



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

**ΔΙΑΠΑΙΣΤΗΜΝΕΠΙΑΚΟ ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ
ΣΠΟΥΔΩΝ**

ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ – ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΔΙΑΣΦΑΛΙΣΗ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΣΤΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΗ
ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ – fMRI**

ΠΑΠΑΒΡΑΜΙΔΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΝΙΚΟΛΑΟΣ

Επιβλέπων καθηγητής: ΑΣΤΡΑΚΑΣ ΛΟΥΚΑΣ, Επίκουρος καθηγητής

ΑΘΗΝΑ

ΙΟΥΝΙΟΣ 2019

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΔΙΑΣΦΑΛΙΣΗ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΣΤΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΗ
ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ – fMRI**

ΝΙΚΟΛΑΟΣ Γ. ΠΑΠΑΒΡΑΜΙΔΗΣ

A.M.: 20170414

Επιβλέπων καθηγητής: ΑΣΤΡΑΚΑΣ ΛΟΥΚΑΣ, Επίκουρος καθηγητής

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ: ΑΣΤΡΑΚΑΣ ΛΟΥΚΑΣ, Επίκουρος καθηγητής

ΤΖΩΝ ΚΑΛΕΦ-ΕΖΡΑ, Καθηγητής

ΚΟΥΡΚΟΥΜΕΛΗΣ ΝΙΚΟΛΑΟΣ, Επίκουρος καθηγητής

Ιούνιος 2019

Ευχαριστίες

Με την ευκαιρία της παρουσίασης της διπλωματικής μου εργασίας, η οποία εκπονήθηκε στο πλαίσιο της φοίτησης μου στο Διαπανεπιστημιακό Διατμηματικό Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών «Ιατρικής Φυσικής – Ακτινοφυσικής», οφείλω να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλαν για την ολοκλήρωσή της.

Πρωτίστως, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στον επιβλέποντα Επίκουρο Καθηγητή κ. Λουκά Αστροκά για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε εξ' αρχής, αναθέτοντάς μου το συγκεκριμένο θέμα, την επιστημονική του καθοδήγηση, τις υποδείξεις του, την επιμονή του, το αμείωτο ενδιαφέρον του και την συμπαράσταση του.

Επίσης, θέλω να ευχαριστήσω θερμά, για τις υποδείξεις και την πολύτιμη συμβολή για την διεκπεραίωση αυτής της εργασίας, τον Καθηγητή του Ιατρικού τμήματος του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων κ. Τζων Καλέφ-Εζρά.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω από τα βάθη της καρδιάς μου την οικογένεια μου, για την ανεκτίμητη στήριξη τους, τόσο στην παρούσα εργασία, όσο και στην ολοκλήρωση των σπουδών μου καθώς και τη δύναμη που μου δίνουν να συνεχίζω και να εκπληρώνω τους στόχους μου.

Παπαβραμίδης Νίκος

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία πραγματοποιήθηκε με σκοπό την διασφάλιση ποιότητας και τη δημιουργία τιμών αναφοράς στη λειτουργική μαγνητική απεικόνιση, στον καινούριο μαγνητικό τομογράφο της εταιρίας Phillips, στατικού μαγνητικού πεδίου 3T, του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Ιωαννίνων. Η διασφάλιση της ποιότητας πραγματοποιήθηκε εξετάζοντας τη σταθερότητα του απεικονιστικού συστήματος, σύμφωνα με τα πρωτόκολλα της AAPM και του FBIRN, μακροπρόθεσμα και βραχυπρόθεσμα, καθώς επίσης και την συμπεριφορά του με χρήση κάποιων παραμέτρων και εξαρτημάτων, όπως τα συνήθη φώτα, τον δυναμικό φωτισμό μαζί με τον βιντεοπροβολέα του συστήματος και τη χρήση του υποστηρικτικού συστήματος λειτουργικής απεικόνισης SensaVue, που δίνει το οπτικό ερέθισμα στον ασθενή. Αν και το πρωτόκολλο της AAPM δεν επαρκεί για την εκτίμηση της σταθερότητας του συστήματος, εξάγει κάποιους βασικούς δείκτες, που ποσοτικοποιούν την παρουσία παραμορφώσεων ή ghosting, που είναι σημαντικά στις εξετάσεις λειτουργικής. Η ανάλυση πραγματοποιήθηκε πάνω στο ομοίωμα του συστήματος και με χρήση δύο διαφορετικών πηνίων εγκεφάλου. Οι δείκτες λογαριάστηκαν με τη βοήθεια προγράμματος (script) που αναπτύχθηκε σε περιβάλλον Matlab, το οποίο εξήγαγε και τις χαρακτηριστικές εικόνες που περιγράφει το πρωτόκολλο του FBIRN. Οι δείκτες που εξήχθησαν ήταν οι SNR, SFNR, Percent fluctuation και Drift, με τους τρεις πρώτους να έχουν άμεση συσχέτιση με την σταθερότητα συναρτήσει του χρόνου, αφού παράγονται με βάση τα 200 δυναμικά της κεντρικής τομής του ομοιώματος που μελετήθηκαν στην παρούσα ανάλυση. Η μελέτη έδειξε ότι το απεικονιστικό σύστημα χαρακτηρίζεται από καλή μακροπρόθεσμη και βραχυπρόθεσμη σταθερότητα, καθώς και ότι οι παράγοντες-εξαρτήματα δεν επηρεάζουν την λειτουργία του.

ΘΕΜΑΤΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ: Ποιότητα εικόνας λειτουργικής μαγνητικής τομογραφίας

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: Ποιότητα εικόνας, μαγνητικός τομογράφος, λειτουργική μαγνητική τομογραφία, πρωτόκολλα AAPM και FBIRN, έλεγχος σταθερότητας

Abstract

This study was carried out with the aim of performing quality assurance and creating reference values in functional Magnetic Resonance Imaging, using a new Phillips 3T MRI scanner, recently installed at the University Hospital of Ioannina. Quality assurance was carried out by examining the long and short term stability of the imaging system in accordance to the protocols of AAPM and FBIRN, as well as assessing the influence of some peripheral factors, such as the room's lights, the ambient lights along with system projector and functional MRI support system SensaVue, which is used for delivering visual stimulus to the patient. Although the AAPM protocol is not specialized to assess system stability, it extracts some key indices, such as distortions and ghosting, which are important for functional imaging exams. The analysis was performed using the scanner's phantom, and two different brain coils. The indices were calculated using a script developed in Matlab, which also exported the images described in the FBIRN protocol. The indices calculated were SNR, SFNR, Percent Fluctuation and Drift with the first three directly associated with system's stability over time, since they are produced based using the 200 dynamic scans of the center slice of the phantom. The study showed that the imaging system is characterized by good long and short term variability, and the peripheral factors do not affect its operation or stability.

SUBJECT AREA: Quality control in functional magnetic resonance imaging

KEYWORDS: Image quality, Magnetic Resonance, Functional MRI, AAPM and FBIRN protocols, system stability

Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	3
Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Βασικές έννοιες	6
1.1 Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός	6
1.2 Μαγνητική Αποκατάσταση – Ελεύθερη Επαγωγική Απόσβεση (FID).....	13
1.3 Οι χρόνοι μαγνητικής αποκατάστασης T_1 και T_2	14
1.4 Ακολουθίες παλμών.....	19
1.5 Βάθμωση στο χώρο	21
1.6 Κατασκευή εικόνας μαγνητικής τομογραφίας.....	24
I. Επιλογή Τομής (selective excitation slice).....	24
II. Κωδικοποίηση Συχνότητας (frequency encoding)	25
III. Κωδικοποίηση Φάσης (phase encoding).....	26
IV. Κ-χώρος και η παραγωγή εικόνας.....	27
1.7 Διατάξεις συστημάτων μαγνητικού συντονισμού	31
Λειτουργική Μαγνητική Απεικόνιση	36
2.1 Λειτουργική μαγνητική απεικόνιση - Ιστορική αναδρομή	36
2.2 Επίδραση νευροφυσιολογίας στο σήμα BOLD	37
2.3 Παραγωγή εικόνας και η ακολουθία παλμών στη λειτουργική μαγνητική τομογραφία	39
Πρωτόκολλα Διασφάλισης Ποιότητας	43
3.1 Απεικονιστικά προβλήματα στη λειτουργική μαγνητική απεικόνιση	44
1. Θερμικός Θόρυβος	44
2. Artifacts λόγω αναπνοής και καρδιακής λειτουργίας	44
3. N/2 Ghost Artifact	44
4. Κίνηση αντικειμένου-ασθενούς	45
5. Αρτηρίες.....	45
6. Ολίσθηση μηχανήματος (Scanner Drift)	45
7. Artifacts λόγω μαγνητικής επιδεκτικότητας.....	45

3.2	Πρωτόκολλα διασφάλισης ποιότητας	46
1.	Πρωτόκολλο AAPM.....	47
2.	Πρωτόκολλο FBIRN (Functional Bioinformatics Research Network)	50
	Πειραματική διάταξη και Ανάλυση δεδομένων.....	58
4.1	Διάταξη και λογισμικά.....	58
4.2	Αποτελέσματα έρευνας.....	61
3.	Μακροπρόθεσμη μεταβλητότητα – Long term variability.....	62
I.	32 channel πηνίο.....	62
II.	Απλό Head-Neck πηνίο	81
4.	Βραχυπρόθεσμη μεταβλητότητα – Short term variability	100
5.	Μελέτη συμπεριφοράς συστήματος με τα φώτα του δωματίου ανοιχτά – Lights on.....	108
6.	Μελέτη συμπεριφοράς απεικονιστικού συστήματος με χρήση του δυναμικού φωτισμού και βιντεοπροβολέα – Ambient Environment	117
7.	Μελέτη συμπεριφοράς απεικονιστικού συστήματος με χρήση του υποστηρικτικού συστήματος λειτουργικής απεικόνισης SensaVue – SensaVue on	126
4.3	Στατιστική Ανάλυση.....	135
4.4	Έλεγχοι σταθερότητας του απεικονιστικού συστήματος.....	152
4.4	Σύγκριση με άλλες μελέτες.....	173
4.5	Συμπεράσματα - Συζήτηση.....	177
	BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	181

Πρόλογος

Η Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (ΑΜΣ, Magnetic Resonance Imaging – MRI), βασίζεται στο φαινόμενο Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού (ΠΜΣ, Nuclear Magnetic Resonance – NMR) που πρωτοπεριγράφηκε και μετρήθηκε σε μοριακές δομές από τον Isidor Rabi το 1938, επεκτείνοντας το πείραμα Stern-Gerlach. Έπειτα το 1946 οι Felix Bloch και Edward Mills Purcell επέκτειναν την τεχνική ώστε να χρησιμοποιείται σε υγρά και σε στερεά. Από τότε μέχρι σήμερα η τεχνική του ΠΜΣ αποτελεί ένα βασικό ερευνητικό εργαλείο για πολλούς κλάδους επιστημών όπως τη χημεία, τη φυσική και τη βιολογία για τη μελέτη χημικών δομών καθώς και τη μελέτη του χημικού περιβάλλοντος διαφόρων χημικών ενώσεων. Όμως παρά τη μεγάλη επιτυχία και την πληθώρα των εφαρμογών που ακολούθησαν μετά την ανακάλυψη του φαινομένου, η χρήση του σαν απεικονιστικό εργαλείο άργησε σχετικά να παρουσιαστεί. Εν συνεχεία το 1971 ο Raymond Damadian παρατήρησε αύξηση των χρόνων μαγνητικής αποκατάστασης T1 και T2 σε καρκινικούς ιστούς. Πιο συγκεκριμένα απέδειξε πως ο χρόνος επαναφοράς των πυρήνων μετά τον συντονισμό, παρουσιάζει διαφορές μεταξύ καρκινικών όγκων και υγιών ιστών στους ζωντανούς οργανισμούς, με αποτέλεσμα η επιστημονική κοινότητα να προσανατολιστεί πλέον στην αξιοποίηση του φαινομένου για τον εντοπισμό και την θεραπεία ασθενειών.

Η δυνατότητα κατασκευής δυσδιάστατων απεικονίσεων της χωρικής κατανομής των σημάτων ΠΜΣ παρουσιάστηκε για πρώτη φορά το 1973 από τον Lauterbur. Έκτοτε ξεκίνησε σε παγκόσμια κλίμακα η προσπάθεια κατασκευής συστημάτων απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού μεγάλων διαστάσεων, με δυνατότητα απεικόνισης τμημάτων ή/και ολόκληρου του ανθρώπινου σώματος. Σήμερα, κατόπιν πολλών βελτιώσεων στις τεχνικές και στον εξοπλισμό και με την δυνατότητα χρήσης ηλεκτρονικών υπολογιστών (μαθηματική επεξεργασία των δεδομένων – μετασχηματισμού Fourier) η Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού είναι μία συνηθισμένη, εύκολη και σύντομη ιατρική πρακτική αλλά και ερευνητική διαδικασία.

Η μετέπειτα πορεία της ΑΜΣ παρουσίασε ραγδαία ανάπτυξη, ενώ ακόμα και σήμερα συνεχίζεται η αναζήτηση βελτιστοποιημένων τεχνολογικών εφαρμογών και λογισμικών συστημάτων που αποσκοπούν σε ταχύτερη, καλύτερη και ακόμα πιο έγκυρη διαγνωστική πληροφορία. Η συνεχής εξέλιξη της τεχνολογίας των συστημάτων ΑΜΣ συνεπάγεται όμως και στην αναγκαιότητα για τη διασφάλιση της

ποιότητας απεικόνισης, καθώς επίσης και της σωστής λειτουργίας του συστήματος, συνεπακόλουθο του οποίου είναι η ανάγκη για τη θέσπιση παραμέτρων ελέγχου ποιότητας και προγραμμάτων ποιοτικού ελέγχου.

Στην ΑΜΣ, ο ποιοτικός έλεγχος ασχολείται κυρίως με την ποιότητα της εικόνας, που ποσοτικοποιείται μέσα από μετρήσεις συγκεκριμένων παραμέτρων ποιότητας εικόνας, με τη χρήση ειδικά σχεδιασμένων αντικειμένων δοκιμής (test objects) ή ομοιωμάτων (phantoms) όπως έχουν επικρατήσει να ονομάζονται. Οι περισσότερες εταιρίες κατασκευής MR συστημάτων παράγουν τα δικά τους ομοιώματα, που χρησιμοποιούν τόσο στην εγκατάσταση όσο και στην συντήρηση του εκάστοτε μηχανήματος.

Στόχος των διαδικασιών ελέγχου ποιότητας, είναι η εφαρμογή σχετικά απλών διαδικασιών, η εφαρμογή των οποίων να είναι εφικτή σε όλα τα εμπορικά και κλινικά διαθέσιμα συστήματα, ώστε να είναι δυνατή η εύρεση των όποιων μεταβολών στη λειτουργία του συστήματος, προτού αυτές να έχουν επιπτώσεις στην ποιότητα της απεικόνισης. Εν κατακλείδι, η υιοθέτηση ενός πρωτοκόλλου ποιοτικού ελέγχου, βοηθά στην επιβεβαίωση της σωστής λειτουργίας και απόδοσης του εκάστοτε συστήματος ΑΜΣ αλλά και στη σύγκριση μεταξύ μηχανημάτων διαφορετικών κατασκευαστών, χρησιμοποιώντας κοινές παραμέτρους εκτίμησης της ποιότητας απεικόνισης.

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η διασφάλιση ποιότητας στον καινούριο μαγνητικό τομογράφο του ΠΓΝΙ, καθώς και η δημιουργία τιμών αναφοράς, στις εξετάσεις λειτουργικής μαγνητικής απεικόνισης, οι οποίες χρησιμοποιούν πολύ γρήγορες ακολουθίες για την υλοποίησή τους, όπως είναι οι Echo Planar Imaging (EPI). Ο ποιοτικός έλεγχος πραγματοποιήθηκε με δύο πρωτόκολλα, το πρωτόκολλο που προτείνει το FBIRN το οποίο δημιουργήθηκε από τη συνεργασία πολλών ερευνητών και χρησιμοποιείται από τα μεγαλύτερα πανεπιστήμια στην Αμερική. Το δεύτερο πρωτόκολλο είναι της AAPM, που είναι επίσης διαδεδομένο αλλά όχι τόσο εξειδικευμένο όσο το πρώτο για τις εξετάσεις fMRI.

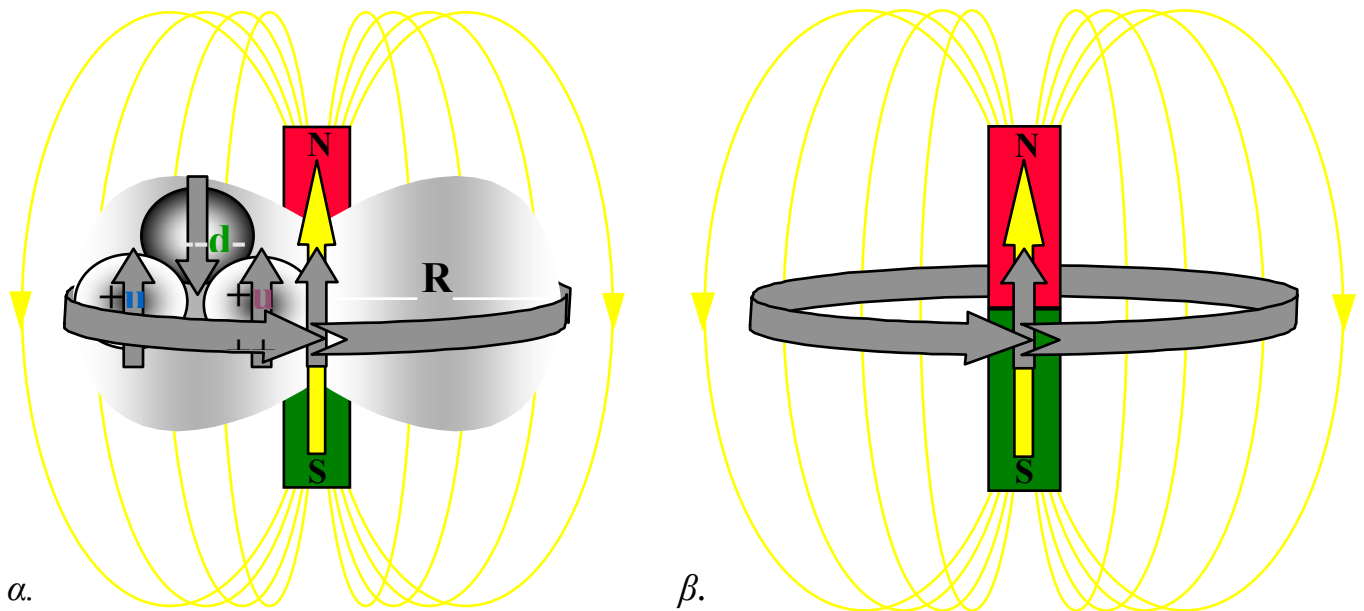
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Βασικές έννοιες

1.1 Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός

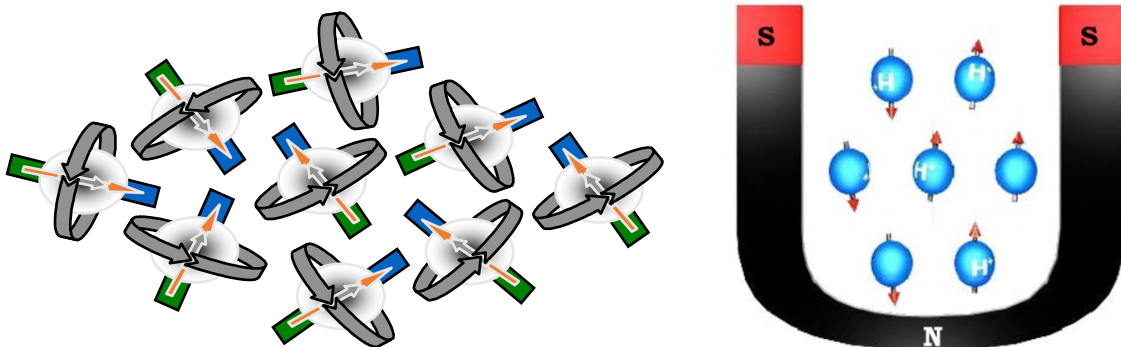
Οι πυρήνες όλων των ατόμων αποτελούνται από τα νουκλεόνια, δηλαδή τα θετικά φορτισμένα πρωτόνια και τα ουδέτερα νετρόνια. Η έννοια του ατόμου αναφέρεται στον πυρήνα και στα περιστρεφόμενα γύρω από αυτόν ηλεκτρόνια. Ο Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (ΠΜΣ) αναφέρεται στον πυρήνα των ατόμων. Στην κλασική περιγραφή του πυρήνα τα νουκλεόνια λόγω της περιστροφής γύρω από τον εαυτό τους παρουσιάζουν ιδιοστροφομή ή αλλιώς spin-στροφομής ή απλά spin. Η κατεύθυνση περιστροφής είναι τυχαία, έτσι ώστε κάποια σωματίδια περιστρέφονται με τη φορά των δεικτών του ρολογιού και άλλα αντίθετα των δεικτών του ρολογιού. Χαρακτηριστικό των πυρήνων με βάση κβαντομηχανικών νόμων, είναι ότι τα ζευγάρια των νουκλεονίων τοποθετούνται με τέτοιο τρόπο ώστε τα spin τους να αλληλοεξουδετερώνονται. Ο πυρήνας ενός ατόμου εμφανίζει μη μηδενικό ολικό spin μόνο όταν υπάρχει ασύζευκτο νουκλεόνιο, δηλαδή όταν ο μαζικός ή/και ο ατομικός αριθμός είναι περιττός. Παραδείγματα τέτοιων πυρήνων είναι οι 1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na και ^{31}P . Όλοι αυτοί οι πυρήνες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για παραγωγή σήματος άλλα στη πράξη χρησιμοποιούνται μόνο οι πυρήνες υδρογόνου γιατί υπάρχουν σε μεγάλη συγκέντρωση σε όλους τους οργανισμούς (π.χ. νερό). Το υδρογόνο επίσης έχει τον μεγαλύτερο γυρομαγνητικό λόγο γ (χαρακτηριστικό των πυρήνων) που σαν αποτέλεσμα δίνει το υψηλότερο σήμα.

Όλα τα κινούμενα φορτισμένα σωματίδια παράγουν μαγνητικό πεδίο κάθετο στην διεύθυνση κίνησής τους, όπως ένα σύρμα το οποίο το διαρρέει ρεύμα. Στην Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (ΑΜΣ), όπως αναφέρθηκε παραπάνω, θα εστιάσουμε μόνο στους πυρήνες υδρογόνου. Ο πυρήνας του υδρογόνου είναι ο απλούστερος πυρήνας στη φύση και αποτελείται από ένα θετικά φορτισμένο πρωτόνιο το οποίο εκτελεί περιστροφική κίνηση γύρω από τον εαυτό του. Η κίνηση αυτή δημιουργεί μαγνητικό πεδίο, ο προσανατολισμός του οποίου θα καθορίζεται από το διάνυσμα της μαγνητικής ροπής $\vec{\mu}$ η οποία συνδέεται άμεσα με την ιδιοστροφομή του πυρήνα (Εικόνα 1). Έτσι μπορούν να θεωρηθούν όλοι οι πυρήνες υδρογόνου σαν μικροί μαγνήτες.



Εικόνα 1. α) Ψευδο-κλασική εικόνα περιστροφικής κίνησης πρωτονίου(με τα κουάρκς), β) δημιουργία μαγνητικής ροπής κάθετη στη κίνηση.

Υπό φυσιολογικές συνθήκες (θερμοκρασία δωματίου, πίεση 1 Atm) και απουσίας εξωτερικού μαγνητικού πεδίου οι μαγνητικές ροπές διατάσσονται άτακτα στο χώρο (Εικόνα 2α) και δεν παρατηρείται μακροσκοπική μαγνήτιση M . Η παρουσία ενός ομογενούς εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, B_0 , αλλάζει την ισοτροπία του χώρου επιλέγοντας μια διεύθυνση προς την οποία πρέπει να προσανατολιστούν οι μαγνητικές ροπές (Εικόνα 2β). Η ευθυγράμμιση μπορεί να περιγραφεί χρησιμοποιώντας την κλασική ή την κβαντομηχανική προσέγγιση.



Εικόνα 2. α) Απουσία εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, οι μαγνητικές ροπές διατάσσονται άτακτα, β) Παρουσία εξωτερικού μαγνητικού πεδίου οι μαγνητικές ροπές προσανατολίζονται κάποιες παράλληλα και κάποιες αντι-παράλληλα με το πεδίο.

Κλασσική προσέγγιση

Κλασσικά η ευθυγράμμιση περιγράφεται με την κατεύθυνση των μαγνητικών ροπών, δηλαδή η παρουσία εξωτερικής ροπής τείνει να προσανατολίσει το άνυσμα μ προς εκείνη την διεύθυνση του B_0 για την οποία η ενέργεια του, E , γίνεται ελάχιστη (παράλληλα δηλαδή με το B_0). Αυτό φαίνεται από την παρακάτω σχέση:

$$\tau = \mu \times B_0 \rightarrow \tau = \mu B_0 \sin(\theta), \quad E = -\mu B_0 \rightarrow E = -\mu B_0 \cos(\theta)$$

Όπου θ είναι η γωνία μεταξύ των μ και B_0 , τ είναι η εξωτερική ροπή στο άνυσμα μ και E η ενέργεια του μ μέσα στο πεδίο B_0 .

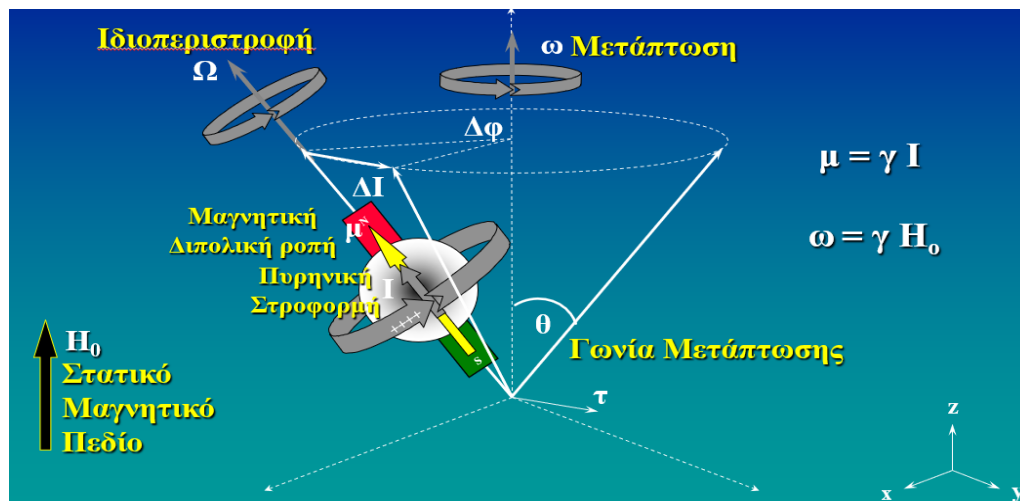
Σύμφωνα με τον δεύτερο νόμο του Νεύτωνα η εξωτερική ροπή τ θα ισούται με τη χρονική μεταβολή της στροφορμής σύμφωνα με τη σχέση:

$$\tau = \frac{dI}{dt}$$

Από τις παραπάνω σχέσεις προκύπτει ότι:

$$\tau = \frac{dI}{dt} = \mu \times B_0 \rightarrow \frac{dI}{dt} = \gamma I \times B_0$$

Άμεση συνέπεια της παραπάνω εξίσωσης είναι ότι το μέτρο του ανύσματος της στροφορμής διατηρείται σταθερό με το χρόνο. Σταθερή με το χρόνο διατηρείται επίσης και η προβολή του I πάνω στον άξονα ορισμού της διεύθυνσης του μαγνητικού πεδίου B_0 . Όταν όμως τόσο το μέτρο ενός ανύσματος όσο και η προβολή του σε κάποιο άξονα είναι σταθερά, τότε η μόνη δυνατή κίνησή του είναι η περιστροφή του πάνω σε έναν κώνο γύρω από αυτόν τον άξονα. Η κίνηση αυτή λέγεται *μετάπτωση* ή *μεταπτωτική κίνηση Larmor* (Εικόνα 3).



Εικόνα 3. Μεταπτωτική κίνηση πυρήνα υδρογόνου με εφαρμογή εξωτερικού μαγνητικού πεδίου

Η συχνότητα μετάπτωσης ονομάζεται συχνότητα Larmor και δίνεται από τη σχέση:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \leftrightarrow 2\pi\nu = \gamma B_0 \leftrightarrow \nu = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

,όπου γ ο γυρομαγνητικός λόγος που είναι χαρακτηριστικός του κάθε πυρήνα και για τον πυρήνα υδρογόνου είναι $2.675 \times 10^8 \frac{\text{rad}}{\text{sec} \cdot \text{Tesla}}$. Η συχνότητα Larmor λοιπόν είναι μοναδική για κάθε πυρήνα και εξαρτάται από την τιμή του γυρομαγνητικού λόγου και την ένταση του εφαρμοζόμενου μαγνητικού πεδίου.

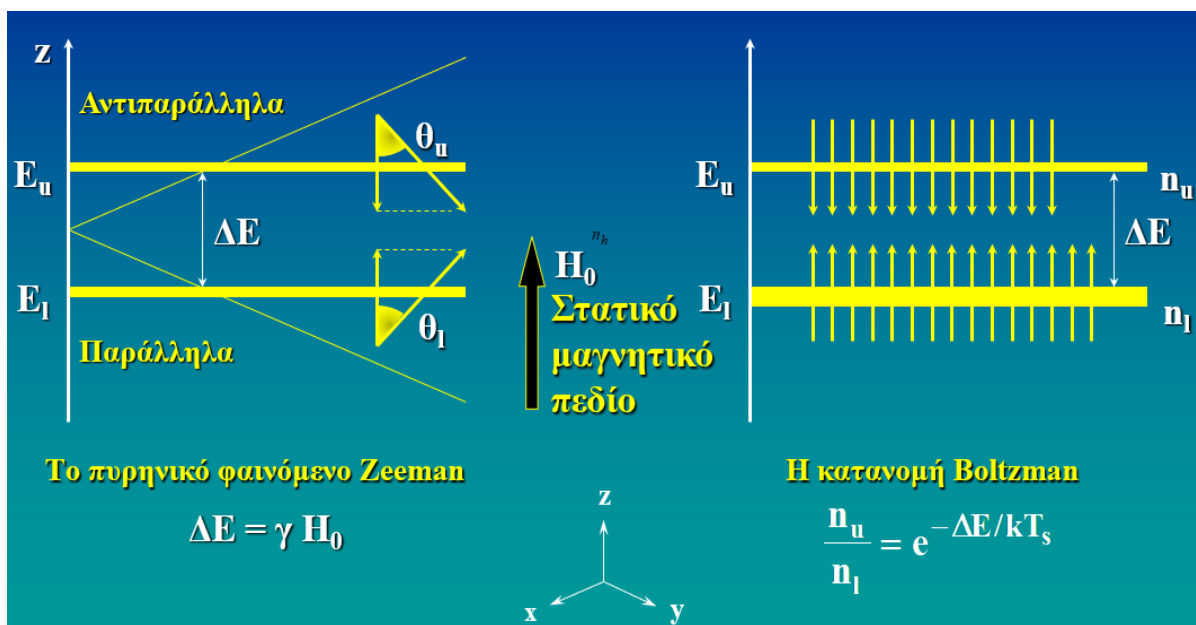
Κβαντομηχανική προσέγγιση

Για να είναι μαγνητικά ενεργοί οι πυρήνες θα πρέπει η ολική στροφορμή τους να μην είναι μηδέν ($I > 0$). Για να ισχύει αυτό θα πρέπει γενικά να υπάρχουν ασύζευκτα ζεύγη νουκλεονίων στις ενεργειακές στάθμες του πυρήνα. Η τιμή του I εξαρτάται από τον μαζικό A και τον ατομικό Z αριθμό του πυρήνα. Στον πυρήνα του υδρογόνου (1 πρωτόνιο), ο μαζικός αριθμός του πυρήνα είναι περιττός και ο ατομικός αριθμός επίσης περιττός, άρα η στροφορμή είναι $I = 1/2$. Με βάση την κβαντική θεωρία οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων υδρογόνου ευθυγραμμίζονται κατά την παρουσία εξωτερικού μαγνητικού πεδίου στις εξής δύο ενεργειακές

καταστάσεις, σύμφωνα με τον κβαντικό αριθμό m_l που μπορεί να πάρει $2I+1$ τιμές $(-\frac{1}{2}, +\frac{1}{2})$, φαινόμενο το οποίο ονομάζεται πυρηνικό φαινόμενο Zeeman:

- Οι πυρήνες με ιδιοστροφορμή προς τα πάνω έχουν χαμηλή ενέργεια $E_l (+1/2)$ και δεν έχουν αρκετή ενέργεια ώστε να αντισταθούν στο εξωτερικό πεδίο. Οι μαγνητικές ροπές αυτών των πυρήνων ευθυγραμμίζονται παράλληλα με το μαγνητικό πεδίο.
- Οι πυρήνες με ιδιοστροφορμή προς τα κάτω έχουν υψηλή ενέργεια $E_u (-1/2)$ και έχουν αρκετή ενέργεια να αντισταθούν στο εξωτερικό πεδίο. Οι μαγνητικές ροπές αυτών των πυρήνων ευθυγραμμίζονται αντιπαράλληλα με το μαγνητικό πεδίο.

