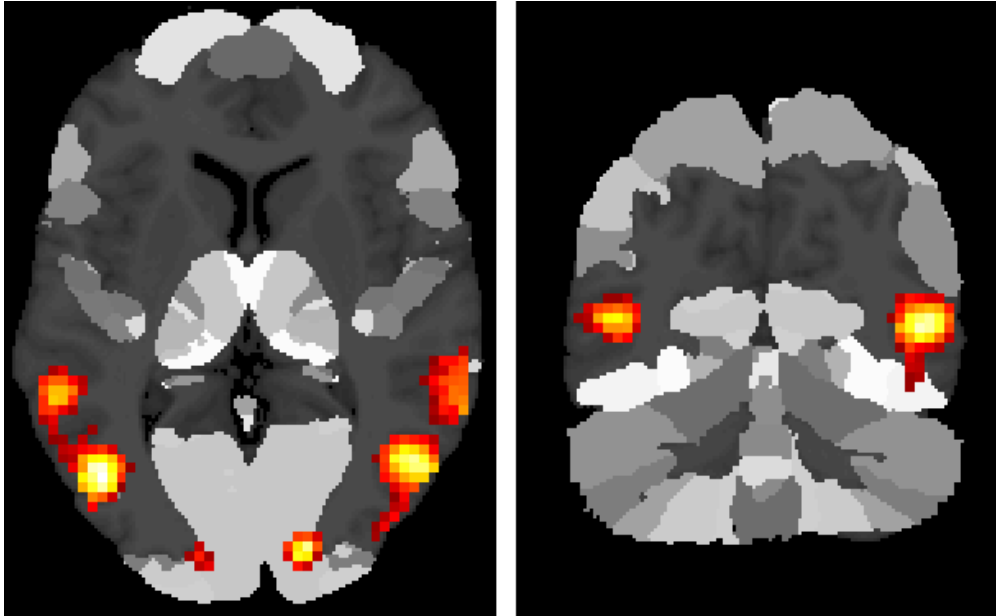
Τα αποτελέσματα που προκύπτουν από το μοντέλο οπτικής εμφάνειας έχουν μορφή παρόμοια με αυτή των αποτελεσμάτων του μοντέλου οπτικών



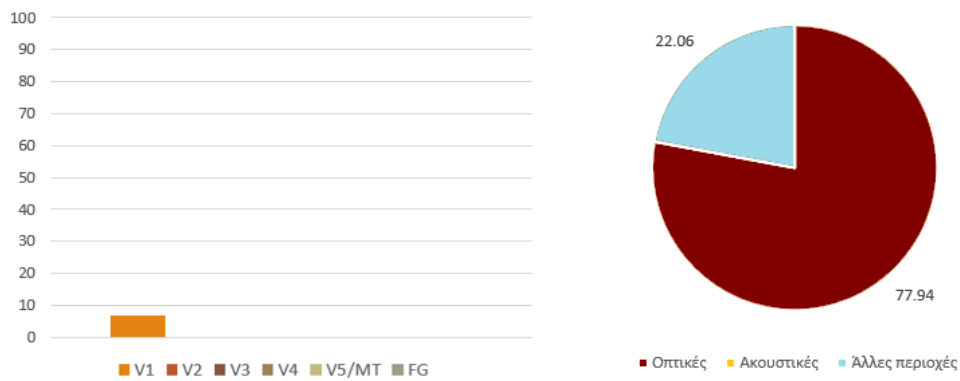
Σχήμα 6.4: Μοντέλο Itti et al. - Μοντέλο εμφάνειας. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

χαρακτηριστικών, ωστόσο οι περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση είναι μικρότερες σε μέγεθος.

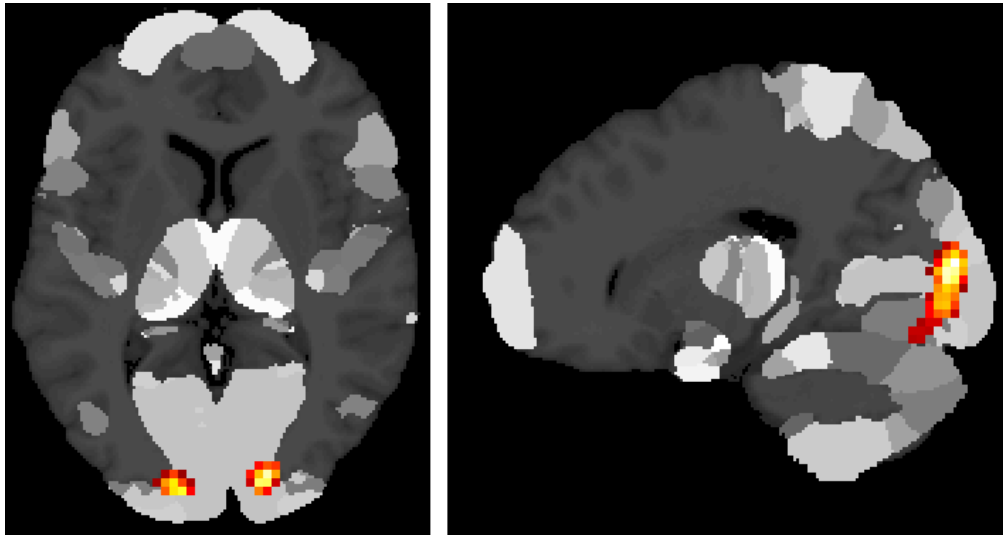
Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο GBVS



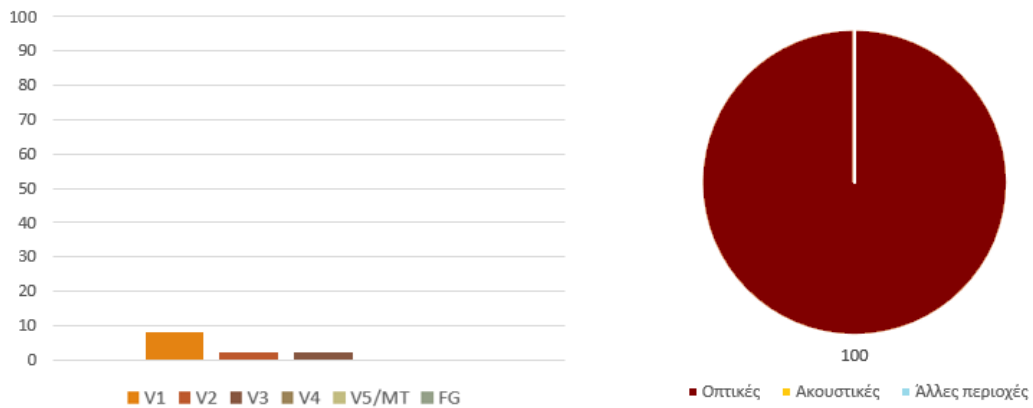
Σχήμα 6.5: F-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο GBVS. $z = 9$, $y = -74$



Σχήμα 6.6: Μοντέλο GBVS - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).



Σχήμα 6.7: F-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο ενεργειών 3D Gabor. $z = 9$, $y = -74$

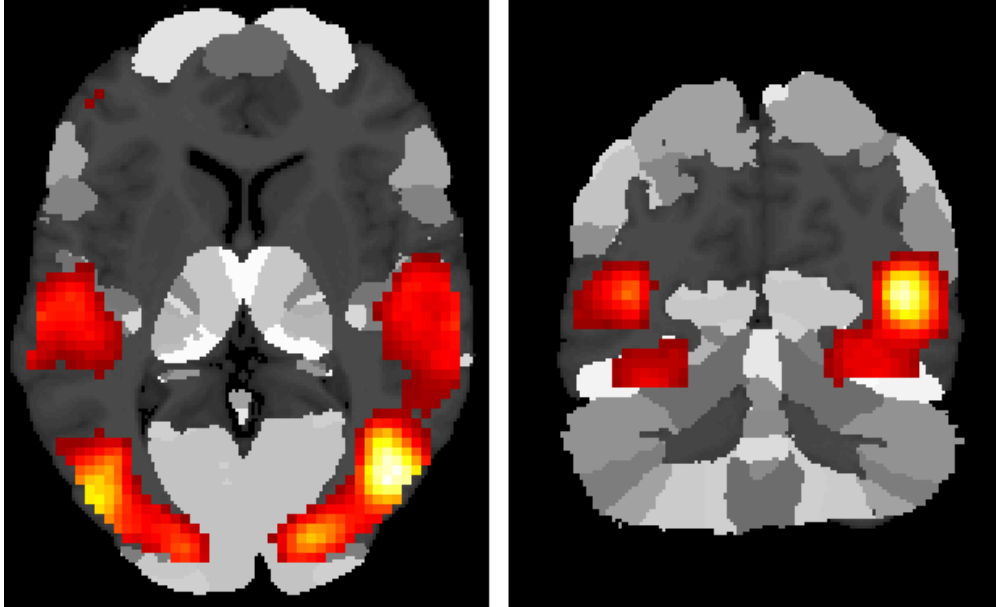


Σχήμα 6.8: Μοντέλο GBVS - Μοντέλο εμφάνειας. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

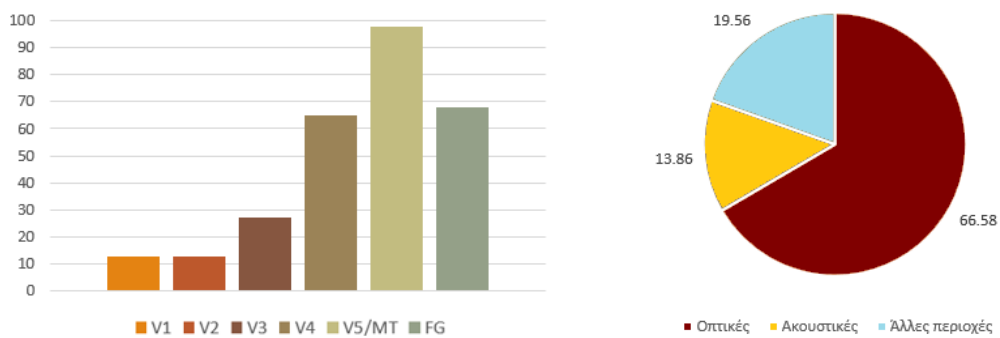
Οπτική εμφάνεια - Μοντέλο GBVS

Παρατηρούμε ότι το μοντέλο GBVS δεν είναι επιρρεπές σε λάθη τύπου I, ωστόσο δεν είναι σε θέση να ανιχνεύσει σημαντικό ποσοστό οπτικών περιοχών.

Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Ενεργειών 3D Gabor



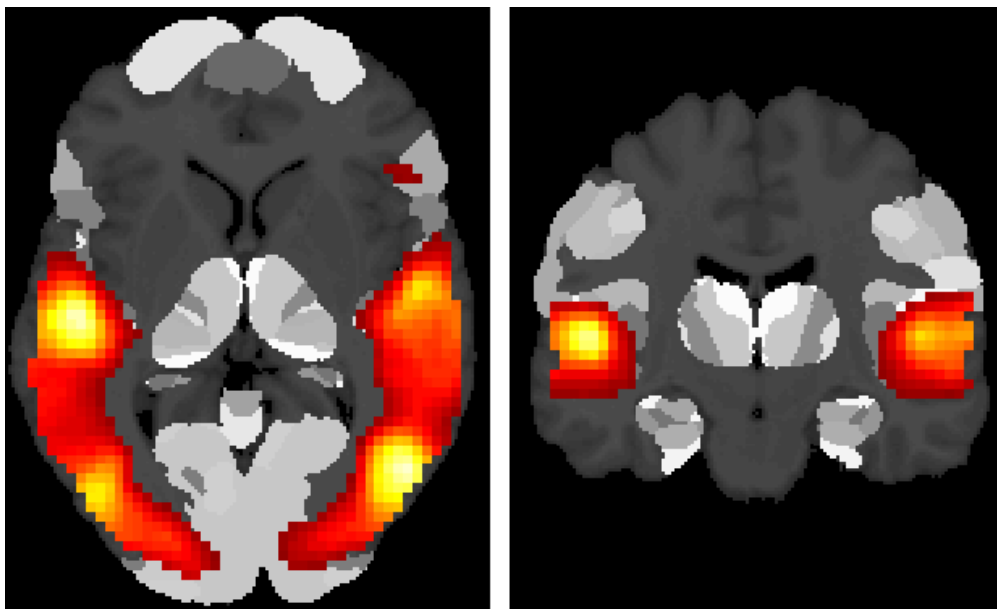
Σχήμα 6.9: F-contrast οπτικής εμφάνισης με το μοντέλο ενεργειών 3D Gabor. $z = 9$, $y = -74$



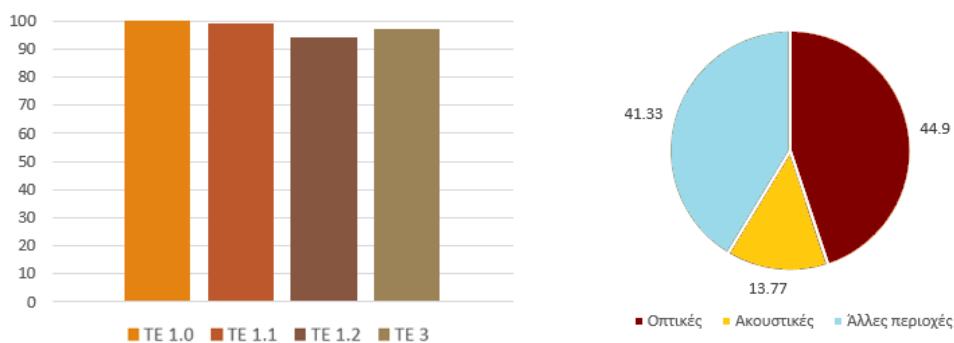
Σχήμα 6.10: Μοντέλο ενεργειών 3D Gabor. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

Το συγκεκριμένο μοντέλο παρουσιάζει αποτελέσματα όμοια με αυτά που σχολιάστηκαν για το μοντέλο Itti et al. (μοντέλο χαρακτηριστικών).

Ακουστικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Kayser



Σχήμα 6.11: F-contrast ακουστικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο Kayser. $z = 5$, $y = -20$



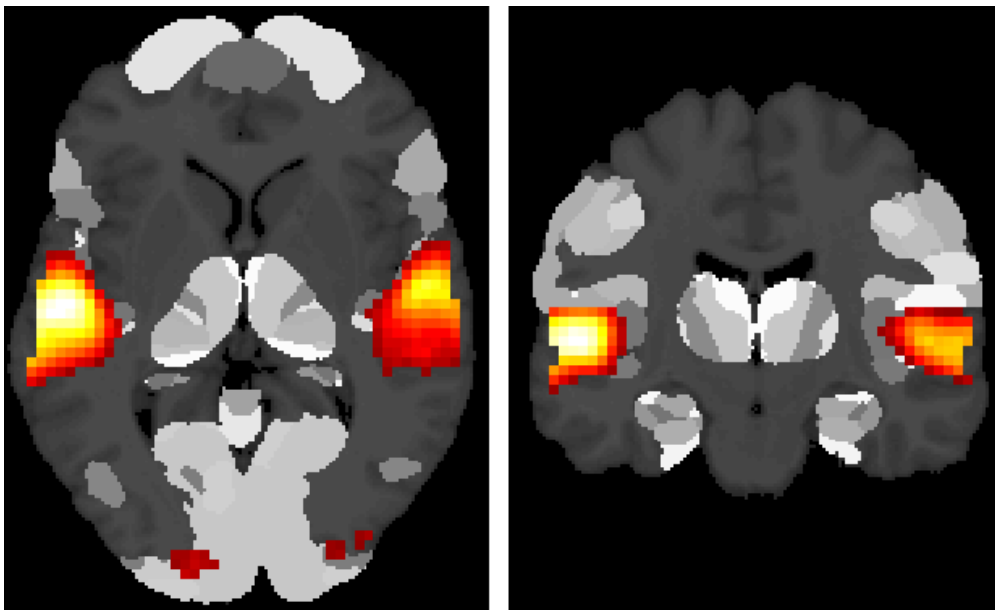
Σχήμα 6.12: Μοντέλο Kayser - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

Τα αποτελέσματα αποκαλύπτουν σημαντική συσχέτιση των ακουστικών χαρακτηριστικών με τις περιοχές TE 1.0 - 1. του πρωτοταγούς ακουστικού φλοιού, αλλά και του ανώτερου ακουστικού φλοιού, TE 1.3. Ωστόσο παρατηρείται επίσης

σημαντική συσχέτιση με τις περισσότερες περιοχές του οπτικού φλοιού. Κάτι τέτοιο μπορεί εν μέρει να εξηγηθεί από τη σημαντική συσχέτιση που υπάρχει ανάμεσα στα οπτικά και τα ακουστικά χαρακτηριστικά του συγκεκριμένου αποσπάσματος ταινίας που χρησιμοποιήθηκε: οπτικά σημαντικά γεγονότα συνοδεύονται από επίσης σημαντικά ακουστικά γεγονότα, όπως συμβαίνει στην περίπτωση σκηνών μάχης. Συγκεκριμένα καμπύλες ακουστικής και οπτική εμφάνειας, όπως υπολογίζονται από τα μοντέλα Itti et al. και Kayser έχουν συντελεστή συσχέτισης 0.73.

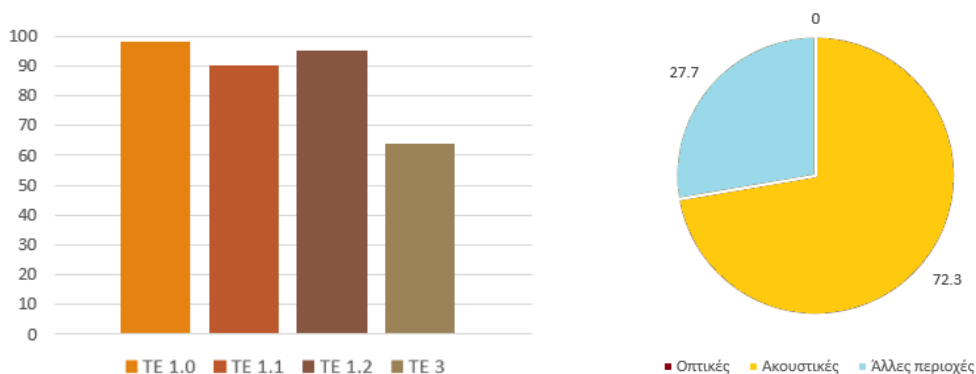
Ακουστική εμφάνεια - Μοντέλο Kayser

Το μοντέλο ακουστικής εμφάνειας δίνει δύο πολύ μικρά cluster για κατώφλι σημαντικότητας $p_{FWE} = 0.05$, τοποθετημένα βέβαια σε ακουστικές περιοχές. Ωστόσο, για κατώφλι σημαντικότητας $p = 0.001$ μη διορθωμένο για πολλαπλές συγκρίσεις, παρατηρούνται πιο εκτεταμένα αποτελέσματα, εξαιρετικά εντοπισμένα στις ακουστικές περιοχές, με πολύ μικρή παρουσία οπτικών περιοχών.



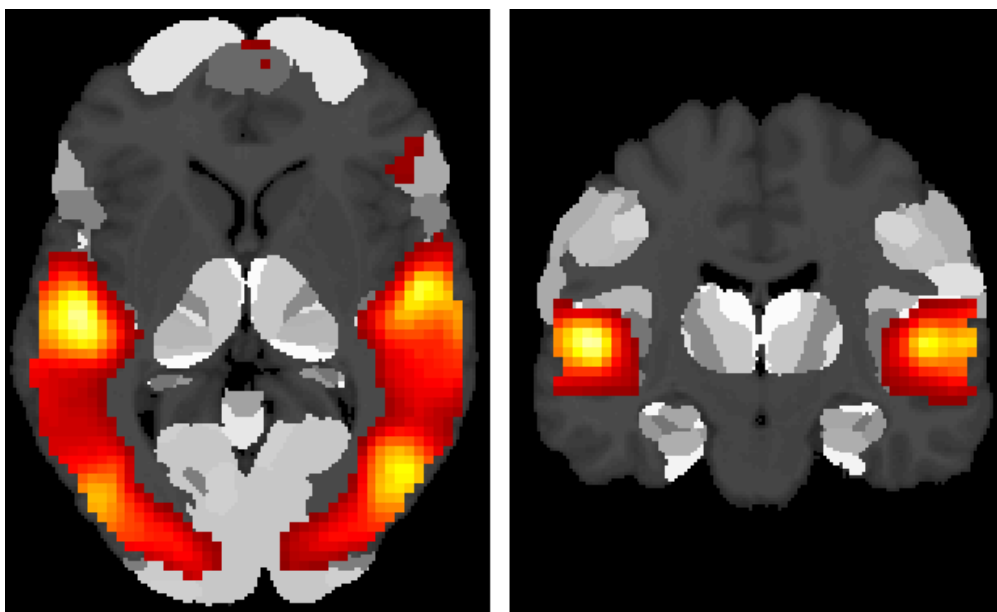
Σχήμα 6.13: T-contrast ακουστικής εμφάνειας με το μοντέλο Kayser. $z = 5$, $y = -20$

Στην περίπτωση του ακουστικού μοντέλου παρατηρούμε ότι τα αποτελέσματα για την ακουστική εμφάνεια είναι εξαιρετικά εντοπισμένα στον ακουστικό φλοιό, με μικρή εμφάνιση περιοχών του οπτικού φλοιού.



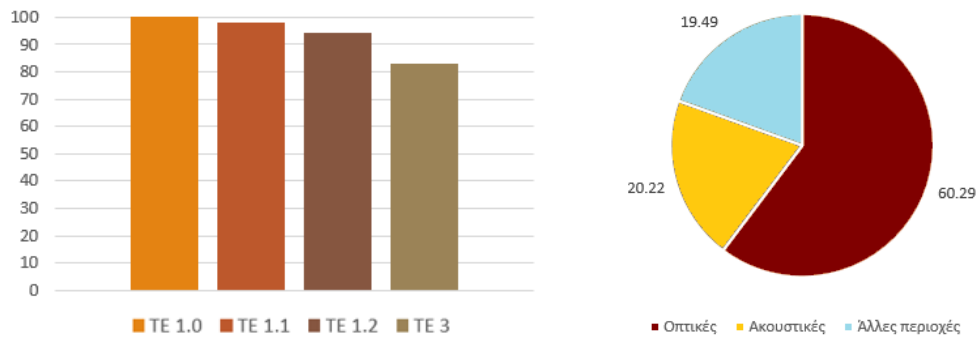
Σχήμα 6.14: Μοντέλο Kayser - Μοντέλο εμφάνειας. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

Ακουστικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο AM-FM



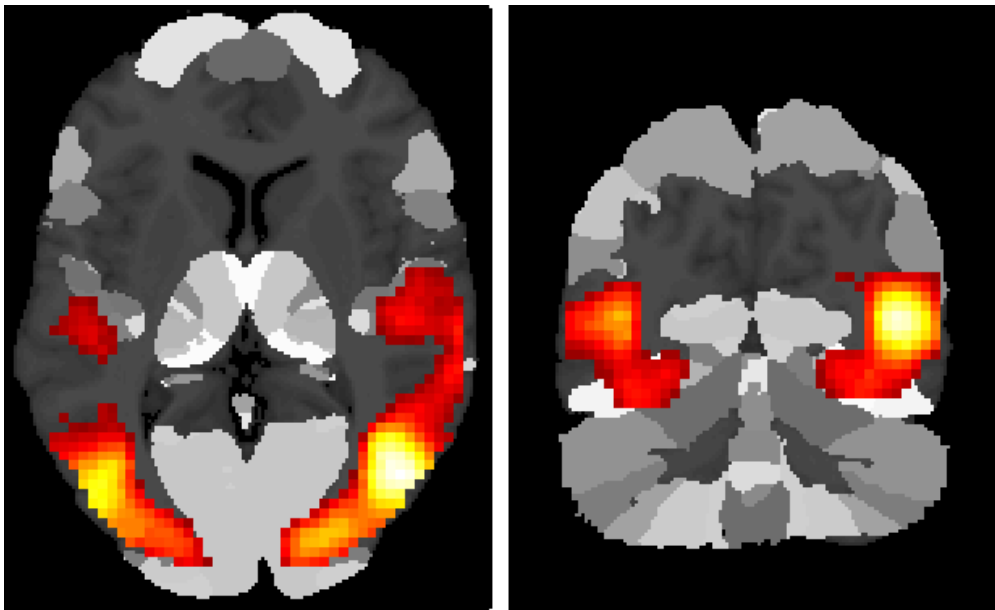
Σχήμα 6.15: F-contrast ακουστικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο AM-FM. $z = 5$, $y = -20$

Τα αποτελέσματα για το μοντέλο αυτό είναι όμοια με το αντίστοιχο μοντέλο χαρακτηριστικών Kayser.