Στην απουσία του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B_0 οι δύο αυτές καταστάσεις είναι εκφυλισμένες σε μία. Στην παρακάτω εικόνα φαίνεται το πυρηνικό φαινόμενο Zeeman και η αντίστοιχη κατανομή Boltzmann στην κλασσική προσέγγιση (Εικόνα 4).



Εικόνα 4. Αριστερά το πυρηνικό φαινόμενο Zeeman. Δεξιά οι δύο πληθυσμοί πυρήνων με παράλληλες και αντιπαράλληλες διευθύνσεις των μαγνητικών ροπών.

Ο αριθμός των πυρήνων που βρίσκονται στη χαμηλή ενεργειακή κατάσταση είναι λίγο μεγαλύτερος από τον αντίστοιχο στην υψηλότερη ενεργειακή. Αυτή η

μικρή περίσσεια πρωτονίων με παράλληλο προσανατολισμό ως προς το B_0 , παράγει μια μακροσκοπική μαγνήτιση M . Όπου,

$$M = \sum_{i=1}^N \mu_i = N\langle\mu\rangle$$

$$\langle\mu\rangle = \mu_u P_u + \mu_l P_l$$

,όπου N ο αριθμός των πυρήνων, μ_u και μ_l οι προβολές των ανυσμάτων των μαγνητικών ροπών στις δύο στάθμες και P_u , P_l , οι αντίστοιχες πιθανότητες εποικισμού αυτών των σταθμών. Οι πιθανότητες των καταστάσεων υπολογίζονται από τους νόμους του Boltzmann για ένα σύστημα που βρίσκεται σε θερμοδυναμική ισορροπία. Αποδεικνύεται ότι,

$$M = \frac{N\gamma^2 \hbar^2 B_0}{4kT} = \chi_n B_0$$

, όπου γ ο γυρομαγνητικός λόγος, $\hbar (\approx 1.055 \times 10^{-34} Js)$ η σταθερά του Planck διαιρεμένη δια 2π , k η σταθερά του Boltzmann ($1.3806 \times 10^{-23} m^2 kg s^{-2} K^{-1}$), T η θερμοκρασία και χ_n η πυρηνική μαγνητική επιδεκτικότητα του υλικού. Η παραπάνω σχέση δείχνει ότι η μακροσκοπική μαγνήτιση είναι ανάλογη του αριθμού των πυρήνων και αντιστρόφως ανάλογη της θερμοκρασίας (πυρηνικός παραμαγνητισμός).

Η διαφορά ενέργειας μεταξύ των δύο καταστάσεων για το άτομο του υδρογόνου υπολογίζεται από τη σχέση:

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 \leftrightarrow h\nu = \gamma \hbar B_0 \leftrightarrow 2\pi\nu = \gamma B_0 \leftrightarrow \omega = \gamma B_0$$

,όπου ν η συχνότητα και ω η γωνιακή συχνότητα η οποία ισούται με την γωνιακή συχνότητα Larmor.

Σε εξωτερικό μαγνητικό πεδίο 0.5 Tesla η κυκλική συχνότητα ω_0 και η φυσική ν_0 συχνότητα συντονισμού τους θα είναι:

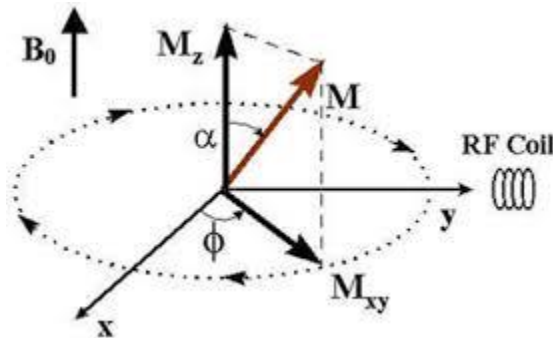
$$\omega_0 = 2.675 \times 10^8 \cdot 0.5 \frac{rad}{sec} = 133.75 \times 10^6 \frac{rad}{sec}$$

$$\nu_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} = 21.29 \text{ MHz}$$

Άρα για την διέγερση αυτών των πυρήνων (αλληλεπίδραση εκπομπής/ απορρόφησης) θα χρειαστεί ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία φωτονίων συχνότητας 21.29 MHz. Ακτινοβολία τέτοιας συχνότητας βρίσκεται στην περιοχή των ραδιοκυμάτων. Έτσι με την εφαρμογή ενός ηλεκτρομαγνητικού κύματος στη συχνότητα μετάπτωσης των πυρήνων στην περιοχή των ραδιοκυμάτων, μπορούν να δεχτούν αρκετή ενέργεια γρήγορα και αποδοτικά ώστε να μεταβούν σε υψηλότερες ενεργειακές καταστάσεις. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται μαγνητικός συντονισμός και είναι το φαινόμενο στο οποίο βασίζεται η απεικόνιση της μαγνητικής τομογραφίας.

Η εφαρμογή ηλεκτρομαγνητικού κύματος γίνεται με την χρήση πηνίων (coils) τα οποία δημιουργούν παλμούς ραδιοσυχνότητας ΡΣ (RF), ίσης με την συχνότητα Larmor των πυρήνων. Με αυτό τον τρόπο είναι δυνατό να διεγερθούν οι πυρήνες υδρογόνου ώστε να μεταβληθεί η μακροσκοπική μαγνήτιση της περιοχής ενδιαφέροντος και να αλλάξει ο προσανατολισμός της. Σαν αποτέλεσμα, αυξάνεται η εγκάρσια συνιστώσα της μαγνήτισης, όπου μετά την εφαρμογή του παλμού, μειώνεται και εκπέμπει παλμό ραδιοσυχνότητας πίσω. Με την χρήση πηνίων είναι δυνατό να καταγραφεί αυτός ο παλμός, που αποτελεί και το σήμα που αναλύεται για να δώσει την εικόνα μαγνητικού συντονισμού. Η γωνία εκτροπής της μαγνήτισης από τον διαμήκη άξονα της (παράλληλος στο μαγνητικό πεδίο B_0) ονομάζεται γωνία νεύσης (flip angle) και εξαρτάται από την ισχύ του ραδιοπαλμού καθώς και από τον χρόνο εφαρμογής του. Επιπλέον ο παλμός ΡΣ αναγκάζει τους πυρήνες να περιστρέφονται σε φάση.

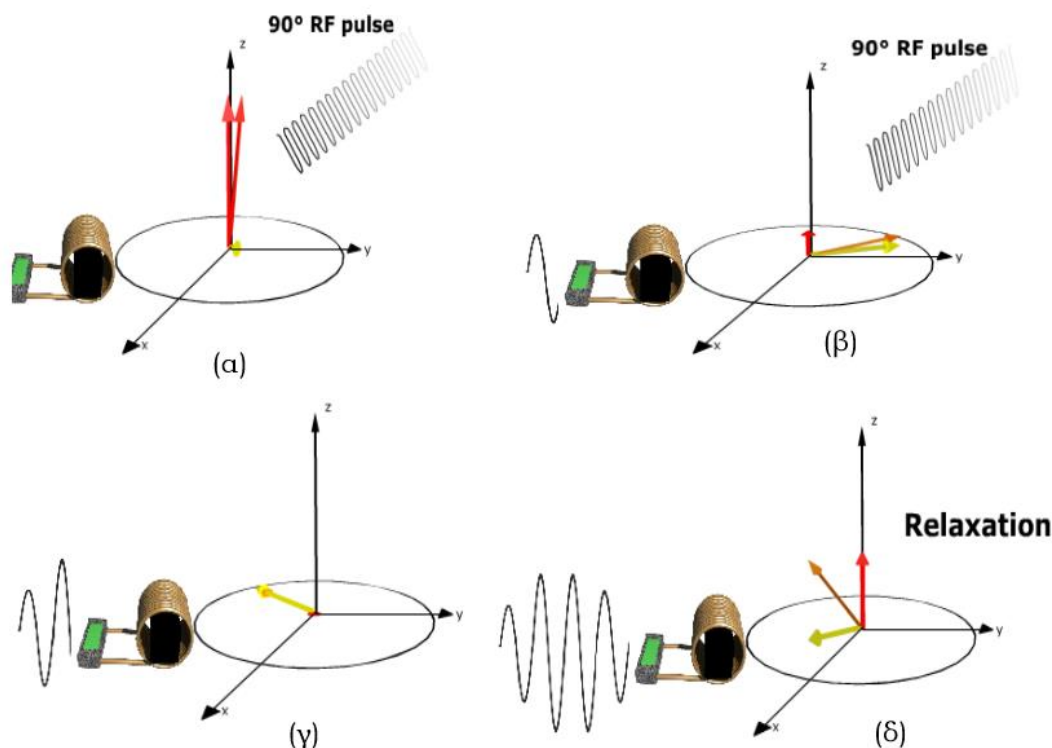
Η μακροσκοπική μαγνήτιση, η οποία είναι η συνισταμένη των μαγνητικών ροπών των πυρήνων, μπορεί να αναλυθεί σε δύο συνιστώσες, την διαμήκη συνιστώσα M_z η οποία είναι παράλληλη στο εφαρμοζόμενο μαγνητικό πεδίο B_0 και την εγκάρσια συνιστώσα M_{xy} , που είναι κάθετη στο B_0 (Εικόνα 5). Οι δύο αυτές συνιστώσες παίζουν μεγάλο ρόλο στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού με τις οποίες συσχετίζονται οι χρόνοι αποκατάστασης T_1 και T_2 που θα αναλυθεί αργότερα και είναι τα βασικά μετρούμενα μεγέθη για την απεικόνιση.



Εικόνα 5. Διαμήκης και εγκάρσια συχνότητα της μαγνήτισης M_z και M_{xy} αντίστοιχα.

1.2 Μαγνητική Αποκατάσταση – Ελεύθερη Επαγωγική Απόσβεση (FID)

Όπως αναφέρθηκε στην προηγούμενη παράγραφο, η εφαρμογή του παλμού ΡΣ διεγείρει το σύστημα των πυρήνων, αυξάνοντας την εγκάρσια συνιστώσα της μαγνήτισης με ταυτόχρονη μείωση της διαμήκους. Επιπλέον, το σύστημα των πυρήνων αποκτά συμφασικότητα, δηλαδή οι πυρήνες εκτελούν μεταπτωτική κίνηση με την ίδια φάση. Με τον όρο μαγνητική αποκατάσταση γίνεται αναφορά σε όλες εκείνες τις διαδικασίες στις οποίες στηρίζεται η επαναφορά του συστήματος των πυρηνικών στροφορμών από μία διεγερμένη κατάσταση, στην κατάσταση θερμοδυναμικής ισορροπίας. Κατά την αποκατάσταση η διαμήκης συνιστώσα της μαγνήτισης αρχίζει και αυξάνεται έως την αρχική της τιμή πριν την εφαρμογή του ΡΣ. Αντίστοιχα, η εγκάρσια συνιστώσα της μαγνήτισης αρχίζει να φθίνει λόγω έλλειψης συμφασικότητας και λόγω αύξησης της διαμήκους συνιστώσας εξαιτίας του εφαρμοζόμενου εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B_0 . Η μεταβολή της εγκάρσιας μαγνήτισης, δημιουργεί επαγωγικά ρεύματα στα πηνία λήψης με αποτέλεσμα την δημιουργία των σημάτων ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης (Free Induction Decay, FID) (Εικόνα 6). Τα σήματα αυτά εκφράζουν τη μεταβολή του πλάτους του σήματος που φθίνει με την πάροδο του χρόνου. Κατά τη διαδικασία της αποκατάστασης οι δύο αυτές συνιστώσες δεν μεταβάλλονται παρακολουθώντας το άνυσμα M . Σε αυτή τη περίπτωση η χρονική εξέλιξη του συστήματος θα περιγράφονταν από μία και μόνη χρονική παράμετρο που θα περιέγραφε τον ρυθμό αποκατάστασης του συστήματος. Στην πραγματικότητα ο ρυθμός αύξησης της διαμήκους και ο ρυθμός μείωσης της εγκάρσιας μαγνήτισης διαφέρουν. Οι χρόνοι που χαρακτηρίζουν τις δύο αυτές αποκαταστάσεις είναι οι χρόνοι T_1 και T_2 αντίστοιχα και θα αναλυθούν παρακάτω. Στο παρακάτω σχήμα φαίνεται η μαγνήτιση και οι συνιστώσες της σε κάθε φάση της εφαρμογής του ΡΣ παλμού.



Εικόνα 6. FID σήμα. α) Εφαρμογή του ΡΣ παλμού από το πηνίο εκπομπής, β) μεταβολή της διεύθυνσης της μαγνήτισης κατά 90° (δημιουργία μικρών επαγωγικών ρευμάτων λόγω περιστροφής της μαγνήτισης), γ) διακοπή του ΡΣ παλμού, δ) επιστροφή στη θερμοδυναμική ισορροπία, μείωση της εγκάρσιας και αύξηση της διαμήκουσ μαγνήτισης, δημιουργία FID σήματος το οποίο επάγει ηλεκτρικό ρεύμα στο πηνίο.

1.3 Οι χρόνοι μαγνητικής αποκατάστασης T_1 και T_2

Η επαναφορά του συστήματος (χαλάρωση) στην κατάσταση θερμοδυναμικής ισορροπίας, χαρακτηρίζεται από 2 χρόνους, τον χρόνο διαμήκουσ αποκατάστασης T_1 (μαγνητική αποκατάσταση spin - πλέγματος) και το χρόνο εγκάρσιας αποκατάστασης T_2 (μαγνητική αποκατάσταση spin - spin).

Ο χρόνος αποκατάστασης T_1 ενός συγκεκριμένου ιστού είναι μια εσωτερική παράμετρος αντίθεσης, η οποία είναι ενδογενής του απεικονιζόμενου ιστού. Ορίζεται ως ο χρόνος που χρειάζεται για να ανακτήσει το διεγερμένο σύστημα το 63% της διαμήκουσ μαγνήτισής του. Ο T_1 χρόνος εκφράζει τον χρόνο στον οποίο οι διεγερμένοι πυρήνες προσφέρουν την ενέργειά τους στο γειτονικό πλέγμα, το οποίο λόγω μεγαλύτερου μεγέθους απορροφά την ενέργεια χωρίς να διεγείρεται

(αποκατάσταση spin-πλέγματος). Ο χρόνος T_1 εξαρτάται από το μέγεθος του μορίου, το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 , που είναι μεγαλύτερος σε ισχυρότερα πεδία, καθώς επίσης και από την εξωτερική θερμοκρασία μέτρησης. Η διαδικασία αποκατάστασης της διαμήκουσ μαγνήτισης M_z περιγράφεται από μία αύξουσα εκθετική συνάρτηση του χρόνου(Εικόνα 7), σύμφωνα με τις εξισώσεις Bloch:

$$M_z(t) = M_0 - [M_0 - M_z(0)]e^{-\frac{t}{T_1}}$$

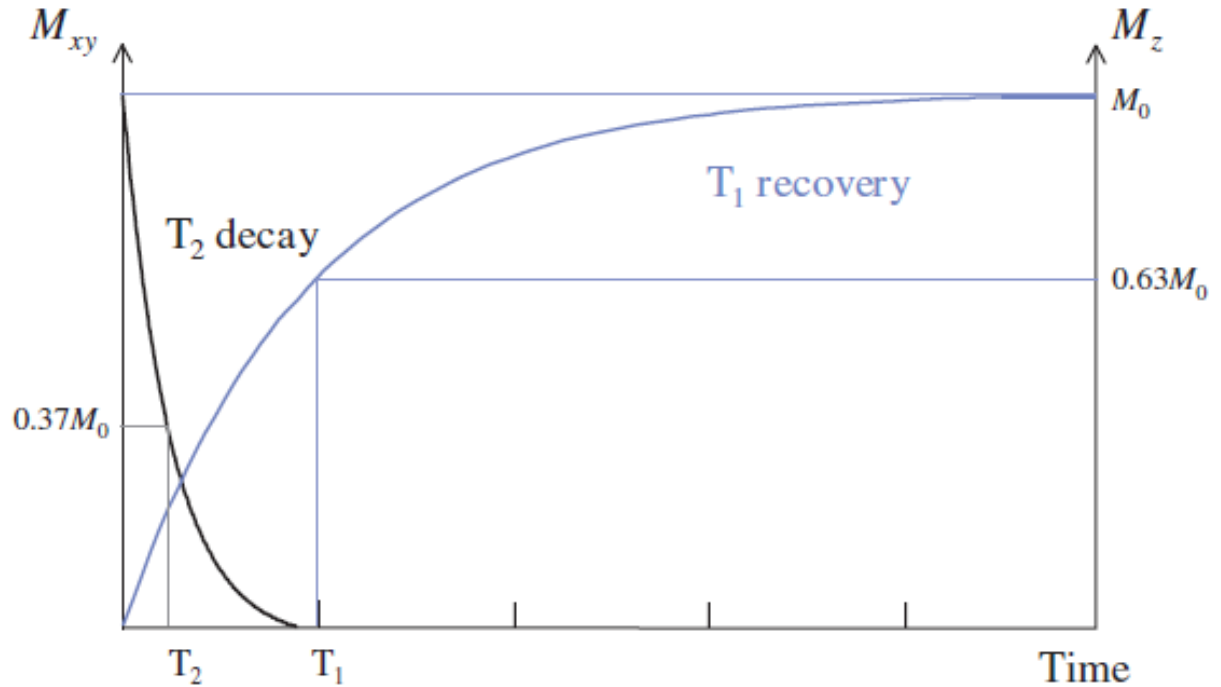
, όπου M_0 είναι η μαγνήτιση πριν το παλμό ΡΣ και $M_z(0)$ η μαγνήτιση ακριβώς μετά την διακοπή του παλμού ΡΣ.

Ο χρόνος αποκατάστασης T_2 αναφέρεται στο χρόνο που απαιτείται ώστε η αποκατάσταση της εγκάρσιας μαγνήτισης M_{xy} του συστήματος να μειωθεί στο 37% της μέγιστης τιμής της, λόγω της απώλειας συμφασικότητας των πυρήνων. Μετά την διακοπή του παλμού ΡΣ, οι πυρήνες μεταβαίνουν από μία κατάσταση χαμηλής εντροπίας, σε μία κατάσταση υψηλής εντροπίας, λόγω αλληλεπίδρασης των πυρήνων ανταλλάσσοντας ενέργεια. Η ανταλλαγή αυτή της ενέργειας δεν οδηγεί σε μεταβολή της εσωτερικής ενέργειας του συστήματος αλλά σε μεταβολή της εσωτερικής του εντροπίας (τα spin παύουν να είναι σε φάση). Η απώλεια συμφασικότητας επιτυγχάνεται με δύο κυρίως τρόπους: α) μέσω των αλληλεπιδράσεων μεταξύ ενδογενών μαγνητικών πεδίων των γειτονικών πυρήνων (μεταφορά ενέργειας μεταξύ των πυρήνων) και β) μέσω των ανομοιογενειών του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Εδώ εισάγουμε τον χρόνο αποκατάστασης T_2^* ο οποίος συμπεριλαμβάνει και τους δύο τύπους ανομοιογενειών (Εικόνα 8), οι οποίοι προκαλούν πιο γρήγορη χαλάρωση από τον χρόνο T_2 , ο οποίος αναφέρεται μόνο στις αλληλεπιδράσεις μεταξύ των πυρήνων. Έτσι καταλαβαίνουμε πως για να μετρήσουμε έναν πραγματικό χρόνο T_2 θα πρέπει να αναπτυχθούν μηχανισμοί με τους οποίους θα μειώνονται οι ανομοιογένειες του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Η σχέση που περιγράφει την ένταση της εγκάρσιας μαγνητικής αποκατάστασης είναι μια φθίνουσα εκθετική συνάρτηση του χρόνου(Εικόνα 7 και 8):

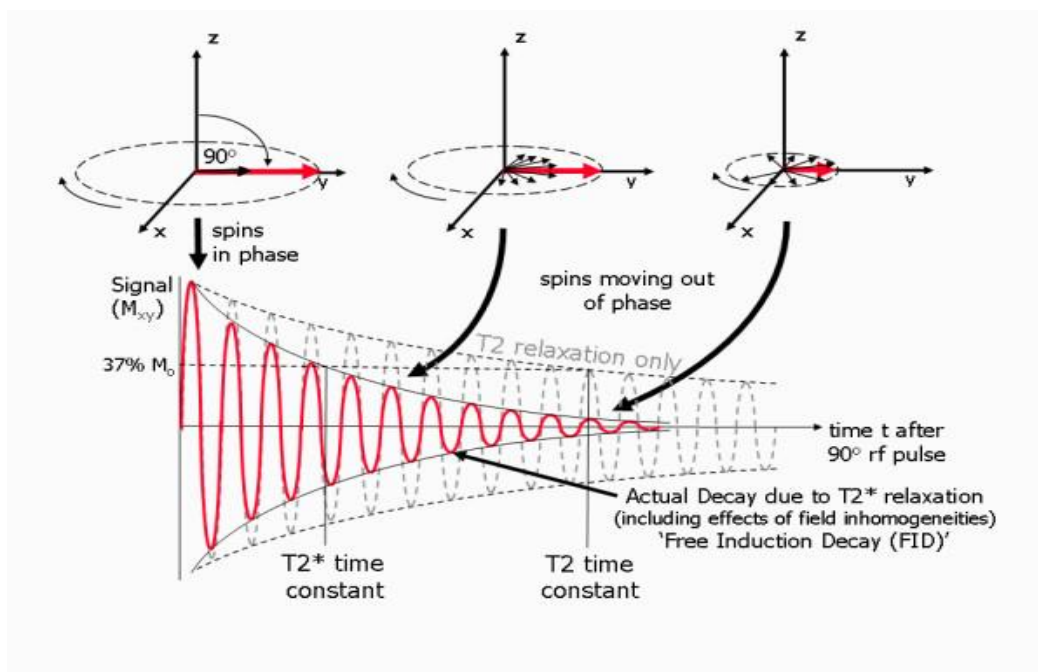
$$M_{xy} = M_{xy}(0)e^{-\frac{t}{T_2}}$$

,όπου $M_{xy}(0)$ είναι η ένταση της εγκάρσιας μαγνητικής αποκατάστασης αμέσως μετά την διακοπή του παλμού ΡΣ.

Ο χρόνος T_2 είναι πιο βραχύς από τον T_1 σε όλους τους τύπους των ιστών (με εξαίρεση το νερό που είναι περίπου ο ίδιος) με αποτέλεσμα την ολοκλήρωση της αποκατάστασης T_2 αλλά όχι της αποκατάστασης T_1 .



Εικόνα 7. Οι χρόνοι αποκατάστασης T_1 και T_2 , όπου ο πρώτος αναφέρεται στην ανάκτηση του 63% της μέγιστης τιμής της και ο δεύτερος στην μείωση στο 37% της μέγιστης τιμής της. Η αποκατάσταση T_2 έχει ολοκληρωθεί ενώ της T_1 όχι.



Εικόνα 8. Χρόνοι αποκατάστασης T_2 και T_2^* .

Οι χρόνοι αποκατάστασης της μαγνήτισης διαφέρουν από ιστό σε ιστό και αυτός είναι ένας παράγοντας της δημιουργίας αντίθεσης στην εικόνα. Οι παράγοντες που επηρεάζουν τους χρόνους αποκατάστασης φαίνονται στον παρακάτω Πίνακα 1.

Παράγοντας	T_1	T_2	T_2^*
Τύπος πυρήνα	✓		
Ένταση μαγνητικού πεδίου	✓		
Ομοιογένεια στατικού μαγνητικού πεδίου			✓
Θερμοκρασία	✓	✓	✓
Μικροκινητικότητα του πυρήνα	✓	✓	✓
Παρουσία μακρομορίων	✓	✓	✓
Παρουσία παραμαγνητικών ιόντων	✓	✓	✓

Πίνακας 1. Παράγοντες που επηρεάζουν τους χρόνους αποκατάστασης

Η αποκατάσταση T_1 είναι αποδοτικότερη στα μόρια με συχνότητες κίνησης κοντά στις συχνότητες μετάπτωσης Larmor (λίπος), ενώ η αποκατάσταση T_2 είναι αποδοτικότερη στα μόρια με μικρές ή μηδενικές συχνότητες κίνησης (αργά

κινούμενες πρωτεΐνες). Τέλος η αποκατάσταση T_2^* είναι αποδοτικότερη στα αργά κινούμενα μόρια με παρουσία τοπικών ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου.

Ιστός	$T_1(3T)$ (ms)	$T_2(3T)$ (ms)	$T_1(1.5T)$ (ms)	$T_2(1.5T)$ (ms)
Σκελετικός μυς	1420	32	1060	35
Χόνδρος αρθρώσεων	1240	37	1060	42
Λευκή ουσία	1110	56	778	79
Φαία ουσία	1470	71	1086	95

Πίνακας 2. Ενδεικτικές τιμές T_1 και T_2 των ιστών σε πεδίο 3 T και 1.5 T [11]

1.4 Ακολουθίες παλμών

Στην μαγνητική απεικόνιση το σήμα, που εκφράζει τους χρόνους T_1 και T_2 , συλλέγεται μετά από μία ακολουθία παλμών που εφαρμόζουμε στο σύστημα των πυρήνων προς απεικόνιση και έτσι να κατασκευαστούν οι εικόνες αντίθεσης T_1 και T_2 προσανατολισμού αντίστοιχα. Επίσης με κατάλληλη ακολουθία παλμών μπορούμε να δημιουργήσουμε εικόνες πυκνότητας πρωτονίων (Proton Density), των εικόνων στην λειτουργική μαγνητική απεικόνιση (fMRI) καθώς και τις εικόνες διάχυσης (Diffusion MRI). Έτσι λοιπόν ανάλογα με τις εικόνες που θέλουμε να κατασκευάσουμε, η ένταση του σήματος είναι μικρή ή μεγάλη, ανάλογα με το είδος της εξεταζόμενης δομής. Στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 3) καταγράφεται η ένταση του σήματος σε εικόνες T_1 και T_2 προσανατολισμού σε μερικές δομές.

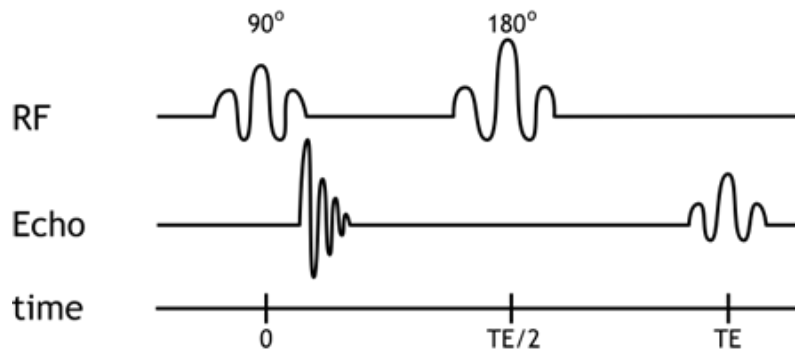
Ένταση σήματος	T_1	T_2
Υψηλό σήμα	Λίπος Αιμαγγείωμα Ενδοοστικό λίπωμα Μεταβολή λόγω ακτινοβολίας Εκφύλιση-λιπώδης εναπόθεση Μεθαιμοσφαιρίνη Κύστεις με πρωτεϊνικό υγρό Παραμαγνητικά σκιαγραφικά μέσα Αργή ροή αίματος	ENY Ενδοαρθρικό υγρό Αιμαγγείωμα Λοίμωξη Φλεγμονή Κάποιοι όγκοι Οίδημα Αιμορραγία Αργή ροή αίματος Κύστεις
Χαμηλό σήμα	Συμπαγές οστό Άσηπτη νέκρωση Έμφραγμα Λοίμωξη Όγκοι Σκλήρυνση Κύστεις Επασβέτωση	Συμπαγές οστό Οστικές νησίδες Δεοξυαιμοσφαιρίνη Αιμοσιδερίνη Επασβέτωση T2 παραμαγνητικές ουσίες
Χωρίς σήμα	Αέρας Ταχέως κινούμενο αίμα Τένοντες Συμπαγές οστό Ουλώδης ιστός Επασβέτωση	Αέρας Ταχέως κινούμενο αίμα Τένοντες Συμπαγές οστό Ουλώδης ιστός Επασβέτωση

Πίνακας 3. Εντάσεις σημάτων σε εικόνες T_1 και T_2 [4]

Οι χρόνοι αποκατάστασης T_1 και T_2 διαφέρουν από δομή σε δομή. Έτσι με την κατάλληλη επιλογή ακολουθίας παλμών ΡΣ διεγείρεται το σύστημα των πυρήνων πάνω από μία φορά, συλλέγοντας έτσι το σήμα που στην τελική εικόνα θα διαφοροποιούνται οι ιστοί με διαφορετικούς χρόνους και συνεπώς θα φαίνεται η αντίθεση των διαφορετικών ιστών. Επίσης πολύ μεγάλο ρόλο στην κατασκευή της εικόνας έχουν τα βαθμιδωτά μαγνητικά πεδία στους άξονες x, y, z που θα αναλυθούν παρακάτω. Κατά τη διάρκεια μιας ακολουθίας παλμών μπορεί να εκπέμπονται πολλοί παλμοί ΡΣ. Ο χρόνος από την εκπομπή ενός παλμού μέχρι την εκπομπή του επόμενου, ονομάζεται χρόνος επανάληψης T_R και ο χρόνος από την εκπομπή ενός παλμού μέχρι την ανάγνωση του σήματος, ονομάζεται χρόνος ηχούς T_E . Εκτός από την εκπομπή παλμών ΡΣ 90° που είναι οι παλμοί διέγερσης του συστήματος των πυρήνων, εκπέμπονται και παλμοί ΡΣ 180° (μπορεί και περισσότεροι από έναν) που ο ρόλος τους είναι να προσανατολίζουν ξανά τις μαγνητικές ροπές των πυρήνων ώστε η ένταση του σήματος να είναι η μέγιστη δυνατή. Οι πιο βασικές ακολουθίες παλμών στην μαγνητική απεικόνιση είναι:

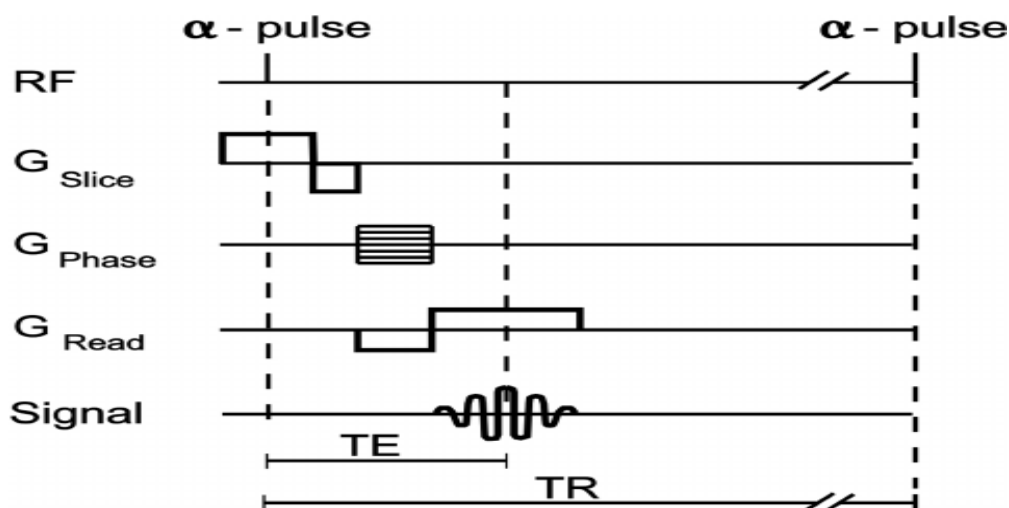
- 1) Η συμβατική Spin-Echo (SE) ακολουθία παλμών και
- 2) Η ακολουθία παλμών βαθμιδωτής ηχούς Gradient-Echo (GE)

Για να γίνει καλύτερα αντιληπτή η αλληλουχία των παλμών καθώς και οι χρόνοι επανάληψης και ηχούς, χρησιμοποιούνται διαγράμματα εκπομπής των παλμών και σήματος. Σε μια ακολουθία SE υπάρχει ένας 90° παλμός ο οποίος αρχικά διεγείρει το σύστημα των πυρήνων που ακολουθείται, σε χρόνο $\frac{T_E}{2}$, από έναν παλμό 180° επανεστίασης των μαγνητικών ροπών με αποτέλεσμα τη δημιουργία της ηχούς. Αυτό φαίνεται στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 9):



Εικόνα 9. Δημιουργία σήματος spin echo[13]

Στην τεχνική βαθμιδωτής ηχούς (Εικόνα 10), τα βαθμιδωτά πεδία, σε αντίθεση με επιπρόσθετους παλμούς ραδιοσυχνότητας 180° , αναγκάζουν τα spin να αλλάξουν φάση και στη συνέχεια να ξαναβρεθούν σε φάση δημιουργώντας μία ηχώ, την GE. Τα βαθμιδωτά πεδία, που δημιουργούνται από τα βαθμιδωτά πηνία, μειώνουν τις επιδράσεις των ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου B_0 . Βαθμιδωτά πεδία υπάρχουν και στις τρεις ορθογώνιες διευθύνσεις x, y, z (read, phase, slice αντίστοιχα) και ο ρόλος του καθενός θα αναλυθεί παρακάτω.