Σχήμα 6.16: Μοντέλο AM-FM. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

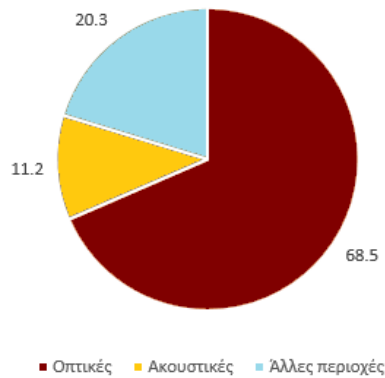
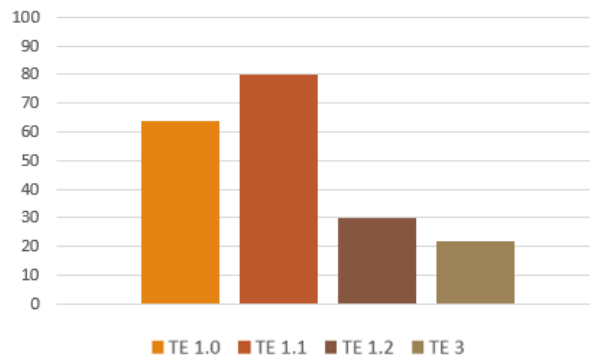
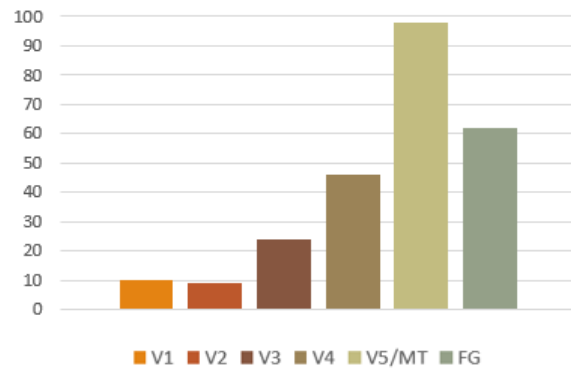
Συσχέτιση εγκεφαλικής ενεργοποίησης με δεδομένα επισημείωσης οπτικοακουστικής εμφάνειας



Σχήμα 6.17: T-contrast επισημείωσης οπτικοακουστικής εμφάνειας. $z = 10$, $y = -74$

Παρατηρείται συσχέτιση των δεδομένων επισημείωσης με περιοχές τόσο του ακουστικού όσο και του οπτικού φλοιού, αλλά και με κάποιες ακόμη περιοχές, κάποιες από τις οποίες, όπως θα αναφερθεί αργότερα εσχετίζονται με τη μνήμη εργασίας.

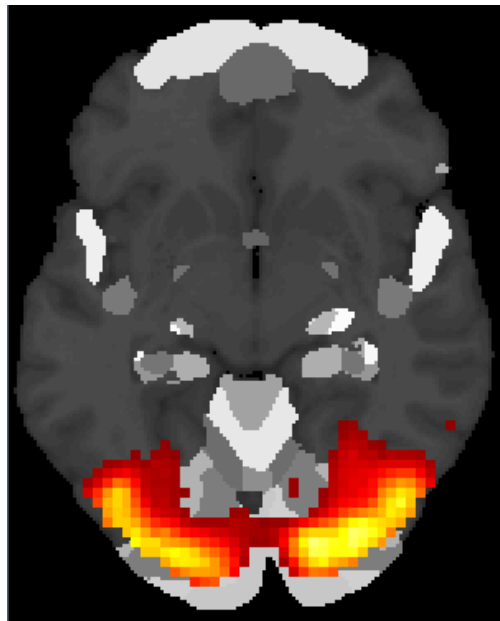
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ
98 ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΤΟΥ ΓΕΝΙΚΟΥ ΓΡΑΜΜΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ



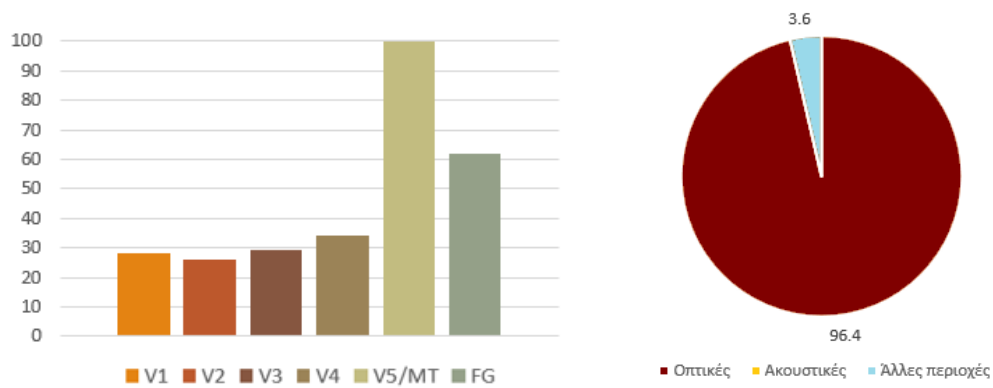
Σχήμα 6.18: Δεδομένα οπτικοακουστικής επισημείωσης. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (πάνω), ακουστικών περιοχών (μέση) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (κάτω).

6.3.2 Πειραματικά αποτελέσματα για τη Σχεδίαση 2 - BLB

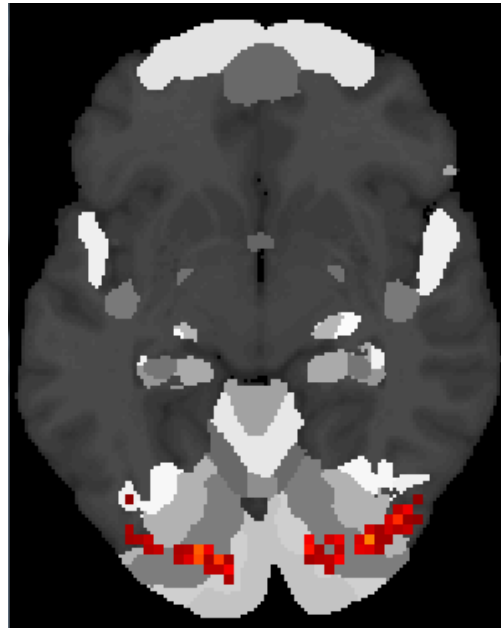
Οπτική πληροφορία - Μοντέλο ON/OFF



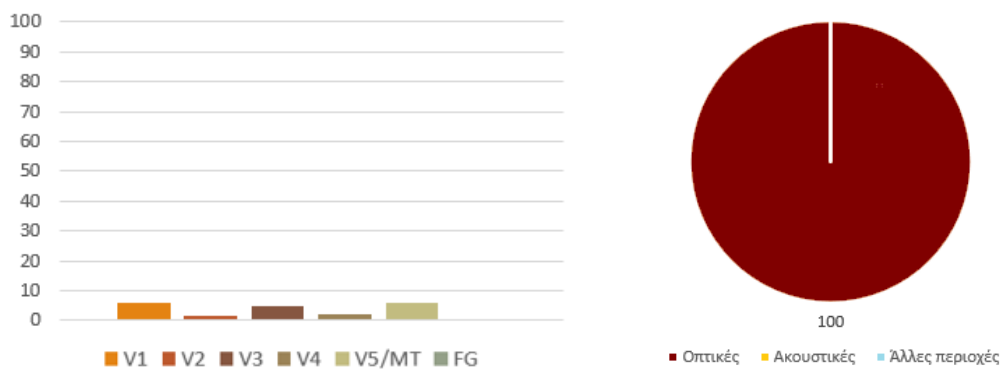
Σχήμα 6.19: F-contrast ON/OFF εικόνας.



Σχήμα 6.20: Σχεδίαση Εικόνα_{ON/OFF}. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).



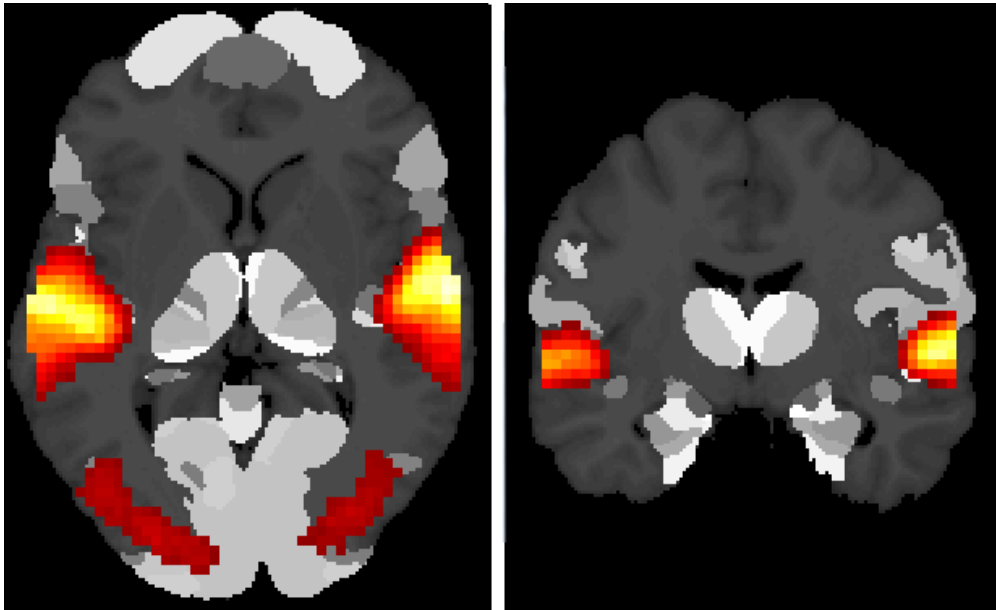
Σχήμα 6.21: F-contrast ON/OFF χρώματος.



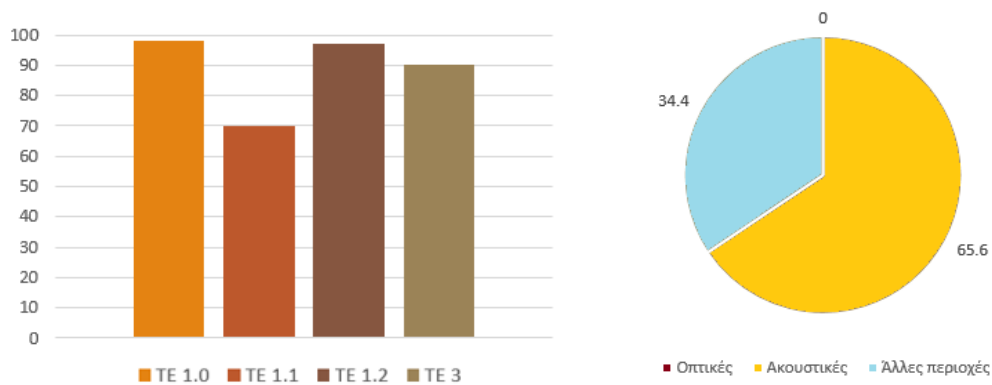
Σχήμα 6.22: Σχεδίαση Χρώμα_{ON/OFF}. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

Όσον αφορά τη σχεδίαση Εικόνα_{ON/OFF}, παρατηρούμε ότι ανιχνεύεται μεγαλύτερο ποσοστό οπτικών περιοχών χαμηλά στην ιεραρχία. Επίσης είναι πολύ μικρή η παρουσία άλλων περιοχών, κάτι που ισχύει επίσης για τη σχεδίαση Χρώμα_{ON/OFF}. Αυτό είναι αναμενόμενο, καθώς η σχεδίαση αυτή συνδέει με πιο ευθύ τρόπο τις εναλλαγές στο ερέθισμα με την εγκεφαλική οπτική λειτουργία.

Ακουστική πληροφορία - Μοντέλο ON/OFF



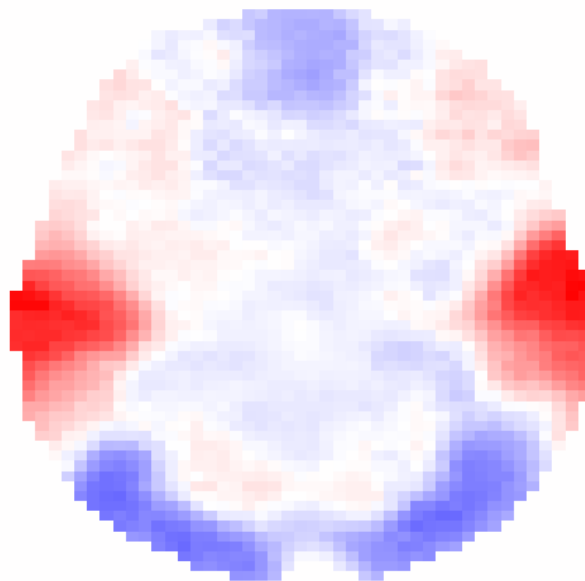
Σχήμα 6.23: F-contrast ON/OFF ήχου.



Σχήμα 6.24: Σχεδίαση Ήχου_{ON/OFF}. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

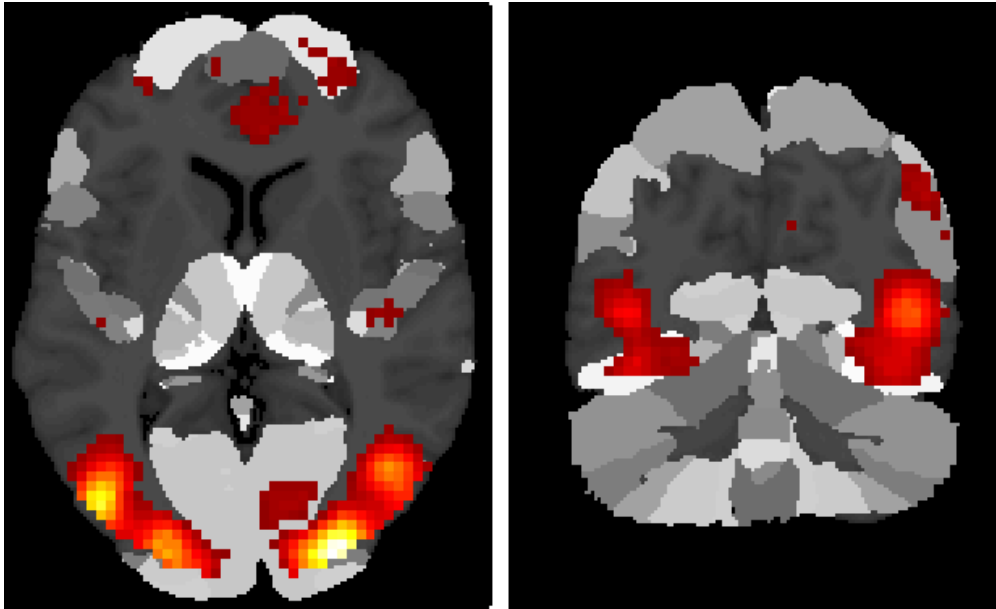
Παρατηρούμε ότι στα δύο τελευταία cluster είναι έντονη η παρουσία περιοχών του οπτικού φλοιού. Το F-contrast που χρησιμοποιήθηκε, ως μη-κατευθυντικό, αντιστοιχίζει τόσο τις θετικές όσο και τις αρνητικές τιμές βάρους των προβλεπτών

που συμμετέχουν σε αυτό σε θετικές F -τιμές. Μια πιο προσεκτική ματιά στις αρχικές τιμές βάρους κάθε ενός από τους προβλέπτες ξεχωριστά μπορεί να δώσει περισσότερες πληροφορίες. Η εξέταση καθενός από τους προβλέπτες (έναρξη και διάρκεια τμήματος) που υποδεικνύουν απουσία ήχου (βλ. 6.25 για τον προβλέπτη διάρκειας) με ένα αρνητικό contrast (όπως αναφέρθηκε στην ενότητα περιγραφής της κατάρτισης του μοντέλου) αποκαλύπτει ότι αυτοί σχετίζονται με αυξημένη ενεργοποίηση στον ακουστικό φλοιό (κόκκινο χρώμα) παρουσία ήχου και μειωμένη ενεργοποίηση σε περιοχές του οπτικού φλοιού (μπλε χρώμα). Η παρατήρηση αυτή είναι σύμφωνη με ψυχοφυσικές βιβλιογραφικές αναφορές που υποστηρίζουν ότι έντονη διέγερση ή αποδιέγερση της μιας τροπικότητας (εδώ του ήχου) μπορεί να αποενισχύσει ή να ενισχύσει αντίστοιχα την ενεργοποίηση της άλλης (εδώ της εικόνας) [55]. Επομένως, τα cluster 1 και 2 παρουσιάζουν σημαντική θετική συσχέτιση με τους προβλέπτες, ενώ τα cluster 3 και 4 παρουσιάζουν σημαντική αρνητική συσχέτιση.

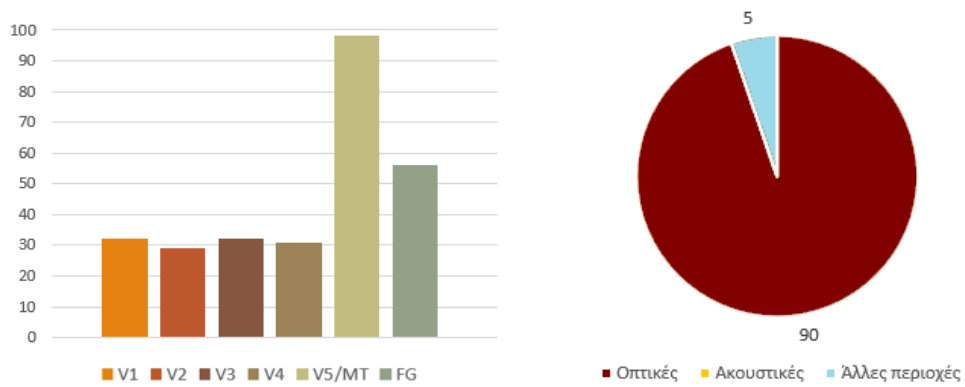


Σχήμα 6.25: Τιμές του προβλέπτη έναρξης τμημάτων χωρίς εικόνα. Κόκκινο: θετικές τιμές, Μπλε: αρνητικές τιμές.

Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Itti et al.

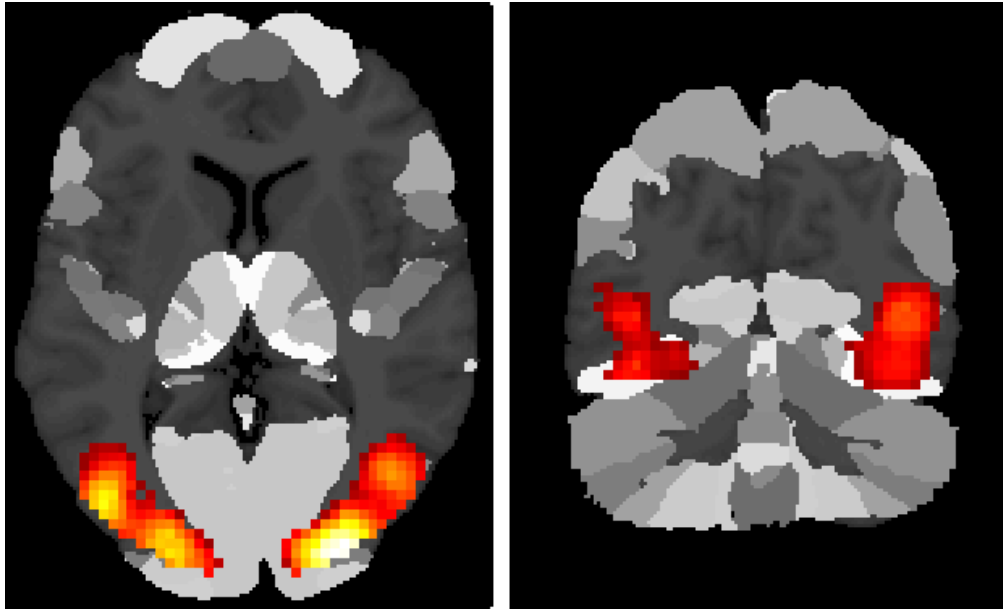


Σχήμα 6.26: F-contrast οπτικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο Itti et al..

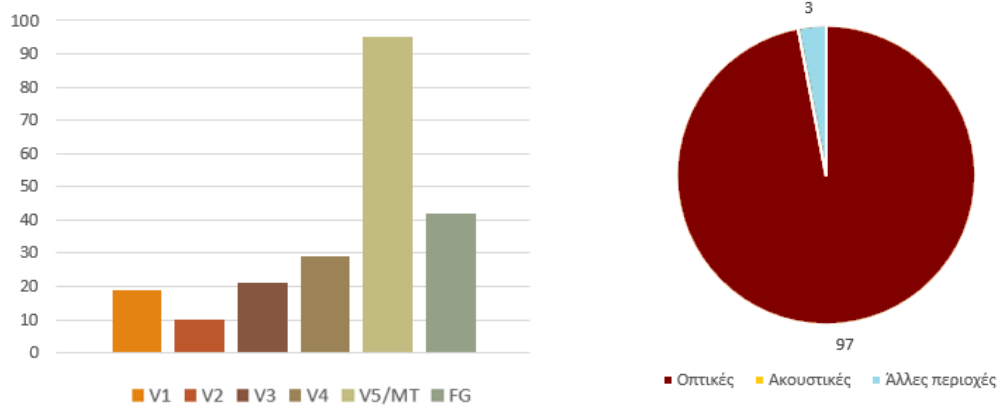


Σχήμα 6.27: Μοντέλο Itti et al. - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

Οπτική εμφάνεια - Μοντέλο Itti et al.

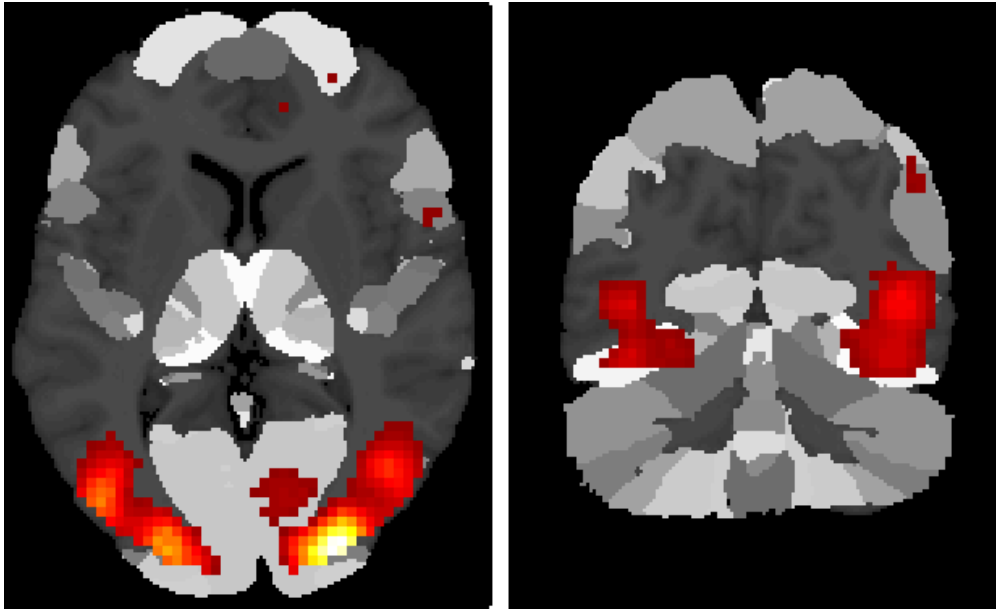


Σχήμα 6.28: T-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο Itti et al..