Εικόνα 10. Δημιουργία σήματος βαθμιδωτής ηχούς [13]

1.5 Βάθμωση στο χώρο

Μέσα σε ένα πρακτικά ομογενές πεδίο και σύμφωνα με την εξίσωση Larmor, όλα τα πρωτόνια εμφανίζουν σχεδόν την ίδια συχνότητα γωνιακής περιστροφής, ανεξάρτητα από το πού βρίσκονται στον χώρο. Είναι φανερό, ότι δεν είναι δυνατό υπό αυτές τις συνθήκες να καθοριστεί η χωρική κατανομή του σήματος, δηλαδή από ποιο σημείο και με ποια ένταση εκπέμπεται σήμα, ώστε να σχηματισθεί η εικόνα. Για τον λόγο αυτό χρησιμοποιούνται στον μαγνήτη τα βαθμιδωτά πηνία (Gradient coils) (Εικόνα 24). Σκοπός της παρουσίας των βαθμιδωτών αυτών πηνίων είναι να προσδώσουν χωρική πληροφορία στο καταγεγραμμένο σήμα. Το ένα από αυτά τα πηνία δημιουργεί ένα μαγνητικό πεδίο G_z (βαθμιδωτό πεδίο στον άξονα z), το οποίο εμφανίζει γραμμική μεταβολή της έντασής του σε όλο του το μήκος. Η ένταση

αυτού του πεδίου είναι περίπου 1% του κυρίως πεδίου [5-10 millitesla/meter ($\frac{mT}{m}$)]. Η κατεύθυνση του βαθμιδωτού αυτού πεδίου, είναι παράλληλη με αυτή του κυρίως μαγνητικού πεδίου (άξονας z) με αποτέλεσμα η συνολική ένταση του πεδίου να είναι $(B_0 + B_{gradient})$ και να μεταβάλλεται γραμμικά κατά μήκος αυτού του άξονα. Η εξίσωση που δίνει την ένταση του μαγνητικού πεδίου σε ένα συγκεκριμένο σημείο του άξονα z είναι:

$$B_z = B_0 + zG_z$$

,όπου G_z το πλάτος του βαθμιδωτού πεδίου και μετριέται σε mT/m.

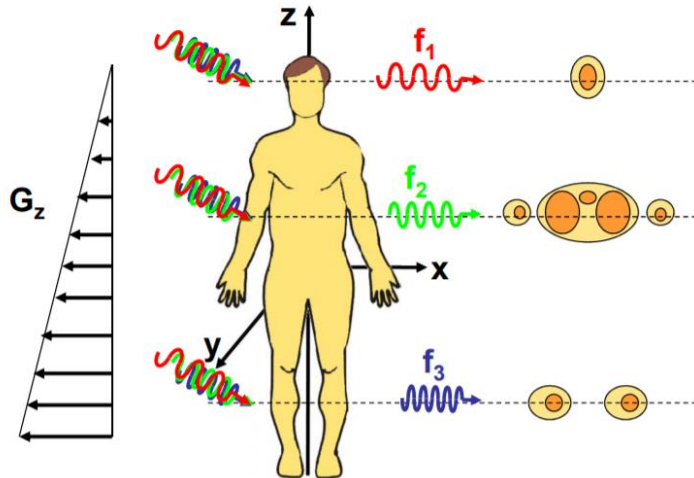
Με βάση την εξίσωση Larmor, τα πρωτόνια κατά μήκος του μαγνήτη θα εμφανίζουν διαφορετικές συχνότητες μετάπτωσης λόγω της διαφορετικής έντασης του πεδίου, ανάλογα με την θέση τους στο G_z :

$$\omega_z = \gamma(B_0 + zG_z) \quad (1)$$

Αντίστοιχα θα ισχύουν για τις διευθύνσεις x, y:

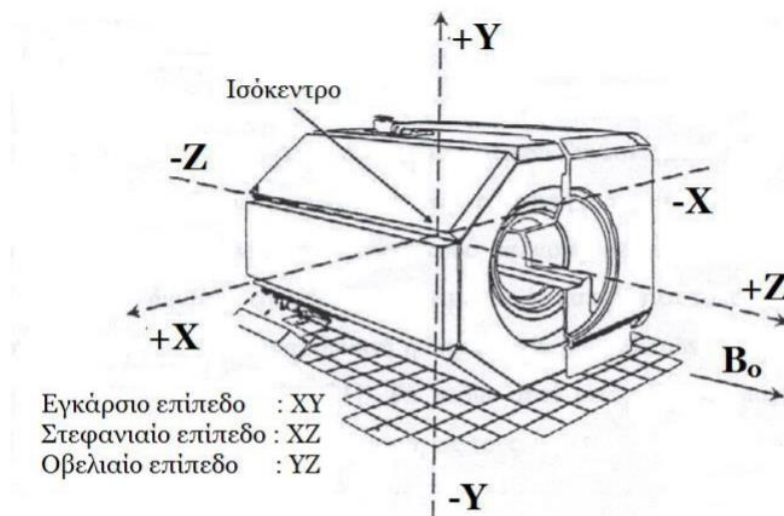
$$B_x = B_0 + xG_x, \quad \omega_x = \gamma(B_0 + xG_x) \quad (2)$$

$$B_y = B_0 + yG_y, \quad \omega_y = \gamma(B_0 + yG_y) \quad (3)$$



Εικόνα 11. Επίδραση του βαθμιδωτού πεδίου z. Διαφορετικά σημεία κατά τον άξονα z μεταπίπτουν σε διαφορετικές συχνότητες Larmor.

Μεταβάλλοντας τα χαρακτηριστικά του βαθμιδωτού αυτού πεδίου, μπορεί να καθοριστεί η θέση της τομής μέσα στον εξεταζόμενο όγκο και μεταβάλλοντας την κλίση της έντασης να καθοριστεί το πάχος κάθε τομής. Τις περισσότερες φορές η αρχή των αξόνων στην εφαρμογή των βαθμιδωτών πεδίων στα κλινικά συστήματα MRI είναι το φυσικό κέντρο του συστήματος. Το σημείο αυτό λέγεται και ισόκεντρο (Εικόνα 12).



Εικόνα 12. Οι άξονες εφαρμογής των βαθμιδωτών πεδίων (G_x, G_y, G_z). Στο ισόκεντρο, η ένταση του στατικού πεδίου είναι πάντοτε B_0 . [4]

Με τη χρήση των παραπάνω εξισώσεων (1), (2), (3) συσχετίζεται η θέση (x, y, z) στον τρισδιάστατο χώρο ενός στοιχείου-όγκου του δείγματος με τις αντίστοιχες συχνότητες Larmor $\omega(x), \omega(y)$ και $\omega(z)$ ως προς τους τρεις άξονες εφαρμογής των βαθμίδων. Με τη βοήθεια των σχέσεων αυτών επιτυγχάνεται τελικά η σύζευξη (ζεύξη) της θέσης του δείγματος με τη συχνότητα του σήματος NMR που εκπέμπει και τελικά η εικόνα της μαγνητικής τομογραφίας.

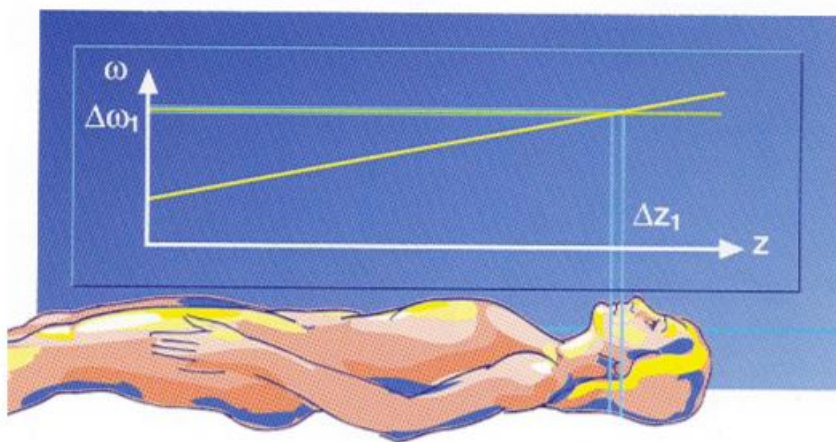
1.6 Κατασκευή εικόνας μαγνητικής τομογραφίας

Η δημιουργία της εικόνας της μαγνητικής τομογραφίας χωρίζεται σε τέσσερις φάσεις:

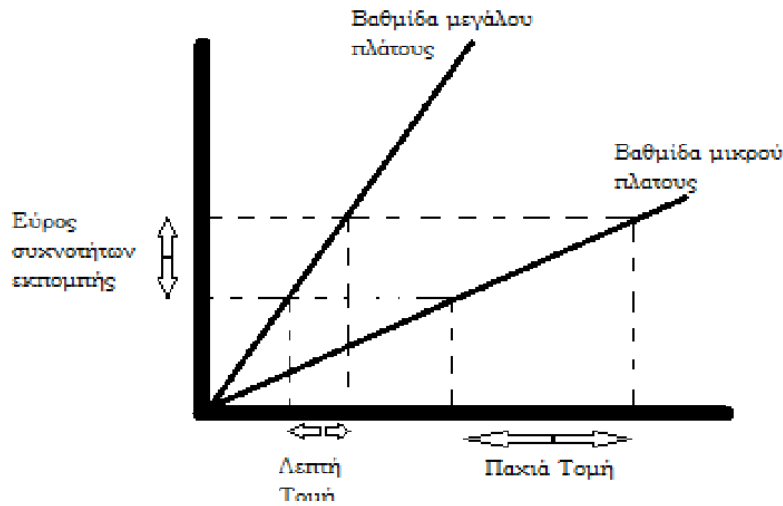
- 1) Επιλογή Τομής
- 2) Κωδικοποίηση Συχνότητας
- 3) Κωδικοποίηση Φάσης
- 4) Κατασκευή K-χώρου

I. Επιλογή Τομής (selective excitation slice)

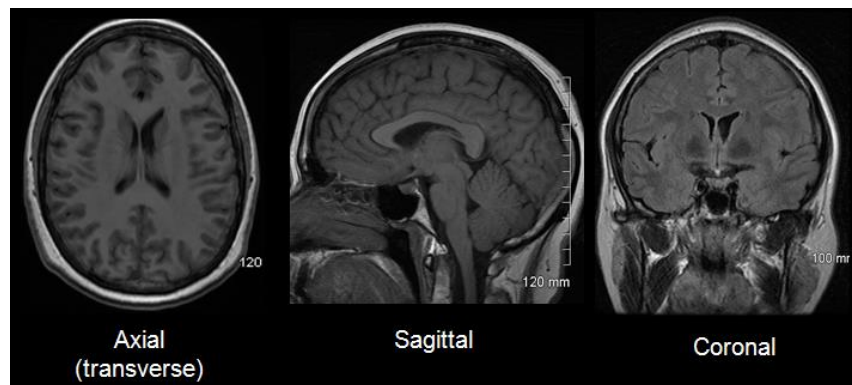
Σύμφωνα με τα παραπάνω, η εφαρμογή των βαθμιδωτών πεδίων έχει ως αποτέλεσμα την χωρική βάρθρωση των συχνοτήτων Larmor, δηλαδή σε κάθε σημείο στον χώρο θα αντιστοιχεί διαφορετική συχνότητα Larmor. Ως αποτέλεσμα, μπορούν να διεγερθούν συγκεκριμένες ομάδες πυρήνων οι οποίοι περιστρέφονται σε συγκεκριμένη συχνότητα Larmor με έναν αντίστοιχο παλμό ΡΣ σε αυτήν την συχνότητα. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιείται για την επιλογή τομής (Εικόνα 11). Το πάχος τομής αντίστοιχα μπορεί να καθοριστεί από το εύρος συχνοτήτων του παλμού ΡΣ ή/και από το πλάτος του βαθμιδωτού πεδίου (Εικόνα 13). Έτσι τα βαθμιδωτά πηνία x, y, z μπορούν να ενεργοποιούνται με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να επιλέγονται εγκάρσιες, οβελιαίες ή στεφανιαίες τομές (Εικόνα 15). Συνδυασμός δύο πηνίων είναι δυνατό να δώσει λοξές τομές.



Εικόνα 13. Επιλογή τομής με τη χρήση του πλάτους του βαθμιδωτού πεδίου.



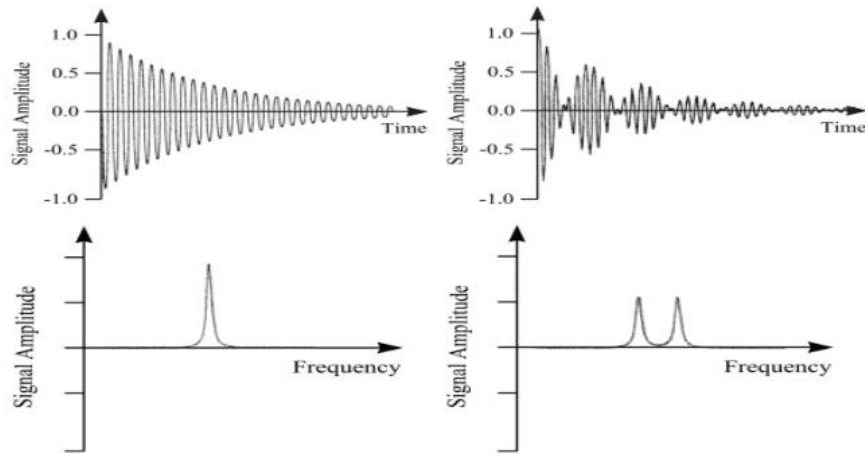
Εικόνα 14. Σχέση μεταξύ του πάχους τομής, του εύρους συχνοτήτων εκπομπής και του πλάτους του βαθμιδωτού πεδίου.



Εικόνα 15. Εγκάρσια, οβελιαία , στεφανιαία τομή αντίστοιχα

II. Κωδικοποίηση Συχνότητας (frequency encoding)

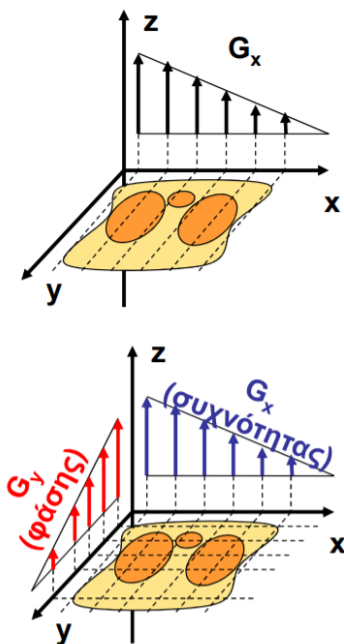
Αφού έχει επιτευχθεί η επιλογή τομής με βάση την παραπάνω μέθοδο, μένει πια να κωδικοποιηθούν οι υπόλοιποι πυρήνες της δισδιάστατης τομής ώστε να συλλεχθεί η πληροφορία του χώρου αυτού. Αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση ενός από των δύο εναπομεινάντων βαθμιδωτών πεδίων που θα εξαναγκάσει τους πυρήνες κατά μήκος του άξονά του να μεταπίπτουν σε διαφορετικές συχνότητες. Το βαθμιδωτό αυτό πεδίο ονομάζεται πεδίο κωδικοποίησης της συχνότητας και η πληροφορία διαβάζεται από το σύστημα με τη βοήθεια των μετασχηματισμών Fourier (Εικόνα 16).



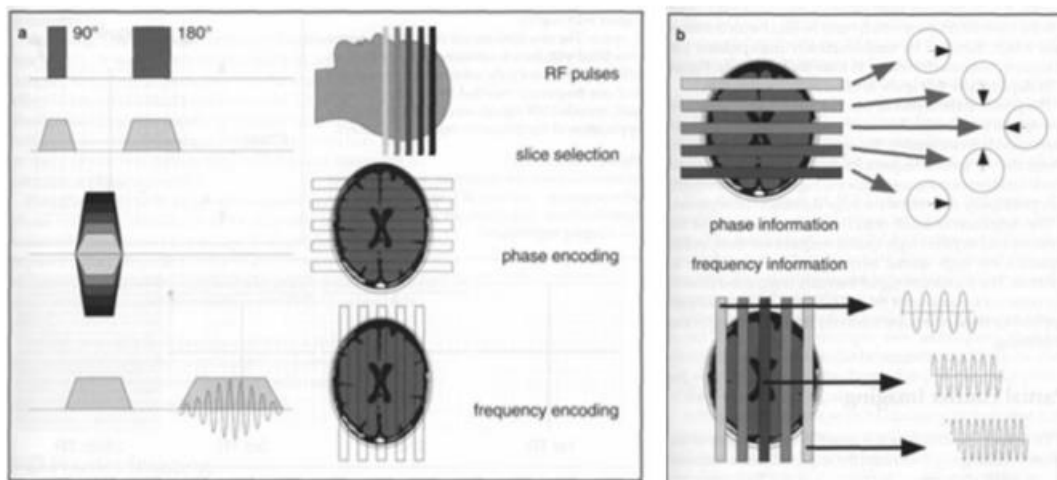
Εικόνα 16. Αριστερά το σήμα FID που ανιχνεύεται από ένα σύστημα πυρήνων με την ίδια συχνότητα. Δεξιά το σήμα FID που ανιχνεύεται από ένα σύστημα πυρήνων με δύο διαφορετικές συχνότητες. Κάτω οι αντίστοιχοι μετασχηματισμοί Fourier.

III. Κωδικοποίηση Φάσης (phase encoding)

Στην τεχνική αυτή το σύστημα διεγείρεται ενώ κανένα βαθμιδωτό πεδίο δεν είναι ενεργοποιημένο. Τότε τα spins είναι σε συμφωνία φάσης, αλλά όταν ξαφνικά εφαρμοστεί το βαθμιδωτό πεδίο αρχίζει ο αποσυντονισμός των spins. Ο ρυθμός αποσυντονισμού εξαρτάται από την θέση του κάθε spin και από την ένταση του βαθμιδωτού πεδίου. Έτσι η φάση των spin περιέχει πληροφορίες για τη θέση στο χώρο. Για να αποκτηθεί μια εικόνα με n pixels κατά την διεύθυνση y , πρέπει να επαναληφθεί η διαδικασία n φορές.



Εικόνα 17. Γραφική αναπαράσταση της βάρμωσης του χώρου για τους άξονες x και y



Εικόνα 18. Αριστερά η επιλογή τομής: Με τους κατάλληλους παλμούς ΡΣ διεγείρουμε διαφορετικές τομές κατά τον άξονα τον z (επιλεκτικά).

Δεξιά η κωδικοποίηση της φάσης και της συχνότητας: Δημιουργία μήτρας που περιέχει την πληροφορία στο χώρο της δυσδιάστατης δομής.

IV. Κ-χώρος και η παραγωγή εικόνας

Ο Κ-χώρος (K-Space) είναι μια περιοχή όπου αποθηκεύονται δεδομένα που συλλέγονται από το σήμα. Αποτελεί πεδίο χωρικών συχνοτήτων, δηλαδή είναι μια περιοχή όπου αποθηκεύονται πληροφορίες σχετικά με τη συχνότητα ενός σήματος, το οποίο προέρχεται από το δείγμα εξέτασης. Ο Κ-χώρος δεν αντιστοιχεί στην εικόνα, δηλαδή η κορυφή του Κ-χώρου δεν αντιστοιχεί στην κορυφή της εικόνας, αλλά είναι απλώς μια περιοχή όπου αποθηκεύονται δεδομένα προσωρινά έως ότου τελειώσει η λήψη τους. Ο Κ-χώρος είναι ορθογώνιος και έχει δύο άξονες:

- Τον άξονα συχνότητας (Frequency encoding, FE)
- Τον άξονα φάσης (Phase Encoding, PE)

Κάθε φορά που πραγματοποιείται μια κωδικοποίηση συχνότητας ή φάσης, συλλέγονται και αποθηκεύονται δεδομένα σε μια γραμμή του Κ-χώρου. Η πολικότητα του βαθμιδωτού πεδίου καθορίζει την περιοχή αποθήκευσης των δεδομένων. Οι κλίσεις του θετικού βαθμιδωτού πεδίου γεμίζουν τις γραμμές στο θετικό μισό του Κ-χώρου, ενώ τα αρνητικά βαθμιδωτά πεδία γεμίζουν γραμμές στο αρνητικό μισό. Κάθε σημείο του Κ-χώρου συνεισφέρει στην ένταση σήματος του κάθε σημείο (pixel) της εικόνας.

Τα κεντρικά σημεία του Κ-χώρου περιέχουν δεδομένα με μεγάλο πλάτος σήματος και μικρής χωρικής διακριτικής ικανότητας αφού συμπληρώνονται με

ρηχές κλίσεις βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης φάσης. Τα κεντρικά αυτά σημεία δίνουν την αντίθεση και την ένταση της εικόνας. Από την άλλη οι περιφερειακές γραμμές περιέχουν δεδομένα με μεγάλη χωρική διακριτική ικανότητα και μικρό πλάτος σήματος, δίνοντας τις λεπτομέρειες της εικόνας.

Σύμφωνα με τη θεωρία του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (NMR), το σήμα που συλλέγεται από ένα στοιχειώδες στοιχείο της υπό εξέτασης περιοχής στην θέση $\vec{r}$, περιγράφεται από την σχέση:

$$dS(t) = \rho(\vec{r})e^{i2\pi\nu t}d\vec{r} \quad (1)$$

,όπου $\rho(\vec{r})$ η πυκνότητα των πρωτονίων στη θέση $\vec{r}$ και ν η συχνότητα Larmor.

Η $\rho(\vec{r})$ είναι μια σύνθετη συνάρτηση και εξαρτάται από τους χρόνους T_1 και T_2 , τα χρονικά διαστήματα T_R και T_E , το πάχος τομής, τη χωρική ομοιογένεια των παλμών 90° και 180° , τη χωρική ομοιογένεια του στατικού μαγνητικού πεδίου και τέλος την συνύπαρξη φαινομένων διάχυσης ή άλλων αιτιών επίδρασης στο μετρούμενο σήμα.

$$\rho(\vec{r}) = \rho_0(\vec{r})e^{-\frac{T_E}{T_2(\vec{r})}}e^{\left(1-\frac{T_R}{T_1(\vec{r})}\right)}f(D, \Delta H_0, \Delta H_1) \quad (2)$$

Στην καταγραφή του σήματος, από το πηνίο ανάγνωσης, ενδιαφερόμαστε μόνο για τις διαφορές της συχνότητας του σήματος από την συχνότητα Larmor. Δηλαδή αν θεωρηθεί f η συχνότητα που ανιχνεύεται από το στοιχειώδες όγκο και ν την συχνότητα Larmor, τότε η διαφορά τους $\Delta f = f - \nu$ ορίζεται ως απόκλιση ραδιοσυχνότητας του σήματος. Η παραπάνω σχέση μπορεί να γραφεί ως:

$$dS(t) = \rho(\vec{r})e^{i2\pi\Phi(t)}d\vec{r} \quad (3)$$

,όπου $\Phi(t) = (\Delta f)t$ η διαφορά φάσης.

Με την εφαρμογή των βαθμιδωτών πεδίων, όπως αναφέρθηκε αλλάζουν οι συχνότητες μετάπτωσης των πυρήνων συναρτήσει της θέσης τους σύμφωνα με τη σχέση:

$$\Delta f = \gamma \vec{G}(t)\vec{r} = \gamma[xG_x(t) + yG_y(t) + zG_z(t)] \quad (4)$$

Οι συχνότητες αυτές καθορίζουν την εξέλιξη της διαφοράς φάσης $\Phi(t)$ του σήματος. Μάλιστα η ολική διαφορά φάσης θα δίνεται από το ολοκλήρωμα ως προς το χρόνο ενεργοποίησης του πεδίου:

$$\Phi(t) = \int_0^t \gamma \vec{G}(t) \vec{r} dt \quad (5)$$

Αντικαθιστώντας στη σχέση (3):

$$dS(t) = \rho(\vec{r}) e^{i2\pi \vec{K}(t) \vec{r}} d\vec{r}$$

$$\text{όπου } \vec{K}(t) = \gamma \int_0^t \vec{G}(t) dt \text{ ο κυματάριθμος}$$

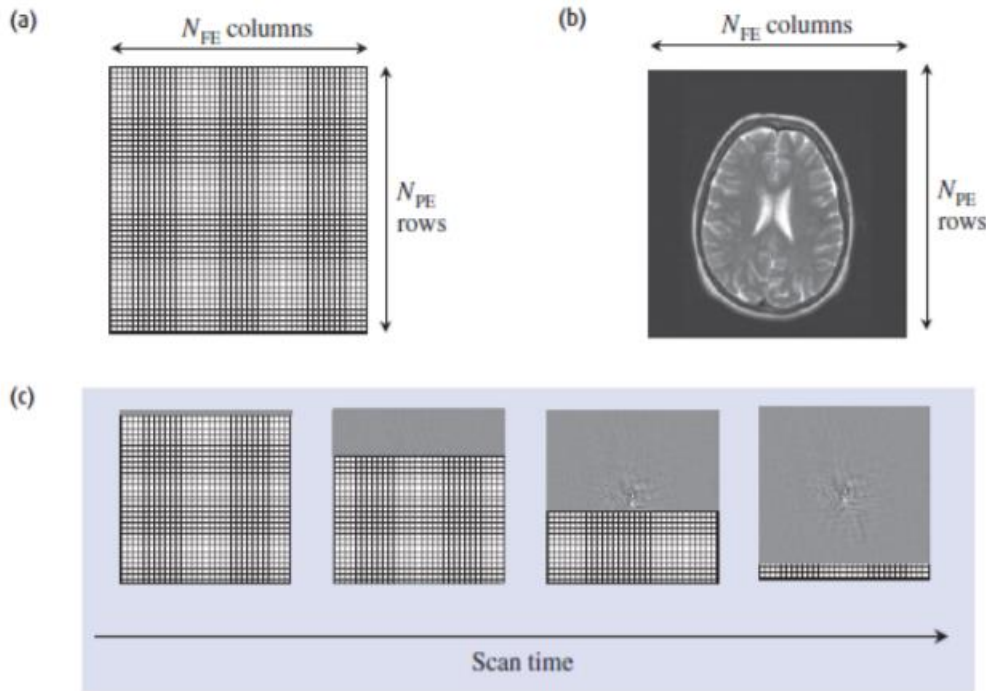
Τελικά, ολοκληρώνοντας για όλο τον χώρο υπολογίζεται η σχέση που δίνει το σήμα της εικόνας.

$$S(t) = \int_V \rho(\vec{r}) e^{i2\pi \vec{K}(t) \vec{r}} d\vec{r}$$

Επειδή ο κυματάριθμος είναι ανάλογος του χρόνου, η παραπάνω σχέση γράφεται ως:

$$S(k) = \int_V \rho(\vec{r}) e^{i2\pi \vec{K} \vec{r}} d\vec{r}$$

, δηλαδή το τελικό σήμα είναι ο μετασχηματισμός Fourier της πυκνότητας πρωτονίων $\rho(\vec{r})$ στο K χώρο. Έτσι για την δημιουργία της εικόνας, χρησιμοποιείται ο αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier, όπου μετατρέπει τις χωρικές συχνότητες k στον πραγματικό χώρο r.



Εικόνα 19. α) Ο Κ-χώρος, β) τελική εικόνα, γ) μέθοδος συμπλήρωσης δεδομένων

Ο σχηματισμός της εικόνας επιτυγχάνεται μέσω του μετασχηματισμού Fourier των τιμών της μήτρας δεδομένων του Κ-χώρου. Αρχικά γίνεται μετασχηματισμός Fourier των δεδομένων για κάθε οριζόντια σειρά και στη συνέχεια εφαρμόζεται στα δεδομένα των κατακόρυφων στηλών της μήτρας. Η διαδικασία αυτή είναι γνωστή ως Δυσδιάστατος μετασχηματισμός Fourier (2D Fourier transformation). Μέσω των μετασχηματισμών των σειρών, ο οριζόντιος άξονας της μήτρας μετατρέπεται από άξονας τιμών χρόνου σε νέο άξονα βαθμονομημένο σε τιμές συχνότητας. Συνεπώς, μέσω της αντιστοιχίας συχνότητας – θέσης x , ο νέος οριζόντιος άξονας εκφράζει αποστάσεις, δηλαδή καρτεσιανές συντεταγμένες x . Ο κατακόρυφος άξονας είναι βαθμονομημένος σε τιμές που αντιστοιχούν στην ισχύ των διαδοχικών βαθμίδων κωδικοποίησης φάσης (G_y). Σε κάθε τιμή k_x (ή G_y) αντιστοιχεί ένα πλήθος τιμών φάσης και κάθε τιμή φάσης αντιστοιχεί σε ένα σημείο y . Με τους μετασχηματισμούς των κατακόρυφων στηλών ο άξονας των G_y μετατρέπεται σε κατακόρυφο άξονα του καρτεσιανού χώρου, συνεπώς εκφράζει αποστάσεις ή τιμές συντεταγμένων y . Τελικά δημιουργείται ένα πεδίο καρτεσιανών συντεταγμένων, σε κάθε σημείο (x,y) του οποίου τοποθετείται η αντίστοιχη τιμή έντασης σήματος, με τελικό αποτέλεσμα τον σχηματισμό μιας ψηφιακής εικόνας. Ο

συνολικός αριθμός (N_x) των οριζόντιων και (N_y) των κατακόρυφων εφαρμογών του μετασχηματισμού Fourier καθορίζει τις διαστάσεις ($N_x \times N_y$) της ψηφιακής εικόνας.

Ο χρόνος που απαιτείται για την ανακατασκευή της εικόνας κυμαίνεται από μερικά χιλιοστά του δευτερολέπτου έως και μερικά δευτερόλεπτα, παράμετρος που εξαρτάται από το μέγεθος της εικόνας αλλά και από την τεχνολογία του απεικονιστικού συστήματος. Σε απλές ακολουθίες παλμών όπως οι spin echo, με κάθε κύκλο επανάληψης παλμών γεμίζει μια γραμμή του K-χώρου. Συνήθως υπάρχουν 256 επαναλήψεις (T_R , repetition time) σε κάθε εικόνα.

1.7 Διατάξεις συστημάτων μαγνητικού συντονισμού

Το βασικότερο στοιχείο μιας διάταξης μαγνητικού συντονισμού είναι ο μαγνήτης, ο οποίος παράγει το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 . Λόγω των περιορισμών των σχεδίων, το στατικό αυτό μαγνητικό πεδίο δεν είναι ομοιογενές και γι' αυτό το λόγο χρησιμοποιούνται συστήματα τα οποία βελτιστοποιούν την ομοιογένεια του, με μια διαδικασία η οποία ονομάζεται shimming. Υπάρχουν πολλές κατηγορίες μαγνητών, όπως είναι οι μόνιμοι μαγνήτες, οι ηλεκτρομαγνήτες και οι υπεραγώγιμοι μαγνήτες. Στους μαγνητικούς τομογράφους χρησιμοποιούνται οι υπεραγώγιμοι μαγνήτες, στους οποίους η αντίσταση των συρμάτων των πηνίων τους είναι σχεδόν μηδενική σε θερμοκρασίες κοντά στο απόλυτο μηδέν. Έτσι μπορούν και διατηρούν το μαγνητικό τους πεδίο σταθερό χωρίς να δαπανάται επιπλέον ενέργεια (παρά μόνο στην αρχική τους φόρτιση). Τα ψυκτικά υλικά είναι κρυογόνα όπως, υγρό ήλιο ή υγρό άζωτο.



Εικόνα 20. Δομή μαγνητικού τομογράφου

Το δεύτερο βασικότερο στοιχείο μιας διάταξης μαγνητικού συντονισμού είναι τα πηνία ραδιοσυχνότητας. Υπάρχουν δύο κατηγορίες τέτοιων πηνίων, τα πηνία πομποί και τα πηνία δέκτες. Τα πηνία πομποί περιέχουν περιελίξεις σύρματος οι οποίες όταν τις διαπεράσει ρεύμα παράγουν μαγνητικό πεδίο. Τα πηνία αυτά εκπέμπουν ραδιοκύματα (παλμοί ραδιοσυχνοτήτων) με συχνότητες ίσες με τη συχνότητα συντονισμού (συχνότητα Larmor) των πυρήνων υδρογόνου. Έπειτα το σήμα που εκπέμπεται από τους πυρήνες κατά την διαδικασία αποδιέγερσής τους λαμβάνεται από το πηνίο δέκτη. Λόγω του ότι το σήμα της ηχούς (εκπεμπόμενο σήμα των πυρήνων) είναι αδύναμο, θα πρέπει τα πηνία δέκτες να βρίσκονται κοντά στην προς μελέτη δομή. Για τον λόγο αυτό υπάρχουν διαφόρων ειδών πηνία-δέκτες, κατάλληλα κατασκευασμένα ώστε να προσαρμόζονται σε κάθε περιοχή του ανθρωπίνου σώματος.



Εικόνα 21. Παραδείγματα πηνίων εγκεφάλου. Πάνω το πηνίο εγκεφάλου 32 καναλιών. Κάτω το απλό πηνίο εγκεφάλου



Εικόνα 22. Παιδιατρικό πηνίο

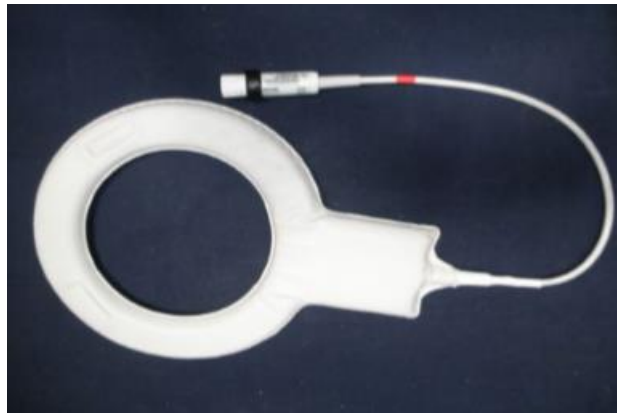
α)



β)

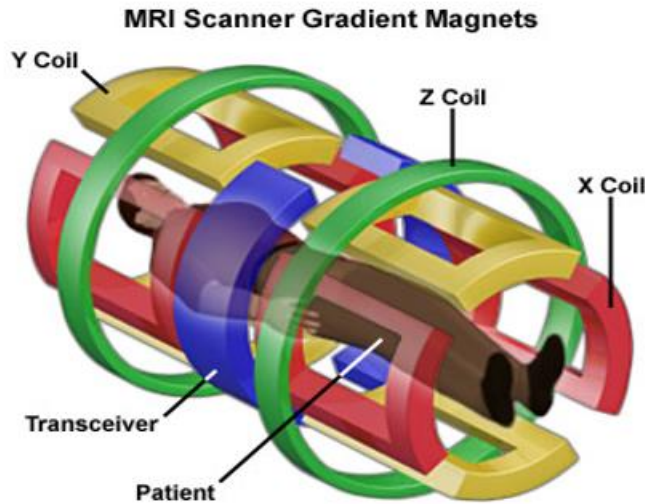


γ)



Εικόνα 23. α) Πηνίο σπονδυλικής στήλης, β) Πηνίο γονάτου, γ) Πηνίο μικροδομών

Εκτός από τα πηνία ραδιοσυχνότητας, ένας μαγνητικός τομογράφος περιέχει μέσα στο gantry και τα βαθμιδωτά πηνία (ή πηνία βαθμίδας) τα οποία όταν διαρρέονται από ρεύμα παράγουν ένα επιπρόσθετο μαγνητικό πεδίο κατά μία συγκεκριμένη διεύθυνση. Υπάρχουν 3 βαθμιδωτά πηνία, ένα σε κάθε διεύθυνση (x,y,z). Τα μαγνητικά αυτά πεδία έχουν γραμμική διαβάθμιση κατά μήκος των αξόνων τους για το χωρικό προσδιορισμό της απεικονιζόμενης περιοχής (Εικόνα 24).



Εικόνα 24. Διάταξη και γεωμετρία των βαθμιδωτών πεδίων.[1]

Τα υπόλοιπα στοιχεία της διάταξης ενός μαγνητικού τομογράφου αφορούν τα ηλεκτρονικά συστήματα. Ένα από αυτά είναι η μονάδα ελέγχου παλμών που είναι υπεύθυνη για τον συγχρονισμό της εφαρμογής των βαθμιδωτών πεδίων και των παλμών ΡΣ σε μια ακολουθία παλμών. Ελέγχει την σωστή χρονική ακολουθία της ενεργοποίησης και απενεργοποίησης των πηνίων (βαθμιδωτών, πομπών, δεκτών), εξασφαλίζει τα ασφαλή επίπεδα ΡΣ που εναποτίθενται στον ασθενή (Specific Absorption Rate - SAR), ενισχύει και προετοιμάζει το σήμα για την επεξεργασία. Άλλα ηλεκτρονικά στοιχεία της διάταξης είναι:

- Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής
- Επεξεργαστής για τους μετασχηματισμούς Fourier
- Απεικονιστικό σύστημα που περιλαμβάνει έναν ισχυρό ηλεκτρονικό υπολογιστή για την ανακατασκευή και την επεξεργασία των λαμβανόμενων σημάτων.

Τέλος, όπως όλα τα απεικονιστικά μηχανήματα, έτσι και ο μαγνήτης συνεργάζεται με το σύστημα PACS για την αρχειοθέτηση των δεδομένων.

Λειτουργική Μαγνητική Απεικόνιση (functional Magnetic Resonance Imaging, fMRI)

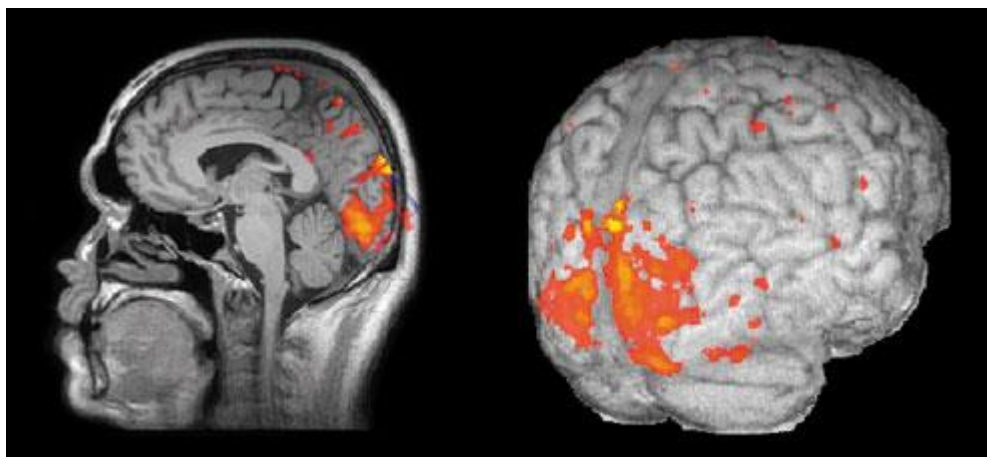
2.1 Λειτουργική μαγνητική απεικόνιση - Ιστορική αναδρομή

Η λειτουργική Μαγνητική Τομογραφία (functional MRI, fMRI) είναι η απεικόνιση της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά την εκτέλεση φυσιολογικών ή παθολογικών κινήσεων ή την πρόσληψη ερεθισμάτων ή την εκτέλεση νοητικών ασκήσεων. Κατά σύμβαση ορίζεται ότι η μέθοδος στηρίζεται στα επίπεδα O_2 του αίματος. Ουσιαστικά πρόκειται για την τοπική αύξηση στην εγκεφαλική αιματική ροή, η οποία συνοδεύει τη νευρωνική διέγερση κατόπιν ερεθίσματος και η οποία ακολουθείται από τοπική μείωση της συγκέντρωσης της παραμαγνητικής δεοξυαιμοσφαιρίνης, που μπορεί να χαρτογραφηθεί με υψηλή χωρική και χρονική ανάλυση με το μαγνητικό τομογράφο.

Ήδη από το 1936, ο Αμερικανός χημικός και νομπελίστας Linus Pauling και ο μαθητής του Charles Coryell είχαν επισημάνει ότι οι μαγνητικές ιδιότητες της οξυαιμοσφαιρίνης (μόριο οξυγόνου δεσμευμένο με αιμοσφαιρίνη) διέφεραν από της δεοξυαιμοσφαιρίνης (ελεύθερη αιμοσφαιρίνη). Η οξυαιμοσφαιρίνη (HbO_2), που διαθέτει συζευγμένα 56 ηλεκτρόνια, είναι διαμαγνητική, έχει δηλαδή μηδενική μαγνητική διπολική ροπή. Αντίθετα, η δεοξυαιμοσφαιρίνη (Hbr) λόγω των τεσσάρων ασύζευκτων ηλεκτρονίων της, είναι παραμαγνητική δηλαδή διαθέτει σημαντική διπολική ροπή.

Μια αύξηση της δεοξυαιμοσφαιρίνης κατά συνέπεια, προκαλεί την μείωση του χρόνου T_2^* στους γύρω ιστούς. Οι διαφορές των χρόνων T_2^* σε περιοχές όπου υπάρχουν μόρια οξυγονωμένης ή μη οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης (σχετικός λόγος) επιτρέπουν την δημιουργία εικόνων αντίθεσης T_2^* οι οποίες εξαρτώνται από το επίπεδο οξυγόνωσης του αίματος. Συγκεκριμένα μπορούν να διακριθούν μικρές μαύρες γραμμές στην επιφάνεια του εγκεφάλου που αποδίδονται σε αιμοφόρα αγγεία και αντανakλούν τις διαφορές της μαγνητικής επιδεκτικότητας της αιμοσφαιρίνης. Οι Owaga και συνεργάτες υπέθεσαν πως αυτό το εύρημα το οποίο θα ονομαζόταν φαινόμενο BOLD από τα αρχικά της περιγραφής του (Blood-Oxygen-Level-Dependent) μπορούσε να διευκολύνει τη μέτρηση λειτουργικών

αλλαγών στην εγκεφαλική δραστηριότητα. Συνεπώς, το φαινόμενο BOLD είναι ο κυριότερος μηχανισμός αντίθεσης της λειτουργικής μαγνητικής απεικόνισης και αποδίδεται στις μαγνητικές ιδιότητες του αίματος.

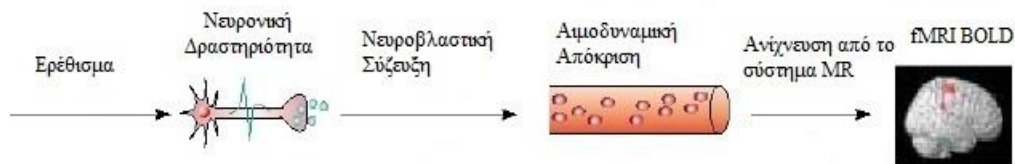


Εικόνα 25. Πείραμα fMRI με ερέθισμα του οπτικού φλοιού

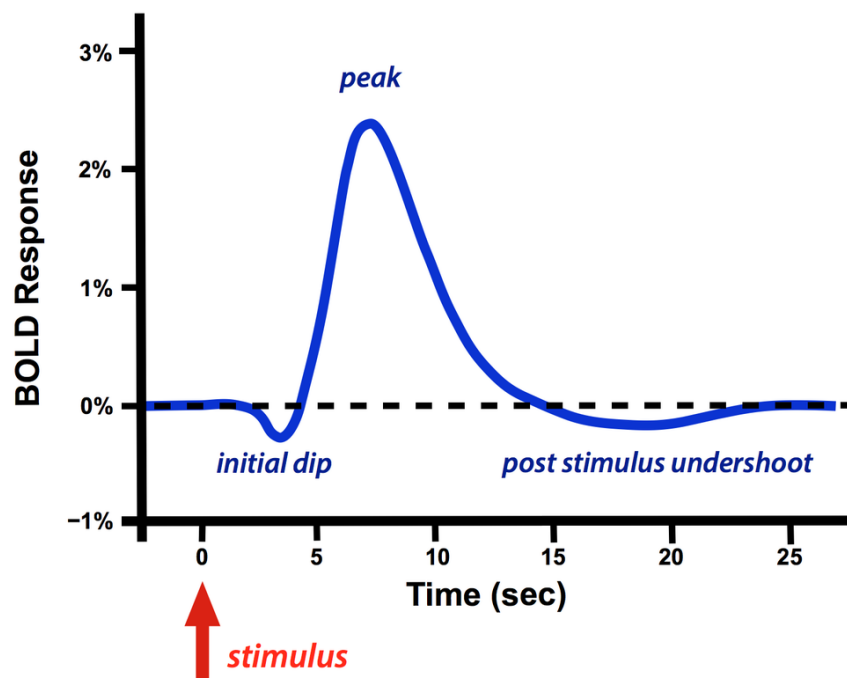
2.2 Επίδραση νευροφυσιολογίας στο σήμα BOLD

Το σήμα που συλλέγεται κατά τη μελέτη της λειτουργικής μαγνητικής τομογραφίας εξαρτάται από τις αλλαγές στην εγκεφαλική αιματική ροή, το ρυθμό κατανάλωσης του οξυγόνου καθώς και τον όγκο αίματος που κατανέμεται στον εγκέφαλο. Ο παράγοντας που σχετίζεται σε μεγαλύτερο βαθμό με την εγκεφαλική δραστηριότητα (δηλαδή τη νευρωνική δραστηριότητα) είναι οι αλλαγές στο μεταβολικό ρυθμό κατανάλωσης του οξυγόνου. Συγκεκριμένα, η αυξημένη νευρωνική δραστηριότητα οδηγεί σε μετακινήσεις ιόντων που ενεργοποιούν αντλίες οι οποίες απαιτούν ενέργεια αυξάνοντας τον ενεργειακό μεταβολισμό και την κατανάλωση οξυγόνου. Αυτό οδηγεί σε αύξηση της μη οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης και μείωση του μαγνητικού σήματος (μείωση του χρόνου T_2^*). Ωστόσο, η αυξημένη κατανάλωση οξυγόνου ακολουθείται μέσα σε δευτερόλεπτα από αύξηση της τοπικής αιματικής ροής που υπερβαίνει αυτήν της κατανάλωσης οξυγόνου, με αποτέλεσμα την αύξηση της αιμοσφαιρίνης, την αύξηση του χρόνου T_2^* και συνεπώς και την ένταση του σήματος των περιοχών αυτών. Η μέγιστη BOLD αντίδραση κατόπιν ενός ερεθίσματος σε μια μονάδα όγκου (voxel) συνήθως συμβαίνει μεταξύ 3-10 δευτερολέπτων με το μέγιστο βαθμό να εντοπίζεται στα 5-8

δευτερόλεπτα. Η θετική φάση της BOLD απόκρισης ακολουθείται από εκθετική μείωση διάρκειας αρκετών δευτερολέπτων. Καθώς ο νευρώνας επανέρχεται στη κατάσταση ηρεμίας, σταματάει η ανάγκη για οξυγόνο και συνεπώς η ροή του αίματος. Σε εκείνη τη φάση τα μόρια δεοξυαιμοσφαιρίνης υπερτερούν έναντι των οξυαιμοσφαιρινών όπου και παρατηρείται πτώση του σήματος T_2^* προτού επανέλθει στα φυσιολογικά του στάδια.



Εικόνα 26. Από το ερέθισμα στο σήμα BOLD[18]



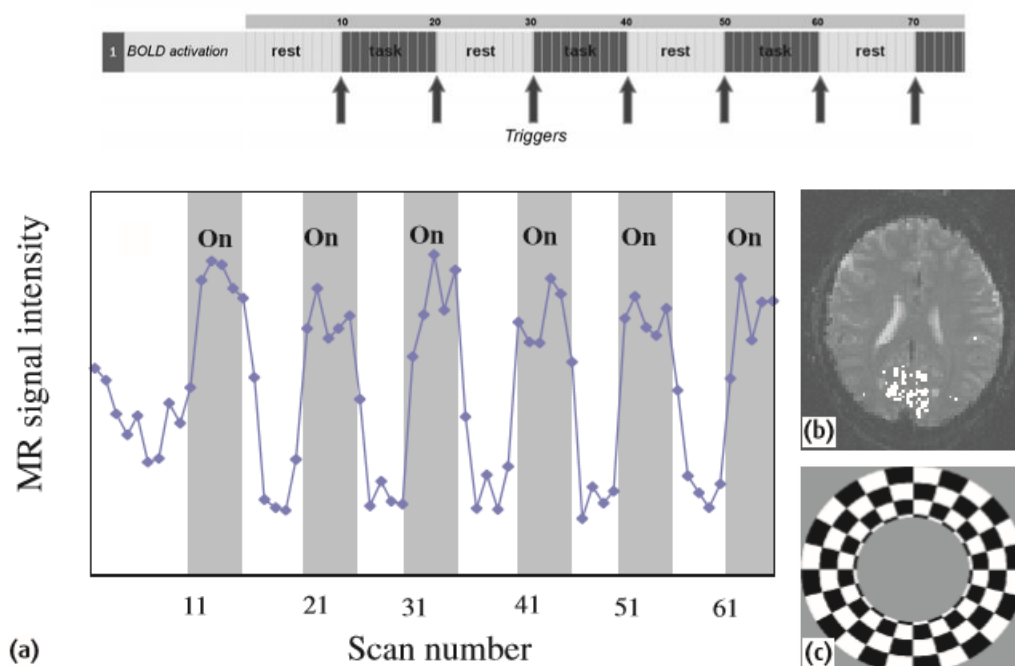
Εικόνα 27. Απόκριση σήματος BOLD και σήματος T_2^* ως προς το χρόνο μετά το ερέθισμα

2.3 Παραγωγή εικόνας και η ακολουθία παλμών στη λειτουργική μαγνητική τομογραφία

Για την καταγραφή του σήματος στη λειτουργική μαγνητική απεικόνιση λαμβάνονται εικόνες εγκεφάλου σε δύο χρονικά διαστήματα:

1. Διάστημα ενεργοποίησης-ερεθίσματος του εγκεφάλου, όπως π.χ. οπτικό ερέθισμα, κινητικό ερέθισμα κλπ.
2. Διάστημα ηρεμίας του εγκεφάλου, όπου δεν δίνεται κανένα οπτικό ερέθισμα ή ο ασθενής δεν κινείται.

Έπειτα οι δύο ομάδες εικόνων αφαιρούνται αναδεικνύοντας την νευρονική δραστηριότητα.

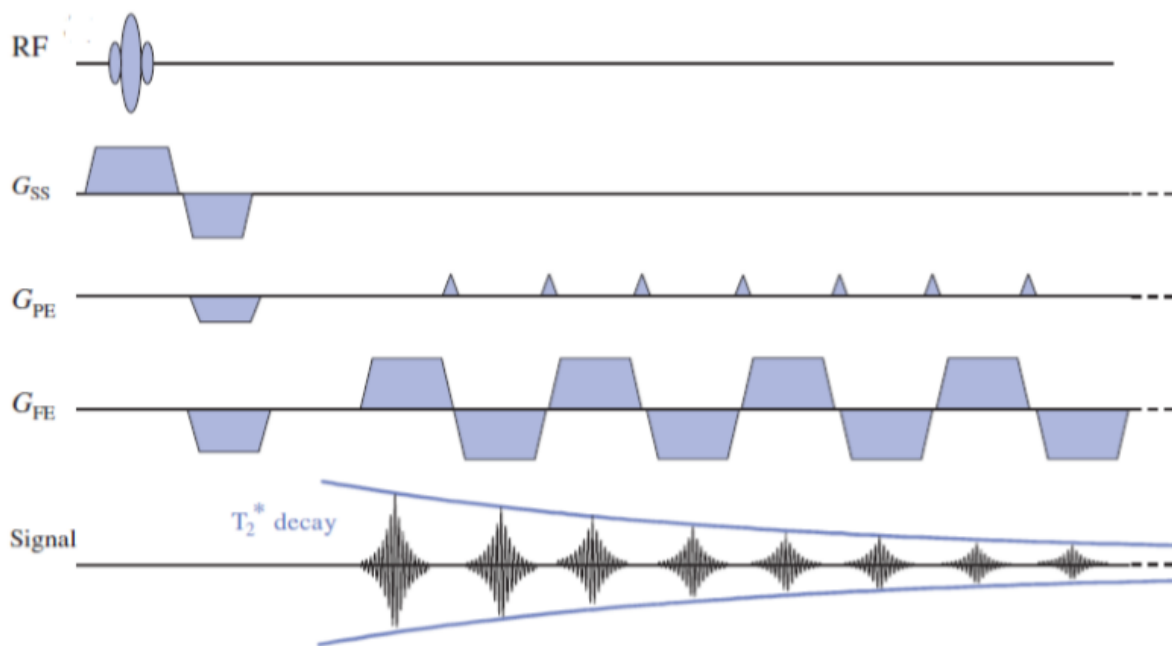


Εικόνα 28. α) Η ένταση του σήματος MR-αριθμός δυναμικών, διακρίνονται οι φάσεις λειτουργίας των νευρώνων και οι φάσεις ηρεμίας, β) περιοχή ενεργοποίησης στον οπτικό φλοιό, γ) Οπτικό ερέθισμα [1]

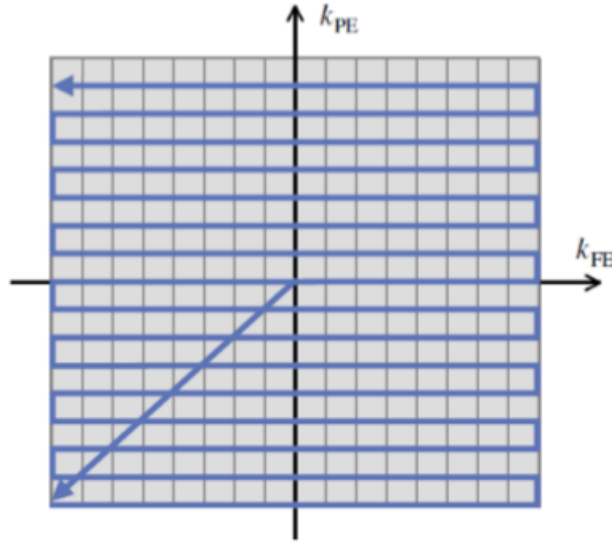
Στη λειτουργική μαγνητική απεικόνιση συνήθως χρησιμοποιούνται εικόνες με T_2^* προσανατολισμό. Σημαντικό ρόλο για την απεικόνιση περιοχών λειτουργικής ενεργοποίησης παίζει η παράμετρος T_E . Αν η παράμετρος T_E είναι πολύ μικρή τότε δε θα υπάρχει διαφορά σήματος μεταξύ των ενεργοποιημένων περιοχών και των

περιοχών σε κατάσταση ηρεμίας. Αντίθετα, αν η παράμετρος T_E είναι πολύ μεγάλη δε θα υπάρξει σήμα σε καμία από τις δύο καταστάσεις. Η μέγιστη διαφορά σήματος παρατηρείται όταν η παράμετρος T_E γίνει ίση με την τιμή T_2^* του απεικονιζόμενου ιστού. Η τιμή της T_E είναι συνήθως 30-40ms.

Λόγω του ότι τα φαινόμενα τύπου BOLD έχουν πολύ μικρή διάρκεια απαιτείται η χρήση πολύ γρήγορων ακολουθιών έτσι ώστε να μπορούν να ανιχνευθούν. Τέτοια ακολουθία είναι η Echo Planar Imaging (EPI) (Εικόνα 29), που στηρίζεται στην ακολουθία βαθμιδωτής ηχούς (gradient echo). Στην ακολουθία EPI όλες οι γραμμές του K-χώρου αποκτώνται σε χρονικό διάστημα ίσο με T_R σε αντίθεση με τις συμβατικές ακολουθίες όπου οι γραμμές του K-χώρου καταγράφονται σε κάθε βήμα κωδικοποίησης της φάσης. Αρχικά εφαρμόζεται ένα παλμός διέγερσης 90° σε συνδυασμό με το βαθμιδωτό πεδίο επιλογής τομής (G_s). Πριν το παλμό 180° τίθεται σε λειτουργία το βαθμιδωτό πεδίο κωδικοποίησης φάσης (G_p) και συχνότητας (G_f) που τοποθετούν τα spin στην άκρη του K-χώρου και στη συνέχεια εφαρμόζεται ταχεία αναστροφή αυτών των βαθμιδωτών πεδίων. Κάθε ταλάντωση του πεδίου κωδικοποίησης συχνότητας αντιστοιχεί σε μια συγκεκριμένη γραμμή του K-χώρου και κάθε αναστροφή του πεδίου κωδικοποίησης φάσης αντιστοιχεί σε μεταπήδηση από τη μια γραμμή στην επόμενη (Εικόνα 30).



Εικόνα 29. Ακολουθία Echo Planar Imaging (EPI), single shot (SS)



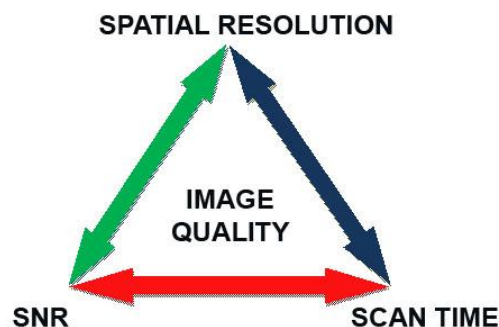
Εικόνα 30. Συμπλήρωση του K-χώρου σε EPI ακολουθία

Η διάρκεια των εξετάσεων με τις ακολουθίες EPI καθορίζεται από τον ρυθμό ενεργοποίησης (slew rate), δηλαδή από την ταχύτητα με την οποία τα βαθμιδωτά πεδία μπορούν τεθούν εντός και εκτός λειτουργίας. Έτσι μπορούν και λαμβάνονται εικόνες σε 20-100 ms. Με αυτή τη χρονική ανάλυση ελαχιστοποιούνται τα τεχνικά σφάλματα κίνησης, αλλά αυξάνονται τα artifacts της εικόνας που θα αναλυθούν σε επόμενο κεφάλαιο.

Η λειτουργική μαγνητική απεικόνιση πέρα από την απαίτηση γρήγορων ακολουθιών απαιτεί και εξειδικευμένες μονάδες λειτουργίας, οι οποίες να μπορούν να εφαρμόσουν τις γρήγορες ακολουθίες αλλά και να ανιχνεύσουν το πολύ μικρό σήμα BOLD αξιόπιστα και με επαναληψιμότητα. Τέλος, είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι χρειάζονται εξειδικευμένα βαθμιδωτά πηνία τα οποία να μπορούν να αλλάζουν την πολικότητα τους γρήγορα και με μεγάλη ακρίβεια, περιορίζοντας όμως την ένταση τους λόγω περίπτωσης δημιουργίας ρευμάτων επαγωγής στο ανθρώπινο σώμα προκαλώντας παρενέργειες, όπως π.χ. την αύξηση της θερμοκρασίας.

Πρωτόκολλα Διασφάλισης Ποιότητας

Η ποιότητα εικόνας σε όλες τις απεικονιστικές μεθόδους, όπως και στη μαγνητική τομογραφία, είναι το βασικότερο στοιχείο που πρέπει να αξιολογείται και να βελτιστοποιείται σε σχέση με την ιατρική πληροφορία που επιθυμείται να εξαχθεί από μία εικόνα. Οι εικόνες MRI είναι ψηφιακές εικόνες και γι' αυτό το λόγο η ποιότητά τους εξαρτάται από πολλές παραμέτρους όπως, η αντίθεση, η χωρική διακριτική ικανότητα, ο χρόνος εξέτασης κτλ. Ο πιο θεμελιώδης παράγοντας ποιότητας της εικόνας στο MRI είναι ο σηματοθορυβικός λόγος SNR (Signal-to-Noise-Ratio) ο οποίος εξαρτάται από τον διαθέσιμο εξοπλισμό (hardware), από το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 , από τα πηνία ραδιοσυχνοτήτων (PΣ), από τους χρόνους αποκατάστασης των ιστών, από την επιλογή των παραμέτρων των ακολουθιών, ακόμα και από την μέθοδο συμπλήρωσης του K-χώρου. Το μειονέκτημα της Μαγνητικής Τομογραφίας είναι ότι οι χρόνοι εξέτασης δεν είναι αμελητέοι, πράγμα που ευνοεί τη δημιουργία ψευδοδομών (artifacts). Επίσης όπως υποδηλώνει το παρακάτω σχήμα πολλές φορές η βελτίωση ενός παράγοντα ποιότητας της MT συμβαίνει σε βάρος κάποιου άλλου.