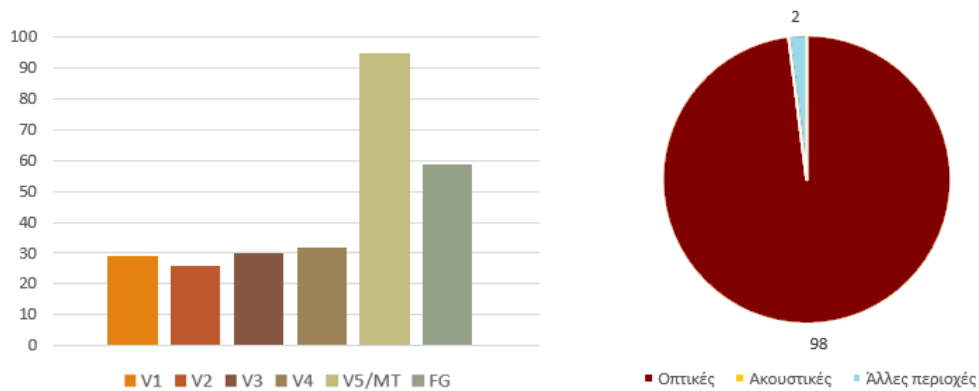


Σχήμα 6.29: Μοντέλο Itti et al. - Μοντέλο εμφάνειας. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο GBVS



Σχήμα 6.30: F-contrast οπτικής εμφάνειας με το μοντέλο GBVS. $y = -69$, $z = -4$

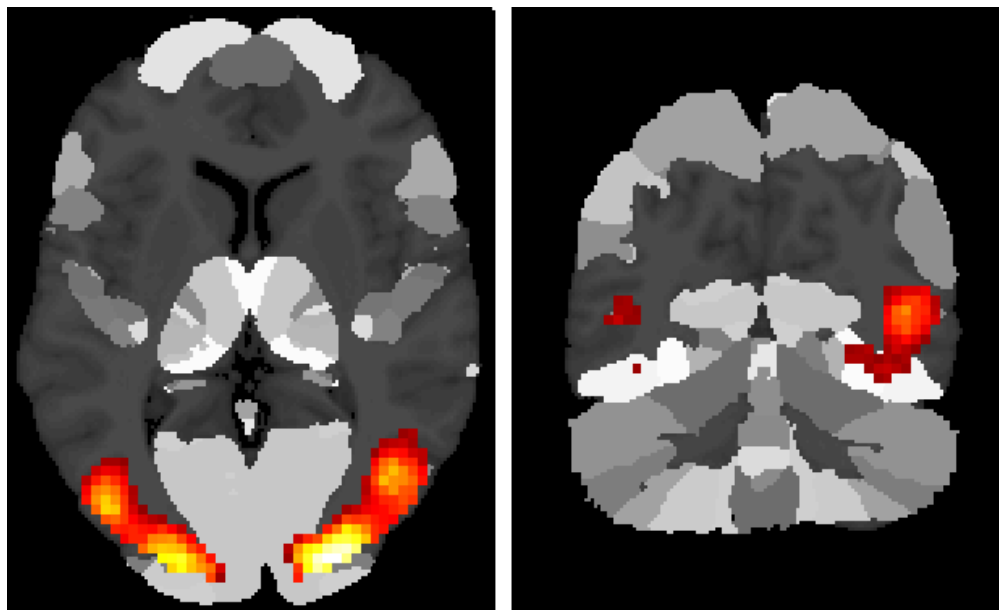


Σχήμα 6.31: Μοντέλο GBVS - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

Οπτική εμφάνεια - Μοντέλο GBVS

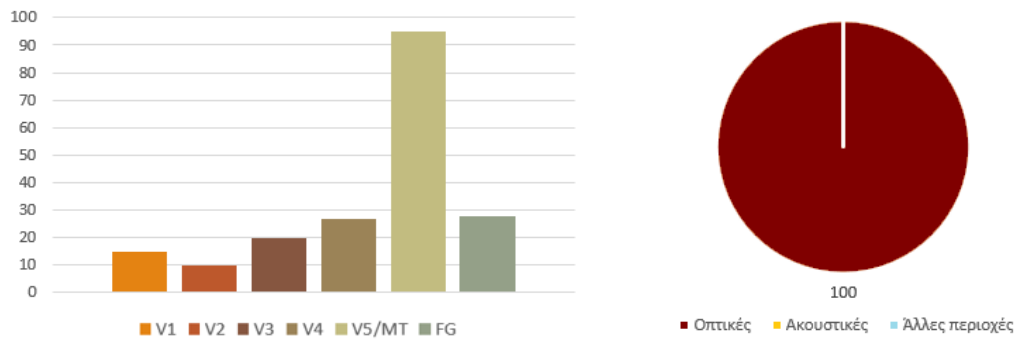
Το μοντέλο GBVS οπτικής εμφάνειας δεν παρουσιάζει στατιστικά σημαντικά cluster συσχέτισης εγκεφαλικής δραστηριότητας με τον προβλέπτη οπτικής εμφάνειας.

Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Ενεργειών 3D Gabor



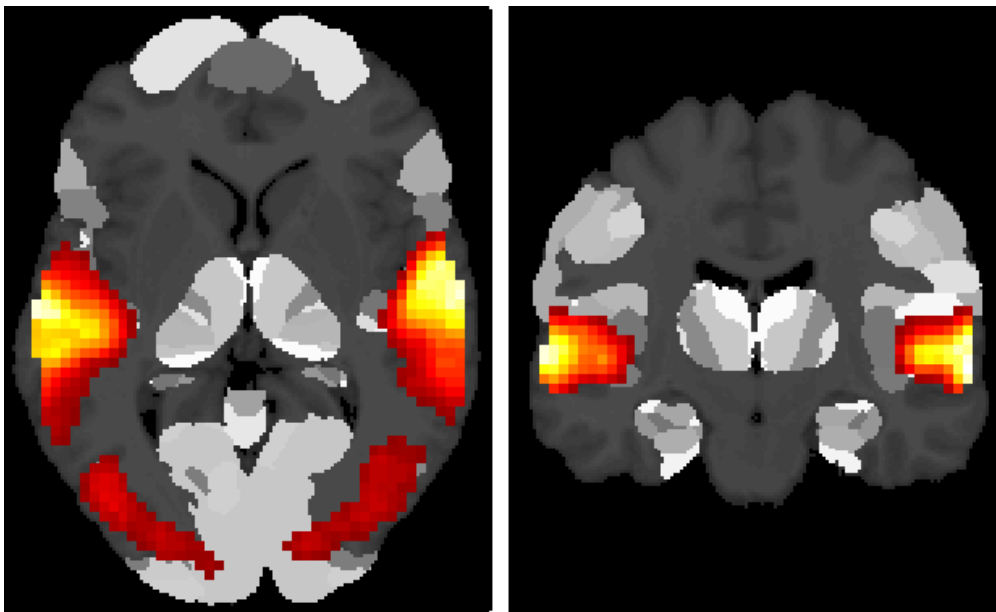
Σχήμα 6.32: F-contrast οπτικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο ενεργειών 3D Gabor. $z = 5$, $y = -20$

Γενικά στα μοντέλα χαρακτηριστικών (και εμφάνειας όπου ορίζονται) παρατηρείται για τη Σχεδίαση 2 πολύ καλός εντοπισμός των ενεργών cluster σε οπτικές περιοχές και απουσία άλλων περιοχών. Ωστόσο μεγάλο ποσοστό των οπτικών περιοχών και πάλι δεν ανιχνεύεται, ενώ υπάρχει επίσης καλύτερος εντοπισμός περιοχών υψηλά στην ιεραρχία.



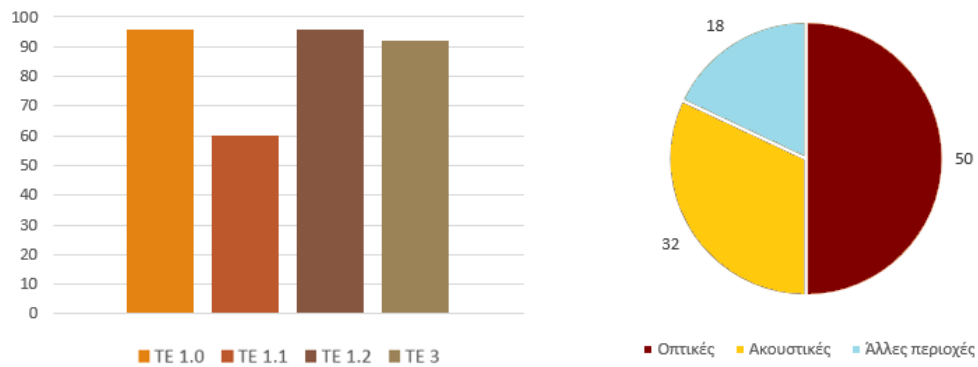
Σχήμα 6.33: Μοντέλο ενεργειών 3D Gabor. Ποσοστό κάλυψης οπτικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

Ακουστικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Kayser



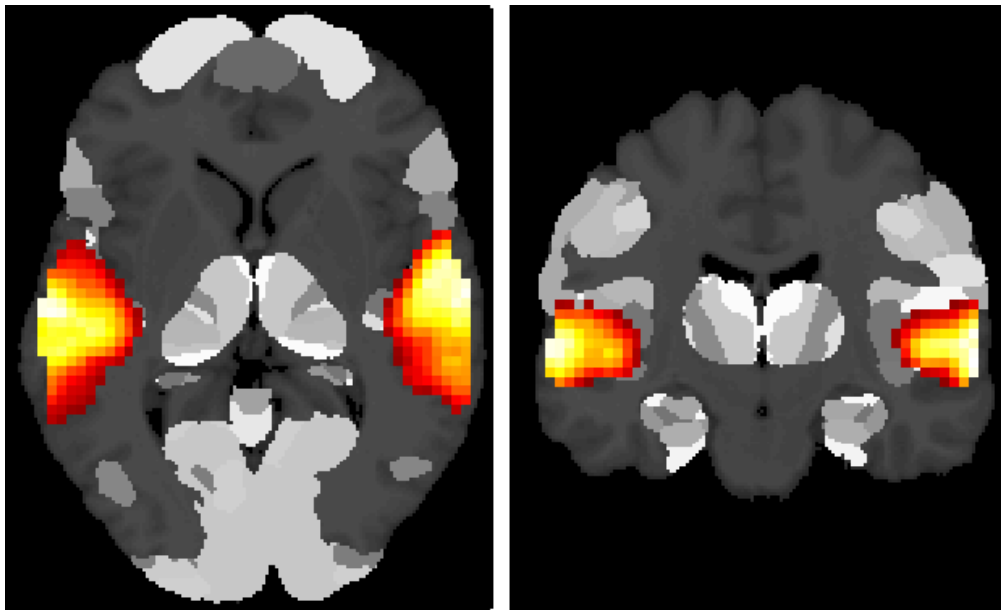
Σχήμα 6.34: F-contrast ακουστικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο Kayser. $z = 5$, $y = -20$

Παρατηρούμε εδώ και πάλι το φαινόμενο θετικής συσχέτισης του ακουστικού φλοιού, που συνοδεύεται από (χαμηλότερη κατ' απόλυτη τιμή) αρνητική συσχέτιση περιοχών του οπτικού φλοιού με τα ακουστικά χαρακτηριστικά.

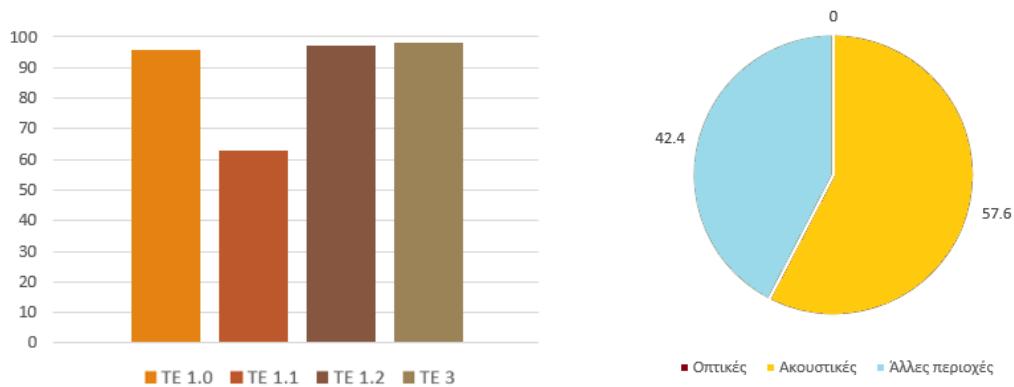


Σχήμα 6.35: Μοντέλο Kayser - Μοντέλο χαρακτηριστικών. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

Ακουστική εμφάνεια - Μοντέλο Kayser

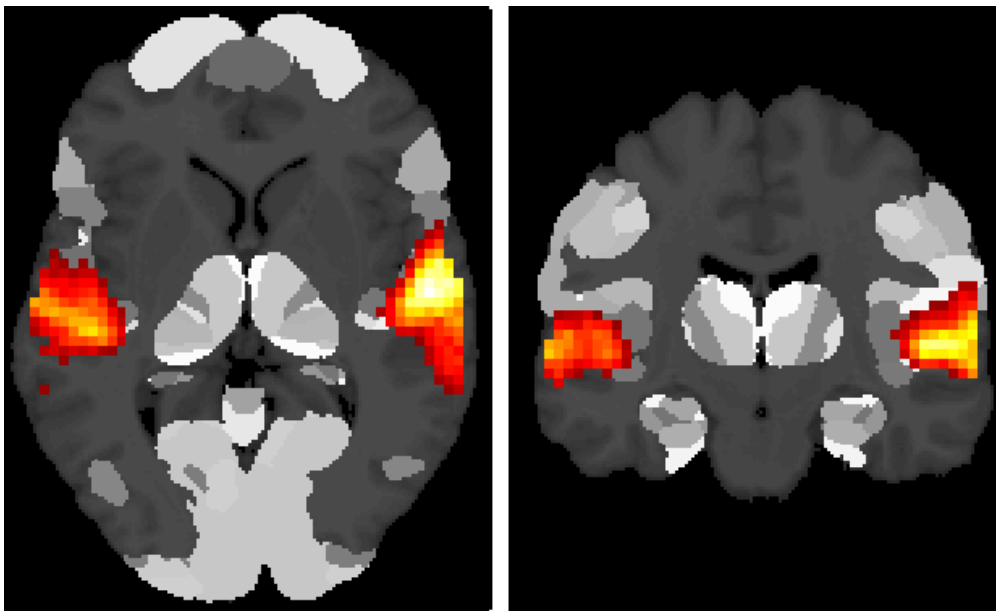


Σχήμα 6.36: T-contrast ακουστικής εμφάνειας με το μοντέλο Kayser. $z = 5$, $y = -20$



Σχήμα 6.37: Μοντέλο Kayser - Μοντέλο εμφάνειας. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

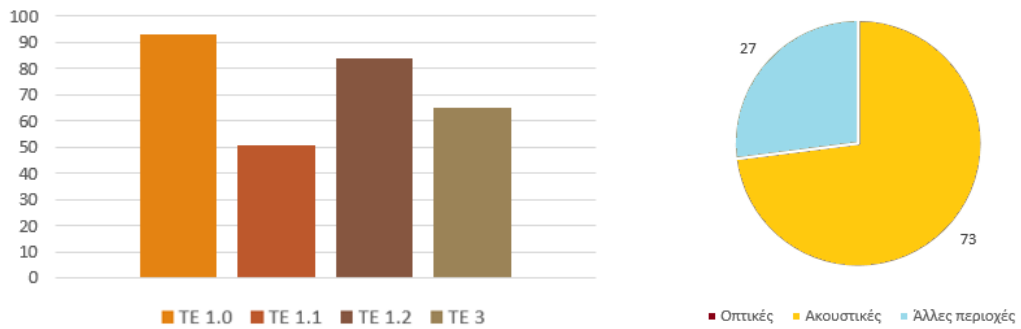
Ακουστικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο AM-FM



Σχήμα 6.38: F-contrast ακουστικών χαρακτηριστικών με το μοντέλο AM-FM. $z = 5$, $y = -20$

Τα ακουστικά μοντέλα ανιχνεύουν με εξαιρετικά ακριβή τρόπο τις ακουστικές περιοχές. Το μοντέλο Kayser έχει συγκριτικά με το μοντέλο AM-FM καλύτερο

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ
110 ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΤΟΥ ΓΕΝΙΚΟΥ ΓΡΑΜΜΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ



Σχήμα 6.39: Μοντέλο AM-FM. Ποσοστό κάλυψης ακουστικών περιοχών (αριστερά) και ποσοστό που αποτελεί κάθε είδος λειτουργικών περιοχών επί του συνολικού όγκου που ανιχνεύτηκε (δεξιά).

εντοπισμό των κορυφών ενεργοποίησης, όπως φαίνεται στους αντίστοιχους πίνακες στο Παράρτημα Α (Πίνακες Α58, Α60, Α62, Α64, Α70, Α72).

Κεφάλαιο 7

Χρήση της μεθόδου διυποκειμενικής συσχέτισης

7.1 Διυποκειμενική συσχέτιση (Intersubject correlation)

Η μέθοδος της διυποκειμενικής συσχέτισης βασίζεται στη σύγκριση μεταξύ των χρονοσειρών ομολογων εγκεφαλικών περιοχών ανάμεσα σε διαφορετικά άτομα, με στόχο τον εντοπισμό των περιοχών εκείνων που εμπλέκονται στην επεξεργασία ενός ερεθίσματος ή την ολοκλήρωση μιας διαδικασίας. Η υπόθεση πίσω από τη μέθοδο αυτή είναι ότι παρουσία ενός εξωτερικού ερεθίσματος, οι περιοχές που συμμετέχουν στην επεξεργασία της πληροφορίας που αυτό μεταφέρει θα περιέχουν κάποια κωδικοποίηση του ερεθίσματος αυτού καθεαυτού και επομένως η χρονική τους απόκριση θα παρουσιάζει ομοιότητες ανάμεσα σε διαφορετικά άτομα που εκτίθενται σε κοινό ερέθισμα. Η κωδικοποίηση του ίδιου ερεθίσματος και οι διεργασίες επεξεργασίας του ασφαλώς μπορεί να διαφέρει σημαντικά από άτομο σε άτομο. Ωστόσο, η απόκριση σχετικών περιοχών αναμένεται να περιέχει κοινή πληροφορία, η οποία αντανακλά τα χαρακτηριστικά του εξωτερικού ερεθίσματος [27].

Η εν λόγω υπόθεση έχει επαληθευτεί σε αρκετές εργασίες, οι οποίες εξέτασαν σε ποιο βαθμό διαφορετικά ερεθίσματα προκαλούν την εμφάνιση όμοιων αποκρίσεων στις διαφορετικές εγκεφαλικές περιοχές των ατόμων [28], [27], [26].

Για τον υπολογισμό της διυποκειμενικής συσχέτισης θα χρησιμοποιήσουμε μια παραλλαγή της μεθόδου των Hasson et al. [28], κατά την οποία υπολογίζεται η συσχέτιση μεταξύ όλων των ομολογων voxel στον πρότυπο χώρο MNI και μεταξύ όλων των ατόμων ανά δύο. Στην παρούσα εργασία εξήχθησαν για κάθε άτομο οι μέσες χρονοσειρές από κάθε ανατομική περιοχή στο χώρο MNI. Για τα όρια των περιοχών χρησιμοποιήθηκε ο άτλας που παρέχεται από το εργαλείο Anatomy Toolbox για το SPM και ο οποίος παρέχει συνολικά 168 που καλύπτουν όλο τον εγκέφαλο.

Χρησιμοποιήθηκαν δυο μετρικές για την ποσοτικοποίηση της συσχέτισης μεταξύ διαφορετικών ατόμων: η κλίση της ευθείας που προκύπτει από γραμμική παλινδρόμηση της μίας χρονοσειράς (άτομο 1) στην άλλη (άτομο 2) με στόχο την πρόβλεψη της πρώτης με χρήση της δεύτερης [19], [28] και ο συντελεστής συσχέτισης Pearson ανάμεσα στις δύο χρονοσειρές.

Έγινε υπολογισμός των συσχετίσεων όλων των ομόλογων περιοχών ανάμεσα σε όλα τα άτομα ανά δύο (συνολικά 15 συνδυασμοί για κάθε περιοχή στην Πειραματική Σχεδίαση 1 (6 άτομα) και 10 στην Πειραματική Σχεδίαση 2 (5 άτομα) και στη συνέχεια υπολογίστηκε η μέση τιμή καθώς και η τυπική απόκλιση αυτών για κάθε περιοχή. Ακολούθως πραγματοποιήθηκε για κάθε περιοχή ένα t-test ενός δείγματος (one-sample t-test) ώστε να διαπιστωθεί αν η μέση διυποκειμενική συσχέτιση για την εκάστοτε περιοχή διαφέρει σημαντικά από το μηδέν. Τέλος, διαπιστώθηκε ποιες περιοχές υπερβαίνουν το στατιστικό κατώφλι σημαντικότητας $p = 0.05$ και $p = 0.001$ για τον κατάλληλο αριθμό βαθμών ελευθερίας.

7.2 Πειραματικά αποτελέσματα

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζονται τα αποτελέσματα εφαρμογής της μεθόδου διυποκειμενικής συσχέτισης στα δεδομένα κάθε πειραματικής σχεδίασης για τις δύο μεθόδους υπολογισμού (κλίση ευθείας και συντελεστής συσχέτισης).

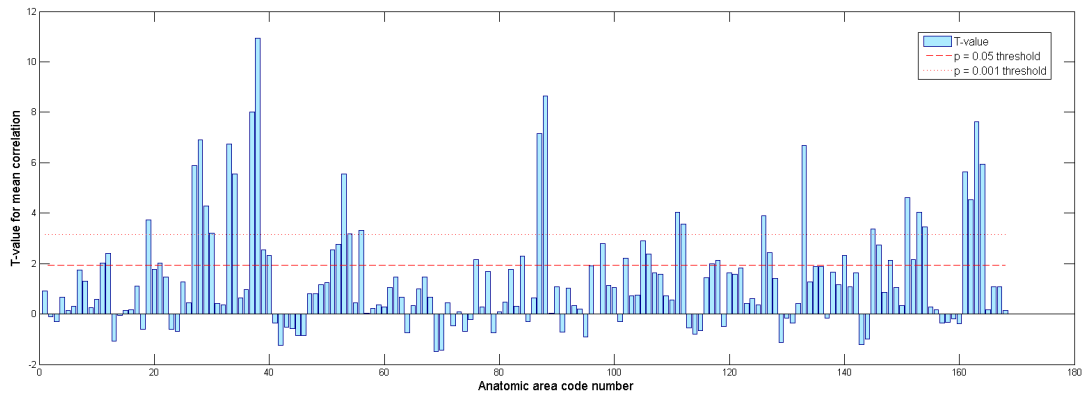
7.2.1 Πειραματικά αποτελέσματα για τη Σχεδίαση 1 - DEP

Pearson Συντελεστής συσχέτισης

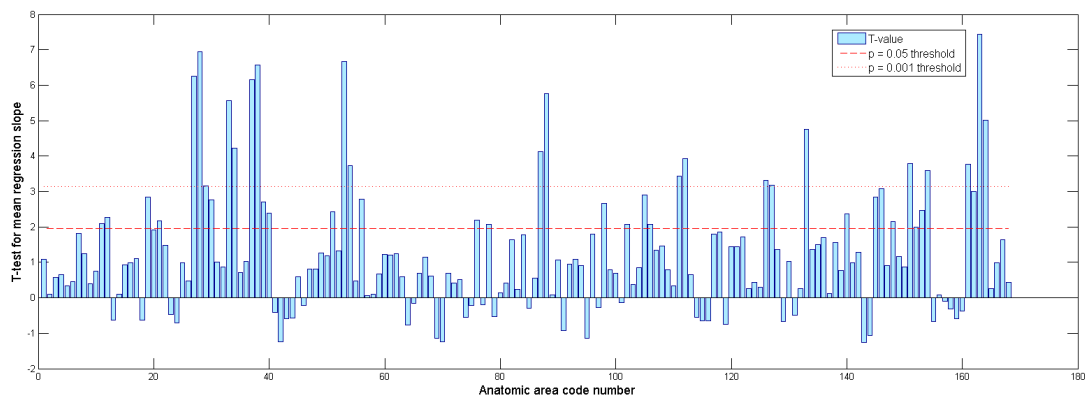
Στο γράφημα 7.1 παρουσιάζεται το τεστ στατιστικής σημαντικότητας, ενώ ο ακόλουθος πίνακας παραθέτει τις περιοχές που ικανοποιούν το τεστ για κατώφλι σημαντικότητας $p = 0.05$ και $p = 0.001$ (με πλάγια γραφή). Η αντιστοίχιση του αύξοντα αριθμού με το όνομα της κάθε περιοχής, καθώς και η συντομογραφία που αναγράφεται με την πλήρη ονομασία, βρίσκονται στο Παράρτημα 1.