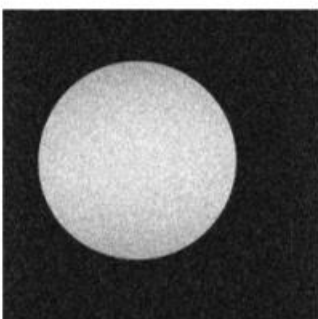


Εικόνα 31. Το τρίγωνο MRI: καλύτερη ποιότητα εικόνας σημαίνει μεγαλύτερο SNR το οποίο θα πει αύξηση του χρόνου εξέτασης. Άλλος τρόπος αύξησης του SNR, με σταθερό χρόνο εξέτασης, είναι η επιλογή στένωσης της τομής ή αύξησης του μεγέθους του voxel πράγμα που θα πει μείωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας. Για να βελτιωθεί λοιπόν ένας παράγοντας από τους παραπάνω συμβαίνει εις βάρος κάποιου άλλου.

3.1 Απεικονιστικά προβλήματα στη λειτουργική μαγνητική απεικόνιση

Οι περισσότερες εξετάσεις fMRI βασίζονται στην αντίθεση του σήματος BOLD το οποίο είναι ένα μικρό κλάσμα (μικρό ποσοστό ~3-7%) του συνολικού σήματος που ανιχνεύεται από τους ιστούς. Επίσης οι fMRI εξετάσεις εμφανίζουν υψηλό θόρυβο και διαφόρων ειδών artifacts τα οποία εμφανίζονται λόγω της χρήσης των γρήγορων ακολουθιών (EPI). Τα προβλήματα που εμφανίζονται στις απαιτητικές αυτές εξετάσεις είναι[22]:

1. Θερμικός Θόρυβος



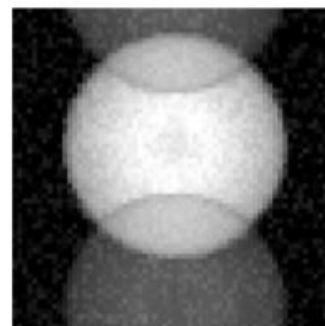
Ο θερμικός θόρυβος παράγεται από το ανθρώπινο σώμα ως συνέπεια της θερμικής κίνησης που όλα τα σώματα διαθέτουν όταν $T > 0 \text{ } ^\circ K$, και από τα ενεργοποιημένα ηλεκτρονικά συστήματα (π.χ. transistors) του MRI, τα οποία επηρεάζουν τους παραγόμενους παλμούς ραδιοσυχνότητας, προσδίδοντάς τους διακυμάνσεις, που με την σειρά τους επηρεάζουν την διέγερση των ιστών του εξεταζόμενου.

2. Artifacts λόγω αναπνοής και καρδιακής λειτουργίας

Οι καρδιακοί παλμοί και οι αλλαγές στην αναπνοή επηρεάζουν την ροή του αίματος και της οξυγόνωσης. Αυτοί οι παράγοντες δημιουργούν artifacts υψηλών συχνοτήτων και επηρεάζουν το BOLD σήμα (θόρυβος φυσιολογίας - physiological noise)

3. N/2 Ghost Artifact

Οι ακολουθίες EPI «υποφέρουν» από τα ghost artifacts στη διεύθυνση κωδικοποίησης της φάσης. Την ώρα της δειγματοληψίας, τα δεδομένα του K-χώρου αποθηκεύονται από την γρήγορη εναλλαγή της πολικότητας των βαθμιδωτών πεδίων. Η λειτουργία των βαθμιδωτών πεδίων είναι ασυμμετρική, δηλαδή η ενεργοποίηση του ενός μπορεί να καθυστερεί από την ενεργοποίηση του άλλου και αυτό έχει σαν συνέπεια την δημιουργία ενός ‘φαντάσματος’, μετατοπισμένο κατά ένα FOV (Field-of-View), γνωστό και ως Nyquist ή N/2 ghost.



4. Κίνηση αντικειμένου-ασθενούς

Η κίνηση του αντικειμένου-ασθενούς είναι η κυριότερη πηγή από μια σειρά από artifacts. Ακόμα και η πιο μικρή κίνηση, της τάξης του μισού voxel, μπορεί να καταστήσει τα δεδομένα που συλλέγονται άχρηστα. Για τον λόγο αυτό θα πρέπει να ακινητοποιούνται καλά τα αντικείμενα που εξετάζονται ή να συμβουλευούνται οι ασθενείς να μένουν ακίνητοι κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

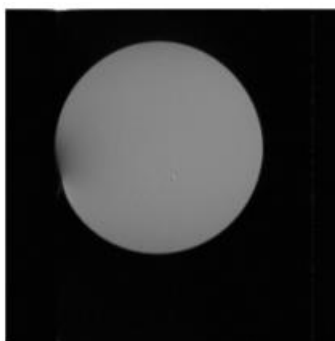
5. Αρτηρίες

Μεγάλες αρτηρίες που παρέχουν στον εγκέφαλο μεγάλες ποσότητες αίματος, μπορεί να δημιουργήσουν αιμοδυναμικά σήματα τα οποία δεν μπορούν να διαχωριστούν εύκολα από τις αιμοδυναμικές αποκρίσεις σχετιζόμενων των νευρονικών σημάτων. Το πρόβλημα αυτό δεν αντιμετωπίζεται εύκολα και συνεπώς θα πρέπει να δίνεται προσοχή στις περιοχές ενεργοποίησης του εγκεφάλου κοντά σε μεγάλες αρτηρίες.

6. Ολίσθηση μηχανήματος (Scanner Drift)

Η ολίσθηση (drift) δημιουργείται πιθανότατα από την μικρή αστάθεια των βαθμιδωτών πεδίων που μπορεί να δημιουργήσει αργές αλλαγές στις εντάσεις των σημάτων στα voxel. Παρ' όλο του ότι ο μαγνήτης έχει μεγάλα υπεραγώγιμα πηνία για να διατηρήσει το μαγνητικό του πεδίο, η σταθερότητά του μερικές φορές και σε κάποια σημεία χάνεται.

7. Artifacts λόγω μαγνητικής επιδεκτικότητας



Οι ακολουθίες EPI είναι πολύ ευαίσθητες στις αλλαγές της μαγνητικής επιδεκτικότητας. Σαν συνέπεια το σήμα στις περιοχές κοντά στις κοιλότητες και στη βάση των εγκεφάλων μπορεί να χάνεται. Αυτό συμβαίνει και στα όρια των διεπιφανειών των phantoms (νερό-πλαστικό) όπου οι μαγνητικές ιδιότητες των δύο υλικών αλλάζουν.

Διαπιστώνεται λοιπόν από τα παραπάνω ότι η ποιότητα της εικόνας μπορεί να επηρεαστεί από πολλούς διαφορετικούς παράγοντες, από τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία της εικόνας καθώς και από τεχνικής άποψης (δυσλειτουργίες του εξοπλισμού). Πολλά από τα σφάλματα μπορούν να διακρίνονται εύκολα, άλλα σφάλματα όμως που βασίζονται σε δυσλειτουργίες του εξοπλισμού (π.χ. πηνία ΡΣ, βαθμιδωτά πηνία) μπορεί να μην φαίνονται ξεκάθαρα και να γίνεται λάθος ερμηνεία των εικόνων. Για το λόγο αυτό πρέπει να αναπτύσσονται και να εκτελούνται συνεχώς πρωτόκολλα διασφάλισης ποιότητας και ελέγχου της σωστής λειτουργίας του απεικονιστικού συστήματος.

3.2 Πρωτόκολλα διασφάλισης ποιότητας

Τα πρωτόκολλα διασφάλισης ποιότητας που πρέπει να τηρούνται αφορούν τόσο την ασφάλεια του ασθενούς και των εργαζομένων καθώς και την καλή λειτουργία του απεικονιστικού συστήματος. Στην εργασία αυτή μελετώνται τα πρωτόκολλα διασφάλισης της ποιότητας των ακολουθιών fMRI σε ένα σύστημα απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού.

Ένα πρωτόκολλο διασφάλισης ποιότητας εκτελείται με τη βοήθεια ειδικών ομοιωμάτων (phantoms), τα οποία έχουν δομές τέτοιες ώστε οι μετρήσεις και οι επεξεργασίες των δεδομένων να είναι όσο το δυνατόν πιο εύκολες και γρήγορες. Οι έλεγχοι που εκτελούνται σε ένα πρωτόκολλο εξάγουν κάποιους δείκτες που βοηθούν στην αξιολόγηση του συστήματος. Ανάλογα με τον δείκτη που μετριέται σε ένα απεικονιστικό σύστημα, χρησιμοποιείται και το ανάλογο ομοίωμα, όπως π.χ. αν επιθυμείται η μέτρηση της γεωμετρικής παραμόρφωσης ή της ομοιογένειας του στατικού μαγνητικού πεδίου, θα χρησιμοποιηθούν ομοιώματα που θα περιέχουν δομές διαφορετικών υλικών ή μια ομοιογενής περιοχή αντίστοιχα. Στην περίπτωση της λειτουργικής μαγνητικής απεικόνισης χρησιμοποιείται ομοίωμα το οποίο είναι περίπου ίσο με το μέγεθος του εγκεφάλου και αποτελείται από διάλυμα που έχει σύσταση τέτοια ώστε να προσομοιάζει την σύσταση και τους χρόνους αποκατάστασης του εγκεφάλου, όπως π.χ. το νερό.

Για τη λειτουργική μαγνητική τομογραφία τα σημαντικότερα και συνηθέστερα πρωτόκολλα είναι το πρωτόκολλο που προτείνει το FBIRN (Functional Bioinformatics Research Network) και το πρωτόκολλο που προτείνει το American Association of Physics in Medicine. Το FBIRN προτείνει ένα πρωτόκολλο το οποίο έχει εφαρμοστεί για πολλά χρόνια και έχει χρησιμοποιηθεί σε

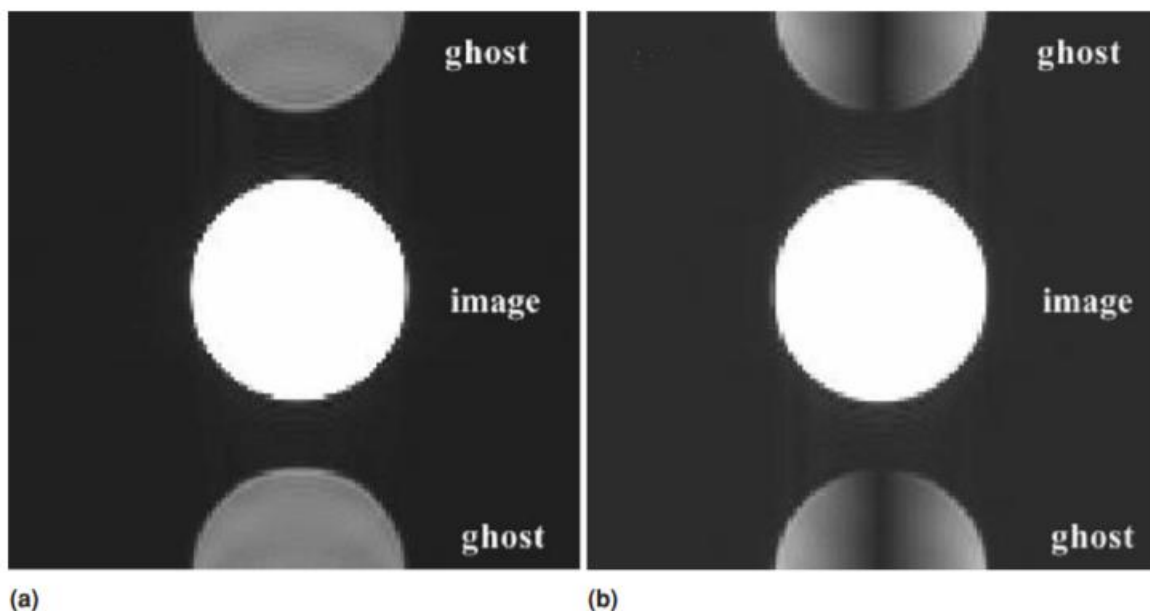
ένα μεγάλο αριθμό ερευνών επάνω στη λειτουργική απεικόνιση και είναι το πρωτόκολλο που προτείνεται από τα μεγαλύτερα ερευνητικά κέντρα και πανεπιστήμια της Αμερικής. Το πρωτόκολλο της AAPM είναι ακόμα ένα διαδεδομένο πρωτόκολλο που θα χρησιμοποιηθεί στην παρούσα εργασία, αλλά είναι γενικής χρήσης και όχι εξειδικευμένο στη λειτουργική μαγνητική απεικόνιση. Για αυτό παρόλο που περιέχει μεθόδους διασφάλισης ποιότητας των εξετάσεων fMRI, παραπέμπει στο πρωτόκολλο FBIRN για ενδελεχέστερη ανάλυση.

Πρωτόκολλο AAPM

Το πρωτόκολλο της AAPM 2010 [25], προτείνει τον υπολογισμό μερικών δεικτών για τις πολύ γρήγορες ακολουθίες (Ultrafast Imaging Tests), όπως είναι η EPI (Echo Planar Imaging) που χρησιμοποιείται στη λειτουργική απεικόνιση. Οι δείκτες που προτείνει είναι:

1. Ghosting Ratio

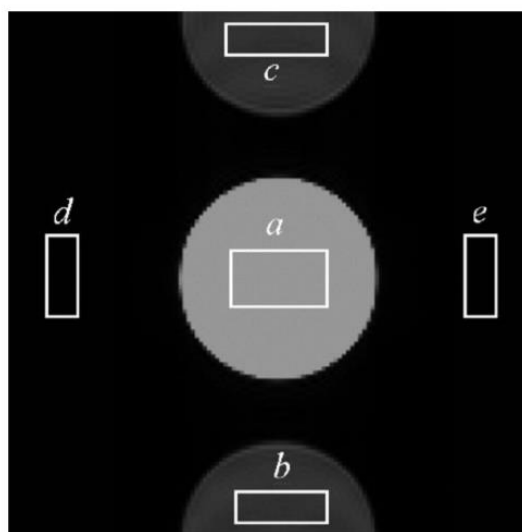
Τα πιο συνηθισμένα artifacts των EPI-single shot ακολουθιών είναι τα ghost artifacts (ή αλλιώς $N/2$ ή Nyquist ghosts) και προκαλούνται από την πολύ γρήγορη εναλλαγή της πολικότητας των βαθμιδωτών πεδίων κωδικοποίησης της φάσης. Το πηνίο που είναι υπεύθυνο για την κωδικοποίηση της φάσης, όπως ειπώθηκε και στην παράγραφο του K-χώρου, αλλάζει συνεχώς πολικότητα σε όλη την διάρκεια μιας σάρωσης ώστε να γεμίσει ο K-χώρος. Η συλλογή των δεδομένων είναι τόσο γρήγορη που πλέον η αλλαγή καθίσταται «ασυνεπής» με αποτέλεσμα την εμφάνιση των ghost artifacts. Στη περίπτωση που το FOV (Field Of View) περιοριστεί στην υπό-εξεταζόμενη περιοχή τότε τα artifacts θα επικαλύψουν την περιοχή, «μολύνοντας» έτσι τα δεδομένα. Υπάρχουν δύο ειδών σφάλματα φάσης (ghosts), το πρώτο σφάλμα που αποκαλείται και μηδενικού βαθμού είναι χωρικά ανεξάρτητο και ομοιόμορφο και πηγάζει από τα επαγωγικά ρεύματα που δημιουργούνται από το μαγνητικό πεδίο B_0 (Εικόνα 32a). Το δεύτερο είδος σφάλματος της φάσης είναι το γραμμικό ή πρώτου βαθμού και πηγάζει από την χρονική καθυστέρηση των εναλλαγών της πολικότητας των βαθμιδωτών πεδίων (Εικόνα 32b). Τα σφάλματα αυτά είναι ιδιαίτερα εμφανή όταν μεγιστοποιείται η αντίθεση της εικόνας διότι σαν δομές είναι «αχνές».



Εικόνα 32. α) Μηδενικού βαθμού σφάλμα φάσης, β) πρώτου βαθμού σφάλμα φάσης

Τα $N/2$ ghosts μειώνονται στα περισσότερα συστήματα με την απόκτηση μιας σάρωσης αναφοράς (reference scan) πριν την πραγματική σάρωση της εικόνας, με απενεργοποιημένα τα δυναμικά κωδικοποίησης της φάσης.

Το μέσο ghosting ratio υπολογίζεται, μετρώντας την ένταση του σήματος στην περιοχή του $N/2$ ghost και διαιρώντας την με την ένταση του σήματος της αντίστοιχης περιοχής του phantom και διορθώνοντας με το υπόβαθρο.



Εικόνα 33. Μέτρηση του δείκτη ghosting ratio. Τα ROI b, c δίνουν το σήμα των ghosts και τα d, e δίνουν το σήμα του background (noise).

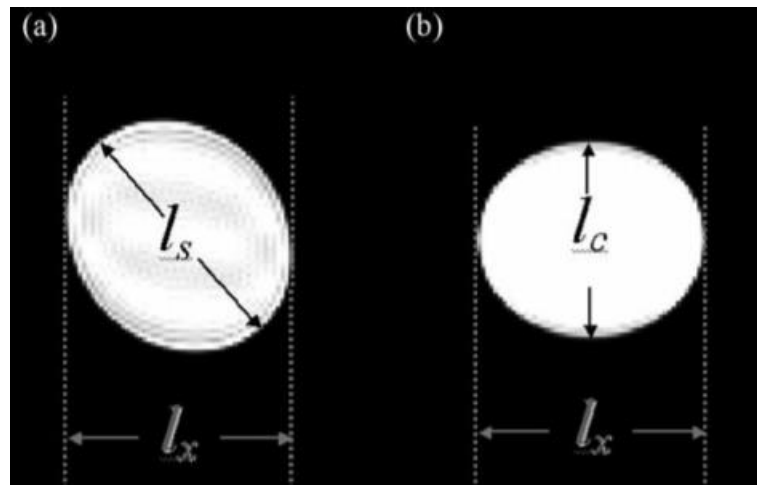
Το ghosting ratio δίνεται από το τύπο,

$$GR = \left| \frac{(\vec{S}_b + \vec{S}_c) - (\vec{S}_d + \vec{S}_e)}{2 \vec{S}_a} \right|$$

Ο δείκτης αυτός δεν θα πρέπει να ξεπερνάει το 3% για μία single shot EPI ακολουθία.

2. Γεωμετρική παραμόρφωση

Από τις εικόνες που υπολογίζεται το ghosting ratio μπορεί να υπολογιστεί και η γεωμετρική παραμόρφωση. Οι διαστάσεις που υπολογίζονται από μία εικόνα EPI ακολουθίας μπορούν να συγκριθούν με τις «πραγματικές» διαστάσεις του ομοιώματος και θα πρέπει να είναι μικρότερη του 3%. Οι παραμορφώσεις που θα μελετηθούν είναι η διατμητική παραμόρφωση (shear distortion) και η παραμόρφωση συμπίεσης/διαστολής (compression/dilation distortion).



Εικόνα 34. α) Μέτρηση διατμητικής παραμόρφωσης, β) Μέτρηση παραμόρφωσης συμπίεσης/διαστολής

Οι παραμορφώσεις υπολογίζονται από τους τύπους,

$$\frac{|l_s - l_x|}{l_x} \quad \text{Shear Distortion}$$

$$\frac{|l_c - l_x|}{l_x} \quad \text{Compression/Dilation Distortion}$$

3. Σταθερότητα της EPI

Οι single shot EPI ακολουθίες που χρησιμοποιούνται στη λειτουργική μαγνητική απεικόνιση είναι σημαντικό να παρέχουν σταθερό σήμα, ghost και βαθμό θορύβου για όλη την διάρκεια της ανάλυσης. Συνεπώς, είναι χρήσιμο να υπολογισθούν οι εντάσεις του σήματος, των ghosts και των ghosting ratio, ως συνάρτηση του χρόνου που θα πρέπει να είναι περίπου 10 λεπτά που είναι ανάλογο μιας πραγματικής εξέτασης fMRI. Ο συντελεστής διακύμανσης θα πρέπει να είναι γύρω στο 0.3% και το ποσοστό διακύμανσης του σήματος ανάμεσα στο 1% και 4%. Αυτοί οι δείκτες παράγονται και στο πρωτόκολλο FBIRN που θα αναλυθεί παρακάτω.

Πρωτόκολλο FBIRN (Functional Bioinformatics Research Network)

Βασικός σκοπός του πρωτοκόλλου FBIRN [27] είναι η ανάπτυξη εργαλείων και μεθόδων για την επίτευξη μεγάλης κλίμακας ερευνών με τη χρήση της λειτουργικής μαγνητικής απεικόνισης (fMRI), με κοινά κριτήρια και συγκρίσιμα αποτελέσματα. Στη έρευνα αυτή συμμετέχουν πανεπιστήμια και νοσοκομεία από τις Η.Π.Α. από ερευνητές πολλών κλάδων των επιστημών όπως, φυσικούς, γιατρούς, μηχανικούς και προγραμματιστές. Στο πρωτόκολλο αυτό ελέγχεται κυρίως η σταθερότητα της απόδοσης του απεικονιστικού συστήματος κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης (βραχυπρόθεσμη σταθερότητα) αλλά και κατά τη πάροδο του χρόνου (μακροπρόθεσμη σταθερότητα) μελετώντας δείκτες όπως, το SNR, το SFNR, η ολίσθηση του σήματος (Drift) κ.α. Οι ακολουθίες που χρησιμοποιούνται για την εφαρμογή του πρωτοκόλλου είναι οι EPI-single shot ακολουθίες, με τα αντίστοιχα πηνία εγκεφάλου, έτσι ώστε να ελέγχεται το απεικονιστικό σύστημα σε συνθήκες όμοιες με τις συνθήκες μιας εξέτασης fMRI. Τέλος το ομοίωμα που χρησιμοποιείται έχει σύσταση τέτοια ώστε να προσομοιάζει τους χρόνους T_1 και T_2 του εγκεφάλου.

Το πρωτόκολλο FBIRN βασίζεται στην ανάλυση 200 εικόνων (dynamic scans) οι οποίες προέρχονται από τα δυναμικά της κεντρικής τομής του ομοιώματος. Ένα δυναμικό λαμβάνεται μέσα σε χρόνο T_R και συνεπώς όταν γίνεται αναφοράς σε δυναμικές εικόνες, είναι εικόνες που λαμβάνονται με την πάροδο του χρόνου. Οι εικόνες και οι δείκτες που εξάγονται από το πρωτόκολλο που περιέχονται στο FBIRN περιγράφονται στη συνέχεια.

1. Εικόνα μέσης τιμής (Mean Image)

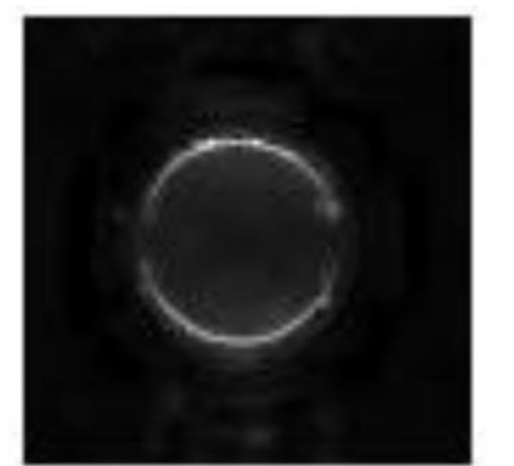
Είναι η εικόνα που δημιουργείται αν υπολογίζοντας τη μέση τιμή της έντασης σήματος των 200 δυναμικών για κάθε ογκοστοιχείο (voxel by voxel).



Εικόνα 35. Εικόνα μέσης τιμής σήματος των 200 δυναμικών της κεντρικής τομής.

2. Εικόνα περιοδικών διακυμάνσεων του θορύβου

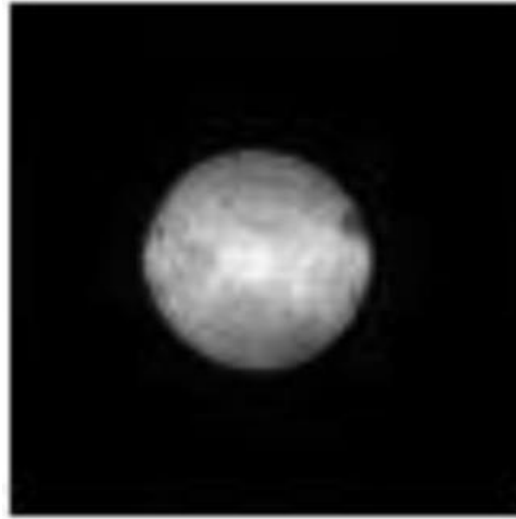
Για κάθε ογκοστοιχείο της εικόνας, βρίσκεται η γραμμή προσαρμογής-ευθεία ελαχίστων τετραγώνων (fit line , 2ου βαθμού πολυώνυμο) των εντάσεων του σήματος για όλα τα δυναμικά και αφαιρείται από κάθε τιμή της έντασης του ογκοστοιχείου. Η εικόνα των περιοδικών διακυμάνσεων του θορύβου κατασκευάζεται από την τυπική απόκλιση (SD) των υπολοίπων (residuals) της αφαίρεσης, για κάθε ογκοστοιχείο.



Εικόνα 36. Εικόνα περιοδικών διακυμάνσεων του θορύβου.

3. Εικόνα του λόγου Σήματος προς τις Διακυμάνσεις Θορύβου

Η εικόνα του λόγου σήματος προς τις διακυμάνσεις του θορύβου (SFNR Image) παράγεται με την διαίρεση της εικόνας μέσης τιμής σήματος (Mean Signal Image) προς την εικόνα των περιοδικών διακυμάνσεων του θορύβου (Temporal Fluctuation Noise Image), για κάθε ογκοστοιχείο.



Εικόνα 37. Εικόνα λόγου σήματος προς τις διακυμάνσεις του θορύβου.

Ο δείκτης SFNR ορίζεται ως η μέση τιμή των εντάσεων των pixel της εικόνας SFNR σε ένα ROI 21×21 ογκοστοιχείων στο κέντρο της.

4. Εικόνα Στατικού Χωρικού Θορύβου

Η εικόνα στατικού χωρικού θορύβου (Spatial Noise Image) παράγεται από την αφαίρεση των ζυγών εικόνων (2,4,6,...) από τις περιττές εικόνες (1,3,5,...). Αυτό προκύπτει μετά από άθροιση των ζυγών εικόνων (SumEVEN) και των περιττών (SumODD) και έπειτα η αφαίρεση των δύο ($DIFF = \text{SumEVEN} - \text{SumODD}$) δίνει την εικόνα στατικού χωρικού θορύβου. Αν δεν υπάρχει κάποια διαφορά στην ένταση των εικόνων (άρτιων – περιττών) ή στην γεωμετρία των απεικονιζόμενων δομών του, τότε αναμένεται η εικόνα στατικού χωρικού θορύβου να μην παρουσιάζει κάποια δομή. Η διακύμανση αυτής της εικόνας είναι ένα μέτρο του εσωτερικού θορύβου του απεικονιστικού συστήματος.



Εικόνα 38. Εικόνα Στατικού χωρικού θορύβου.

Στην παραπάνω εικόνα διακρίνεται η δομή του ομοιώματος που σημαίνει ότι υπάρχει έντονος εσωτερικός θόρυβος στο απεικονιστικό σύστημα.

5. Λόγος Σήματος προς Θόρυβο (SNR)

Ο λόγος σήματος προς θόρυβο ορίζεται ως ο λόγος της μέσης τιμής του σήματος S σε μια κεντρική περιοχή ενδιαφέροντος ROI (Region of Interest) 21×21 voxels της εικόνας της μέσης τιμής του σήματος (Signal Image) προς τη τετραγωνική ρίζα της διακύμανσης V στο ίδιο ROI της εικόνας στατικού χωρικού θορύβου (Static Spatial Noise Image) διαιρεμένη με τον αριθμό των δυναμικών.

$$SNR = \frac{S}{\sqrt{V/200}}$$

Μικρές τιμές των δεικτών SNR και SFNR καθώς και διακυμάνσεις αυτών κατά την πάροδο του χρόνου, φανερώνουν προβλήματα κυρίως αστάθειας των βαθμιδωτών πηνίων (συνήθως αυτών που είναι υπεύθυνα για την κωδικοποίηση φάσης). Άλλες αιτίες κακών ή μη σταθερών δεικτών SNR και SFNR μπορεί να είναι το σύστημα μετάδοσης αλλά και λήψης των παλμών ΡΣ (ενισχυτές, πηνίο, κ.α.).

6. Ποσοστιαία διακύμανση και ολίσθηση σήματος

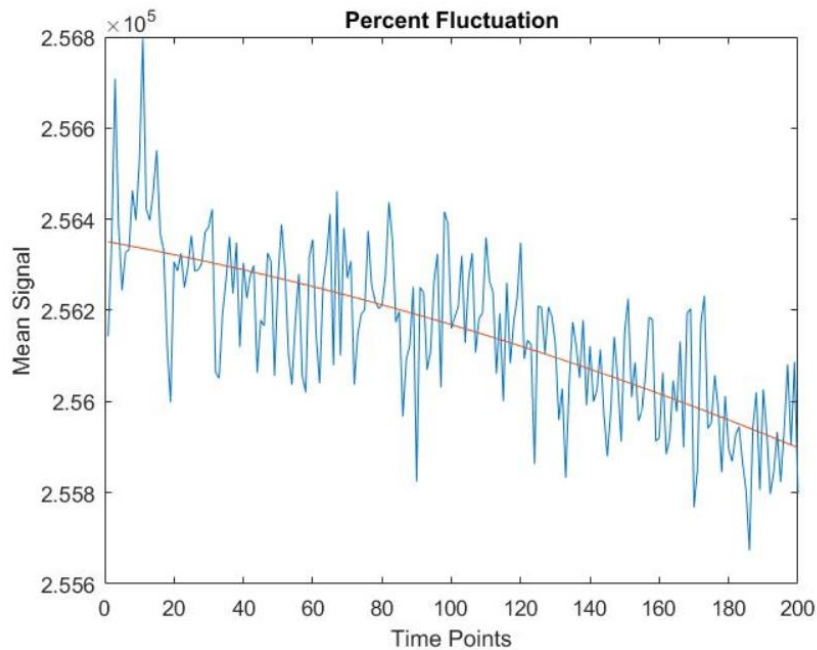
Για τον υπολογισμό της ποσοστιαίας διακύμανσης του θορύβου (Percent Fluctuation) και ολίσθησης του σήματος (Drift), παίρνονται οι μέσες εντάσεις

σήματος των 200 δυναμικών (χρονοσειρά-time series), σε ένα κεντρικό ROI 21×21 της μέσης εικόνας και υπολογίζεται η γραμμή προσαρμογής των δεδομένων αυτών χρησιμοποιώντας ένα δευτέρου βαθμού πολυώνυμο. Ο δείκτης της ποσοστιαίας διακύμανσης ορίζεται ως ο λόγος της τυπικής απόκλισης των υπολοίπων της αφαίρεσης των δεδομένων των 200 δυναμικών από την γραμμή προσαρμογής προς τη μέση τιμή του σήματος της εικόνας μέσης τιμής,

$$\text{Percent Fluctuation} = 100 \times \frac{SD}{S}$$

Η ολίσθηση σήματος υπολογίζεται από την διαφορά της μέγιστης τιμής της γραμμής προσαρμογής (linefitMAX) από την ελάχιστη τιμή της (linefitMIN) διαιρεμένη προς τη μέση τιμή του σήματος (S),

$$\text{Drift} = 100 \times \frac{\text{linefitMAX} - \text{linefitMIN}}{S}$$

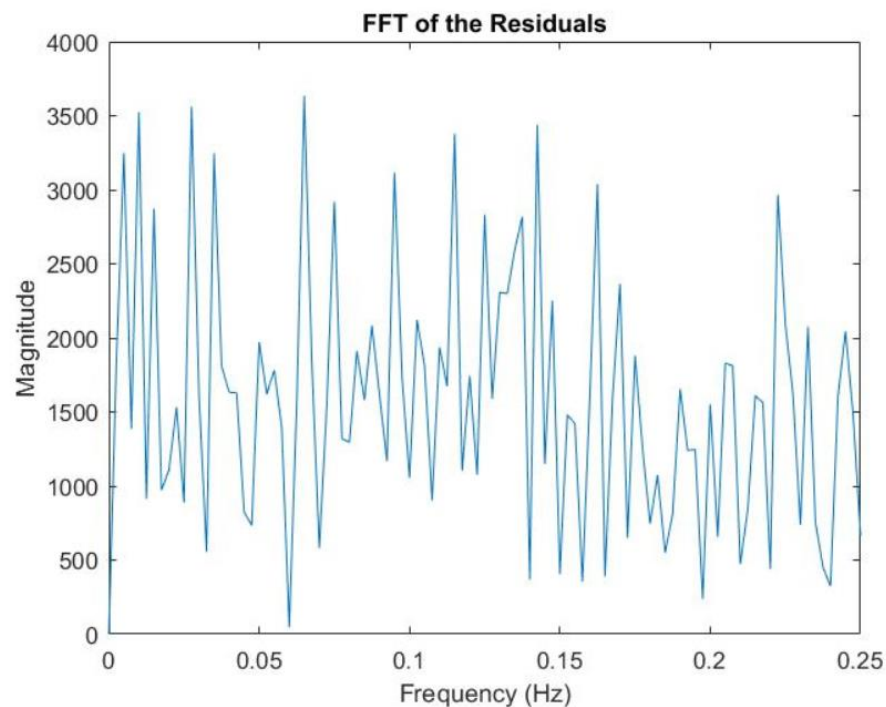


Εικόνα 39. Ποσοστιαία μεταβολή του σήματος των 200 δυναμικών.

Η μελέτη της χρονοσειράς αναδεικνύει προβλήματα αστάθειας (π.χ. μεγάλες μεταβολές σήματος για μικρό χρονικό διάστημα - spikes).

7. Ανάλυση Fourier των υπολοίπων (FFT of the residuals)

Αφού αφαιρεθούν τα δεδομένα της χρονοσειράς που υπολογίστηκαν προηγουμένως από τη γραμμή προσαρμογής, αναλύονται τα υπόλοιπα τους με την μέθοδο του γρήγορου μετασχηματισμού Fourier (Fast Fourier Transformation – FFT). Από την συγκεκριμένη ανάλυση αναζητούνται συχνότητες οι οποίες να ξεχωρίζουν μέσα στο σήμα που θα υποδηλώνουν ταλαντώσεις σήματος που θα οφείλονται σε περιοδικές ταλαντώσεις, ως προς την λειτουργία των διάφορων μονάδων του συστήματος (πηνία ΡΣ, σύστημα ψύξης κτλ.)



Εικόνα 40. Η ανάλυση Fourier των υπολοίπων

Για τον καθορισμό αν μια κορυφή στο φάσμα συχνοτήτων είναι στατιστικά σημαντική ή όχι, συγκρίνεται, με βάση τη μεθοδολογία, το πλάτος της κορυφής με τις 2 γειτονικές κορυφές.

-

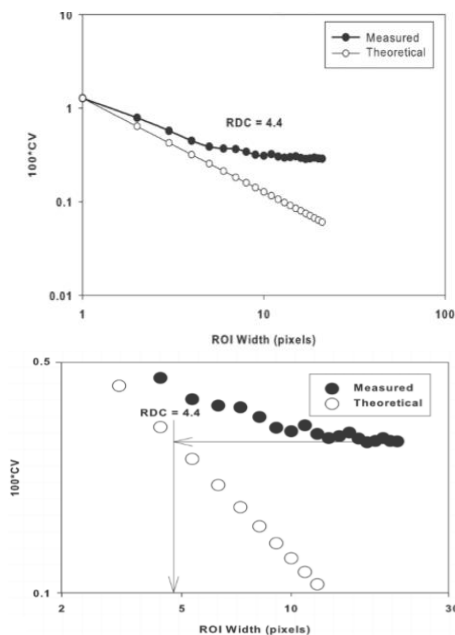
8. Ανάλυση Weisskoff

Η ανάλυση Weisskoff [28] που αναφέρεται και από το πρωτόκολλο της AAPM, δίνει ένα δείκτη εκτίμησης της σταθερότητας του συστήματος απεικόνισης. Υποθέτει ότι οι αστάθειες του συστήματος, προσδίδουν μια αύξηση στη συσχέτιση μεταξύ των ογκοστοιχείων, πιθανώς γιατί τέτοιες αστάθειες έχουν χαρακτηριστικά

μιας χαμηλής χωρικής συχνότητας (low spatial frequency). Αν δεν υπάρχουν αστάθειες, τότε το κάθε ογκοστοιχείο είναι (σχετικά) ανεξάρτητο από τα γειτονικά του (σε ένα ομοίωμα), και άρα ο συντελεστής μεταβλητότητας CV (η τυπική απόκλιση της χρονοσειράς προς την μέση τιμή της, Coefficient of Variation) για ένα ROI θα έπρεπε να φθίνει αντιστρόφως ανάλογα με την τετραγωνική ρίζα του αριθμού των ογκοστοιχείων μέσα στο ROI. Έτσι για ένα τετραγωνικό ROI που περιέχει $N \times N$ ογκοστοιχεία, η γραφική παράσταση του $\log CV$ συναρτήσει του $\log N$ θα έπρεπε να ακολουθεί μια φθίνουσα γραμμή. Στην πραγματικότητα, καθώς αυξάνεται το N , το CV τείνει προς μια σταθερή τιμή (πλατώ) και γίνεται ανεξάρτητο του N . Αυτό συμβαίνει λόγω των ασταθειών του συστήματος οι οποίες εισάγουν χαμηλής χωρικής συχνότητας συσχετίσεις και άρα η στατιστική ανεξαρτησία των ογκοστοιχείων χάνεται. Στο πρωτόκολλο αυτό εισάγεται ο δείκτης της ακτίνας αποσυσχέτισης RDC (Radius of Decorrelation), δηλαδή την τιμή του N που η στατιστική ανεξαρτησία χάνεται,

$$RDC = \frac{CV(1)}{CV(N_{max})}$$

,όπου το N_{max} είναι για $N=21$. Ο δείκτης RDC ουσιαστικά είναι το σημείο τομής της θεωρητικής καμπύλης του CV συναρτήσει του αριθμού των ογκοστοιχείων N με την επέκταση της πειραματικής καμπύλης από το σημείο N_{max} . Το RDC είναι ένα μέτρο του μεγέθους του ROI μετά το οποίο η στατιστική ανεξαρτησία των ογκοστοιχείων χάνεται.



Εικόνα 41. Η ανάλυση Weisskoff.

Στην πάνω εικόνα φαίνεται η θεωρητική ιδανική καμπύλη με άσπρο χρώμα και η πειραματική καμπύλη με μαύρο.

Στην κάτω εικόνα γίνεται εστίαση στο πλατώ και φαίνεται πως υπολογίζεται ο δείκτης RDC.

Πειραματική διάταξη και Ανάλυση δεδομένων

Στην ενότητα αυτή θα παρουσιαστούν οι μέθοδοι που ακολουθούνται και τα αποτελέσματα των αναλύσεων για την εκτίμηση της σταθερότητας της διάταξης μαγνητικού συντονισμού στον μαγνητικό τομογράφο του πανεπιστημιακού νοσοκομείου Ιωαννίνων (ΠΓΝΙ) όπως επίσης και όλων των διατάξεων και λογισμικών που χρησιμοποιήθηκαν για την παρούσα εργασία.

4.1 Διάταξη και λογισμικά

Το βασικότερο μέρος της διάταξης είναι ο υπερσύγχρονος μαγνητικός τομογράφος του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Ιωαννίνων, της εταιρίας Phillips τύπου Ingenia CX / Achieva dStream, ο οποίος εγκαταστάθηκε πρόσφατα με ένταση στατικού μαγνητικού πεδίου 3 T (Εικόνα 42). Το δεύτερο βασικότερο μέρος της διάταξης είναι τα πηνία – δέκτες των παλμών ραδιοσυχνότητας. Τα πηνία που χρησιμοποιήθηκαν ήταν [29] (Εικόνα 21),

- I. dS Head 32channel 3.0T coil
- II. dS HeadNeckSpine coil



Εικόνα 42. Ο μαγνητικός τομογράφος του ΠΓΝΙ.

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν πάνω σε ένα σφαιρικό ομοίωμα της Phillips, Assy Sphere 100 A (Εικόνα 43) διαμέτρου 10 cm με σύσταση [29],

- 99.6 – 99.96% νερό
- 0.02 – 0.37% θειϊκό οξύ
- 0.03 – 0.08% χαλκός(II) θειϊκό άλας



Εικόνα 43. Το σφαιρικό ομοίωμα της Phillips και δεξιά το μαξιλάρι στήριξης.

Για την σταθεροποίηση του ομοιώματος αλλά και για την τοποθέτηση του όσο καλύτερα γίνεται στο κέντρο του πηνίου χρησιμοποιήθηκε μαξιλάρι ακινητοποίησης.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί η λειτουργική μαγνητική απεικόνιση απαιτεί πολύ γρήγορες ακολουθίες, όπως είναι η Echo Planar Imaging (EPI). Έτσι λοιπόν και στην συγκεκριμένη εργασία χρησιμοποιήθηκε αυτή η ακολουθία με παραμέτρους,

Fast Imaging Mode	EPI
Shot Mode	Single Shot
T_E	30ms
T_R	2000ms
Dynamic Scans	200
Reconstruction Matrix	80
Reconstruction voxel size	2.75x2.75 mm ή 2.25x2.25 mm
FOV	220x220 mm ή 180x180
Slice Thickness	4mm
Slices	28
Slice Gap	1mm
Duration for a Single Scan	06:40.9

Για να γίνει η ανάλυση των δεδομένων, αναπτύχθηκε ένας κώδικας σε περιβάλλον MATLAB ο οποίος εξάγει τους δείκτες και τις εικόνες που απαιτούνται από τα δύο πρωτόκολλα που χρησιμοποιήθηκαν. Πέραν της χρήσης του κώδικα χρησιμοποιήθηκαν κι άλλα προγράμματα που βοήθησαν στη στατιστική ανάλυση των μετρήσεων, στην απεικόνιση των αρχείων DICOM αλλά και στη μετατροπή τους σε άλλους τύπους αρχείων που καθιστούσαν την επεξεργασία τους πιο εύκολη. Τα προγράμματα που χρησιμοποιήθηκαν είναι,

- RadiAnt DICOM Viewer
- MRICron
- MRICronGL
- ImageJ/Fiji
- MATLAB and Statistics Toolbox 2016b
- SPM 2018
- IBM SPSS Statistics 23.0

Η αξιολόγηση του απεικονιστικού συστήματος MRI έγινε σύμφωνα με τα πρωτόκολλα του FBIRN και της AAPM. Οι μετρήσεις αρχικά ήταν εβδομαδιαίες (δέκα εβδομάδες σύνολο) για την εκτίμηση της μακροπρόθεσμης σταθερότητας του συστήματος. Η εκτίμηση της βραχυπρόθεσμης σταθερότητας έγινε από ανάλυση δέκα μετρήσεων που πάρθηκαν σε μία μέρα και με ένα πηνίο. Τέλος, ελέγχθηκε η συμπεριφορά του συστήματος MRI με την χρήση διαφόρων άλλων παραμέτρων-εξαρτημάτων, που μπορούν δυνητικά να επηρεάσουν την λειτουργική απεικόνιση, με δέκα ημερήσιες μετρήσεις μεμονωμένα για κάθε παράμετρο. Οι παράμετροι αυτοί ήταν,

- Τα συνήθη φώτα του δωματίου (Lights on)
- Ο δυναμικός φωτισμός και ο βιντεοπροβολέας του συστήματος (Ambient Environment)
- Η οθόνη που δίνει οπτικό ερέθισμα στον εξεταζόμενο (υποστηρικτικό σύστημα λειτουργικής απεικόνισης SensaVue (Εικόνα 44))



Εικόνα 44. Υποστηρικτικό σύστημα λειτουργικής μαγνητικής απεικόνισης SensaVue

4.2 Αποτελέσματα έρευνας

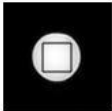
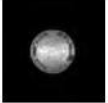
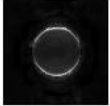
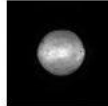
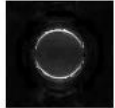
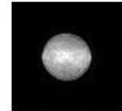
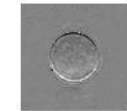
Παρακάτω θα παραθέτονται οι δείκτες και οι εικόνες που εξήχθησαν από τα πρωτόκολλα της AAPM και του FBIRN ανά κατηγορία μέτρησης (long term, short term, lights on κτλ.) ανά πηνίο που χρησιμοποιήθηκε και ανά επίπεδο.

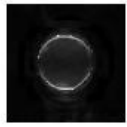
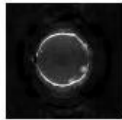
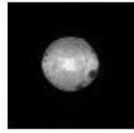
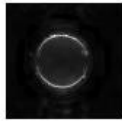
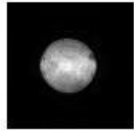
Μακροπρόθεσμη μεταβλητότητα – Long term variability

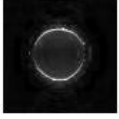
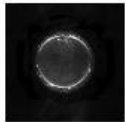
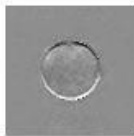
I. 32 channel πηνίο

- Εγκάρσιο Επίπεδο

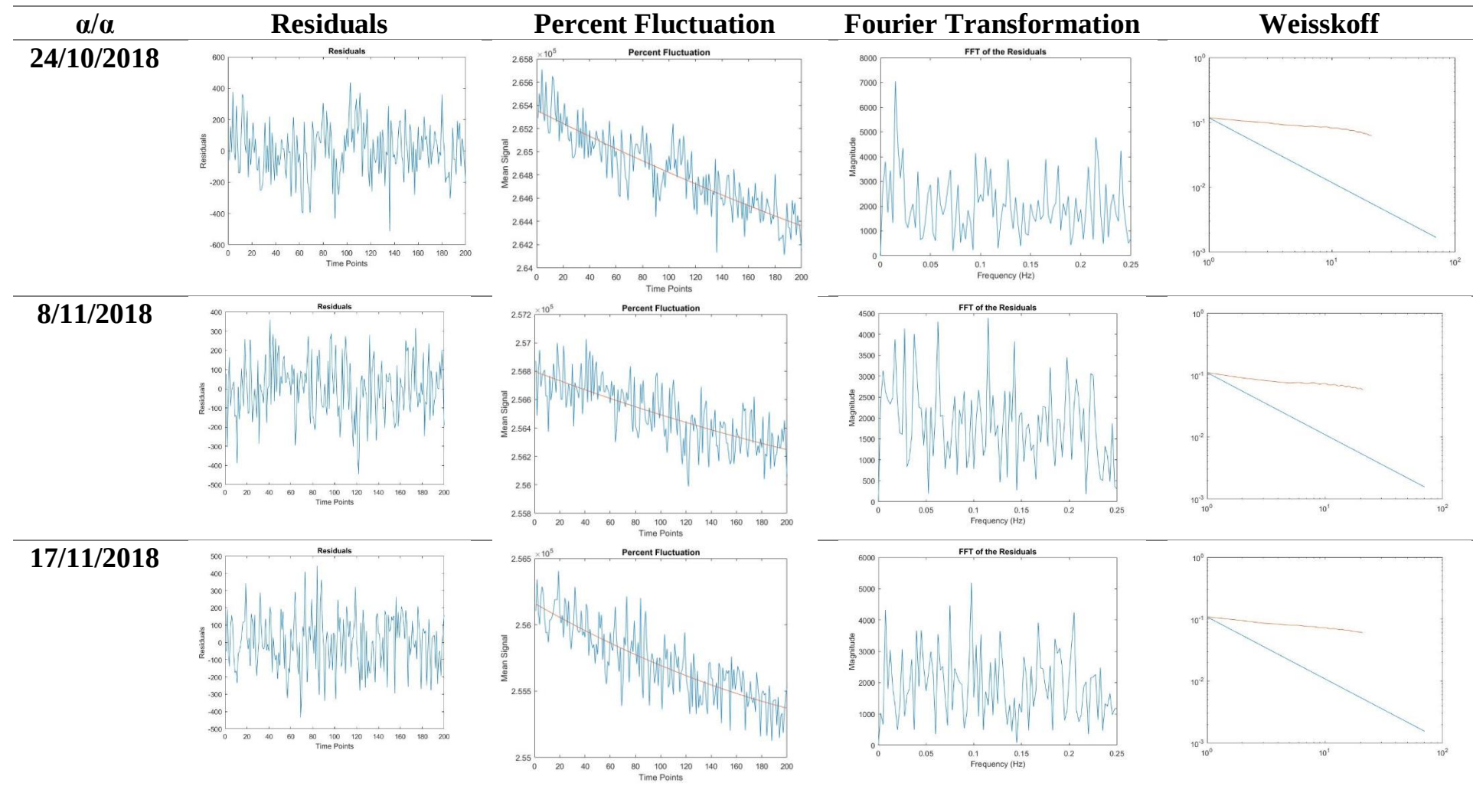
**Η τετραγωνική περιφέρεια στην πρώτη εικόνα μέσης τιμής δείχνει την περιοχή ενδιαφέροντος στην οποία πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις των δεικτών.*

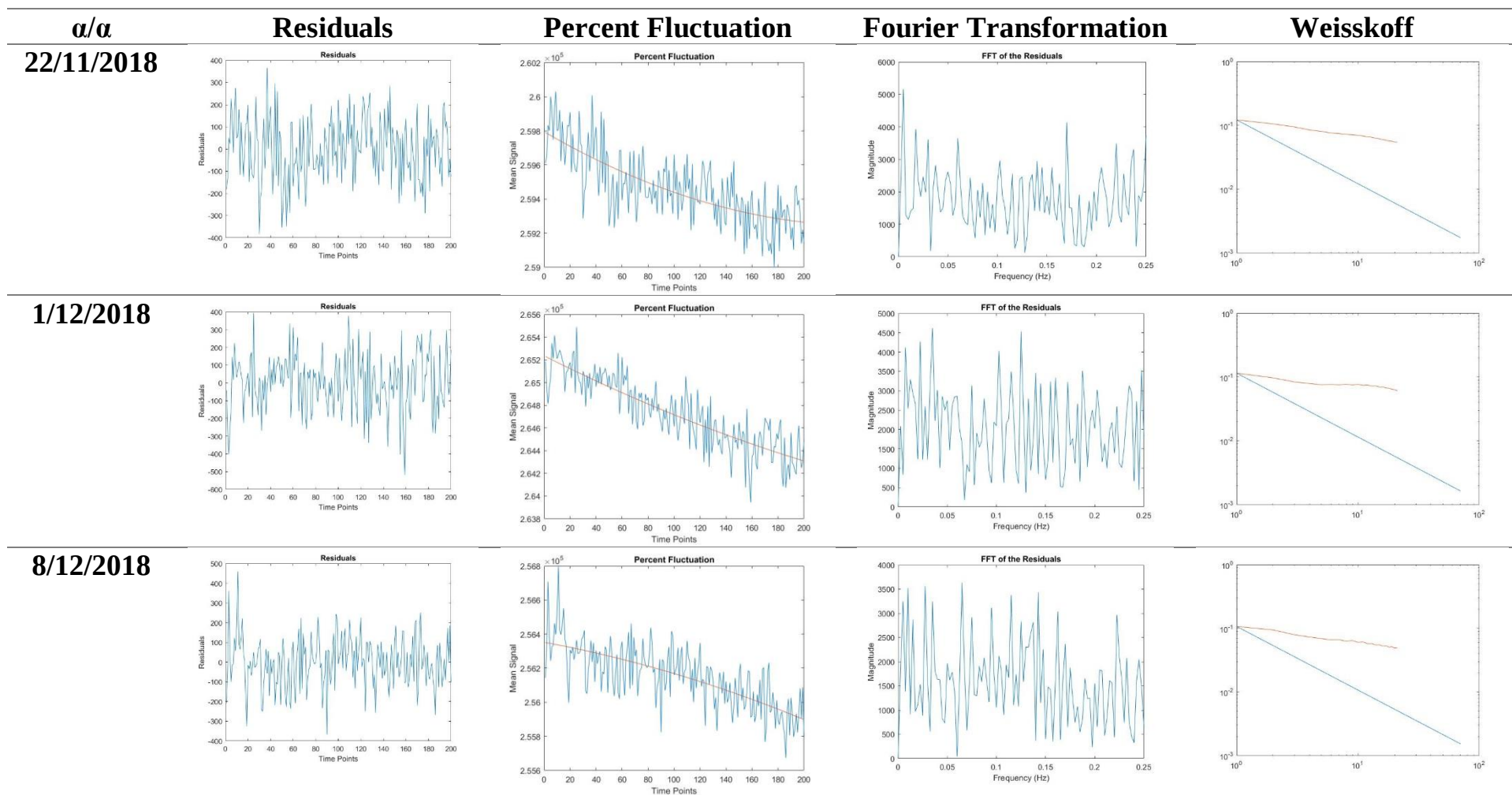
<i>α/α</i>	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
24/10/2018				
8/11/2018				
17/11/2018				

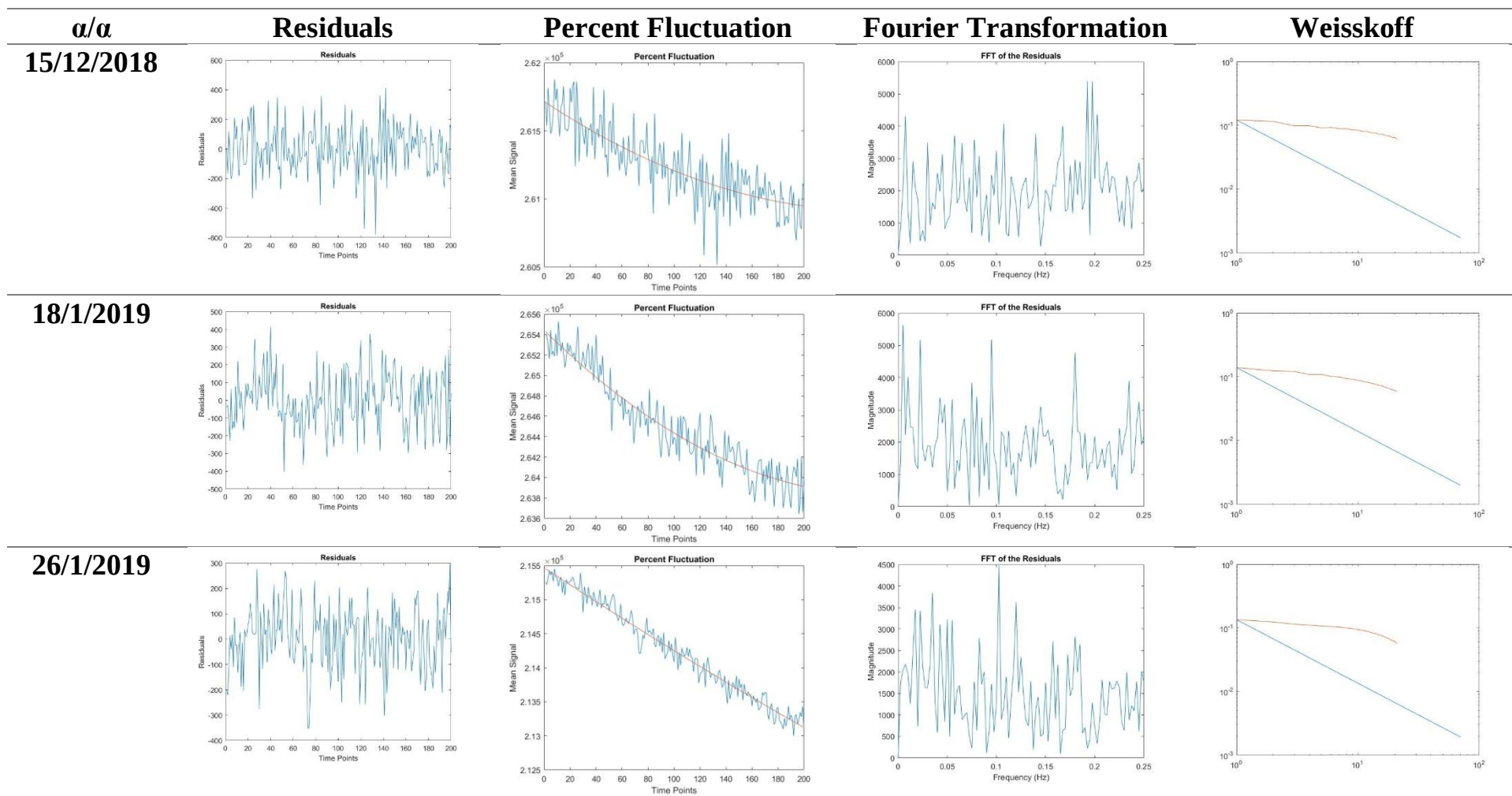
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
22/11/2018				
1/12/2018				
8/12/2018				

α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
15/12/2018				
18/1/2019				
26/1/2019				

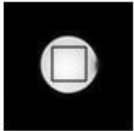
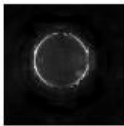
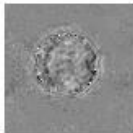
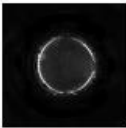
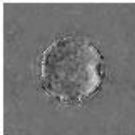
Στη συνέχεια παραθέτονται τα γραφήματα των αντίστοιχων διαφορών (Residuals), της ποσοστιαίας διακύμανσης (Percent Fluctuation), του μετασχηματισμού Fourier και της ανάλυσης Weisskoff.

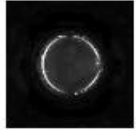
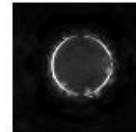
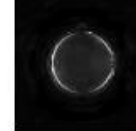


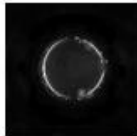
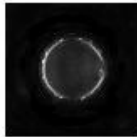
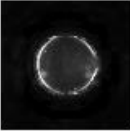
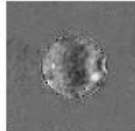




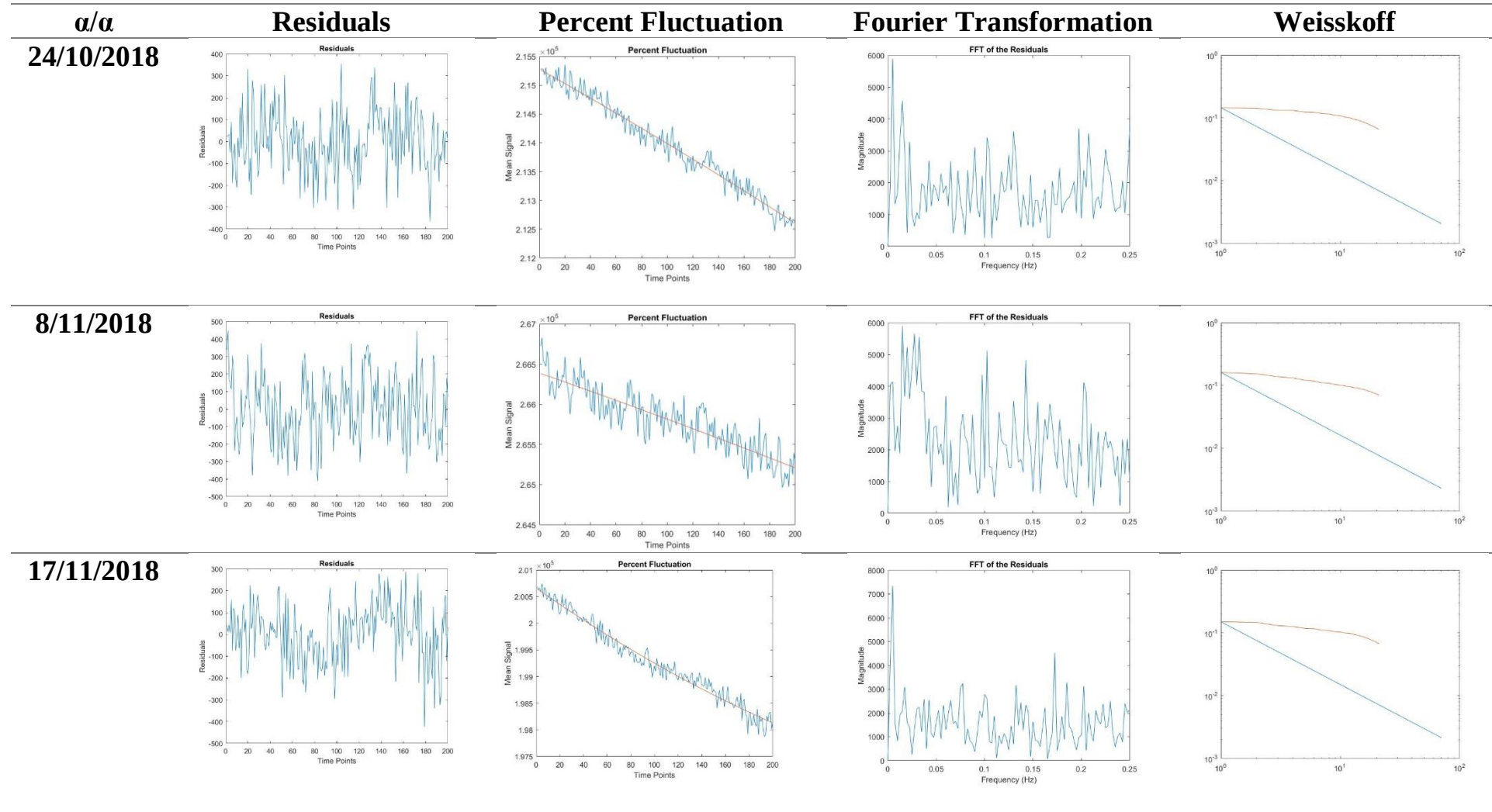
- Οβελιαίο Επίπεδο

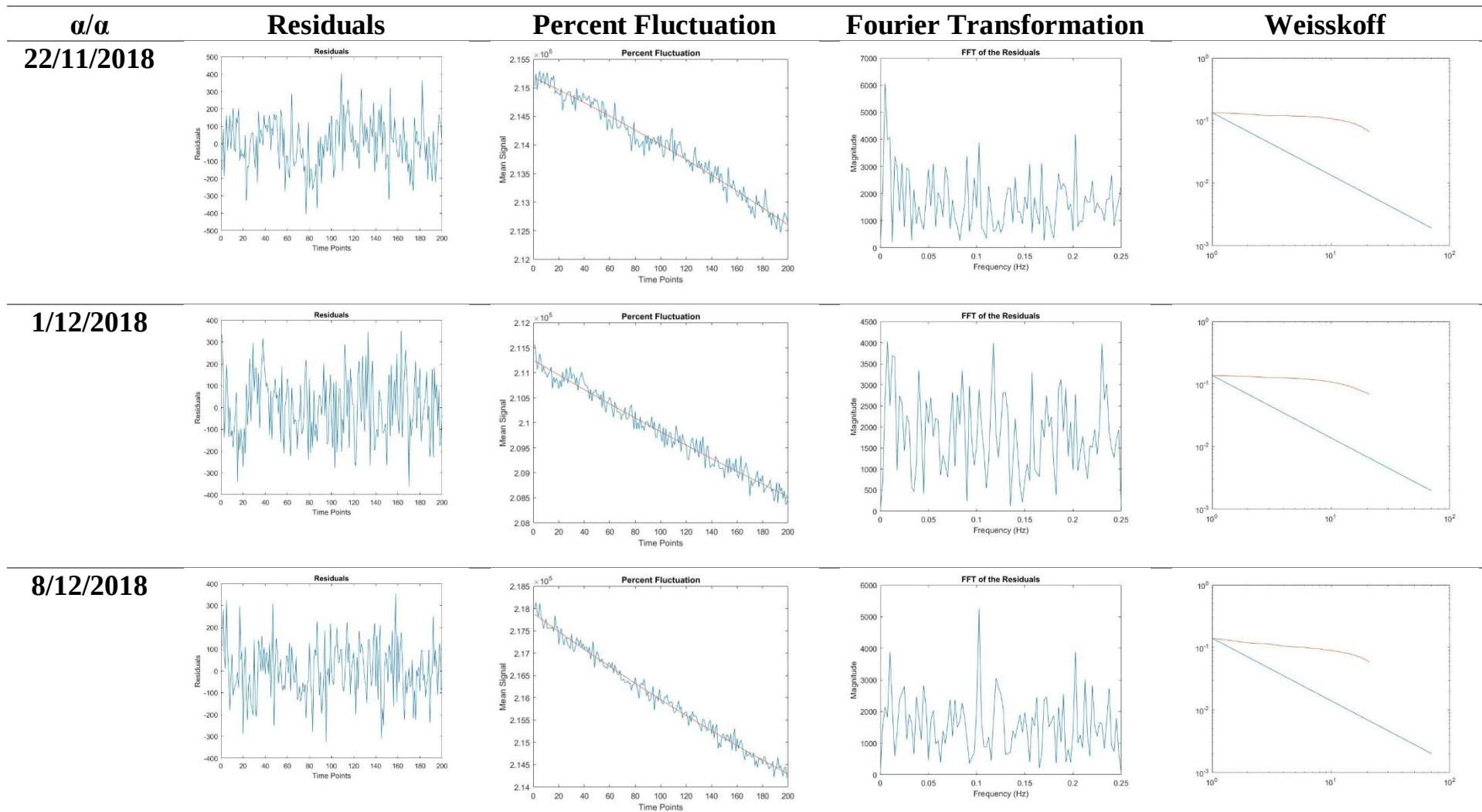
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
24/10/2018				
8/11/2018				
17/11/2018				