Κλίση ευθείας γραμμικής παλινδρόμησης

Όμοια παρουσιάζονται στο γράφημα 7.2 και τον ακόλουθο πίνακα το τεστ στατιστικής σημαντικότητας με τη μέθοδο γραμμικής παλινδρόμησης και οι επιλεγμένες περιοχές.



Σχήμα 7.1: DEP: T-test για τη μέση διυποκειμενική συσχέτιση μεταξύ ομόλογων περιοχών (συντελεστής Pearson).



Σχήμα 7.2: DEP: T-test για τη μέση διυποκειμενική συσχέτιση μεταξύ ομόλογων περιοχών (γραμμική παλινδρόμηση).

Πίνακας 7.1: DEP: Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης διυποκειμενικής συνέλιξης (συντελεστής Pearson)

Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης $p = 0.05$ και $p = 0.001$ (με πλάγια γραφή)	
<i>Αριστερό ημισφαίριο</i>	<i>Δεξί ημισφαίριο</i>
<i>Area TE 1.0 L</i>	<i>Area TE 1.0 R</i>
<i>Area TE 1.1 L</i>	<i>Area TE 1.1 R</i>
<i>Area TE 1.2 L</i>	
<i>Area TE 3 L</i>	<i>Area TE 3 R</i>
<i>hOC1 [V1] L</i>	<i>hOC1 [V1] R</i>
<i>hOc2 [V2] L</i>	<i>hOc2 [V2] R</i>
<i>hOc3v [V3v] L</i>	<i>hOc3v [V3v] R</i>
<i>hOc4d [V3A] L</i>	<i>hOc4d [V3A] R</i>
<i>hOc3d [V3d] L</i>	<i>hOc3d [V3d] R</i>
<i>hOc4v [V4(v)] L</i>	<i>hOc4v [V4(v)] R</i>
<i>hOc5 [V5/MT] L</i>	<i>hOc5 [V5/MT] R</i>
<i>Area FG1 L</i>	<i>Area FG1 R</i>
<i>Area FG2 L</i>	<i>Area FG2 R</i>
	<i>Area PF (IPL) R</i>
<i>Area PFcm (IPL) L</i>	
	<i>Area PFt (IPL) R</i>
<i>Area hIP3 (IPS) L</i>	<i>Area hIP3 (IPS) R</i>
	<i>Area 3b R</i>
	<i>Area 5Ci (SPL) R</i>
<i>Area 7M (SPL) L</i>	<i>Area 7M (SPL) R</i>
	<i>Area Fp1 R</i>
<i>Area Ig2 (Insula) L</i>	
<i>Lobule VI (Hem) L</i>	<i>Lobule VI (Hem) R</i>
<i>Lobule VIIa crusI (Hem) L</i>	<i>Lobule VIIa crusI (Hem) R</i>
	<i>Area 2 R</i>
	<i>Area 45 R</i>
<i>Area OP 1 L</i>	<i>Area OP 1 R</i>
	<i>Thal: Visual R</i>

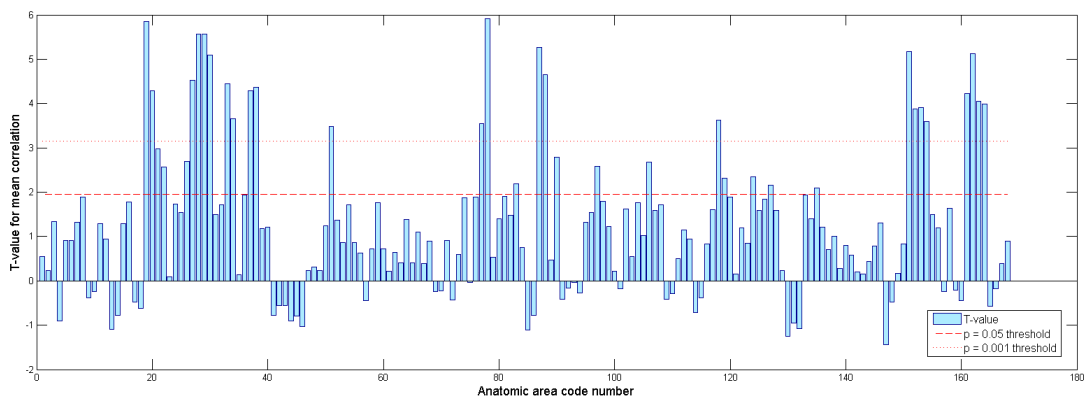
Πίνακας 7.2: DEP: Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης διυποκειμενικής συνέλιξης (γραμμική παλινδρόμηση)

Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης $p = 0.05$ και $p = 0.001$ (με πλάγια γραφή)	
<i>Αριστερό ημισφαίριο</i>	<i>Δεξί ημισφαίριο</i>
<i>Area TE 1.0 L</i>	<i>Area TE 1.0 R</i>
<i>Area TE 1.1 L</i>	<i>Area TE 1.1 R</i>
<i>Area TE 1.2 L</i>	<i>Area TE 1.2 R</i>
<i>Area TE 3 L</i>	<i>Area TE 3 R</i>
<i>hOC1 [V1] L</i>	<i>hOC1 [V1] R</i>
<i>hOc3v [V3v] L</i>	<i>hOc3v [V3v] R</i>
<i>hOc4d [V3A] L</i>	<i>hOc4d [V3A] R</i>
<i>hOc3d [V3d] L</i>	<i>hOc3d [V3d] R</i>
<i>hOc4v [V4(v)] L</i>	<i>hOc4v [V4(v)] R</i>
<i>hOc5 [V5/MT] L</i>	<i>hOc5 [V5/MT] R</i>
<i>Area FG1 L</i>	<i>Area FG1 R</i>
<i>Area FG2 L</i>	<i>Area FG2 R</i>
	<i>Area PF (IPL) R</i>
<i>Area PFcm (IPL) L</i>	
<i>Area hIP3 (IPS) L</i>	<i>Area hIP3 (IPS) R</i>
	<i>Area 3b R</i>
	<i>Area 5Ci (SPL) R</i>
<i>Area 7M (SPL) L</i>	<i>Area 7M (SPL) R</i>
	<i>Area Fp1 R</i>
<i>Area Ig1 (Insula) L</i>	
<i>Area Ig2 (Insula) L</i>	
<i>Lobule VI (Hem) L</i>	<i>Lobule VI (Hem) R</i>
<i>Lobule VIIa crusI (Hem) L</i>	
	<i>Area 2 R</i>
	<i>Area 45 R</i>
<i>Area OP 1 L</i>	<i>Area OP 1 R</i>
	<i>Area OP 4 R</i>
	<i>Thal: Visual R</i>

7.2.2 Πειραματικά αποτελέσματα για τη Σχεδίαση 2 - BLB

Pearson Συντελεστής συσχέτισης

Η παρουσίαση των ακόλουθων αποτελεσμάτων για τη δεύτερη πειραματική σχεδίαση γίνεται με τον ίδιο τρόπο όπως και στην πρώτη σχεδίαση.

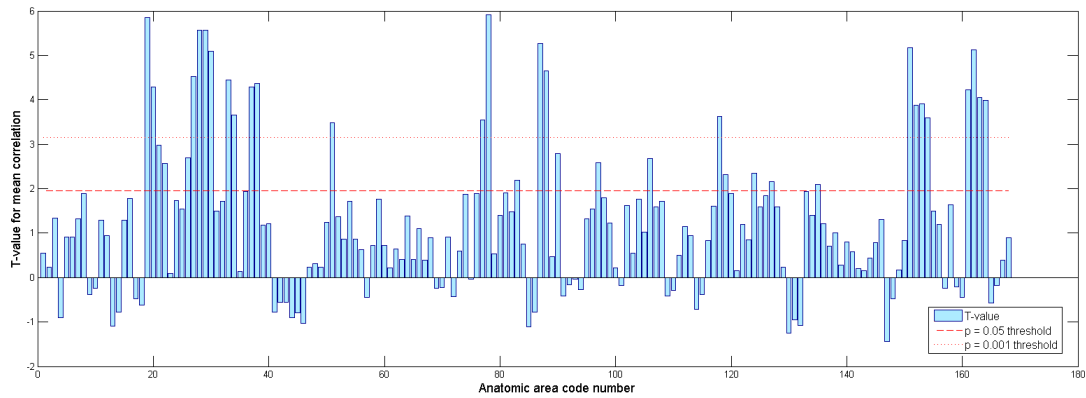


Σχήμα 7.3: BLB: T-test για τη μέση διυποκειμενική συσχέτιση μεταξύ ομόλογων περιοχών (συντελεστής Pearson).

Κλίση ευθείας γραμμικής παλινδρόμησης

Πίνακας 7.3: BLB: Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης διυποκειμενικής συνέλιξης (συντελεστής Pearson).

Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης $p = 0.05$ και $p = 0.001$ (με πλάγια γραφή)	
Αριστερό ημισφαίριο	Δεξί ημισφαίριο
<i>Area TE 1.0 L</i>	<i>Area TE 1.0 R</i>
<i>Area TE 1.1 L</i>	<i>Area TE 1.1 R</i>
<i>Area TE 1.2 L</i>	<i>Area TE 1.2 R</i>
<i>Area TE 3 L</i>	<i>Area TE 3 R</i>
	hOC1 [V1] R
	hOc2 [V2] R
<i>hOc3v [V3v] L</i>	<i>hOc3v [V3v] R</i>
<i>hOc4v [V4(v)] L</i>	<i>hOc4v [V4(v)] R</i>
<i>hOc5 [V5/MT] L</i>	<i>hOc5 [V5/MT] R</i>
<i>Area FG1 L</i>	<i>Area FG1 R</i>
<i>Area FG2 L</i>	<i>Area FG2 R</i>
<i>Area FG1 L</i>	<i>Area FG1 R</i>
<i>Area FG2 L</i>	<i>Area FG2 R</i>
	Area PFm (IPL) R
Area PFop (IPL) L	
Area PFt (IPL) L	
Area Ig1 (Insula) L	
	Area Id1 (Insula) R
<i>Lobule VIIa crusI (Hem) L</i>	
<i>Area 3b L</i>	
<i>Area 4p L</i>	
<i>Area OP 1 L</i>	<i>Area OP 1 R</i>
<i>Area OP 4 L</i>	<i>Area OP 4 R</i>
	<i>Area OP 3 R</i>



Σχήμα 7.4: BLB: T-test για τη μέση διυποκειμενική συσχέτιση μεταξύ ομόλογων περιοχών (γραμμική παλινδρόμηση).

Πίνακας 7.4: BLB: Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης $p = 0.05$ και $p = 0.001$ (με πλάγια γραφή).

Περιοχές που υπερβαίνουν το κατώφλι συσχέτισης $p = 0.05$ και $p = 0.001$ (με πλάγια γραφή)	
Αριστερό ημισφαίριο	Δεξί ημισφαίριο
<i>Area TE 1.0 L</i>	<i>Area TE 1.0 R</i>
<i>Area TE 1.1 L</i>	<i>Area TE 1.1 R</i>
<i>Area TE 1.2 L</i>	<i>Area TE 1.2 R</i>
<i>Area TE 3 L</i>	<i>Area TE 3 R</i>
	<i>hOc1 [V1] R</i>
	<i>hOc2 [V2] R</i>
<i>hOc3v [V3v] L</i>	<i>hOc3v [V3v] R</i>
<i>hOc4v [V4(v)] L</i>	<i>hOc4v [V4(v)] R</i>
<i>hOc5 [V5/MT] L</i>	<i>hOc5 [V5/MT] R</i>
<i>Area FG1 L</i>	<i>Area FG1 R</i>
<i>Area FG2 L</i>	<i>Area FG2 R</i>
<i>Area Ig2 (Insula) L</i>	<i>Area Ig2 (Insula) R</i>
	<i>Area Id1 (Insula) R</i>
	<i>Area 3a R</i>
<i>Area 3b L</i>	<i>Area 3b R</i>
<i>Area 4p L</i>	<i>Area 4p R</i>
<i>Area OP 1 L</i>	<i>Area OP 1 R</i>
<i>Area OP 4 L</i>	<i>Area OP 4 R</i>
	<i>Area OP 3 R</i>

7.2.3 Σχολιασμός πειραματικών αποτελεσμάτων

Παρατηρούμε ότι και με τις δύο μετρικές της συσχέτισης υπάρχει σαφής τάση επιλογής ακουστικών και οπτικών περιοχών, κάτι που βρίσκεται σε συμφωνία τόσο με τις υποθέσεις της μεθόδου, όσο και με τα πειραματικά αποτελέσματα του προηγούμενου κεφαλαίου. Οι περισσότερες οπτικές και ακουστικές περιοχές αναγνωρίζονται ως σημαντικές, συνοδεύονται βέβαια και από άλλες περιοχές, πολλές από τις οποίες έχουν συσχετιστεί με τη μνήμη εργασίας, την οπτική και χωρική προσοχή και την απόκριση σε νέα ερεθίσματα (IPL, [64]). Εμφανίζονται ακόμη περιοχές του σωματοαισθητικού φλοιού (OP, [12]) Η επιλογή αυτή επίσης είναι σε μεγάλο βαθμό συνεπής ανάμεσα στα δύο βίντεο. Η απλή συσχέτιση υπερτερεί ελαφρώς στην επιλογή περιοχών γνωστών για την επεξεργασία οπτικοακουστικής πληροφορίας. Αυτό πιθανότατα οφείλεται στο ότι η μετρική αυτή είναι κανονικοποιημένη ως προς την τυπική απόκλιση και άρα δεν επηρεάζεται σημαντικά από τον τοπικό θόρυβο.

Αξίζει επιπλέον να σχολιαστεί ότι περιοχές του πρωτοταγούς οπτικού φλοιού (V1, V2), των οποίων οι αποκρίσεις δεν προβλέπονται με ικανοποιητικό τρόπο από τα μοντέλα που παρουσιάστηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια, φαίνεται με χρήση της μεθόδου διυποκειμενικής συσχέτισης να μην αναγνωρίζονται ως σημαντικά συσχετισμένες ανάμεσα σε διαφορετικά άτομα: υπερβαίνουν μόνο το κατώφλι $p = 0.05$ και μάλιστα όχι σε όλες τις περιπτώσεις. Αυτό ενδεχομένως ενισχύει την ερμηνεία ότι η συγκεκριμένη πειραματική διάταξη παρουσίασης του βίντεο αμβλύνει την πληροφορία έντασης καθώς και κάποια χαρακτηριστικά της εικόνας όπως ακμές και γωνίες, μειώνοντας έτσι την ευαισθησία σε εναλλαγές των χαρακτηριστικών αυτών, άρα και τη διακριτική ικανότητα όσον αφορά την εμφάνειά τους. Εναλλακτικά, μπορεί να υποδεικνύει την αδυναμία της συγκεκριμένης ανάλυσης να αναδείξει διαφορές στον πρωτοταγή φλοιό λόγω χωροχρονικών περιορισμών.

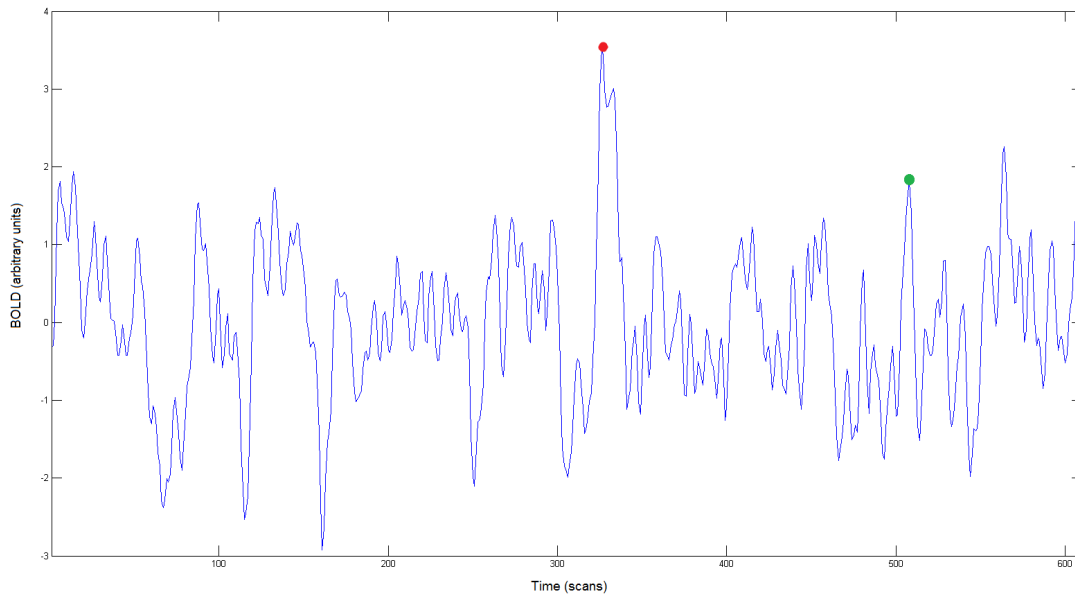
7.3 Η μέθοδος της αντίστροφης συνέλιξης (Reverse correlation)

Η μέθοδος της αντίστροφης συνέλιξης αναφέρεται στην εξακρίβωση του ερεθίσματος που προκάλεσε μια συγκεκριμένη απόκριση σε ένα voxel, σε μια συγκεκριμένη χρονική στιγμή [60]. Η μέθοδος βασίζεται στη μοντελοποίηση της απόκρισης ενός voxel ως έξοδο ενός γραμμικού συστήματος με συνάρτηση μεταφοράς τη γνωστή αιμοδυναμική απόκριση. Έτσι, ένα στιγμιαίο ερέθισμα $s(t)$ τη χρονική στιγμή t προκαλεί απόκριση $r(\tau)$ τη χρονική στιγμή $\tau = t + t'$. Για πιο πολύπλοκα ερεθίσματα με μη μηδενική διάρκεια οι αποκρίσεις αθροίζονται γραμμικά σύμφωνα με την αρχή της επαλληλίας. Ωστόσο, για την εφαρμογή που εξετάζεται και λόγω της μορφής της αιμοδυναμικής

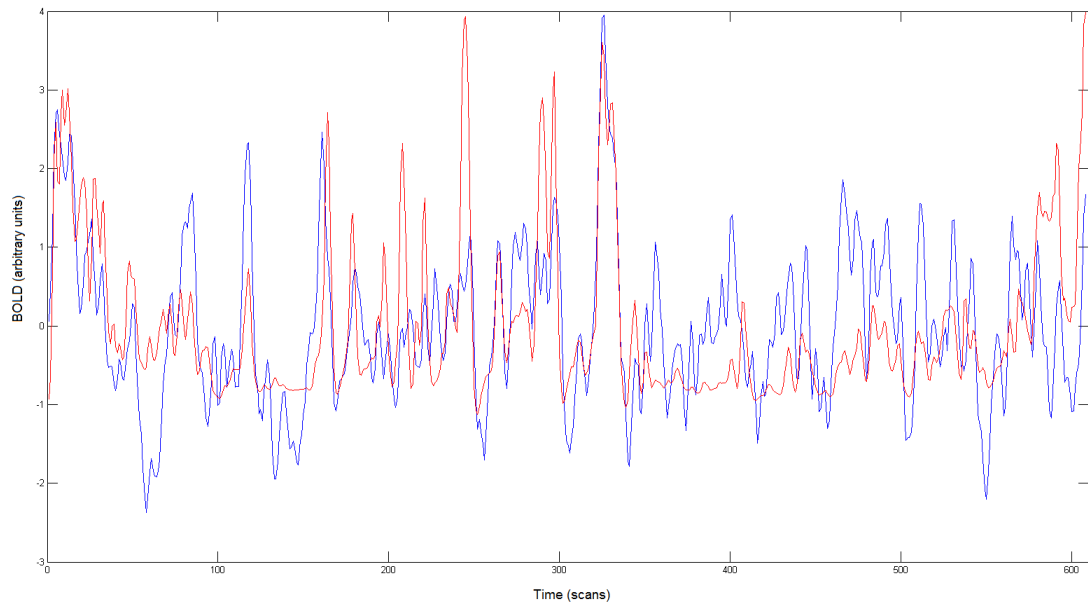
απόκρισης, η οποία έχει μία κορυφή στα 4 sec (περίπου) μετά την παρουσίαση του ερεθίσματος και λειτουργεί ουσιαστικά ως βαθυπερατό φίλτρο με καθυστέρηση, πρακτικά αρκεί να κοιτάξουμε το περιεχόμενο του βίντεο τη χρονική στιγμή $t - t'$, ώστε να αποδώσουμε σε αυτό την απόκριση τη χρονική στιγμή t .

Τα αποτελέσματα της εφαρμογής της μεθόδου στο βίντεο της Σχεδίασης 1 - DEP ήταν ικανοποιητικά για την περίπτωση του οπτικού φλοιού. Συγκεκριμένα, απομονώθηκαν τα voxel των περιοχών που αναγνωρίστηκαν ως ενεργά από την ανάλυση με το Γενικό Γραμμικό Μοντέλο. Στη συνέχεια λήφθηκε ο μέσος όρος αυτών για τα δύο ημισφαίρια και για όλα τα άτομα. Τέλος στην προκύπτουσα χρονοσειρά εφαρμόστηκε ένα φίλτρο κινητού μέσου όρου μήκους 3 δειγμάτων. Οι σημαντικότες και πιο ευδιάκριτες κορυφές της χρονοσειράς που προέκυψε αντιστοιχούν πράγματι σε σκληρές έντονης δράσης, όπως φαίνεται στο 7.5.