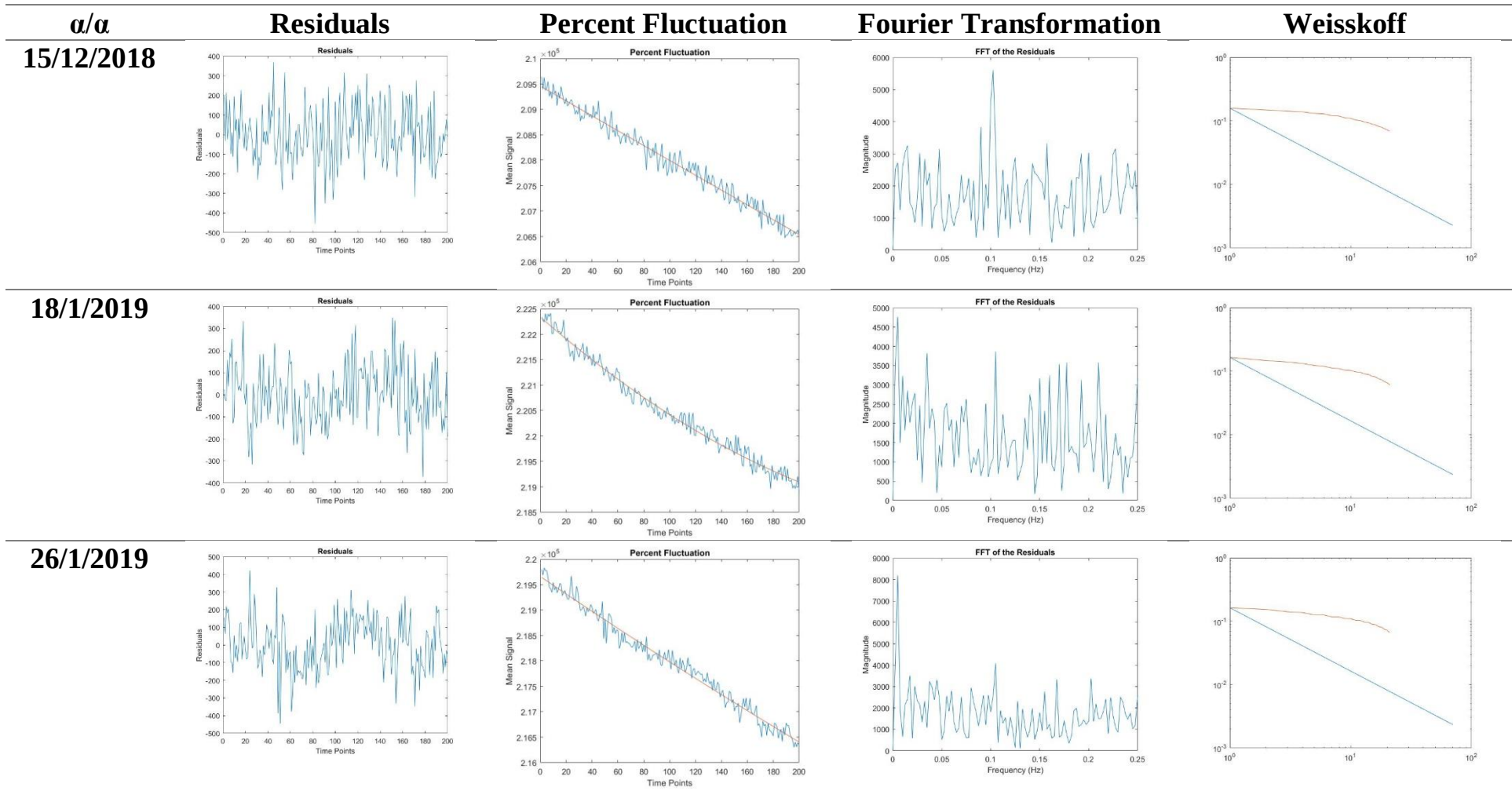
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
22/11/2018				
1/12/2018				
8/12/2018				

α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
15/12/2018				
18/1/2019				
26/1/2019				

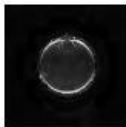
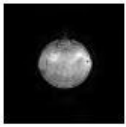
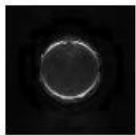
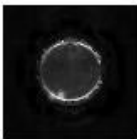
Τα αντίστοιχα γραφήματα,

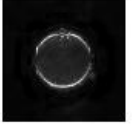
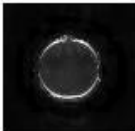
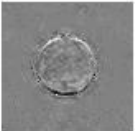
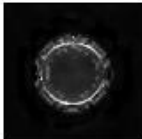
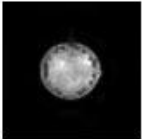
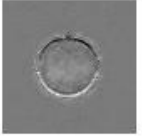


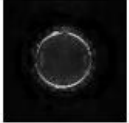
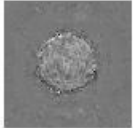
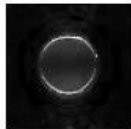
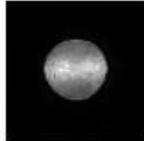
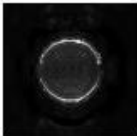
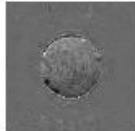




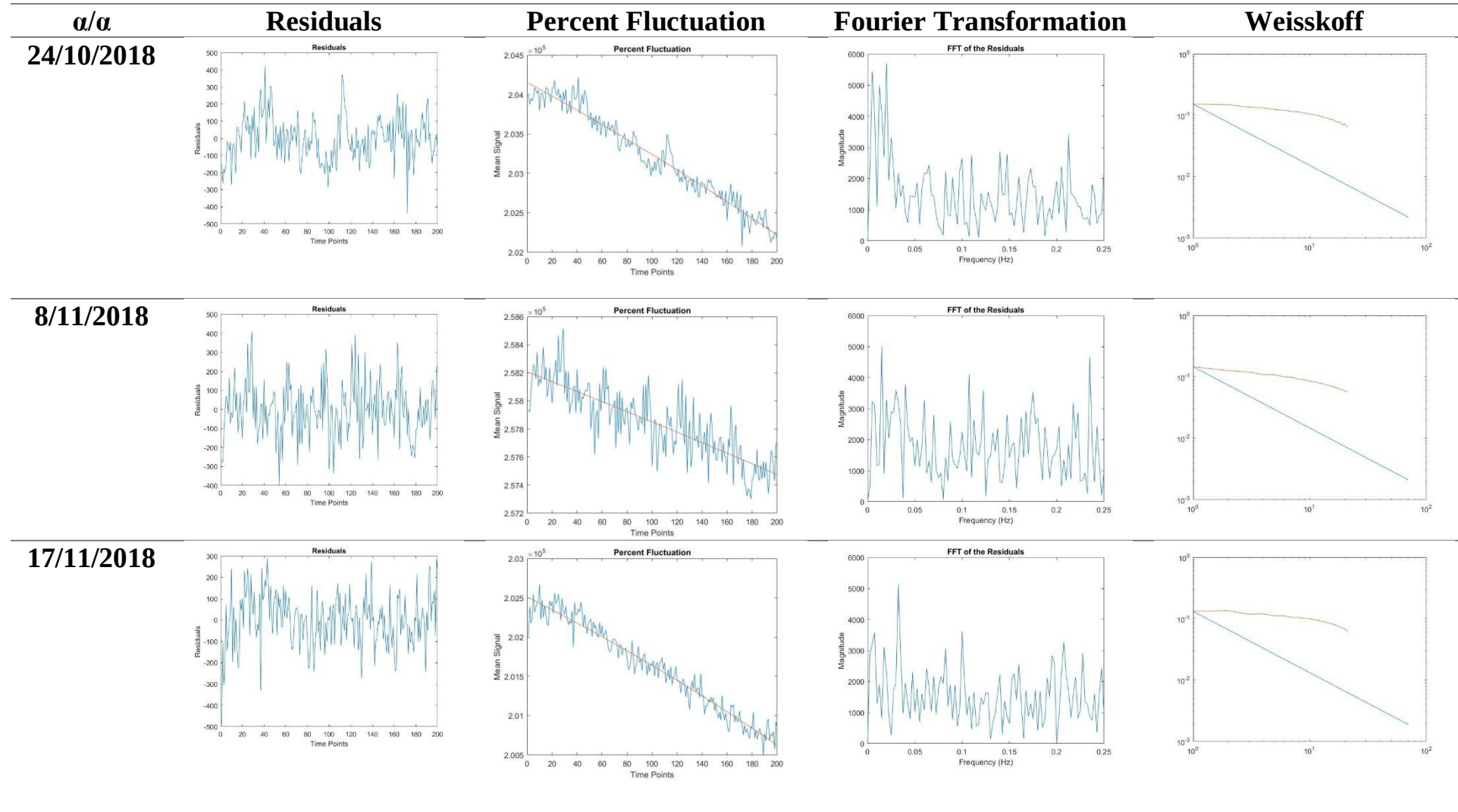
- Στεφανιαίο Επίπεδο

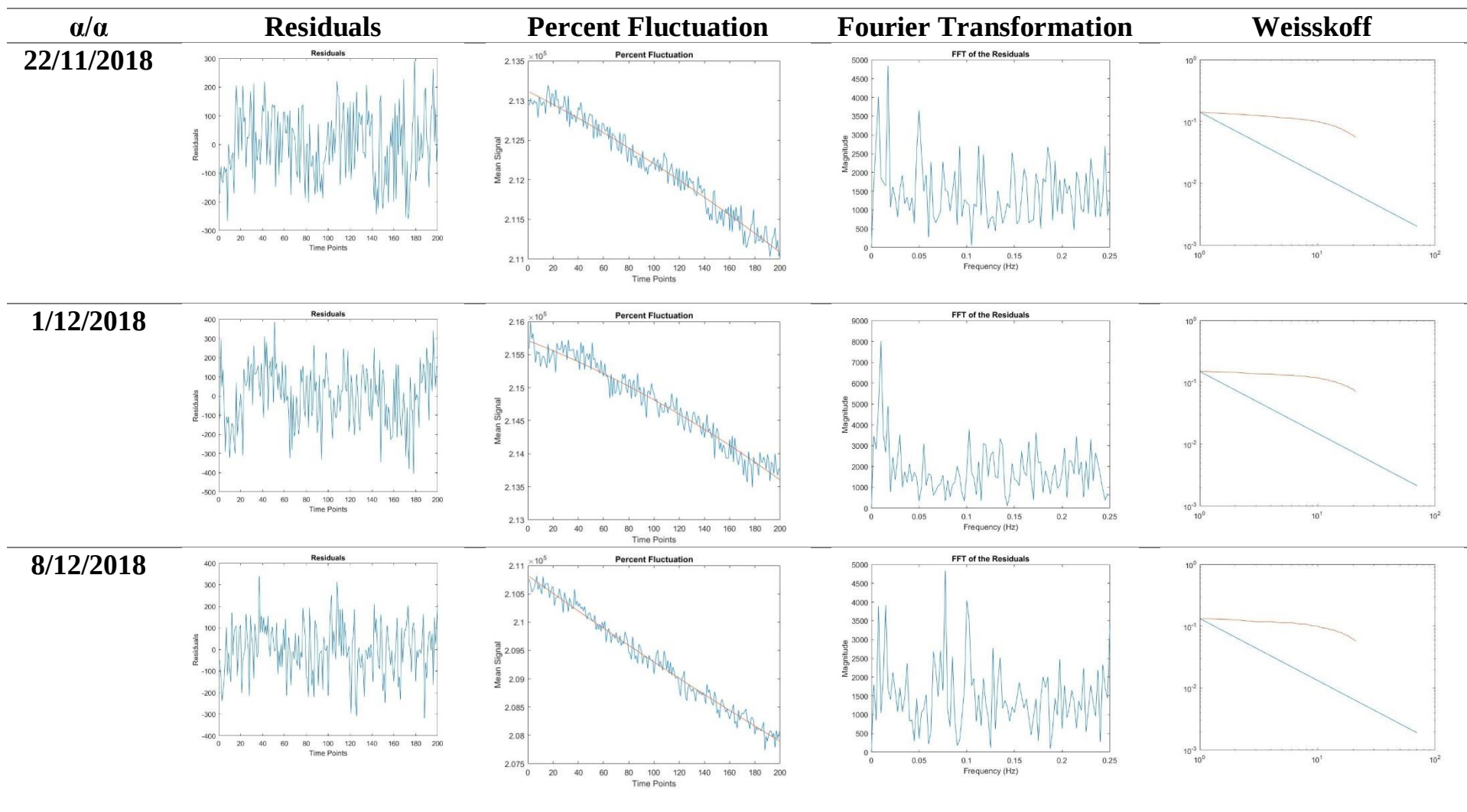
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
24/10/2018				
8/11/2018				
17/11/2018				

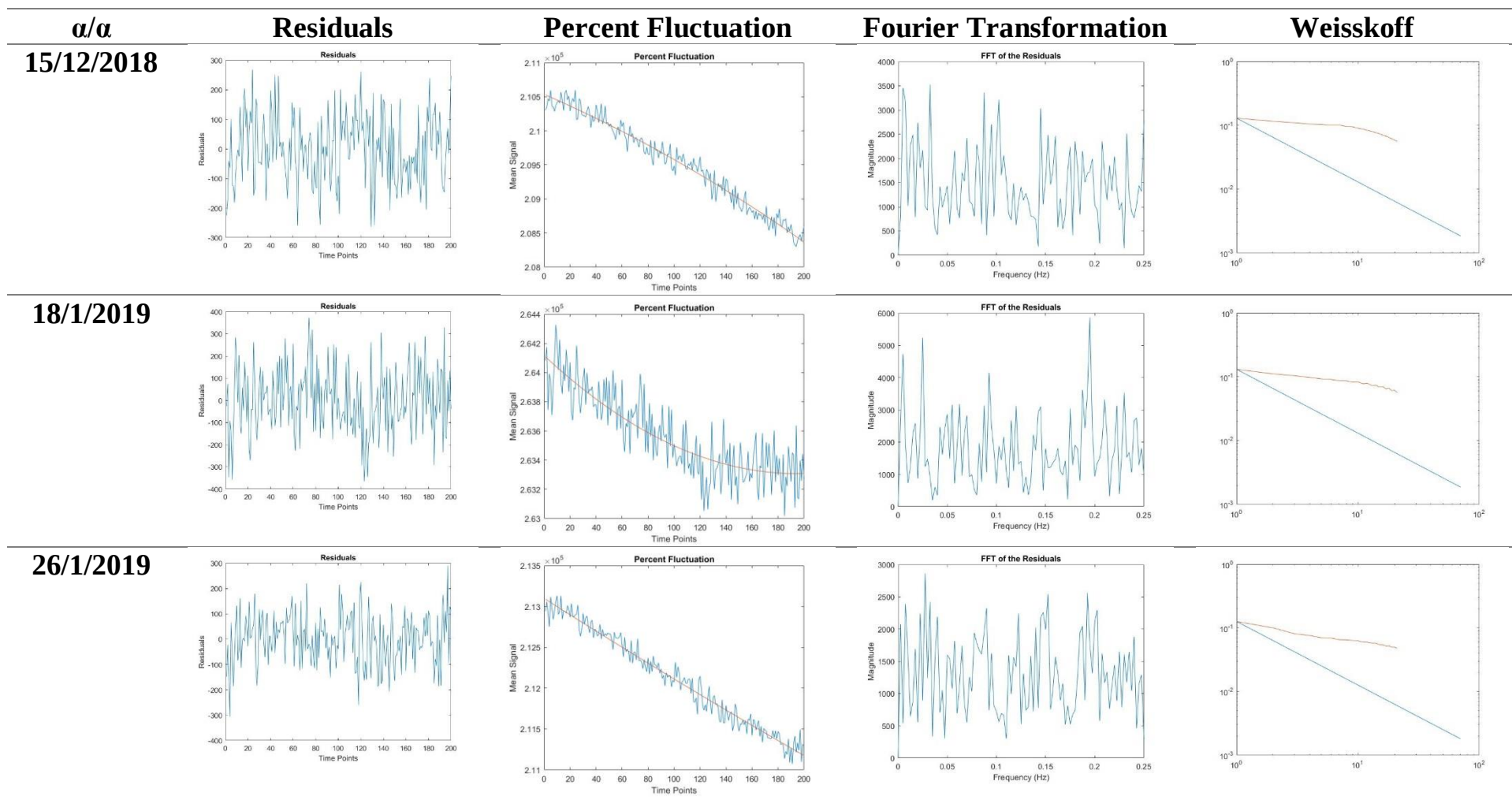
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
22/11/2018				
1/12/2018				
8/12/2018				

α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
15/12/2018				
18/1/2019				
26/1/2019				

Τα αντίστοιχα γραφήματα,







Μέτρηση	SNR			SFNR			Percent Fluctuation %			Drift %		
	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο
1	1140	788.94	713.65	683.13	619.15	640.6335	0.0629	0.0661	0.0645	0.3735	1.2436	0.9485
2	924.603	802.5042	763.6024	704.8364	631.9851	670.3217	0.0578	0.0702	0.0567	0.2134	0.4413	0.2824
3	631.4649	1034.8	747.0598	703.9355	667.0258	656.4471	0.0607	0.0675	0.063	0.3067	1.2601	0.9291
4	848.3924	878.1253	647.5457	705.0829	676.4932	713.3525	0.0547	0.0659	0.0562	0.203	1.1996	0.9542
5	739.0483	655.5436	1013.7	688.7859	634.6183	678.2675	0.0613	0.0697	0.0716	0.3475	1.2919	0.9786
6	962.1318	721.4542	655.244	748.7633	697.9118	708.4022	0.0498	0.0591	0.0577	0.1764	1.6566	1.3901
7	1001.2	515.0171	869.4643	675.2563	675.6099	742.869	0.0615	0.0688	0.0562	0.2916	1.3961	1.0308
8	932.0204	640.1995	1098.2	625.4908	656.4889	652.5478	0.0585	0.0613	0.0567	0.5728	1.4607	0.3038
9	782.2358	551.2685	714.4362	722.9593	653.5151	670.1865	0.0574	0.0665	0.0481	1.0888	1.4852	0.9019

Πίνακας 4. Συγκεντρωτικός πίνακας των δεικτών για το πρωτόκολλο FBIRN για την εκτίμηση της μακροπρόθεσμης σταθερότητας του μαγνητικού τομογράφου με το 32-channel πηνίο.

Μέτρηση	Ghosting ratio %		
	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο
1	0.3901	0.2327	0.2388
2	0.2137	0.139	0.2088
3	0.2772	0.3221	0.1465
4	0.3298	0.1915	0.0634
5	0.7444	0.1362	0.1059
6	0.2819	0.1911	0.0846
7	0.4806	0.0716	0.0572
8	0.2084	0.0762	0.1111
9	0.4559	0.1558	0.1121

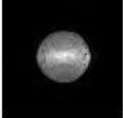
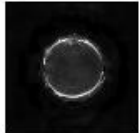
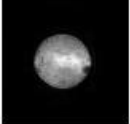
Πίνακας 5. Τιμές του δείκτη Ghosting Ratio του πρωτοκόλλου AAPM των μακροπρόθεσμων μετρήσεων του 32-channel πηνίου.

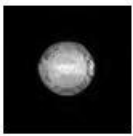
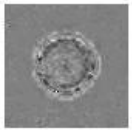
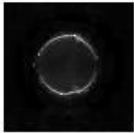
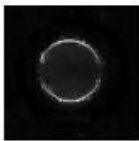
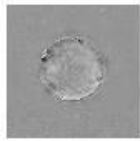
Μέτρηση	Shear Distortion %			Compression/Dilation Distortion%		
	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο
1	6.686	8.662	3.371	0.835	4.065	7.785
2	3.694	0.198	3.907	1.520	1.585	6.238
3	4.560	5.601	0.495	0.737	4.013	4.497
4	4.120	0.663	1.525	0.805	2.966	5.938
5	4.189	0.317	4.181	1.445	2.895	2.257
6	3.350	3.785	0.580	0.024	3.098	2.194
7	0.173	3.067	1.417	4.340	1.448	0.829
8	0.173	3.067	1.417	4.340	1.448	0.829
9	0.020	1.466	1.011	5.812	1.573	2.854

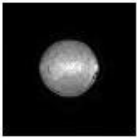
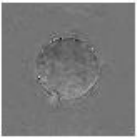
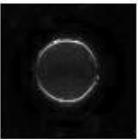
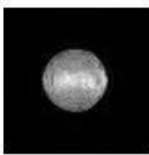
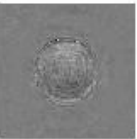
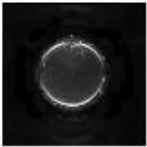
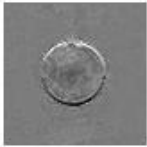
Πίνακας 6. Τιμές των δεικτών Shear distortion και Compression/Dilation distortion του πρωτοκόλλου AAPM των μακροπρόθεσμων μετρήσεων του 32-channel πηνίου.

II. Απλό Head-Neck πηνίο

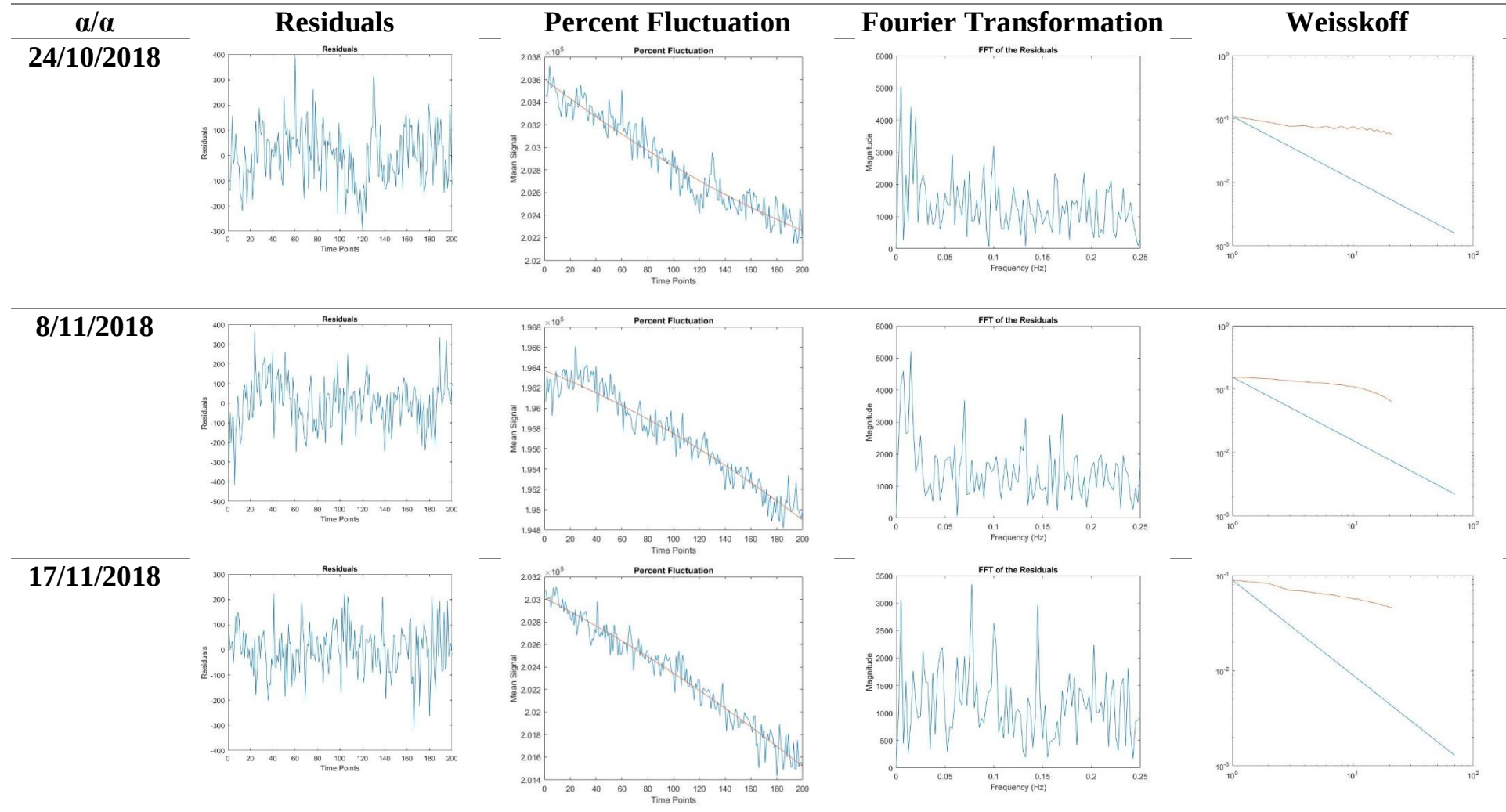
- Εγκάρσιο Επίπεδο

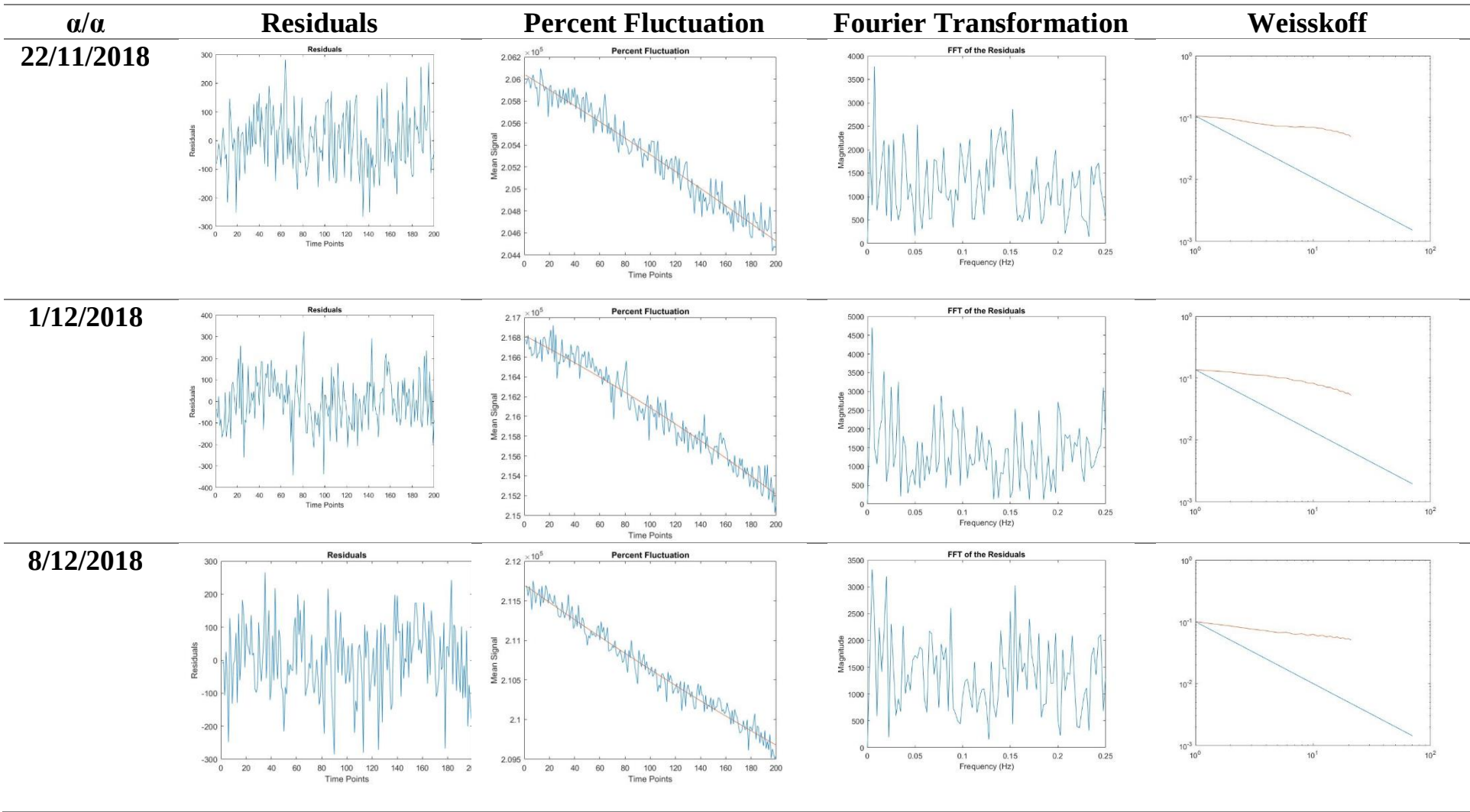
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
24/10/2018				
8/11/2018				
17/11/2018				