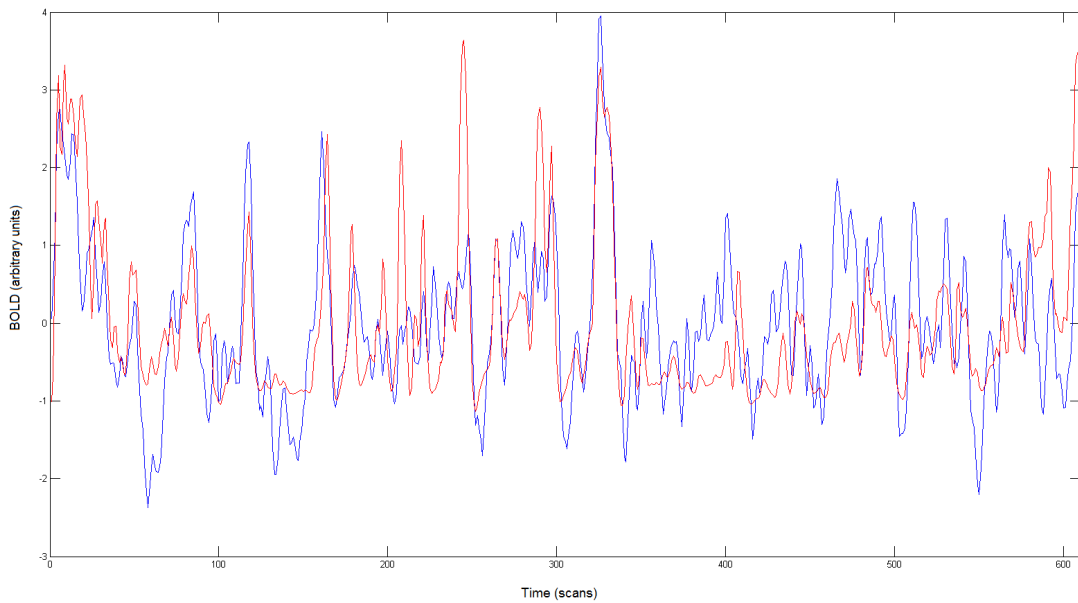
Τα σχήματα 7.6α' και 7.6β' παρουσιάζουν επιπλέον τις μέσες χρονοσειρές των voxel που ανιχνεύθηκαν από το GLM και ανήκουν στην περιοχή του οπτικού φλοιού V5 η οποία επεξεργάζεται την κίνηση, μαζί με τα αντίστοιχα χαρακτηριστικά κίνησης και flicker ενδεικτικά από το μοντέλο Itti et al. Συγκεκριμένα, για την υψηλότερη από τις σχετικές κορυφές που ανιχνεύτηκαν στη συγκεκριμένη οπτική περιοχή (και στα δύο ημισφαίρια) υπολογίστηκε ο μέσος όρος των voxel που ανήκουν σε μια σφαίρα ακτίνας 10 voxel με κέντρο την εν λόγω κορυφή. Τα σχήματα αυτά και καθιστούν φανερό ότι πράγματι ο οπτικός φλοιός V5 κωδικοποιεί την κίνηση με τρόπο ανάλογο και αρκετά παρόμοιο με αυτόν που υπολογίζεται από το εν λόγω υπολογιστικό μοντέλο, κάτι που δικαιολογεί την παραπάνω συμφωνία. Οι συντελεστές συσχέτισης μάλιστα ανάμεσα στις δύο χρονοσειρές είναι 0.58 (κίνηση) και 0.64 (flicker).



Σχήμα 7.5: Μέσο σήμα του οπτικού φλοιού V5 και αντίστοιχα αντιπροσωπευτικά πλαίσια του βίντεο εντός του ίδιου διαστήματος TR.



(α')



(β')

Σχήμα 7.6: Μέσο σήμα του οπτικού φλοιού V5 (μπλε χρώμα) και χαρακτηριστικά κίνησης (α') και flicker(β') (κόκκινο χρώμα).

Κεφάλαιο 8

Σύνοψη

8.1 Συμπεράσματα και συμβολή της εργασίας

Στην παρούσα εργασία ασχοληθήκαμε με τη σύνδεση του προβλήματος εξαγωγής οπτικοακουστικής εμφάνειας και της ανάλυσης δεδομένων εγκεφαλικής δραστηριότητας που λαμβάνονται με την τεχνική λειτουργικής μαγνητικής απεικόνισης. Πιο συγκεκριμένα, εξετάσαμε μερικά από τα πιο γνωστά και διαδεδομένα υπολογιστικά μοντέλα εξαγωγής οπτικής και ακουστικής εμφάνειας και αξιολογήσαμε τη βιολογική τους εγκυρότητα, μελετώντας τη συμφωνία τους με τα εγκεφαλικά δεδομένα. Τέτοια δεδομένα ελήφθησαν κατά την ελεύθερη παρακολούθηση μίας ταινία της βάσης MovieSum του Εργαστηρίου Όρασης Υπολογιστών, Επικοινωνίας του Λόγου και Επεξεργασίας Σήματος, καθώς ενός ντοκιμαντέρ με σκηνές από την άγρια φύση. Το τελευταίο χρησιμοποιήθηκε σε μια διάταξη χειρισμού της οπτικής και ακουστικής ροής, με σκοπό την περαιτέρω επαλήθευση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν από την πρώτη ταινία.

Η χρήση των οπτικών χαρακτηριστικών που προκύπτουν από τα υπολογιστικά μοντέλα για την αναπαράσταση, μέσω ενός Γενικού Γραμμικού Μοντέλου (GLM), των χρονικών αποκρίσεων των εγκεφαλικών περιοχών κατά την παρακολούθηση έδειξε ότι πράγματι τα μοντέλα αυτά μπορούν με καλή ακρίβεια να προβλέψουν και να περιγράψουν τις χρονοσειρές των οπτικών περιοχών του εγκεφάλου. Αντίστοιχα, τα ακουστικά χαρακτηριστικά μπορούν με αρκετά καλή ακρίβεια να προσεγγίσουν την απόκριση ακουστικών περιοχών. Παρατηρήθηκε ακόμη αλληλεπίδραση μεταξύ των δύο τροπικοτήτων, πράγμα που αφενός προβλέπεται από τη σχετική βιβλιογραφία, όπως ήδη παρατέθηκε, αφετέρου όμως οφείλεται επίσης στην αρκετά μεγάλη συσχέτιση (ταυτοχρονισμό) των σημαντικών γεγονότων στις δύο ροές.

Επιπλέον, η εξέταση της ομοιότητας της δραστηριότητας ανάμεσα σε διαφορετικά άτομα σύμφωνα με τη μέθοδο διυποκειμενικής συνέλιξης έδειξε ότι η απόκρισεις περιοχών που εμπλέκονται στην κωδικοποίηση και επεξεργασία ενός εξωτερικού

ερεθίσματος μοιάζουν από άτομο σε άτομο, κάτι που αποδεικνύει ότι αυτές αποτυπώνουν κοινή πληροφορία που αφορά το ερέθισμα. Μάλιστα, παρατηρήθηκε ότι το σύνολο των περιοχών τις αποκρίσεις των οποίων τα υπολογιστικά μοντέλα μπορούν να περιγράψουν με ακρίβεια και το σύνολο των περιοχών των οποίων οι αποκρίσεις που παρουσιάζουν μεγάλη ομοιότητα ανάμεσα σε διαφορετικά άτομα έχουν μεγάλη επικάλυψη. Το τελευταίο αποτελεί μια ακόμα ένδειξη ότι τα υπολογιστικά μοντέλα που εξετάστηκαν περιγράφουν, σύμφωνα με τα χαρακτηριστικά που εξάγουν, τα εξωτερικά (πολυμεσικά στην περίπτωση μας) ερεθίσματα με τρόπο που βρίσκεται σε σημαντική συμφωνία με την ανθρώπινη αντίληψη.

Συνολικά, η συμβολή της παρούσας εργασίας συνοψίζεται στα παρακάτω:

- Εισαγωγή στο πρόβλημα εξαγωγής οπτικοακουστικής εμφάνειας και μελέτη της σχετικής βιβλιογραφίας.
- Μελέτη της εξέλιξης και των τελευταίων τάσεων στην χρήση δεδομένων εγκεφαλικής δραστηριότητας για το πρόβλημα της κατανόησης της λειτουργίας του ανθρώπινου εγκεφάλου γενικότερα, καθώς και του προβλήματος εξαγωγής εμφάνειας ειδικότερα. Σύνδεση των προβλημάτων επεξεργασίας οπτικής και ακουστικής ροής με τις βασικές αρχές ανατομικής και λειτουργικής οργάνωσης του ανθρώπινου εγκεφάλου.
- Συνοπτική παρουσίαση του φυσικού τρόπου λειτουργίας της τεχνικής μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού και της διαδικασίας σχηματισμού του σήματος λειτουργικής απεικόνισης (σήμα BOLD).
- Συγκέντρωση και παρουσίαση των βημάτων προεξεπεργασίας του σήματος BOLD, καθώς και των τεχνικών που χρησιμοποιούνται για τη μελέτη του σε επίπεδο πληθυσμού (group-level analysis).
- Παράθεση και παρουσίαση γνωστών και διαδεδομένων υπολογιστικών μοντέλων εξαγωγής οπτικής και ακουστικής πληροφορίας.
- Υλοποίηση κατάλληλου πειραματικού σχεδιασμού και συλλογή δεδομένων fMRI.
- Παρουσίαση και ανάλυση βασικών μεθόδων για την εξαγωγή συμπερασμάτων από δεδομένα λειτουργικής απεικόνισης. Αξιολόγηση των μοντέλων εξαγωγής οπτικής και ακουστικής εμφάνειας, με βάση τη συμφωνία τους με τα δεδομένα εγκεφαλικής δραστηριότητας. Συγκεκριμένα εξετάστηκε κατά πόσο τα υπολογιστικά μοντέλα μπορούν να προβλέψουν την απόκριση εγκεφαλικών περιοχών που είναι γνωστό ότι εμπλέκονται σε επεξεργασία οπτικοακουστικής πληροφορίας, αλλά και κατά πόσο η πρόβλεψη αυτή είναι εξίσου ικανοποιητική ανάμεσα σε διαφορετικά άτομα.

- Αξιολόγηση, επιπλέον, της εγκυρότητας του σχήματος επισημείωσης της βάσης ταινιών MovieSum, με συσχέτιση των δεδομένων επισημείωσης και της αντίστοιχης εγκεφαλικής δραστηριότητας, με ενθαρρυντικά αποτελέσματα.

8.2 Μελλοντικές κατευθύνσεις

Η χρήση δεδομένων εγκεφαλικής ενεργοποίησης στο πρόβλημα της εξαγωγής οπτικοακουστικής εμφάνειας μπορεί να επεκταθεί σε πολλές κατευθύνσεις. Η βασικότερη ίσως από αυτές είναι η περαιτέρω μελέτη της φύσης και της μορφής των δεδομένων αυτών, η γνώση μας για τα οποία είναι ακόμη περιορισμένη, με σκοπό την εύρεση κατάλληλων μετασχηματισμών και μηχανισμών εξαγωγής πληροφορίας κατάλληλης για το συγκεκριμένο πρόβλημα. Επίσης, βασικό στόχο αποτελεί η ανάπτυξη τεχνικών για τη μίμηση των δεδομένων εγκεφαλικής ενεργοποίησης, δηλαδή, την αναπαραγωγή τους από υπολογιστικά χαρακτηριστικά χαμηλού επιπέδου όπως αυτά που εξετάστηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια, μέσω κατάλληλων μετασχηματισμών. Η ανάγκη αυτή προκύπτει κυρίως από το γεγονός ότι τα δεδομένα λειτουργικής απεικόνισης, όπως και άλλων απεικονιστικών τεχνικών, δεν είναι ευρέως διαθέσιμα και η λήψη τους απαιτεί χρόνο και εργαστηριακές συνθήκες, ενώ θα ήταν επιθυμητή η χρήση της πληροφορίας που περιέχουν σε καθημερινά προβλήματα.

Οι βασικές κατευθύνσεις στις οποίες θα μπορούσε να επεκταθεί η παρούσα έρευνα, μερικές από τις οποίες βρίσκονται ήδη σε εξέλιξη είναι οι εξής:

- Συλλογή μεγαλύτερου όγκου δεδομένων, και συγκεκριμένα δεδομένων από περισσότερες ταινίες, ο οποίος θα επιτρέπει τη διεξαγωγή πιο σύνθετων αναλύσεων σε ποιο αξιόπιστα σχήματα επεξεργασίας. Τέτοια παραδείγματα ακολουθούν παρακάτω.
- Χρήση περιγραφής πρώτης τάξης, δηλαδή, συνδέσεων ανάμεσα σε διαφορετικές εγκεφαλικές περιοχές και μελέτη της μεταξύ τους συσχέτισης στο χρόνο (λειτουργική συνδεσιμότητα - functional connectivity) [30], [2]. Η συσχέτιση των χρονοσειρών δύο περιοχών θεωρείται πιο εύρωστο μέτρο της εγκεφαλικής δραστηριότητας όσον αφορά τη διάκριση μεταξύ νοητικών καταστάσεων. Για το λόγο αυτό η χρήση της γίνεται όλο και πιο διαδομένη. Ωστόσο, απαιτεί σημαντικό όγκο δεδομένων προκειμένου να είναι έγκυρη, καθώς ο υπολογισμός της χρονικής συσχέτισης απαιτεί έναν ικανοποιητικό αριθμό από χρονικά δείγματα (σε σύγκριση με την αντιστοιχία ενός δείγματος ανα χρονική στιγμή που ισχύει στην απλή ανάλυση σχήματος BOLD).
- Χρήση μετασχηματισμού κυματιδίων (wavelet transform - DWT), στο χώρο του οποίου οι συντελεστές είναι αποσυσχετισμένοι, πράγμα που αντιπαρέχεται

το γνωστό πρόβλημα της χρονικής συσχέτισης των δεδομένων fMRI [68], [4]. Η προσπάθεια αυτή βρίσκεται σε εξέλιξη.

- Χρήση αραιής πληροφορίας για την αναπαράσταση των εγκεφαλικών σημάτων (sparse representation) [49], όπως υπαγορεύεται από τις εξής δύο συνιστώσες: αφενός, την τάση για υιοθέτηση προσεγγίσεων οδηγούμενων από τα δεδομένα (data-driven), καθώς οι υποθέσεις που συνοδεύουν τεχνικές όπως το απλό GLM καθίστανται εξαιρετικά ισχυρές, ειδικά στην περίπτωση ρεαλιστικών δεδομένων και σκηνών του φυσικού κόσμου και αφετέρου τη διαπίστωση και επιβεβαίωση από αρκετές μελέτες ([70], [47]) ότι η αραιή αναπαράσταση συνάδει πράγματι με τη φύση των συγκεκριμένων δεδομένων [8]. Η προσπάθεια αυτή βρίσκεται σε εξέλιξη.

Παράρτημα

Α. Αναλυτικοί πίνακες ενεργοποίησης για το Γενικό Γραμμικό Μοντέλο

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων ακολουθεί ίδια δομή για κάθε υποενότητα. Στον πρώτο από τους πίνακες που παρατίθενται, αναγράφονται για κάθε cluster αριθμός των voxel που περιέχει, σε ποιες εγκεφαλικές περιοχές αυτά ανήκουν, καθώς και τι ποσοστό της περιοχής αυτής αποτελούν. Αναφέρεται επίσης τι ποσοστό του ενεργού όγκου (cluster) αποτελεί κάθε ομάδα από voxel που ανήκει σε μια συγκεκριμένη ενεργή περιοχή. Ο αριθμός των voxel ενός cluster που αντιστοιχίζεται σε εγκεφαλικές περιοχές είναι συνήθως μικρότερος από το σύνολο των voxel που το αποτελούν, καθώς δεν ανήκουν όλα τα voxel στις συνήθεις και βασικές περιοχές που περιλαμβάνονται στο διαθέσιμο άτλαντα. Στους πίνακες περιλαμβάνονται όλα τα voxel των οποίων η T - ή F -τιμή υπερβαίνει το κατώφλι που αναφέρεται στην κεφαλίδα του εκάστοτε πίνακα. Στο δεύτερο πίνακα αναγράφονται οι κορυφές μεγίστου για κάθε ενεργό cluster, δηλαδή τα voxel για τα οποία το μοντέλο έχει δώσει το μικρότερο λάθος πρόβλεψης. Οι αναγραφόμενες κορυφές απέχουν τουλάχιστον 8 mm μεταξύ τους.

Αποτελέσματα για τη Σχεδίαση 1 - DEP

Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Itti et al.

Πίνακας A1: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1

Cluster 1 (5831 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά ($F > 7.19$)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
169.9	2.9	Δεξί	hOC1 [V1]	26.5
160.8	2.8	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	70
145.3	2.5	Αριστερό	hOc3v [V3v]	45.6
139.7	2.4	Δεξί	hOc3v [V3v]	49.9
119.2	2	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	58.2
94	1.6	Αριστερό	hOC1 [V1]	15
81.7	1.4	Αριστερό	Area FG2	43.2
77	1.3	Αριστερό	Area FG1	95.7
74.9	1.3	Αριστερό	Lobule VI (Hem)	12.6
72.9	1.3	Αριστερό	hOc4d [V3A]	38.7
68.8	1.2	Αριστερό	Area OP 1	59.9
62.4	1.1	Δεξί	Area FG1	79.1
62.1	1.1	Δεξί	hOc2 [V2]	19.7
58.3	1	Δεξί	Area PFcm (IPL)	59.1
57.9	1	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	59.4
52.9	0.9	Δεξί	Area PGa (IPL)	23.1
49.9	0.9	Δεξί	Area TE 1.1	80
49.4	0.8	Δεξί	Area OP 1	41
47.1	0.8	Δεξί	hOc4d [V3A]	36
42.7	0.7	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	100
42.1	0.7	Δεξί	Lobule VI (Hem)	7.4
41.5	0.7	Δεξί	Area PGp (IPL)	13.4
41.3	0.7	Αριστερό	Area TE 1.1	82.8
40.7	0.7	Δεξί	Area FG2	35.4
38.8	0.7	Δεξί	Area TE 1.0	82.8
34.5	0.6	Δεξί	Area PF (IPL)	16.6
32.6	0.6	Δεξί	hOc3d [V3d]	18.7
29.2	0.5	Αριστερό	Area TE 1.0	78.3
28.4	0.5	Αριστερό	Area PGp (IPL)	11
27.9	0.5	Δεξί	Area TE 3	28.8
25.8	0.4	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	94.6
20	0.3	Αριστερό	hOc2 [V2]	6.8
17.6	0.3	Αριστερό	Area TE 3	23.4
15.6	0.3	Αριστερό	hOc3d [V3d]	4.9
14.8	0.3	Δεξί	Area PFm (IPL)	7
12	0.2	Δεξί	Area TE 1.2	42.1
9.9	0.2	Αριστερό	Area PFop (IPL)	14.4
9.8	0.2	Δεξί	Area OP 2	36.1
8.6	0.1	Δεξί	Area OP 4	9.4
Σύνολο				
2212.9	38			

Πίνακας Α2: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
124.64	48 -70 4	hOc5 [V5/MT]
86.26	-48 -73 4	hOc5 [V5/MT]
81.03	24 -91 13	hOc4d [V3A]
68.58	24 -79 -14	hOc3v [V3v]
66.50	15 -85 -11	hOc2 [V2]
52.05	-12 -85 -11	hOc3v [V3v]
51.58	-15 -83 -14	hOc3v [V3v]
51.41	-21 -79 -14	hOc4v [V4(v)]
50.03	-18 -94 1	hOC1 [V1]
49.27	-21 -91 7	hOc3d [V3d]
43.61	66 -34 10	Area PF (IPL)

Οπτική εμφάνεια - Μοντέλο Itti et al.

Πίνακας Α3: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1

<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
76.4	6.4	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	37.7
56.7	4.7	Δεξί	hOc3v [V3v]	20.5
49	4.1	Δεξί	Area FG1	62.9
36.3	3	Δεξί	Area FG2	31.9
29.2	2.4	Δεξί	Area PFcm (IPL)	30
25.5	2.1	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	94.3
22.1	1.8	Δεξί	hOC1 [V1]	3.5
14.2	1.2	Δεξί	Area OP 1	11.9
13.1	1.1	Δεξί	hOc2 [V2]	4.2
11.8	1	Δεξί	Area PF (IPL)	5.7
10.2	0.9	Δεξί	hOc4d [V3A]	7.9
9.4	0.8	Δεξί	hOc3d [V3d]	5.5
8.2	0.7	Δεξί	Area PGp (IPL)	2.7
6.5	0.5	Δεξί	Area TE 1.1	10.5
1	0.1	Δεξί	Lobule VI (Hem)	0.2
<i>Σύνολο</i>				
369.4	30.9			

Πίνακας Α4: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1

<i>T-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
8.90	45 -67 1	hOc5 [V5/MT]
8.68	-45 -73 1	hOc5 [V5/MT]
8.23	27 -88 7	hOc4d [V3A]
7.71	39 -70 -17	Area FG2
7.70	66 -31 10	Area PF (IPL)
6.84	27 -79 -11	hOc4v [V4(v)]
5.75	36 -55 -20	Area FG1
5.61	36 -49 -20	Area FG2
5.60	39 -79 13	Area PFcm (IPL)
5.33	42 -31 16	Area OP 1
5.26	48 -31 16	Area OP 1

Πίνακας Α5: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 2

Cluster 2 (694 voxel): Οπτική Εμφάνεια (T >4.67)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
95.3	13.7	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	41.3
54.4	7.8	Αριστερό	Area FG2	28.6
42.4	6.1	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	98.8
40.5	5.8	Αριστερό	Area FG1	50.1
38.4	5.5	Αριστερό	hOc3v [V3v]	12
21.8	3.1	Αριστερό	Lobule VI (Hem)	3.6
4.9	0.7	Αριστερό	hOc4d [V3A]	2.6
2.1	0.3	Αριστερό	Area PGp (IPL)	0.8
<i>Σύνολο</i>				
300.8	43.3			

Πίνακας Α6: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.)
- Cluster 2

<i>T-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
7.32	-48 -73 4	hOc5 [V5/MT]
7.01	-27 -79 -11	hOc4v [V4(v)]
7.00	-45 -76 1	hOc5 [V5/MT]
6.64	-15 -79 -20	Lobule VI (Hem)
6.56	-39 -82 -5	Area PF (IPL)
5.98	-30 -91 16	hOc4d [V3A]
5.95	-39 -85 7	Καμία αντιστοίχιση
5.91	-39 -67 -20	Area FG2
5.87	-36 -73 -17	Area FG1

Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο GBVS

Πίνακας Α7: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 1

Cluster 1 (396 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά (F >7.19)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
24.8	6.3	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	92.6
11.6	2.9	Δεξί	Area PF (IPL)	5.7
9.9	2.5	Δεξί	Area FG2	8.8
5.8	1.5	Δεξί	Area PFcm (IPL)	6
5.7	1.4	Δεξί	Area PGa (IPL)	2.5
1.4	0.3	Δεξί	Area PFm (IPL)	0.7
<i>Σύνολο</i>				
59.3	15.1			

Πίνακας A8: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
16.49	51 -67 1	hOc5 [V5/MT]
13.20	54 -43 13	Area PFm (IPL)
13.16	63 -49 13	Area PGa (IPL)
12.20	57 -46 10	Area PFm (IPL)
10.72	66 -34 13	Area PF (IPL)
9.63	45 -82 1	hOc5 [V5/MT]
8.24	39 -88 7	hOc4v [V4(v)]
7.81	42 -58 -11	Area FG1

Πίνακας A9: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 2

Cluster 2 (299 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά (F >7.19)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
35.3	11.8	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	86.7
16.1	5.4	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	17.4
8.9	3	Αριστερό	Area OP 1	8.1
4.8	1.6	Αριστερό	Area PFop (IPL)	7.3
<i>Σύνολο</i>				
65.6	21.9			

Πίνακας A10: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 2

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
16.69	-45 -70 1	hOc5 [V5/MT]
14.07	-60 -43 7	Καμία αντιστοίχιση
9.84	-60 -31 16	Area PGcm (IPL)
7.64	-48 -37 25	Area PFcm (IPL)

Πίνακας A11: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 3

Cluster 3 (86 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά (F >7.19)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
62.4	72.6	Δεξί	hOC1 [V1]	10.2
6.4	7.4	Δεξί	hOc2 [V2]	2.1
1.6	1.9	Δεξί	hOc3v [V3v]	0.6
<i>Σύνολο</i>				
70.9	82.5			

Πίνακας A12: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 3

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
15.26	18 -91 4	hOC1 [V1]

Πίνακας A13: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 4

Cluster 4 (86 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά (F >7.19)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
30.7	52.9	Αριστερό	hOC1 [V1]	5.1
10.4	18	Αριστερό	hOc3v [V3v]	3.4
4.7	8.1	Αριστερό	hOc2 [V2]	1.7
3.7	6.4	Αριστερό	hOc3d [V3d]	1.2
1.3	2.2	Αριστερό	hOc4d [V3A]	0.7
<i>Σύνολο</i>				
50.9	87.7			

Πίνακας A14: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 4

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
12.20	-12 -91 -5	hOc2 [V2]
11.98	-15 -97 7	hOc3d [V3d]

Οπτική εμφάνεια - Μοντέλο GBVS

Πίνακας A15: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική εμφάνεια (μοντέλο GBVS) - Cluster 1

Cluster 1 (134 voxel): Οπτική Εμφάνεια (T >4.67)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
69.4	51.8	Δεξί	hOC1 [V1]	10.7
18.2	13.6	Δεξί	hOc3v [V3v]	6.4
14.8	11.1	Δεξί	hOc2 [V2]	4.6
4.3	3.2	Δεξί	hOc3d [V3d]	2.4
<i>Σύνολο</i>				
107.8	80.4			

Πίνακας A16: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτική εμφάνεια (μοντέλο GBVS) - Cluster 1

T-score	Συντεταγμένες MNI (x y z)	Λειτουργική Περιοχή
7.39	18 -94 10	hOc3d [V3d]
6.34	15 -91 -5	hOC1 [V1]

Πίνακας A17: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική εμφάνεια (μοντέλο GBVS) - Cluster 1

Cluster 2 (72 voxel): Οπτική Εμφάνεια (T >4.67)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
38.1	48.9	Αριστερό	hOC1 [V1]	6.4
7.8	10	Αριστερό	hOc3v [V3v]	2.6
7.1	9.1	Αριστερό	hOc3d [V3d]	2.4
4.2	5.4	Αριστερό	hOc4d [V3A]	2.3
3.9	4.9	Αριστερό	hOc2 [V2]	1.4
<i>Σύνολο</i>				
61.1	78.3			

Πίνακας A18: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτική εμφάνεια (μοντέλο GBVS) - Cluster 2

T-score	Συντεταγμένες MNI (x y z)	Λειτουργική Περιοχή
7.20	-15 -97 7	hOc3d [V3d]
5.76	-12 -91 -5	hOc2 [V2]

Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Ενεργειών 3D Gabor

Πίνακας A19: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 1

Cluster 1 (4155 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά (F >7.18)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
159.6	3.8	Δεξί	hOC1 [V1]	26.1
150.9	3.6	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	68.9
129.6	3.1	Δεξί	hOc3v [V3v]	48.6
126.2	3	Αριστερό	hOc3v [V3v]	41.6
117.6	2.8	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	60.3
94.7	2.3	Αριστερό	hOC1 [V1]	15.8
73.8	1.8	Αριστερό	Area FG1	96.3
68.9	1.7	Αριστερό	Area FG2	38.2
60.5	1.5	Δεξί	Area TE 3	65.5
59.8	1.4	Δεξί	Area FG1	79.5
56.5	1.4	Δεξί	hOc2 [V2]	18.7
52.9	1.3	Αριστερό	Lobule VI (Hem)	9.3
44.3	1.1	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	100.0
43	1	Δεξί	hOc4d [V3A]	34.4
42.4	1	Αριστερό	hOc4d [V3A]	23.6
41	1	Δεξί	Area TE 1.0	91.8
40.2	1	Δεξί	Area TE 1.1	67.6
38.8	0.9	Δεξί	Area FG2	35.4
27.6	0.7	Δεξί	hOc3d [V3d]	16.6
26	0.6	Δεξί	Area OP 1	22.6
25.6	0.6	Δεξί	Area PFcm (IPL)	27.3
25.4	0.6	Δεξί	Area TE 1.2	93.1
24.6	0.6	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	94.6
19.7	0.5	Δεξί	Area PGp (IPL)	6.7
19.4	0.5	Δεξί	Area PF (IPL)	9.8
18.8	0.5	Αριστερό	hOc2 [V2]	6.7
18	0.4	Δεξί	Lobule VI (Hem)	3.3
17.8	0.4	Αριστερό	Area PGp (IPL)	7.2
16.1	0.4	Δεξί	Area PGa (IPL)	7.4
11.6	0.3	Δεξί	Area OP 4	13.2
10.3	0.2	Αριστερό	hOc3d [V3d]	3.4
10.2	0.2	Δεξί	Area Ig2 (Insula)	21.5
5.1	0.1	Δεξί	Area Id1 (Insula)	10.2
4.5	0.1	Δεξί	Area PFm (IPL)	2.2
4.4	0.1	Δεξί	Area OP 2	17.1
<i>Σύνολο</i>				
1688.6	40.6			

Πίνακας A20: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
61.64	48 -70 7	hOc5 [V5/MT]
45.93	-48 -79 7	Καμία αντιστοίχιση
42.34	18 -85 -11	hOc3v [V3v]
42.14	24 -91 10	hOc3d [V3d]
42.04	27 -79 -14	hOc4v [V4(v)]
38.97	-12 -85 -14	hOc3v [V3v]
34.40	27 -88 22	hOc4d [V3A]
29.76	-18 -94 1	hOC1 [V1]
27.30	66 -34 10	Area PF (IPL)
24.45	54 -10 -2	Area TE 3
21.87	54 -28 7	Καμία αντιστοίχιση

Πίνακας A21: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 2

Cluster 2 (770 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά (F >7.18)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
58.9	7.6	Αριστερό	Area TE 3	82.1
44.9	5.8	Αριστερό	Area TE 1.1	94.2
43.3	5.6	Αριστερό	Area OP 1	39.6
32.9	4.3	Αριστερό	Area TE 1.0	92.5
25.3	3.3	Αριστερό	Area TE 1.2	66.5
22.6	2.9	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	24.4
8.4	1.1	Αριστερό	Area OP 4	8
3.5	0.5	Αριστερό	Area OP 2	20.5
2.5	0.3	Αριστερό	Area Id1 (Insula)	7
2.2	0.3	Αριστερό	Area Ig1 (Insula)	11
2.2	0.3	Αριστερό	Area Ig2 (Insula)	5.4
<i>Σύνολο</i>				
247.3	32.1			

Πίνακας A22: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 2

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
22.92	48 -70 7	Καμία αντιστοίχιση
22.09	-48 -79 7	Area TE 1.0
21.71	18 -85 -11	Area TE 1.0
16.83	24 -91 10	Καμία αντιστοίχιση
16.67	27 -79 -14	Area TE 1.1
15.36	-12 -85 -14	Καμία αντιστοίχιση
14.37	27 -88 22	Καμία αντιστοίχιση
9.10	-18 -94 1	Area OP 4
8.83	66 -34 10	Καμία αντιστοίχιση

Ακουστικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Kayser

Πίνακας A23: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 1

Cluster 1 (7532 voxel): Ακουστικά Χαρακτηριστικά (F >8.33)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
167	2.2	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	76.2
134.4	1.8	Αριστερό	hOc3v [V3v]	44.3
133.3	1.8	Δεξί	hOc3v [V3v]	50
121.4	1.6	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	62.3
117.9	1.6	Δεξί	hOC1 [V1]	19.3
94.2	1.3	Δεξί	Area OP 1	82
88.7	1.2	Αριστερό	Area OP 1	81.1
87.8	1.2	Δεξί	Area TE 3	95.1
83.8	1.1	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	90.2
79.6	1.1	Δεξί	Area PFcm (IPL)	84.7
78.8	1	Αριστερό	Area FG1	100.0
78.7	1	Αριστερό	Area TE 3	100.0
77	1	Αριστερό	Area FG2	42.7
70	0.9	Δεξί	Area 45	22.9
68.7	0.9	Αριστερό	hOC1 [V1]	11.5
67.2	0.9	Αριστερό	Lobule VI (Hem)	11.8
61	0.8	Αριστερό	hOc4d [V3A]	34
59.8	0.8	Δεξί	Area FG1	79.5
59.4	0.8	Δεξί	Area TE 1.1	99.9

56	0.7	Δεξί	Area PGa (IPL)	25.6
53.1	0.7	Δεξί	Area PF (IPL)	26.7
52.9	0.7	Δεξί	hOc2 [V2]	17.6
47.6	0.6	Αριστερό	Area TE 1.1	100
44.6	0.6	Δεξί	Area TE 1.0	99.9
44.3	0.6	Δεξί	hOc4d [V3A]	35.4
44.3	0.6	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	100.0
43.9	0.6	Δεξί	Area OP 4	50.3
43.7	0.6	Δεξί	Area Id1 (Insula)	87.3
40.3	0.5	Δεξί	Area FG2	36.8
36.4	0.5	Αριστερό	Area Id1 (Insula)	102.4
35.6	0.5	Αριστερό	Area TE 1.0	100
33.9	0.4	Δεξί	Area PGp (IPL)	11.5
33.7	0.4	Αριστερό	Area PFop (IPL)	51.4
33.6	0.4	Αριστερό	Area TE 1.2	88.2
32.7	0.4	Αριστερό	Area PGp (IPL)	13.3
29.7	0.4	Δεξί	Area TE 1.2	100.0
27.4	0.4	Δεξί	Area Ig2 (Insula)	57.9
26.7	0.4	Δεξί	hOc3d [V3d]	16.1
24.6	0.3	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	94.6
24.2	0.3	Δεξί	Lobule VI (Hem)	4.5
22.8	0.3	Αριστερό	Area OP 4	21.8
22.6	0.3	Αριστερό	Area Ig2 (Insula)	56
20.8	0.3	Δεξί	Area Ig1 (Insula)	93
17.9	0.2	Αριστερό	Area Ig1 (Insula)	89
15.1	0.2	Δεξί	Area PFm (IPL)	7.5
14.1	0.2	Αριστερό	hOc2 [V2]	5.1
13.1	0.2	Δεξί	Area OP 2	50.4
12.4	0.2	Αριστερό	hOc3d [V3d]	4.1
12.3	0.2	Αριστερό	Area PFm (IPL)	7.3
10.5	0.1	Αριστερό	Area PF (IPL)	7.3
9.9	0.1	Αριστερό	Area OP 2	58.3
8.7	0.1	Δεξί	Area 44	5
7.9	0.1	Αριστερό	Area PGa (IPL)	4.2
4.7	0.1	Δεξί	Area PFop (IPL)	7.1
<i>Σύνολο</i>				
2734.4	36.3			

Πίνακας A24: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
120.91	48 -70 7	Area TE 1.0
116.04	-48 -79 7	hOc5 [V5/MT]
110.40	18 -85 -11	Area PFcm (IPL)
95.55	24 -91 10	Area PFcm (IPL)
84.29	27 -79 -14	hOc5 [V5/MT]
80.02	-12 -85 -14	Area TE 1.0
75.09	27 -88 22	Area TE 1.1
57.58	-18 -94 1	hOc4d [V3A]
51.59	66 -34 10	Area PGa (IPL)

Ακουστική εμφάνεια - Μοντέλο Kayser

Πίνακας A25: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 1

Cluster 1 (729 voxel): Ακουστική Εμφάνεια (T >4.67)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
51.4	7	Αριστερό	Area TE 3	66.2
50.6	6.9	Αριστερό	Area TE 1.1	98.2
37.8	5.2	Αριστερό	Area TE 1.0	98.2
35.9	4.9	Αριστερό	Area TE 1.2	87.2
19.9	2.7	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	19.8
18.9	2.6	Αριστερό	Area OP 1	15.9
13.9	1.9	Αριστερό	Area Ig1 (Insula)	64
13.2	1.8	Αριστερό	Area Ig2 (Insula)	30.2
11.7	1.6	Αριστερό	Area OP 4	10.3
7	1	Αριστερό	Area Id1 (Insula)	18.1
3.3	0.5	Αριστερό	Area OP 2	17.9
<i>Σύνολο</i>				
263.8	36.2			

Πίνακας A26: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 1

<i>T-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
15.54	-54 -20 6	Καμία αντιστοίχιση
15.50	-60 -23 6	Καμία αντιστοίχιση
110.40	-39 -38 18	Area TE 1.1

Πίνακας A27: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 2

Cluster 2 (581 voxel): Ακουστική Εμφάνεια (T >4.67)					
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>	
57.9	10	Δεξί	Area TE 3	62.7	
49.3	8.5	Δεξί	Area TE 1.1	82.9	
44.1	7.6	Δεξί	Area TE 1.0	98.8	
28.5	4.9	Δεξί	Area TE 1.2	100.0	
19.3	3.3	Δεξί	Area OP 4	22.1	
15.4	2.7	Δεξί	Area Ig2 (Insula)	32.7	
13.1	2.3	Δεξί	Area Ig1 (Insula)	58.5	
6.9	1.2	Δεξί	Area OP 1	6	
3.2	0.6	Δεξί	Area PFcm (IPL)	3.4	
3	0.5	Δεξί	Area OP 2	11.4	
<i>Σύνολο</i>					
347.8	38.8				

Πίνακας A28: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 2

<i>T-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
12.78	57 -10 1	Area TE 1.0
6.45	36 -28 13	Area TE 1.1
6.05	66 -25 16	Area OP 1

Ακουστικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο AM-FM

Πίνακας A29: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 1

Cluster 1 (1103 voxel): Ακουστικά Χαρακτηριστικά (F >5.80)	
--	--

<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
165.2	2.2	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	71.4
129.6	1.7	Δεξί	hOC1 [V1]	20.1
123.1	1.6	Δεξί	hOc3v [V3v]	43.7
123	1.6	Αριστερό	hOc3v [V3v]	38.3
120.4	1.6	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	58.4
103.1	1.4	Δεξί	Area OP 1	84.9
98.4	1.3	Αριστερό	Area OP 1	85.1
92.1	1.2	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	93.8
83.5	1.1	Δεξί	Area PFcm (IPL)	84.1
83.4	1.1	Αριστερό	Area FG2	43.8
78.1	1	Αριστερό	Area FG1	96.4
76.4	1	Αριστερό	hOC1 [V1]	12.1
75.4	1	Δεξί	Area TE 3	77.3
71.7	0.9	Δεξί	Area 45	22.2
69.4	0.9	Αριστερό	Lobule VI (Hem)	11.6
66.2	0.9	Αριστερό	Area TE 3	87.3
62.9	0.8	Δεξί	Area TE 1.1	100
62	0.8	Αριστερό	hOc4d [V3A]	32.7
61.7	0.8	Δεξί	Area FG1	77.7
57.5	0.8	Δεξί	Area PF (IPL)	27.4
56.7	0.7	Δεξί	Area PGa (IPL)	24.6
54.2	0.7	Δεξί	hOc2 [V2]	17
50.3	0.7	Αριστερό	Area TE 1.1	100
49.3	0.6	Δεξί	Area OP 4	53.4
47.2	0.6	Δεξί	Area TE 1.0	100
45	0.6	Δεξί	hOc4d [V3A]	34.1
44.2	0.6	Αριστερό	Area PGp (IPL)	17
44.1	0.6	Δεξί	Area PGp (IPL)	14.2
43	0.6	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	100
41.4	0.5	Δεξί	Area FG2	35.8
40.6	0.5	Αριστερό	Area PFop (IPL)	58.6
38.9	0.5	Αριστερό	Area TE 1.2	96.7
37.6	0.5	Αριστερό	Area TE 1.0	100
36	0.5	Αριστερό	Area OP 4	32.6
35.1	0.5	Δεξί	Area Ig2 (Insula)	70.2
34.9	0.5	Αριστερό	Area Id1 (Insula)	92.8
34	0.4	Δεξί	Lobule VI (Hem)	6

30.9	0.4	Αριστερό	Area Ig2 (Insula)	72.3
30.7	0.4	Δεξί	Area Id1 (Insula)	58.1
28.6	0.4	Δεξί	Area TE 1.2	99.3
27.8	0.4	Δεξί	hOc3d [V3d]	15.8
26	0.3	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	94.6
23.3	0.3	Δεξί	Area Ig1 (Insula)	98.8
21.5	0.3	Δεξί	Area 44	11.6
20.2	0.3	Αριστερό	Area Ig1 (Insula)	94.9
19.8	0.3	Αριστερό	Area PF (IPL)	13
18.5	0.2	Δεξί	Area OP 2	67.6
16.2	0.2	Αριστερό	hOc2 [V2]	5.5
15.7	0.2	Δεξί	Area PFm (IPL)	7.4
12.3	0.2	Αριστερό	Area PFm (IPL)	6.9
12.2	0.2	Αριστερό	hOc3d [V3d]	3.8
12	0.2	Αριστερό	Area OP 2	66.8
10.1	0.1	Αριστερό	Area PGa (IPL)	5.1
5.9	0.1	Δεξί	Area PFop (IPL)	8.3
2.3	0	Δεξί	Area OP 3	3.5
1.7	0	Αριστερό	Area OP 3	3.8
1.6	0	Δεξί	Area 7M (SPL)	5.1
Σύνολο				
294.7	26.7			

Πίνακας A30: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
104.53	-51 -22 4	Area TE 1.0
82.07	63 -31 10	Area PFcm (IPL)
79.04	54 -13 4	Area TE 1.0
76.78	51 -70 4	hOc5 [V5/MT]
75.69	54 -28 10	Area PFcm (IPL)
63.50	-48 -76 4	hOc5 [V5/MT]
55.26	-39 -34 13	Area TE 1.1
42.38	27 -91 10	hOc3d [V3d]
38.57	-57 -43 13	Καμία αντιστοίχιση
37.37	24 -79 -14	hOc3v [V3v]
32.92	-27 -88 4	hOc4d [V3A]

Συσχέτιση εγκεφαλικής ενεργοποίησης με δεδομένα επισημείωσης οπτικοακουστικής εμφάνειας

Πίνακας A31: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα δεδομένα οπτικοακουστικής επισημείωσης - Cluster 1

Cluster 1 (4520 voxel): Δεδομένα επισημείωσης (T >4.67)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
150.6	3.3	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	68.7
138.7	3.1	Δεξί	hOC1 [V1]	22.
123.8	2.7	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	63.5
123.7	2.7	Δεξί	hOc3v [V3v]	46.4
103.6	2.3	Αριστερό	hOc3v [V3v]	34.1
76.6	1.7	Αριστερό	Area FG1	99.9
63.8	1.4	Αριστερό	Area FG2	35.4
59.6	1.3	Δεξί	Area FG1	79.3
50.8	1.1	Δεξί	hOc2 [V2]	16.9
50.7	1.1	Δεξί	Area TE 1.1	85.2
49.9	1.1	Δεξί	Area PFcm (IPL)	53.1
48.8	1.1	Αριστερό	hOC1 [V1]	8.2
44.3	1	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	100.0
40.7	0.9	Δεξί	hOc4d [V3A]	32.6
38	0.8	Αριστερό	Lobule VI (Hem)	6.7
36.7	0.8	Δεξί	Area OP 1	32
36.4	0.8	Αριστερό	hOc4d [V3A]	20.3
36.1	0.8	Αριστερό	Area TE 1.1	75.8
35.1	0.8	Δεξί	Area FG2	32.1
34	0.8	Δεξί	Area TE 1.0	76
32.4	0.7	Δεξί	Area TE 3	35.1
32	0.7	Δεξί	Area PGa (IPL)	14.6
31.7	0.7	Αριστερό	Area OP 1	29
29.3	0.6	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	31.6
26.8	0.6	Δεξί	Area PGp (IPL)	9.1
24.6	0.5	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	94.6
23.5	0.5	Δεξί	Area PF (IPL)	11.8
21.1	0.5	Δεξί	hOc3d [V3d]	12.7
18.9	0.4	Αριστερό	Area TE 1.0	53.1
14.4	0.3	Αριστερό	Area PGp (IPL)	5.9
14.4	0.3	Δεξί	Area Ig2 (Insula)	30.4
13.4	0.3	Αριστερό	hOc2 [V2]	4.8
11.4	0.3	Δεξί	Area TE 1.2	42
11.2	0.2	Δεξί	Lobule VI (Hem)	2.1
9.5	0.2	Δεξί	Area PFm (IPL)	4.7
7.8	0.2	Αριστερό	hOc3d [V3d]	2.6
6	0.1	Αριστερό	Area TE 3	8.4
4.6	0.1	Δεξί	Area Id1 (Insula)	9.2
3.3	0.1	Δεξί	Area OP 2	12.6
<i>Σύνολο</i>				
1692.7	37.5			

Πίνακας A32: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με δεδομένα οπτικοακουστικής επισημείωσης - Cluster 1

<i>T-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
17.07	48 -70 7	hOc5 [V5/MT]
13.48	-48 -76 7	hOc5 [V5/MT]
13.47	-45 -73 4	hOc5 [V5/MT]
12.85	27 -79 -11	hOc4v [V4(v)]
12.66	18 -85 -11	hOc3v [V3v]
12.49	27 -88 7	hOc4d [V3A]
11.33	-36 -85 -2	hOc4v [V4(v)]
10.40	66 -34 10	Area PF (IPL)
10.25	-27 -79 -14	hOc4v [V4(v)]
10.15	27 -88 22	hOc4d [V3A]
9.57	-18 -82 -11	hOc3v [V3v]

Αποτελέσματα για τη Σχεδίαση 2 - BLB

Οπτική πληροφορία - Μοντέλο ON/OFF

Πίνακας A33: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική πληροφορία (Σχεδίαση ON/OFF εικόνας) - Cluster 1

Cluster 1 (3447 voxel): Εικόνα_{ON/OFF} (F >13.84)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
220.4	6.4	Δεξί	hOC1 [V1]	36.1
125.6	3.6	Δεξί	hOc3v [V3v]	47.1
122.6	3.6	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	62.8
118	3.4	Αριστερό	hOC1 [V1]	19.8
111.8	3.2	Αριστερό	hOc3v [V3v]	36.8
94.5	2.7	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	43.2
87.7	2.5	Δεξί	hOc2 [V2]	29.1
66.4	1.9	Αριστερό	hOc2 [V2]	23.8
63.1	1.8	Δεξί	Area FG1	84
62.5	1.8	Αριστερό	Area FG1	81.5
56.5	1.6	Δεξί	Area FG2	51.6
55.1	1.6	Αριστερό	Area FG2	30.6
44.3	1.3	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	108.7
43.7	1.3	Αριστερό	hOc3d [V3d]	14.4
38.7	1.1	Αριστερό	hOc4d [V3A]	21.5
30	0.9	Δεξί	hOc3d [V3d]	18
25.1	0.7	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	96.4
10.3	0.3	Δεξί	Area 7P (SPL)	7.3
9.4	0.3	Δεξί	hOc4d [V3A]	7.5
8.7	0.3	Δεξί	Lobule VI (Hem)	1.6
8.6	0.3	Αριστερό	Lobule VI (Hem)	1.5
2	0.1	Αριστερό	Area 7P (SPL)	2
1.3	0	Δεξί	Area 7A (SPL)	0.5
1.1	0	Δεξί	Area PGp (IPL)	0.4
<i>Σύνολο</i>				
1408.5	40.9			

Πίνακας A34: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Εικόνα_{ON/OFF} - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
305.07	30 -88 -2	hOc3v [V3v]
300.92	27 -91 4	hOc3d [V3d]
249.10	18 -88 -8	hOc3v [V3v]
238.53	45 -76 -5	Area FG2
224.37	-45 -79 -2	hOc5 [V5/MT]
212.53	-39 -85 -5	hOc4v [V4(v)]
208.66	-24 -91 -8	hOc3v [V3v]
207.81	-36 -88 -8	hOc4v [V4(v)]
207.11	-24 -94 -2	hOc3v [V3v]

Πίνακας A35: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την πληροφορία χρώματος (Σχεδίαση ON/OFF χρώματος) - Cluster 1

Cluster 1 (255 voxel): Χρώμα_{ON/OFF} (F >13.84)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
45.9	20.4	Δεξί	hOC1 [V1]	7.5
17.3	7.7	Δεξί	hOc3v [V3v]	6.5
4.3	1.9	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	2.2
3.6	1.6	Δεξί	hOc2 [V2]	1.2
2.7	1.2	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	10.4
2	0.9	Δεξί	hOc4d [V3A]	1.6
2	0.9	Δεξί	hOc3d [V3d]	1.2
<i>Σύνολο</i>				
77.9	34.6			

Πίνακας A36: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Χρώμα_{ON/OFF} - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
31.43	21 -94 7	hOC1 [V1]
25.31	39 -76 -2	Καμία αντιστοίχιση
22.85	33 -88 4	hOc4d [V3A]
22.30	42 -70 1	hOc5 [V5/MT]
21.97	24 -91 13	hOc3v [V3v]
21.53	33 -85 -8	hOc4v [V4(v)]
19.61	27 -88 -2	hOc3v [V3v]
17.93	24 -85 -5	hOc3v [V3v]
17.89	15 -88 -8	hOc2 [V2]
17.05	24 -91 -8	hOc3v [V3v]

Πίνακας A37: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την πληροφορία χρώματος (Σχεδίαση ON/OFF χρώματος) - Cluster 2

Cluster 2 (131 voxel): Χρώμα_{ON/OFF} (F >13.84)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
28.4	21.7	Αριστερό	hOC1 [V1]	4.7
27.5	21	Αριστερό	hOc3v [V3v]	9.1
7	5.3	Αριστερό	hOc3d [V3d]	2.3
3.9	3	Αριστερό	hOc2 [V2]	1.4
3.7	2.9	Αριστερό	hOc4d [V3A]	2.1
2	1.6	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	0.9
0.6	0.4	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	1.4
<i>Σύνολο</i>				
73.1	55.8			

Πίνακας A38: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Χρώμα_{ON/OFF} - Cluster 2

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
21.59	-24 -91 1	Καμία αντιστοίχιση
21.02	-12 -97 4	hOC1 [V1]
20.73	-36 -85 -5	hOc4v [V4(v)]
20.36	-27 -91 10	hOc4d [V3A]
20.35	-18 -88 -8	hOc3v [V3v]
20.07	-18 -94 7	hOc3d [V3d]
17.13	-24 -88 -11	hOc4v [V4(v)]
14.35	-24 -94 16	hOc3d [V3d]

Ακουστική πληροφορία - Μοντέλο ON/OFF

Πίνακας A39: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική πληροφορία (Σχεδίαση ON/OFF ήχου) - Cluster 1

Cluster 1 (838 voxel): Ήχος_{ON/OFF} (F >13.87)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
62.5	7.5	Αριστερό	Area TE 3	87.1
42.9	5.1	Αριστερό	Area TE 1.1	90
38.1	4.6	Αριστερό	Area OP 1	34.9
35.7	4.3	Αριστερό	Area TE 1.2	93.9
35	4.2	Αριστερό	Area TE 1.0	98.4
24.7	3	Αριστερό	Area Ig2 (Insula)	61.2
22.4	2.7	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	24.2
14.7	1.8	Αριστερό	Area Ig1 (Insula)	72.8
13.2	1.6	Αριστερό	Area Id1 (Insula)	37.2
12.8	1.5	Αριστερό	Area OP 4	12.2
4.1	0.5	Αριστερό	Area PFop (IPL)	6.3
0.4	0	Αριστερό	Area PF (IPL)	0.3
0.2	0	Αριστερό	Area OP 2	1.1
<i>Σύνολο</i>				
306.8	36.6			

Πίνακας A40: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Ήχος_{ON/OFF} - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
126.31	-60 -19 1	Καμία αντιστοίχιση
123.50	-66 -16 1	Καμία αντιστοίχιση
123.08	-51 -22 4	Area TE 1.0
122.44	-45 -25 4	Area TE 1.0
109.33	-63 -31 7	Area PFcm (IPL)

Πίνακας A41: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική πληροφορία (Σχεδίαση ON/OFF) - Cluster 2

Cluster 2 (648 voxel): Ήχος_{ON/OFF} (F >13.87)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
78.3	12.1	Δεξί	Area TE 3	84.8
43.8	6.8	Δεξί	Area TE 1.0	98
35.6	5.5	Δεξί	Area OP 1	30.9
31.6	4.9	Δεξί	Area OP 4	36.2
30.4	4.7	Δεξί	Area TE 1.1	51.1
29.7	4.6	Δεξί	Area TE 1.2	108.8
12.2	1.9	Δεξί	Area Ig2 (Insula)	25.8
4	0.6	Δεξί	Area PF (IPL)	2
2.1	0.3	Δεξί	Area Ig1 (Insula)	9.6
1.9	0.3	Δεξί	Area PFcm (IPL)	2
1	0.2	Δεξί	Area Id1 (Insula)	2.1
0.6	0.1	Δεξί	Area 44	0.4
<i>Σύνολο</i>				
271.2	41.8			

Πίνακας A42: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Ήχος_{ON/OFF} - Cluster 2

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
142.01	66 -13 4	Area OP 4
122.74	57 -7 -2	Area TE 1.2
121.71	57 -13 1	Area TE 1.0

Πίνακας A43: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική πληροφορία (Σχεδίαση ON/OFF) - Cluster 3

Cluster 3 (429 voxel): Ήχος_{ON/OFF} (F >13.87)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
83.3	19.4	Αριστερό	hOc3v [V3v]	27.4
44.6	10.4	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	20.4
38.7	9	Αριστερό	hOC1 [V1]	6.5
32	7.5	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	78.6
18.1	4.2	Αριστερό	hOc4d [V3A]	10.1
10.8	2.5	Αριστερό	hOc2 [V2]	3.9
10.4	2.4	Αριστερό	hOc3d [V3d]	3.5
0.4	0.1	Αριστερό	Area FG1	0.5
0.4	0.1	Αριστερό	Lobule VI (Hem)	0.1
Σύνολο				
238.7	55.6			

Πίνακας A44: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Ήχος_{ON/OFF} - Cluster 3

F-score	Συντεταγμένες MNI (x y z)	Λειτουργική Περιοχή
28.80	-18 -85 -17	hOc3v [V3v]
27.05	-27 -91 1	Καμία αντιστοίχιση
26.65	-18 -94 4	hOc3d [V3d]
25.50	-42 -76 -2	hOc5 [V5/MT]
24.14	-42 -70 -2	hOc5 [V5/MT]
21.72	-15 -91 -5	hOc3v [V3v]

Πίνακας A45: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική πληροφορία (Σχεδίαση ON/OFF) - Cluster 4

Cluster 4 (248 voxel): Ήχος_{ON/OFF} (F >13.87)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
23.9	9.6	Δεξί	hOc3v [V3v]	9
17.1	6.9	Δεξί	hOC1 [V1]	2.8
8.9	3.6	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	4.5
5.4	2.2	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	20.8
4.7	1.9	Δεξί	hOc2 [V2]	1.6
2.5	1	Δεξί	hOc4d [V3A]	2
1.5	0.6	Δεξί	hOc3d [V3d]	0.9
Σύνολο				
64	25.8			

Πίνακας A46: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με σχεδίαση Ήχος_{ON/OFF} - Cluster 4

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
25.61	33 -82 1	Καμία αντιστοίχιση
23.96	27 -85 1	Καμία αντιστοίχιση
20.46	21 -88 7	hOC1 [V1]
16.87	45 -67 4	hOc5 [V5/MT]
16.35	21 -82 -8	hOc3v [V3v]
16.06	15 -85 -11	hOc2 [V2]

Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Itti et al.

Πίνακας A47: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1

Cluster 1 (2995 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά (F >7.20)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
228.7	7.6	Δεξί	hOC1 [V1]	37.4
157.3	5.3	Αριστερο	hOC1 [V1]	26.3
124.4	4.2	Δεξί	hOc3v [V3v]	46.7
118.1	3.9	Αριστερο	hOc3v [V3v]	38.9
107.6	3.6	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	55.2
99.1	3.3	Δεξί	hOc2 [V2]	32.9
84	2.8	Αριστερο	hOc4v [V4(v)]	38.3
73.1	2.4	Αριστερο	hOc2 [V2]	26.2
60.3	2	Αριστερο	Area FG1	78.7
59.1	2	Αριστερο	hOc3d [V3d]	19.6
54.3	1.8	Δεξί	Area FG2	49.6
51.8	1.7	Δεξί	Area FG1	68.9
51.4	1.7	Αριστερο	Area FG2	28.5
44.3	1.5	Αριστερο	hOc5 [V5/MT]	100.0
41	1.4	Αριστερο	hOc4d [V3A]	22.8
40.5	1.4	Δεξί	hOc3d [V3d]	24.4
25	0.8	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	96.2
10.4	0.3	Δεξί	hOc4d [V3A]	8.3
5.5	0.2	Αριστερο	Lobule VI (Hem)	1
3.3	0.1	Δεξί	Lobule VI (Hem)	0.6
<i>Σύνολο</i>				
1439.7	48.1			

Πίνακας A48: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
147.24	27 -94 4	hOc3v [V3v]
132.06	45 -76 -5	Area FG2
123.17	-42 -76 -2	hOc5 [V5/MT]
121.85	-45 -79 1	hOc5 [V5/MT]
99.55	18 -88 -8	hOc3v [V3v]
79.70	-24 -94 4	hOc3v [V3v]
78.65	-21 -97 10	hOc3d [V3d]
71.51	-21 -91 -5	hOc3v [V3v]
28.25	6 -85 -16	hOc2 [V2]
22.30	-3 -88 19	hOc2 [V2]
19.85	-21 -76 28	Καμία αντιστοίχιση

Οπτική εμφάνεια - Μοντέλο Itti et al.

Πίνακας A49: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1

Cluster 1 (2886 voxel): Οπτική Εμφάνεια (T >4.75)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
131.4	5.5	Δεξί	hOC1 [V1]	21.5
113.3	4.7	Αριστερό	hOc3v [V3v]	37.3
104.4	4.4	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	53.5
102.6	4.3	Δεξί	hOc3v [V3v]	38.5
97.1	4.1	Αριστερό	hOC1 [V1]	16.3
80.6	3.4	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	36.8
60	2.5	Αριστερό	Area FG1	78.3
51.6	2.2	Δεξί	Area FG2	47.1
51.3	2.2	Αριστερό	Area FG2	28.5
50.6	2.1	Δεξί	Area FG1	67.3
44.1	1.9	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	100.0
41.7	1.7	Δεξί	hOc2 [V2]	13.8
36.4	1.5	Αριστερό	hOc4d [V3A]	20.3
24.8	1	Αριστερό	hOc2 [V2]	8.9
23.5	1	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	90.2
16.6	0.7	Αριστερό	hOc3d [V3d]	5.5
5.1	0.2	Δεξί	hOc4d [V3A]	4.1
4.7	0.2	Δεξί	hOc3d [V3d]	2.8
2.6	0.1	Αριστερό	Lobule VI (Hem)	0.5
2.4	0.1	Δεξί	Lobule VI (Hem)	0.5
<i>Σύνολο</i>				
1044.8	43.8			

Πίνακας A50: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτική εμφάνεια (μοντέλο Itti et al.) - Cluster 1

<i>T-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
18.99	27 -94 4	hOc3v [V3v]
16.54	45 -76 -5	Area FG2
16.02	-42 -76 -2	hOc5 [V5/MT]
15.30	18 -88 -8	hOc3v [V3v]
14.07	-21 -97 10	hOc3d [V3d]
13.66	-24 -88 7	hOc4d [V3A]
13.16	-24 -91 -8	hOc3v [V3v]
11.10	-24 -88 22	hOc4d [V3A]
7.53	30 -76 16	Καμία αντιστοίχιση
6.89	-3 -88 19	Καμία αντιστοίχιση
6.69	-27 -67 -11	Area FG1

Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο GBVS

Πίνακας A51: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 1

Cluster 1 (3033 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά (F >7.20)				
Αριθμός voxel	% ενεργού όγκου	Ημισφαίριο	Περιοχή	% ενεργής περιοχής
255.7	8.4	Δεξί	hOC1 [V1]	39.1
126	4.2	Αριστερό	hOC1 [V1]	19.7
121.5	4	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	58.2
118.2	3.9	Δεξί	hOc3v [V3v]	41.4
106.4	3.5	Αριστερό	hOc3v [V3v]	32.8
101.1	3.3	Δεξί	hOc2 [V2]	31.4
92.5	3	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	39.5
65.8	2.2	Αριστερό	hOc2 [V2]	22
65	2.1	Δεξί	Area FG1	80.9
63.3	2.1	Αριστερό	Area FG1	77.2
59	1.9	Αριστερό	Area FG2	30.6
54.1	1.8	Αριστερό	hOc3d [V3d]	16.7
53.3	1.8	Δεξί	Area FG2	45.5
49.3	1.6	Δεξί	hOc3d [V3d]	27.7
43.2	1.4	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	99.3
37	1.2	Αριστερό	hOc4d [V3A]	19.3
25.1	0.8	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	90
16.6	0.5	Δεξί	hOc4d [V3A]	12.4
6.1	0.2	Αριστερό	Lobule VI (Hem)	1
5.1	0.2	Δεξί	Lobule VI (Hem)	0.9
<i>Σύνολο</i>				
1464.3	48.3			

Πίνακας A52: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο GBVS) - Cluster 1

<i>T-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
160.43	27 -94 4	hOc3v [V3v]
108.42	45 -76 -5	Area FG2
102.21	21 -91 -8	hOc3v [V3v]
90.29	-42 -76 -2	hOc5 [V5/MT]
86.54	-24 -94 4	hOc3v [V3v]
82.06	-21 -94 -5	hOc3v [V3v]
79.26	-24 -91 -8	hOc3v [V3v]
79.18	-21 -97 10	hOc3d [V3d]
78.28	-39 -82 -8	Area FG2
76.62	-36 -88 -8	hOc4v [V4(v)]
29.78	3 -85 19	hOc2 [V2]

Οπτική εμφάνεια - Μοντέλο GBVS

Το μοντέλο GBVS οπτικής εμφάνειας δεν παρουσιάζει στατιστικά σημαντικά cluster συσχέτισης εγκεφαλικής δραστηριότητας με τον προβλέπτη οπτικής εμφάνειας.

Οπτικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Ενεργειών 3D Gabor

Πίνακας A53: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 1

Cluster 1 (976 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά (F >6.40)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
110.1	11.3	Δεξί	hOC1 [V1]	18
104.6	10.7	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	53.6
99.4	10.2	Δεξί	hOc3v [V3v]	37.3
39.1	4	Δεξί	Area FG1	52.1
36.3	3.7	Δεξί	hOc2 [V2]	12
25.6	2.6	Δεξί	Area FG2	23.4
23.5	2.4	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	90.2
7.1	0.7	Δεξί	hOc4d [V3A]	5.7
4.9	0.5	Δεξί	hOc3d [V3d]	2.9
<i>Σύνολο</i>				
450.7	46.2			

Πίνακας A54: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
34.13	24 -94 4	hOc3v [V3v]
32.24	21 -91 -8	hOc3v [V3v]
27.94	27 -88 -8	hOc3v [V3v]
27.80	45 -76 -5	Area FG2

Πίνακας A55: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 2

Cluster 2 (828 voxel): Οπτικά Χαρακτηριστικά (F >6.40)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
100.3	12.1	Αριστερό	hOc3v [V3v]	33
72	8.7	Αριστερό	hOC1 [V1]	12
65.4	7.9	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	29.9
43.9	5.3	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	107.7
33	4	Αριστερό	hOc4d [V3A]	18.4
27	3.3	Αριστερό	Area FG2	15
21.1	2.5	Αριστερό	hOc2 [V2]	7.6
17.3	2.1	Αριστερό	Area FG1	22.6
16	1.9	Αριστερό	hOc3d [V3d]	5.3
<i>Σύνολο</i>				
396	47.9			

Πίνακας A56: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο ενεργειών 3D Gabor) - Cluster 2

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
30.61	-18 -94 -5	hOc3v [V3v]
28.40	-21 -94 1	hOc3v [V3v]
27.91	-15 -97 -2	hOC1 [V1]
27.22	-45 -76 -2	hOc5 [V5/MT]
24.72	-36 -85 -8	hOc4v [V4(v)]
20.03	-30 -82 -11	hOc4v [V4(v)]

Ακουστικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο Kayser

Πίνακας A57: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 1

Cluster 1 (956 voxel): Ακουστικά Χαρακτηριστικά (F >8.39)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
66.7	7	Αριστερό	Area TE 3	93
40.6	4.2	Αριστερό	Area OP 1	37.1
38.4	4	Αριστερό	Area TE 1.1	80.6
34.9	3.6	Αριστερό	Area TE 1.0	98
34.7	3.6	Αριστερό	Area TE 1.2	91.1
28.9	3	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	31.1
23.4	2.5	Αριστερό	Area Ig2 (Insula)	58
15	1.6	Αριστερό	Area Id1 (Insula)	42.2
14.8	1.5	Αριστερό	Area Ig1 (Insula)	73.5
12.9	1.4	Αριστερό	Area OP 4	12.3
3.8	0.4	Αριστερό	Area PFop (IPL)	5.8
2.6	0.3	Αριστερό	Area PF (IPL)	1.8
<i>Σύνολο</i>				
316.9	33.2			

Πίνακας A58: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
72.85	-66 -16 1	Καμία αντιστοίχιση
69.17	-60 -31 4	Καμία αντιστοίχιση
53.95	-45 -25 4	Area TE 1.0
12.60	-57 -58 4	Καμία αντιστοίχιση
9.42	-54 -61 10	Area PGp (IPL)

Πίνακας A59: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 2

Cluster 2 (831 voxel): Ακουστικά Χαρακτηριστικά (F >8.39)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
84.3	11	Δεξί	Area TE 3	91.3
42.1	5.5	Δεξί	Area TE 1.0	94.4
29.7	3.9	Δεξί	Area TE 1.2	100.0
23.7	3.1	Δεξί	Area TE 1.1	39.9
22.7	3	Δεξί	Area OP 4	26
20.8	2.7	Δεξί	Area OP 1	18.1
9.8	1.3	Δεξί	Area PF (IPL)	4.9
6.6	0.9	Δεξί	Area Ig2 (Insula)	14
5.7	0.7	Δεξί	Area PGa (IPL)	2.6
1.9	0.3	Δεξί	Area PFcm (IPL)	2
1	0.1	Δεξί	Area Id1 (Insula)	2.1
<i>Σύνολο</i>				
249.4	32.6			

Πίνακας A60: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 2

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
77.15	66 -16 -5	Καμία αντιστοίχιση
76.42	66 -13 4	Area OP 4
75.89	57 -7 -2	Area TE 1.2

Πίνακας A61: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 3

Cluster 3 (637 voxel): Ακουστικά Χαρακτηριστικά (F >8.39)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
86.5	13.6	Δεξί	hOc3v [V3v]	32.4
64.7	10.2	Δεξί	hOC1 [V1]	10.6
46	7.2	Δεξί	hOc4v [V4(v)]	23.6
39	6.1	Δεξί	hOc2 [V2]	12.9
21.6	3.4	Δεξί	hOc5 [V5/MT]	82.9
6.9	1.1	Δεξί	hOc3d [V3d]	4.1
6.3	1	Δεξί	hOc4d [V3A]	5
5.2	0.8	Δεξί	Area FG2	4.8
<i>Σύνολο</i>				
277.3	43.5			

Πίνακας A62: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 3

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
20.30	18 -85 -11	hOc3v [V3v]
15.22	45 -67 4	hOc5 [V5/MT]
14.91	36 -82 1	Καμία αντιστοίχιση
14.86	21 -94 10	hOc3d [V3d]
14.48	42 -64 1	Καμία αντιστοίχιση
14.13	45 -67 -2	hOc5 [V5/MT]
13.48	42 -73 -5	Area FG1
13.12	27 -85 1	Καμία αντιστοίχιση
12.44	30 -79 -5	hOc4v [V4(v)]
8.52	27 -82 22	Καμία αντιστοίχιση

Πίνακας A63: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 4

Cluster 4 (571 voxel): Ακουστικά Χαρακτηριστικά (F >8.39)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
93.9	16.4	Αριστερό	hOc3v [V3v]	30.9
82.6	14.5	Αριστερό	hOc4v [V4(v)]	37.7
43.9	7.7	Αριστερό	hOc5 [V5/MT]	100.0
37.5	6.6	Αριστερό	hOC1 [V1]	6.3
18.1	3.2	Αριστερό	Area FG2	10
17.7	3.1	Αριστερό	hOc2 [V2]	6.3
10.3	1.8	Αριστερό	hOc4d [V3A]	5.7
6.9	1.2	Αριστερό	Area FG1	9
5.8	1	Αριστερό	hOc3d [V3d]	1.9
<i>Σύνολο</i>				
318	55.7			

Πίνακας A64: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με οπτικά χαρακτηριστικά (μοντέλο Kayser) - Cluster 4

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
19.18	-42 -79 1	hOc5 [V5/MT]
18.83	-24 -85 -14	hOc4v [V4(v)]
18.50	-45 -70 -2	hOc5 [V5/MT]
18.50	-18 -88 -11	hOc3v [V3v]
17.88	-18 -85 -17	hOc3v [V3v]
16.41	-30 -85 -14	hOc4v [V4(v)]
14.59	-27 -88 1	Καμία αντιστοίχιση
9.97	-42 -67 -17	Area FG2
9.81	-42 -61 -14	Area FG2

Ακουστική εμφάνεια - Μοντέλο Kayser

Πίνακας A65: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με την ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 1

Cluster 1 (965 voxel): Ακουστική Εμφάνεια (T >4.73)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
70.3	7.3	Αριστερό	Area TE 3	98
35.9	3.7	Αριστερό	Area TE 1.1	75.5
35.7	3.7	Αριστερό	Area TE 1.2	93.9
35.1	3.6	Αριστερό	Area TE 1.0	98.9
32.7	3.4	Αριστερό	Area OP 1	29.9
25.2	2.6	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	27.1
25	2.6	Αριστερό	Area Ig2 (Insula)	62
17.9	1.9	Αριστερό	Area Id1 (Insula)	50.3
15	1.6	Αριστερό	Area Ig1 (Insula)	74.3
13.9	1.4	Αριστερό	Area OP 4	13.2
5	0.5	Αριστερό	Area PFop (IPL)	7.7
3	0.3	Αριστερό	Area PF (IPL)	2.1
<i>Σύνολο</i>				
314.7	32.6			

Πίνακας A66: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 1

<i>T-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
15.31	-63 -19 1	Καμία αντιστοίχιση
15.27	-66 -16 -2	Καμία αντιστοίχιση
15.18	-60 -31 4	Καμία αντιστοίχιση
13.67	-51 -25 1	Καμία αντιστοίχιση

Πίνακας A67: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτισης με την ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 2

Cluster 2 (930 voxel): Ακουστική Εμφάνεια (T >4.73)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
90.3	11.4	Δεξί	Area TE 3	97.8
42.1	5.3	Δεξί	Area TE 1.0	94.4
29.7	3.8	Δεξί	Area TE 1.2	100.0
29.6	3.7	Δεξί	Area TE 1.1	49.8
25.7	3.2	Δεξί	Area OP 1	22.3
22.9	2.9	Δεξί	Area OP 4	26.2
9.9	1.2	Δεξί	Area Ig2 (Insula)	20.8
7.1	0.9	Δεξί	Area PF (IPL)	3.6
2.9	0.4	Δεξί	Area PGa (IPL)	1.3
2.7	0.3	Δεξί	Area Ig1 (Insula)	12.3
1.9	0.2	Δεξί	Area PFcm (IPL)	2
1.3	0.2	Δεξί	Area Id1 (Insula)	2.6
<i>Σύνολο</i>				
386.5	41.6			

Πίνακας A68: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστική εμφάνεια (μοντέλο Kayser) - Cluster 2

<i>T-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
15.73	57 -7 -2	Area TE 1.2
15.70	66 -13 4	Area OP 4
15.68	66 -16 -5	Καμία αντιστοίχιση
6.71	63 -55 7	Area PGa (IPL)

Ακουστικά χαρακτηριστικά - Μοντέλο AM-FM

Πίνακας A69: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 1

Cluster 1 (572 voxel): Ακουστικά Χαρακτηριστικά (F >4.73)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
54	9.4	Αριστερό	Area TE 3	75.3
33.6	5.9	Αριστερό	Area TE 1.0	94.6
27.1	4.7	Αριστερό	Area TE 1.1	57
25.5	4.5	Αριστερό	Area TE 1.2	66.9
13.4	2.3	Αριστερό	Area Ig2 (Insula)	33.1
12.2	2.1	Αριστερό	Area PFcm (IPL)	13.2
12.1	2.1	Αριστερό	Area OP 1	11
6.5	1.1	Αριστερό	Area Id1 (Insula)	18.3
6	1.1	Αριστερό	Area Ig1 (Insula)	30
3	0.5	Αριστερό	Area OP 4	2.9
1.7	0.3	Αριστερό	Area PFop (IPL)	2.5
<i>Σύνολο</i>				
196.4	34.3			

Πίνακας A70: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 1

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
16.07	-45 -25 4	Area TE 1.0
13.68	-66 -16 -2	Καμία αντιστοίχιση
13.09	-60 -19 1	Καμία αντιστοίχιση
12.81	-60 -34 7	Καμία αντιστοίχιση
11.56	-48 -16 -2	Area TE 3
11.43	-63 -28 7	Καμία αντιστοίχιση
6.83	-57 2 -2	Area TE 1.2

Πίνακας A71: Περιοχές που εμφανίζουν σημαντική συσχέτιση με τα ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 2

Cluster 1 (572 voxel): Ακουστικά Χαρακτηριστικά (F >4.73)				
<i>Αριθμός voxel</i>	<i>% ενεργού όγκου</i>	<i>Ημισφαίριο</i>	<i>Περιοχή</i>	<i>% ενεργής περιοχής</i>
50.6	9	Δεξί	Area TE 3	54.8
41.4	7.4	Δεξί	Area TE 1.0	92.6
40.7	7.2	Δεξί	Area OP 1	35.4
31.5	5.6	Δεξί	Area OP 4	36
29.3	5.2	Δεξί	Area TE 1.2	100.0
26.1	4.7	Δεξί	Area TE 1.1	44
7	1.2	Δεξί	Area Ig2 (Insula)	14.8
6.8	1.2	Δεξί	Area PF (IPL)	3.4
4.3	0.8	Δεξί	Area PFcm (IPL)	4.6
1.4	0.2	Δεξί	Area 44	0.8
<i>Σύνολο</i>				
196.4	34.3			

Πίνακας A72: Κορυφές μεγίστου συσχέτισης με ακουστικά χαρακτηριστικά (μοντέλο AM-FM) - Cluster 2

<i>F-score</i>	<i>Συντεταγμένες MNI (x y z)</i>	<i>Λειτουργική Περιοχή</i>
19.89	57 -13 1	Area TE 1.0
19.48	57 -7 -2	Area TE 1.2
17.97	66 -13 4	Area OP 4
17.22	66 -25 7	Area PF (IPL)
15.52	66 -19 4	Καμία αντιστοίχιση
9.94	66 -40 7	Area PF (IPL)

B. Ονομασίες ανατομικών περιοχών

Ονομασία και αύξων αριθμός περιοχής

Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται οι ονομασίες των περιοχών, όπως αναφέρονται στο εργαλείο Anatomy Toolbox του SPM, μαζί με τις αντίστοιχες συντομογραφίες ή υποπεριοχές.

Ονομασίες ανατομικών περιοχών, Anatomy Toolbox	
<i>Συντομογραφία</i>	<i>Πλήρης ονομασία / Ευρύτερη Περιοχή</i>
Areas 5L, 5M, 5Ci, 7A, 7PC, 7M, 7P	Superior Parietal Cortex
Areas PFop, PFt, PF, PFm, PFcm, PGa, PGp	Inferior Parietal Cortex
Areas hIP1, hIP2, hIP3	Intraparietal Sulcus
Areas OP 1 - OP 4	Parietal Operculum
Areas hOC1/BA17/V1 & hOC2/BA18/V2	Visual cortex areas 1 (primary) & 2 (secondary)
Area V5/MT+	Visual cortex area 5 (middle temporal)
Areas hOC3v, hOC4v	Ventral extrastriate (visual) cortex areas 3 & 4
Areas hOC3d, hOC4d	Dorsal extrastriate (visual) cortex areas 3 & 4
Areas FG1, FG2	Fusiform gyrus
Areas 44 & 45	Broca's region
Areas 4a, 4p	Motor Cortex
Areas 3a, 3b, 1, 2	Primary Somatosensory Corter
Areas TE 1.0, TE 1.1, TE 1.2	Primary Auditory Cortex
Area TE 3.0	Higher Auditory Cortex
Areas Ig1, Ig2, Id1	Posterior Insula
Ch1-3, Ch4	Basal Forebrain
Areas Fp1, Fp2	Frontal Pole
	Amygdala
	Hippocampus

Ονομασία και αύξων αριθμός περιοχής

Στον παρακάτω πίνακα δίνεται η αντιστοιχία αύξοντος αριθμού με την ονομασία της περιοχής, όπως παρέχονται από το εργαλείο Anatomy Toolbox του SPM.

AA	Όνομασία περιοχής
1	Amygdala (SF) L
2	Amygdala (SF) R
3	Lobule X (Hem) L
4	Lobule X (Hem) R
5	3BF (Ch 1-3) L
6	BF (Ch 1-3) R
7	Area hIP2 (IPS) L
8	Area hIP2 (IPS) R
9	Area Fp2 L
10	Area Fp2 R
11	Lobule VI (Hem) L
12	Lobule VI (Hem) R
13	Lobule IX (Hem) L
14	Lobule IX (Hem) R
15	Lobule VIIa crusII (Verm) L
16	Lobule VIIa crusII (Verm) R
17	BF (Ch 4) L
18	BF (Ch 4) R
19	Area TE 1.2 L
20	Area TE 1.2 R
21	Area Ig2 (Insula) L
22	Area Ig2 (Insula) R
23	DG (Hippocampus) L
24	DG (Hippocampus) R
25	Area Id1 (Insula) L
26	Area Id1 (Insula) R
27	Area TE 1.0 L
28	Area TE 1.0 R
29	hOc3v [V3v] L
30	hOc3v [V3v] R
31	Lobule VIIa crusII (Hem) L
32	Lobule VIIa crusII (Hem) R
33	Area TE 1.1 L
34	Area TE 1.1 R
35	Area 44 L
36	Area 44 R
37	hOc5 [V5/MT] L
38	hOc5 [V5/MT] R
39	Area hIP3 (IPS) L
40	Area hIP3 (IPS) R
41	Thal: Premotor L
42	Thal: Premotor R
43	Lobule IX (Verm) L
44	Lobule IX (Verm) R
45	Lobule VIIa (Verm) L
46	Lobule VIIa (Verm) R
47	Lobule VI (Verm) L
48	Lobule VI (Verm) R
49	Area PGp (IPL) L
50	Area PGp (IPL) R

51	Lobule VIIa crusI (Hem) L
52	Lobule VIIa crusI (Hem) R
53	hOc4d [V3A] L
54	hOc4d [V3A] R
55	Area 2 L
56	Area 2 R
57	CA1 (Hippocampus) L
58	CA1 (Hippocampus) R
59	Lobule VIIa crusI (Verm) L
60	Lobule VIIa crusI (Verm) R
61	Area 7PC (SPL) L
62	Area 7PC (SPL) R
63	Amygdala (CM) L
64	Amygdala (CM) R
65	Area 4a L
66	Area 4a R
67	Area 7A (SPL) L
68	Area 7A (SPL) R
69	Lobule I IV (Hem) L
70	Lobule I IV (Hem) R
71	Lobule VIIb (Hem) L
72	Lobule VIIb (Hem) R
73	CA3 (Hippocampus) L
74	CA3 (Hippocampus) R
75	Area 45 L
76	Area 45 R
77	Area OP 4 L
78	Area OP 4 R
79	Subiculum L
80	Subiculum R
81	Area 1 L
82	Area 1 R
83	Area PFt (IPL) L
84	Area PFt (IPL) R
85	Thal: Somatosensory L
86	Thal: Somatosensory R
87	hOc4v [V4(v)] L
88	hOc4v [V4(v)] R
89	Area OP 3 L
90	Area OP 3 R
91	Thal: Parietal L
92	Thal: Parietal R
93	Lobule VIIb (Verm) L
94	Lobule VIIb (Verm) R
95	Area 3a L
96	Area 3a R
97	Area 3b L
98	Area 3b R
99	Area 7P (SPL) L
100	Area 7P (SPL) R

AA	Ονομασία περιοχής
101	Thal: Visual L
102	Thal: Visual R
103	Area PGa (IPL) L
104	Area PGa (IPL) R
105	hOC1 [V1] L
106	hOC1 [V1] R
107	Area hIP1 (IPS) L
108	Area hIP1 (IPS) R
109	Thal: Prefrontal L
110	Thal: Prefrontal R
111	hOc3d [V3d] L
112	hOc3d [V3d] R
113	Lobule VIIa (Hem) L
114	Lobule VIIa (Hem) R
115	Lobule VIIb (Hem) L
116	Lobule VIIb (Hem) R
117	hOc2 [V2] L
118	hOc2 [V2] R
119	Area 4p L
120	Area 4p R
121	Area 5m (SPL) L
122	Area 5m (SPL) R
123	Area PFm (IPL) L
124	Area PFm (IPL) R
125	Area PF (IPL) L
126	Area PF (IPL) R
127	Area Ig1 (Insula) L
128	Area Ig1 (Insula) R
129	Lobule VIIIb (Verm) L
130	Lobule VIIIb (Verm) R
131	Thal: Motor L
132	Thal: Motor R
133	Area PFcm (IPL) L
134	Area PFcm (IPL) R
135	Area PFop (IPL) L
136	Area PFop (IPL) R
137	Area OP 2 L
138	Area OP 2 R
139	Area Fp1 L
140	Area Fp1 R
141	Area 5l (SPL) L
142	Area 5l (SPL) R
143	Lobule V (Hem) L
144	Lobule V (Hem) R
145	Area 7M (SPL) L
146	Area 7M (SPL) R
147	Area 5Ci (SPL) L
148	Area 5Ci (SPL) R
149	Amygdala (LB) L
150	Amygdala (LB) R

151	Area TE 3 L
152	Area TE 3 R
153	Area FG2 L
154	Area FG2 R
155	Entorhinal Cortex L
156	Entorhinal Cortex R
157	CA2 (Hippocampus) L
158	CA2 (Hippocampus) R
159	Lobule X (Verm) L
160	Lobule X (Verm) R
161	Area OP 1 L
162	Area OP 1 R
163	Area FG1 L
164	Area FG1 R
165	Thal: Temporal L
166	Thal: Temporal R
167	HATA Region L
168	HATA Region R

Βιβλιογραφία

- [1] Ashburner, J., Barnes, G., Chen, C., Daunizeau, J., Flandin, G., Friston, K., Gitelman, D., Kiebel, S., Kilner, J., Litvak, V., et al. (2012). Spm8 manual. *Functional Imaging Laboratory, Institute of Neurology*.
- [2] Bartels, A. and Zeki, S. (2005). Brain dynamics during natural viewing conditions -a new guide for mapping connectivity in vivo. *NeuroImage*, 24(2):339–349.
- [3] Bordier, C., Puja, F., and Macaluso, E. (2013). Sensory processing during viewing of cinematographic material: Computational modeling and functional neuroimaging. *NeuroImage*, 67(2):213–226.
- [4] Bullmore, E., Fadili, J., Breakspear, M., Salvador, R., Suckling, J., and Brammer, M. (2003). Wavelets and statistical analysis of functional magnetic resonance images of the human brain. *Statistical Methods in Medical Research*, 12(5):375–399.
- [5] Buxton, R. B., Uludag, K., Dubowitz, D. J., and Liu, T. T. (2004). Modeling the hemodynamic response to brain activation. *NeuroImage*, 23:220–233.
- [6] Cannon, M. W. and Fullenkamp, S. C. (1991). Spatial interactions in apparent contrast: inhibitory effects among grating patterns of different spatial frequencies, spatial positions and orientations. *Vision Research*, 31(11):1985–1998.
- [7] Caspers, J., Zilles, K., Amunts, K., Laird, A. R., Fox, P. T., and Eickhoff, S. B. (2014). Functional characterization and differential coactivation patterns of two cytoarchitectonic visual areas on the human posterior fusiform gyrus. *Human Brain Mapping*, 35(6):2754–2767.
- [8] Daubechies, I., Roussos, E., Takerkart, S., Benharrosh, M., Golden, C., D’ardenne, K., Richter, W., Cohen, J. D., and Haxby, J. (2009). Independent component analysis for brain fmri does not select for independence. *Proc. National Academy of Sciences*, 106(26):10415–10422.

- [9] Daugman, J. G. (1984). Spatial visual channels in the fourier plane. *Vision Research*, 24:891–910.
- [10] Delorme, A., Rousselet, G. A., Macé, M. J.-M., and Fabre-Thorpe, M. (2004). Interaction of top-down and bottom-up processing in the fast visual analysis of natural scenes. *Cognitive Brain Research*, 19(2):103–113.
- [11] Driver, J. and Noesselt, T. (2008). Multisensory interplay reveals crossmodal influences on sensory-specific brain regions, neural responses, and judgments. *Neuron*, 57:11–23.
- [12] Eickhoff, S. B., Jbabdi, S., Caspers, S., Laird, A. R., Fox, P. T., Zilles, K., and Behrens, T. E. J. (2010). Anatomical and functional connectivity of cytoarchitectonic areas within the human parietal operculum. *The Journal of Neuroscience*, 30(18):6409–6421.
- [13] Elhilali, M., Xiang, J., Shamma, S. A., and Simon, J. Z. (2009). Interaction between attention and bottom-up saliency mediates the representation of foreground and background in an auditory scene. *PLoS Biology*, 7(6):1268.
- [14] Evangelopoulos, G., Zlatintsi, A., Potamianos, A., Maragos, P., Rapantzikos, K., Skoumas, G., and Avrithis, Y. (2013). Multimodal saliency and fusion for movie summarization based on aural, visual, and textual attention. *IEEE Trans. Multimedia*, 15:7.
- [15] Fendrich, R. and Corballis, P. M. (2001). The temporal cross-capture of audition and vision. *Perception & Psychophysics*, 63(4):719–725.
- [16] Friston, K. J., Ashburner, J., Kiebel, S. J., Nichols, T. E., and Penny, W. D. (2007). *Statistical Parametric Mapping: The Analysis of Functional Brain Images*. Academic Press.
- [17] Friston, K. J., Fletcher, P., Josephs, O., Holmes, A., Rugg, M. D., and Turner, R. (1998). Event-related fmri: characterizing differential responses. *NeuroImage*, 7(1):30–40.
- [18] Friston, K. J., Holmes, A. P., Worsley, K. J., Poline, J. P., Frith, C. D., Frackowiak, R., et al. (1994). Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach. *Human Brain Mapping*, 2(4):189–210.
- [19] Furman, O., Dorfman, N., Hasson, U., Davachi, L., and Dudai, Y. (2007). They saw a movie: long-term memory for an extended audiovisual narrative. *Learning & memory*, 14(6):457–467.

- [20] Giard, M. H. and Peronnet, F. (1999). Auditory-visual integration during multimodal object recognition in humans: a behavioral and electrophysiological study. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 11(5):473–490.
- [21] Glover, G. H. (1999). Deconvolution of impulse response in event-related bold fmri. *NeuroImage*, 9(4):416–429.
- [22] Goodale, M. A. and Milner, A. D. (1992). Separate visual pathways for perception and action. *Trends in Neurosciences*, 15(1):20–25.
- [23] Harel, J. (2012). <http://www.vision.caltech.edu/harel/share/gbvs.php>. *Computation and Neural Systems Lab, Caltech University*.
- [24] Harel, J., Koch, C., and Perona, P. (2006). Graph-based visual saliency. In *Advances in Neural Information Processing Systems*, pages 545–552.
- [25] Harville, D. A. (1977). Maximum likelihood approaches to variance component estimation and to related problems. *Journal of the American Statistical Association*, 72(358):320–338.
- [26] Hasson, U., Landesman, O., Knappmeyer, B., Vallines, I., Rubin, N., and Heeger, D. J. (2008). Neurocinematics: The neuroscience of film. *Projections*, 2(1):1–26.
- [27] Hasson, U., Malach, R., Heeger, D. J., Fuhrmann, G., and Malach, R. (2009). Reliability of cortical activity during natural stimulation. *Trends in Cognitive Science*, 14(2):40–48.
- [28] Hasson, U., Nir, Y., Levy, I., Fuhrmann, G., and Malach, R. (2004). Intersubject synchronization of cortical activity during natural vision. *Science*, 303:1634–1640.
- [29] Haxby, J. V., Gobbini, M. I., Furey, M. L., Ishai, A., Schouten, J. L., and Pietrini, P. (2001). Distributed and overlapping representations of faces and objects in ventral temporal cortex. *Science*, 293:2425–2430.
- [30] Hu, X., Deng, F., Li, K., Zhang, T., Chen, H., Jiang, X., Lv, J., Zhu, D., Faraco, C., and Zhang, D. (2010). Bridging low-level features and high-level semantics via fmri brain imaging for video classification. In *Proc. 18th Int’l Conf. on Multimedia (ACM-2010)*, pages 451–460.
- [31] Huettel, S. A., Song, A. W., and McCarthy, G. (2004). *Functional magnetic resonance imaging*. Sinauer Associates Sunderland.

- [32] Itti, L. and Koch, C. (2000). A saliency-based search mechanism for overt and covert shifts of visual attention. *Vision Research*, 40(10):1489–1506.
- [33] Itti, L., Koch, C., and Niebur, E. (1998). A model of saliency-based visual attention for rapid scene analysis. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 20:1254–1259.
- [34] Itti, L. and Pighin, F. (2003). Realistic avatar eye and head animation using a neurobiological model of visual attention. In *Proc. 48th SPIE Int'l Symp. Optical Science and Technology*, volume 5200, pages 64–78.
- [35] Kalat, J. (2015). *Biological psychology*. Cengage Learning.
- [36] Kandel, E. R., Schwartz, J. H., and Jessell, T. M. (2000). *Principles of neural science*. McGraw-Hill New York.
- [37] Kay, N. K., Naselaris, T., Prenger, J. R., and Gallant, J. (2008). Identifying natural images from human brain activity. *Nature*, 452:352–355.
- [38] Kayser, C. (2005). <http://inl.ccni.gla.ac.uk/code.html>. *The Integrative Neuroscience Lab, University of Glasgow*.
- [39] Kayser, C. and Logothetis, N. K. (2007). Do early sensory cortices integrate cross-modal information? *Brain Structure and Function*, 212(2):121–132.
- [40] Kayser, C., Petkov, C., Lippert, M., and Logothetis, N. (2005). Mechanisms for allocating auditory attention: an auditory saliency map. *Current Biology*, 15:1943–1947.
- [41] Kayser, C., Petkov, C. I., Augath, M., and Logothetis, N. K. (2007). Functional imaging reveals visual modulation of specific fields in auditory cortex. *The Journal of Neuroscience*, 27(8):1824–1835.
- [42] Koutras, P. and Maragos, P. (2015). A perceptually based spatio-temporal computational framework for visual saliency estimation. *Signal Processing - Image Communication*.
- [43] Koutras, P., Zlatintsi, A., Iosif, E., Katsamanis, A., Maragos, P., and Potamianos, A. (2015). Predicting audio-visual salient events based on visual, audio and text modalities for movie summarization. In *Proc. 22nd IEEE Int'l Conf. Image Processing (ICIP-2015)*.
- [44] Laurienti, P. J., Burdette, J. H., Wallace, M. T., Yen, Y., Field, A. S., and Stein, B. E. (2002). Deactivation of sensory-specific cortex by cross-modal stimuli. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 14(3):420–429.

- [45] Liu, T., Hu, X., Li, X., Chen, M., Han, J., and Guo, L. (2014). Merging neuroimaging and multimedia: methods, opportunities and challenges. *IEEE Trans. Human-Machine Systems*, 44(2).
- [46] Logothetis, N. K. and Wandell, B. A. (2004). Interpreting the bold signal. *Annual Revision in Physiology*, 66:735–769.
- [47] Lv, J., Jiang, X., Li, X., Zhu, D., Chen, H., Zhang, T., Zhang, S., Hu, X., Han, J., and Huang, H. (2015). Sparse representation of whole-brain fmri signals for identification of functional networks. *Medical Image Analysis*, 20(1):112–134.
- [48] Macaluso, E. and Driver, J. (2005). Multisensory spatial interactions: a window onto functional integration in the human brain. *Trends in Neurosciences*, 28(5):264–271.
- [49] Mairal, J., Bach, F., Ponce, J., and Sapiro, G. (2010). Online learning for matrix factorization and sparse coding. *The Journal of Machine Learning Research*, 11:19–60.
- [50] Maragos, P., Kaiser, J., and Quatieri, T. (1993). Energy separation in signal modulations with application to speech analysis. *IEEE Trans. Signal Processing*, 41(10):3024–3051.
- [51] Martinez-Trujillo, J. C. and Treue, S. (2002). Attentional modulation strength in cortical area mt depends on stimulus contrast. *Neuron*, 35(2):365–370.
- [52] Mishkin, M., Ungerleider, L. G., and Macko, K. A. (1983). Object vision and spatial vision: two cortical pathways. *Trends in Neurosciences*, 6:414–417.
- [53] Mitchell, T. M., Hutchinson, R., Just, M. A., Niculescu, R. S., Pereira, F., and Wang, X. (2003). Classifying instantaneous cognitive states from fmri data. In *Proc. AMIA Annual Symposium*, pages 465–469.
- [54] Miyawaki, Y., Uchida, H., Yamashita, O., Sato, M., Morito, Y., Tanabe, H. C., Sadato, N., and Kamitani, Y. (2008). Visual image reconstruction from human brain activity using a combination of multiscale local image decoders. *Neuron*, 60:915–929.
- [55] Mozolic, J. L., Joyner, D., Hugenschmidt, C., Peiffer, A. M., Kraft, R. A., Maldjian, J. A., and Laurienti, P. J. (2008). Cross-modal deactivations during modality-specific selective attention. *BMC Neurology*, 8(13).
- [56] Naselaris, T., Prenger, R. J., Kay, K. N., Oliver, M., and Gallant, J. L. (2009). Bayesian reconstruction of natural images from human brain activity. *Neuron*, 63:902–915.

- [57] Navalpakkam, V. and Itti, L. (2006). An integrated model of top-down and bottom-up attention for optimizing detection speed. In *Proc. 2006 IEEE Computer Society Conf. Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR-2006)*, volume 2, pages 2049–2056.
- [58] Nelken, I. (2004). Processing of complex stimuli and natural scenes in the auditory cortex. *Current Opinion in Neurobiology*, 14(4):474–480.
- [59] Read, H. L., Winer, J. A., and Schreiner, C. E. (2002). Functional architecture of auditory cortex. *Current Opinion in Neurobiology*, 12(4):433–440.
- [60] Ringach, D. and Shapley, R. (2004). Reverse correlation in neurophysiology. *Cognitive Science*, 28(2):147–166.
- [61] Schaefer, R. S., Farquhar, J., Bloklund, Y., Sadakata, M., and Desain, P. (2011). Name that tune: Decoding music from the listening brain. *NeuroImage*, 56(2):843–849.
- [62] Sethares, W. A. (1998). *Tuning, Timbre, Spectrum, Scale*. Springer-Verlag.
- [63] Siagian, C. and Itti, L. (2007). Rapid biologically-inspired scene classification using features shared with visual attention. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 29(2):300–312.
- [64] Singh-Curry, V. and Husain, M. (2009). The functional role of the inferior parietal lobe in the dorsal and ventral stream dichotomy. *Neuropsychologia*, 47(6):1434–1448.
- [65] Staeren, N., Renvall, H., De Martino, F., Goebel, R., and Formisano, E. (2009). Sound categories are represented as distributed patterns in the human auditory cortex. *Current Biology*, 19(6):498–502.
- [66] Sun, X. and Kankanhalli, M. S. (2000). Video summarization using r-sequences. *Real-time Imaging*, 6(6):449–459.
- [67] Uludag, K. and Roebroek, A. (2008). General overview on the merits of multimodal neuroimaging data fusion. *NeuroImage*, 102(1):3–10.
- [68] Van De Ville, D., Blu, T., and Unser, M. (2004). Integrated wavelet processing and spatial statistical testing of fmri data. *NeuroImage*, 23(4):1472–1485.
- [69] Walther, D. B. (2013). <http://www.saliencytoolbox.net/>. *Koch Lab, California Institute of Technology*.

-
- [70] Zhao, S., Jiang, X., Han, J., Hu, X., Zhu, D., Lv, J., Zhang, T., Guo, L., and Liu, T. (2014). Decoding auditory saliency from fmri brain imaging. In *Proc. 22nd ACM Int'l Conf. on Multimedia (ACM-2014)*, pages 873–876.
- [71] Zwicker, E. and Fastl, H. (1999). *Psychoacoustics, Facts and Models*. Springer 2nd Edition.