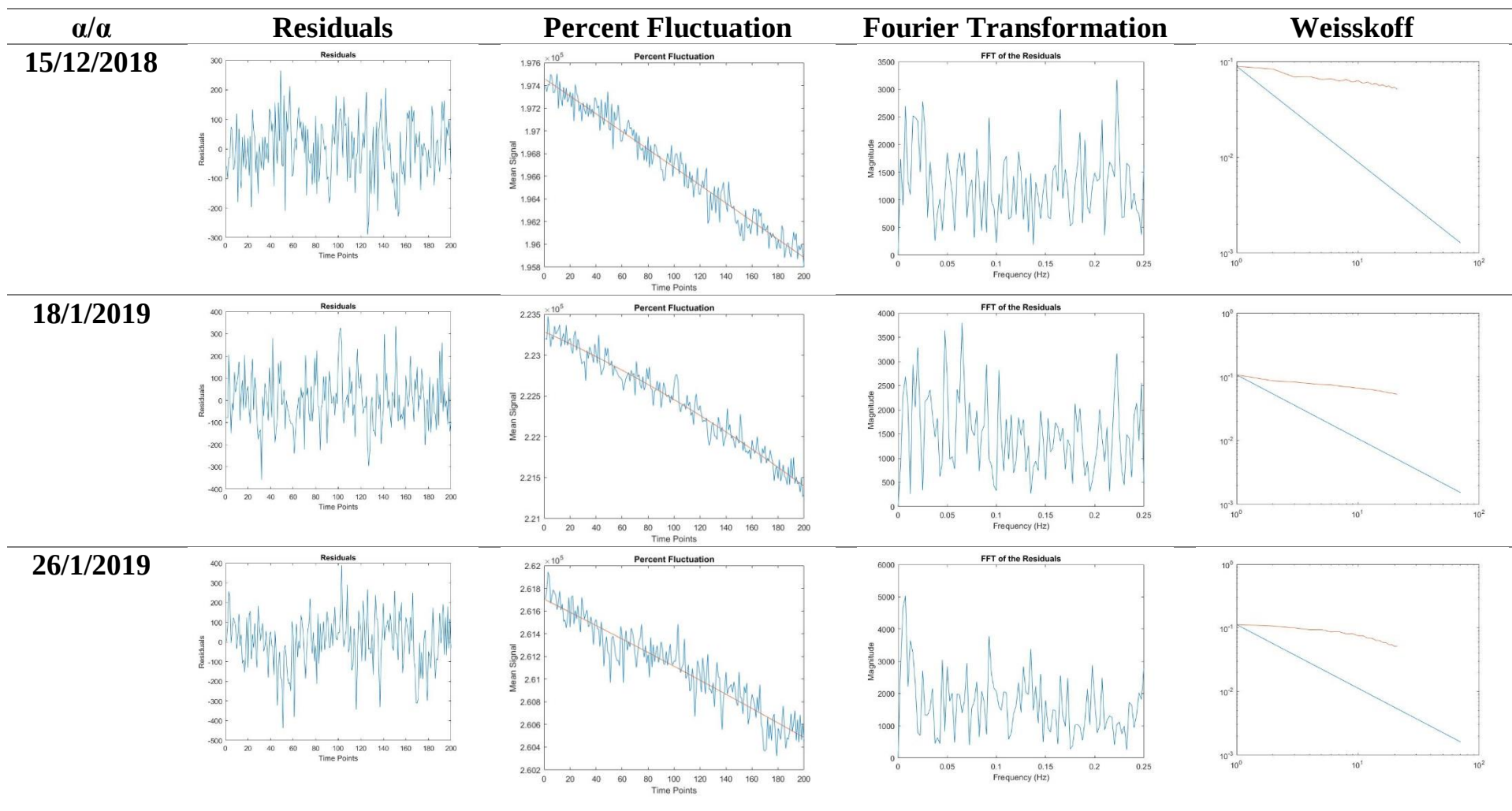
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
22/11/2018				
1/12/2018				
8/12/2018				

α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
15/12/2018				
18/1/2019				
26/1/2019				

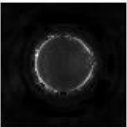
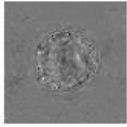
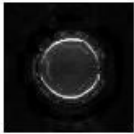
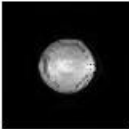
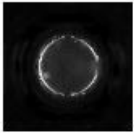
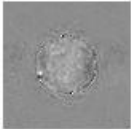
Τα γραφήματα,

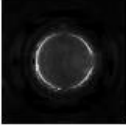
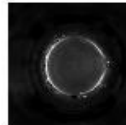
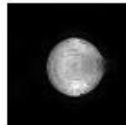
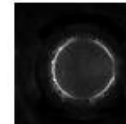
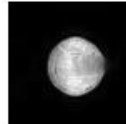
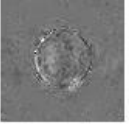


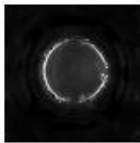
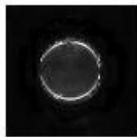
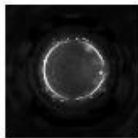
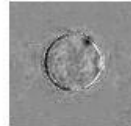




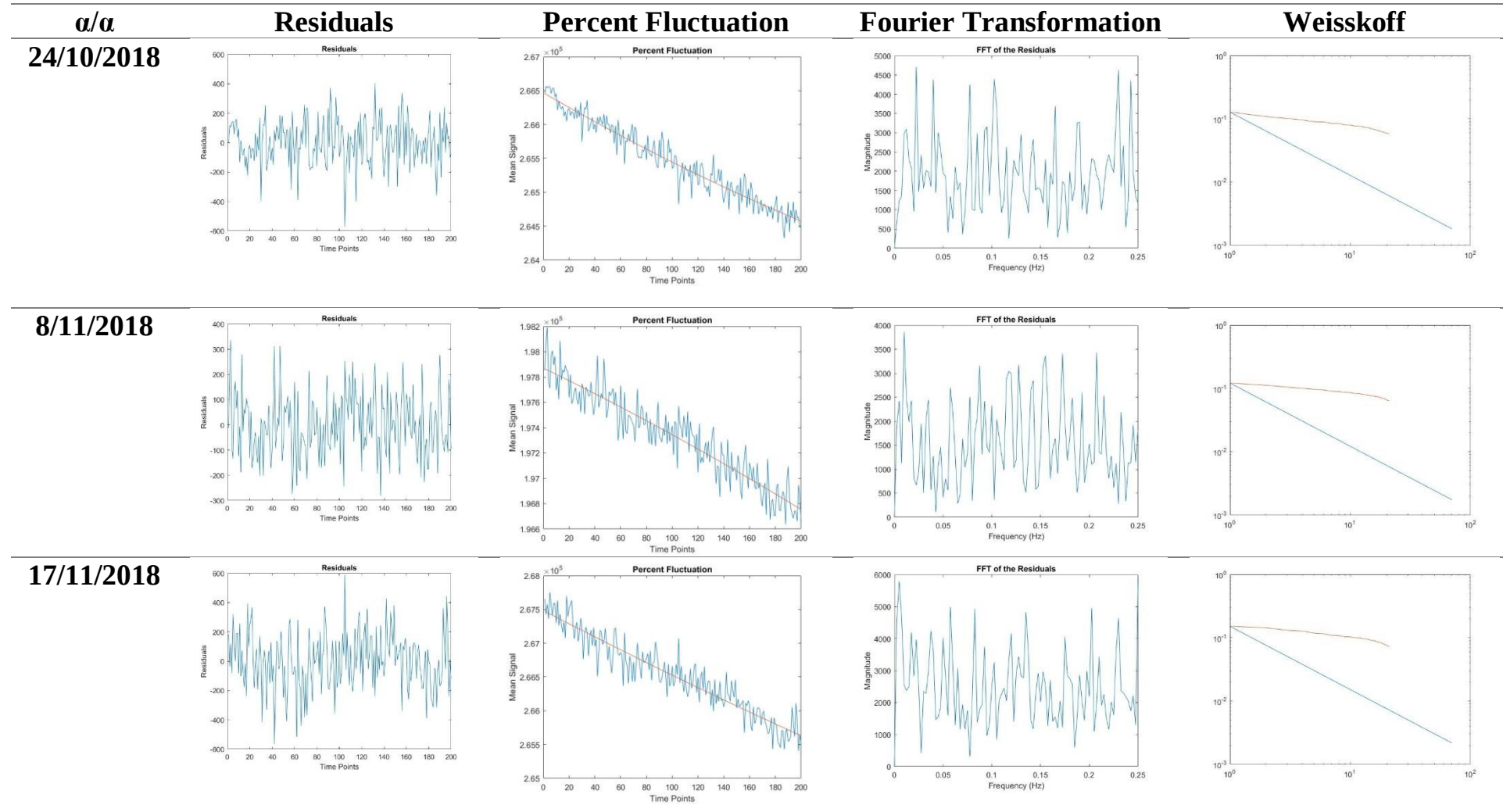
Οβελιαίο Επίπεδο

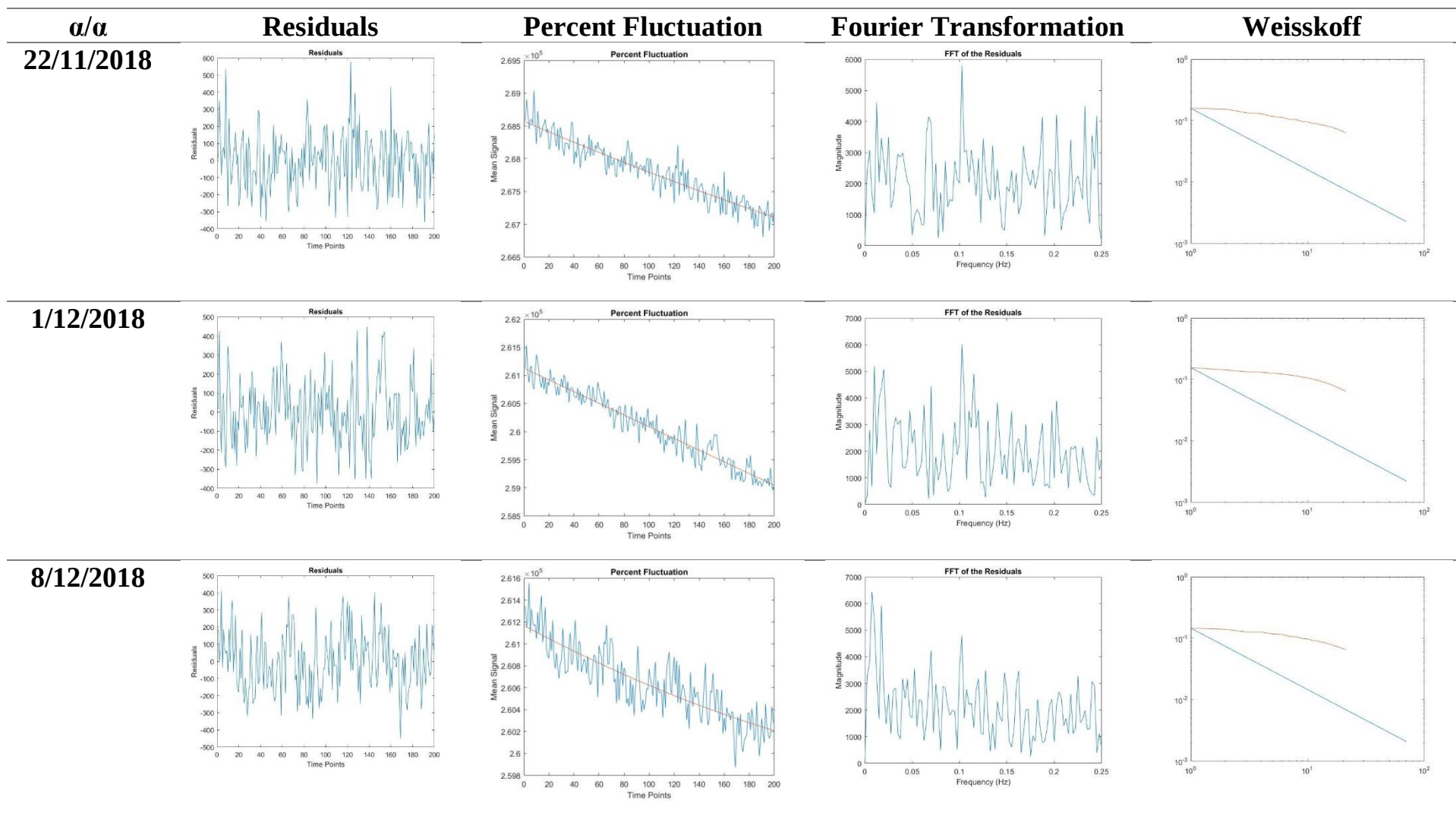
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
24/10/2018				
8/11/2018				
17/11/2018				

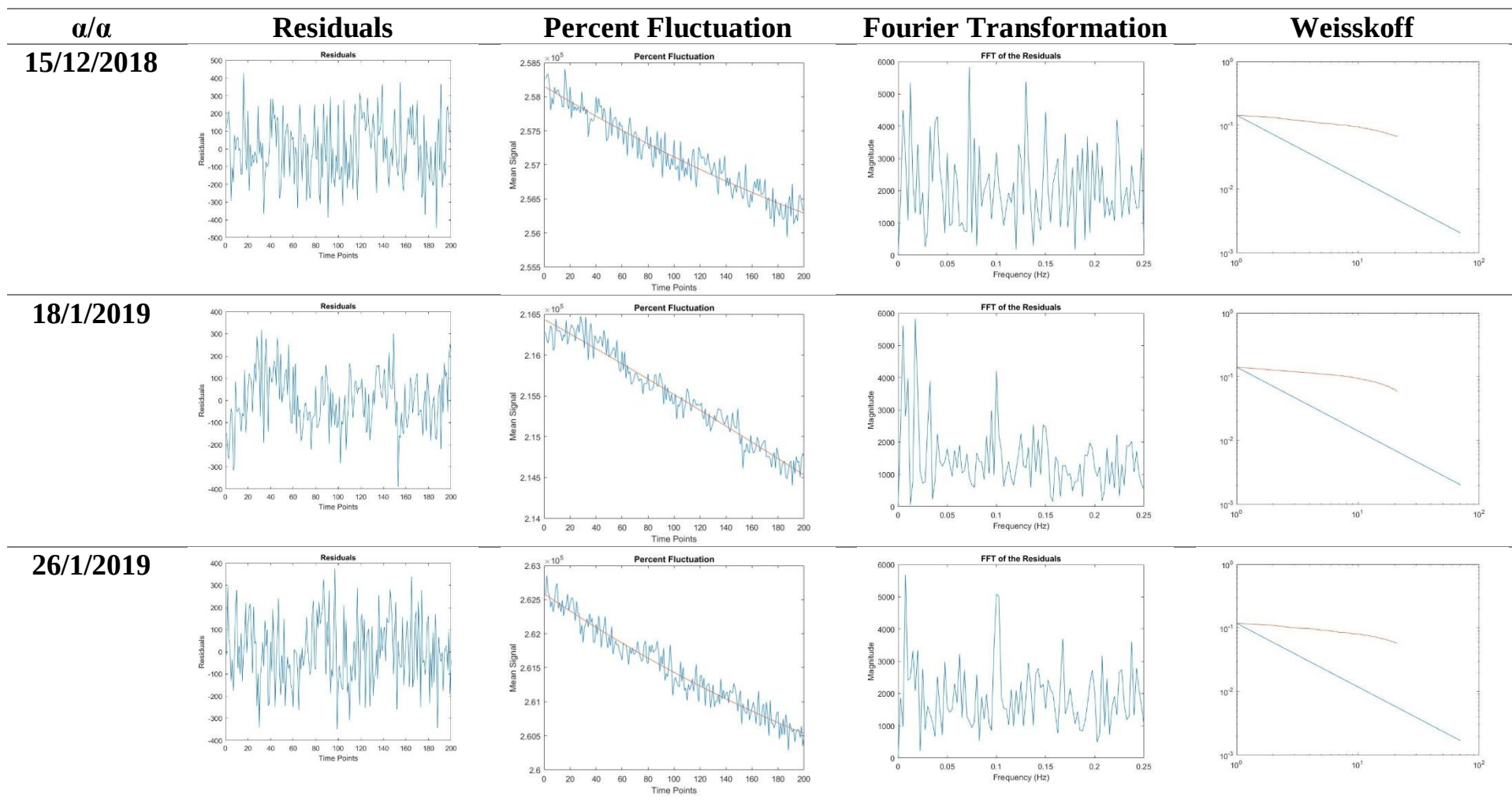
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
22/11/2018				
1/12/2018				
8/12/2018				

α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
15/12/2018				
18/1/2019				
26/1/2019				

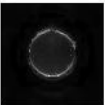
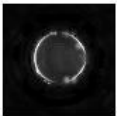
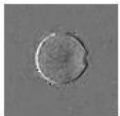
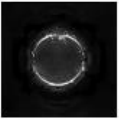
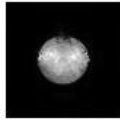
Τα αντίστοιχα γραφήματα,

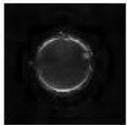
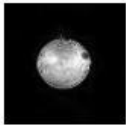
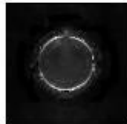
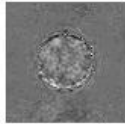
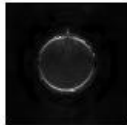
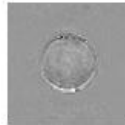


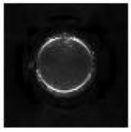
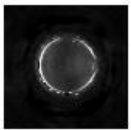
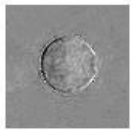
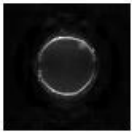




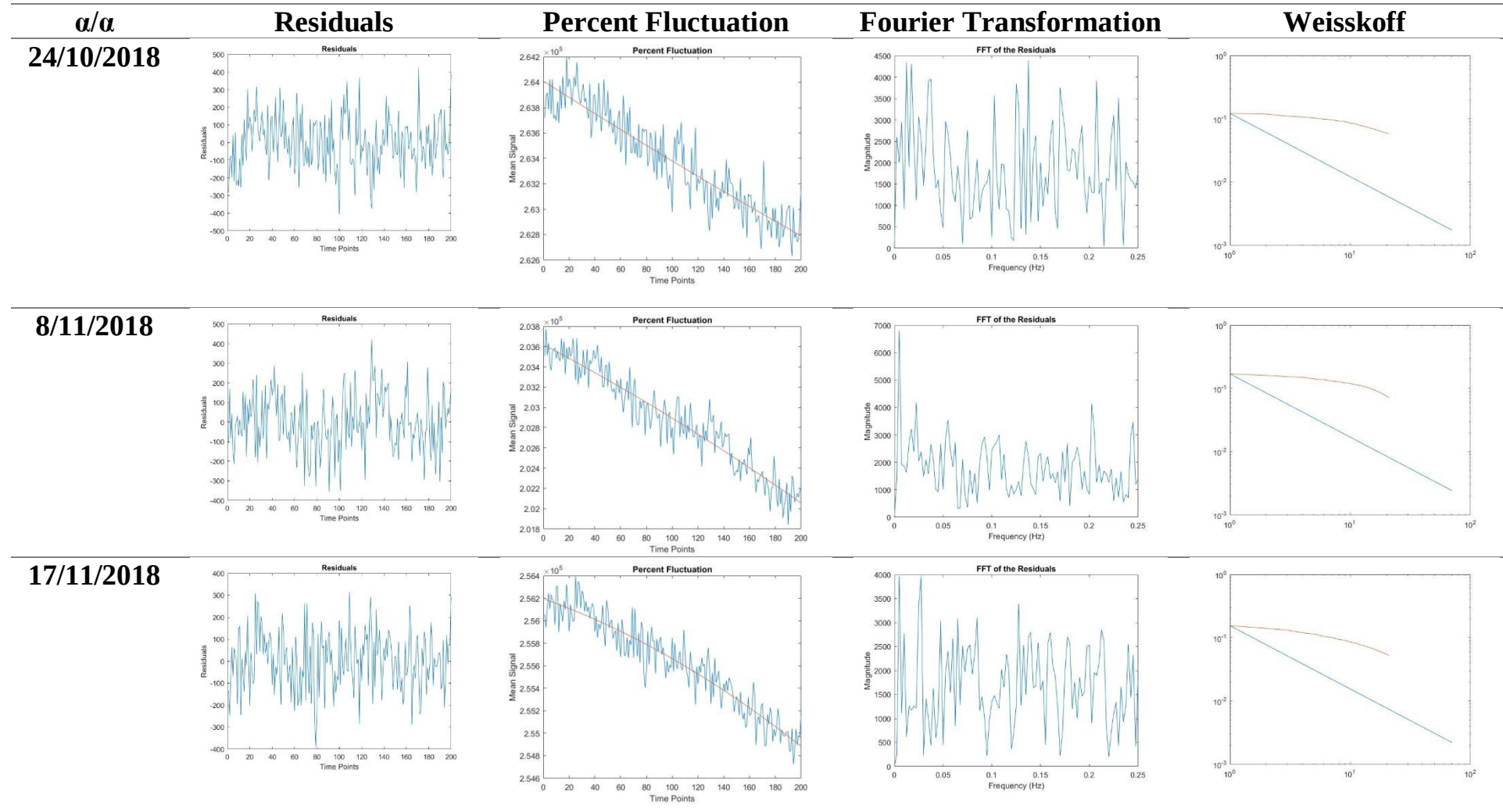
- Στεφανιαίο Επίπεδο

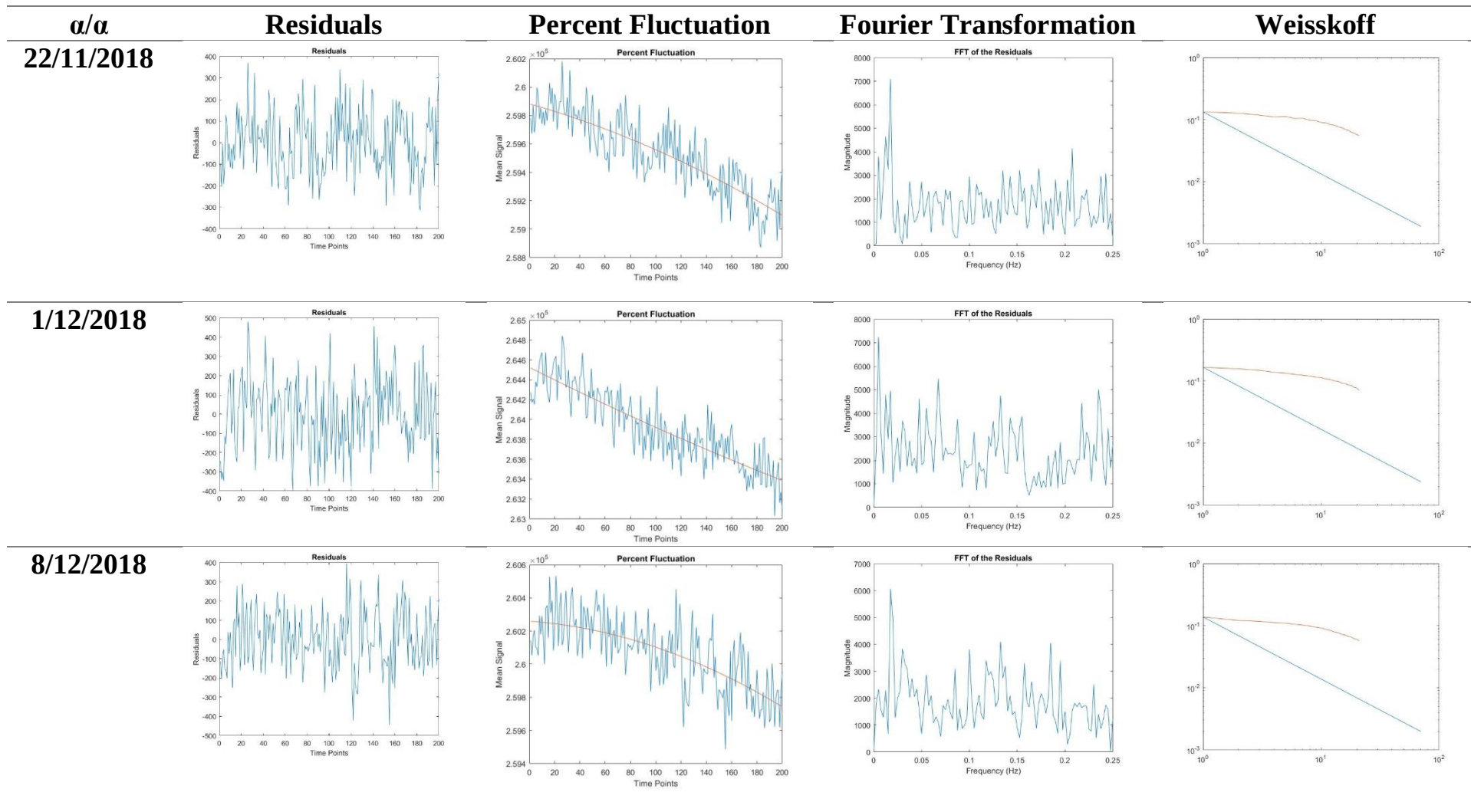
<i>α/α</i>	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
24/10/2018				
8/11/2018				
17/11/2018				

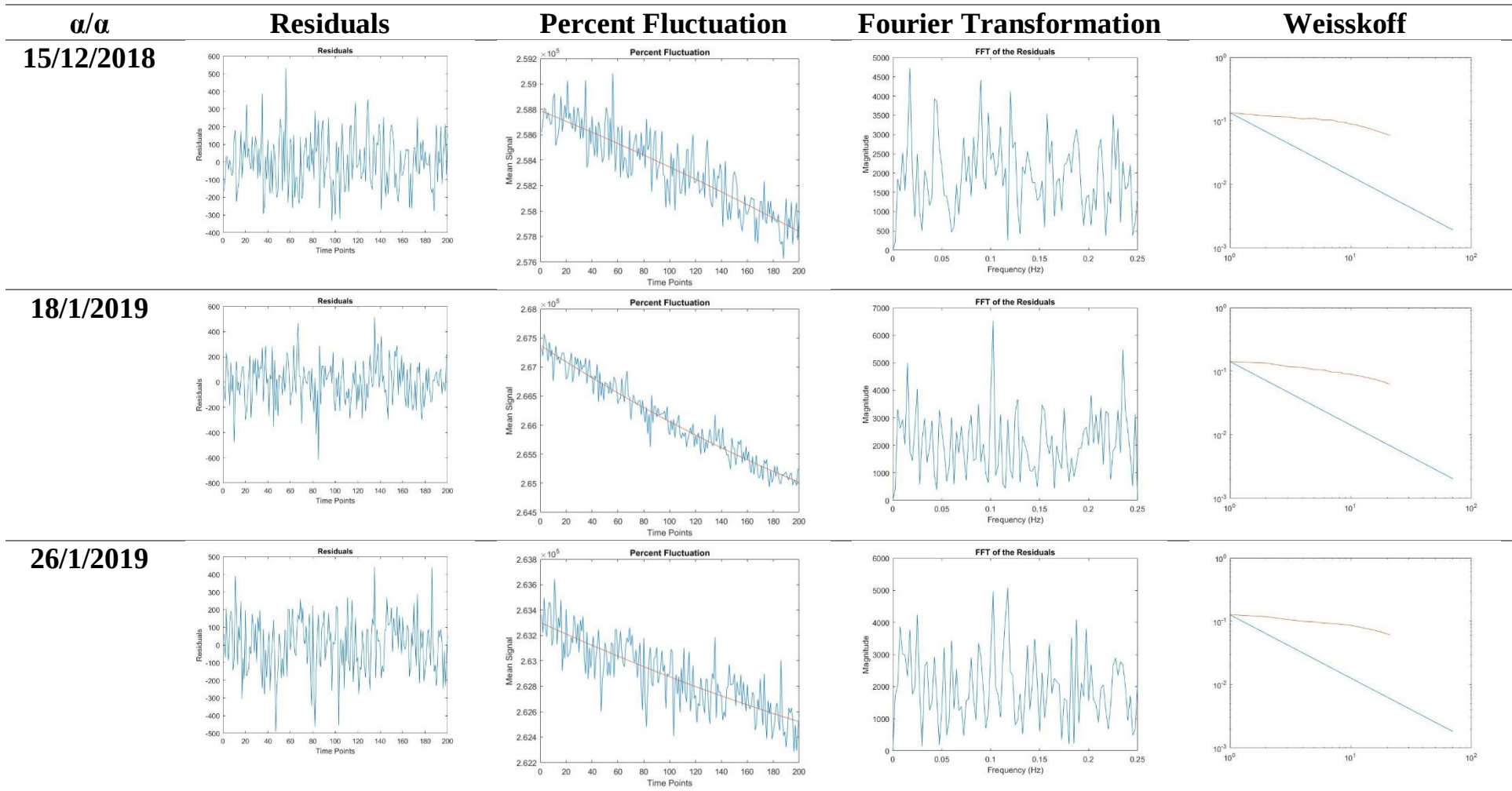
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
22/11/2018				
1/12/2018				
8/12/2018				

α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
15/12/2018				
18/1/2019				
26/1/2019				

Τα αντίστοιχα γραφήματα,







Μέτρηση	SNR			SFNR			Percent Fluctuation %			Drift %		
	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο
1	1032	768.2918	777.0028	692.238	650.0248	685.303	0.0559	0.058	0.0576	0.6536	0.7094	0.4601
2	877.2154	865.3138	935.002	637.024	662.3761	632.9624	0.0629	0.0644	0.0717	0.7509	0.5639	0.7675
3	1076.5	984.1755	873.9378	789.9584	628.676	652.2366	0.0463	0.0726	0.0523	0.735	0.6915	0.5113
4	1061.7	996.0553	752.4563	766.2564	629.2877	669.2729	0.0493	0.063	0.0555	0.7354	0.5437	0.3017
5	944.7525	995.0612	980.5278	768.6422	617.7466	612.1569	0.0531	0.0649	0.0715	0.7402	0.7962	0.4285
6	1065.9	776.9776	644.0105	792.4865	657.5802	666.462	0.0509	0.0651	0.0573	0.9557	0.3656	0.1984
7	823.5418	688.9153	681.9796	774.7934	616.8603	665.319	0.0515	0.0674	0.0591	0.7979	0.7207	0.3665
8	684.6791	794.3691	590.2548	757.2895	720.0314	601.2081	0.0536	0.0589	0.0633	0.8463	0.8808	0.8799
9	662.0216	892.4194	846.4226	738.7488	698.1154	737.5271	0.0514	0.0575	0.061	0.4646	0.7793	0.2952

Πίνακας 6. Συγκεντρωτικός πίνακας τιμών των δεικτών του πρωτοκόλλου FBIRN για την εκτίμηση της μακροπρόθεσμης σταθερότητας του απεικονιστικού συστήματος με το απλό Head-Neck πηνίο.

Μέτρηση	Ghosting ratio %		
	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο
1	0.7907	0.2635	0.276
2	0.6965	0.257	0.063
3	0.4165	0.3231	0.2708
4	0.474	0.2358	0.1285
5	1.1114	0.3259	0.3424
6	0.7162	0.2464	0.2252
7	0.6734	0.1799	0.0654
8	0.4716	0.3149	0.2351
9	0.7199	0.3833	0.1379

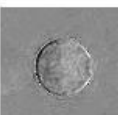
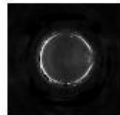
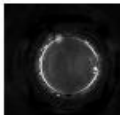
Πίνακας 7. Αντίστοιχες τιμές Ghosting ratio για το απλό Head-Neck πηνίο.

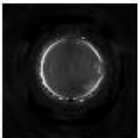
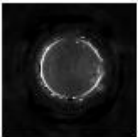
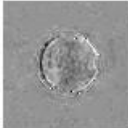
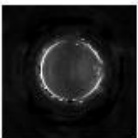
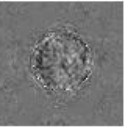
Μέτρηση	Shear Distortion %			Compression/Dilation Distortion %		
	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο	Εγκάρσιο	Οβελιαίο	Στεφανιαίο
1	5.483	5.521	0.582	0.013	3.227	0.028
2	0.296	2.061	7.058	5.355	1.470	3.997
3	0.748	3.712	0.629	1.514	0.012	3.741
4	2.900	1.306	1.114	1.558	3.136	7.467
5	0.943	1.499	1.981	0.621	0.648	2.203
6	1.186	2.163	1.850	2.262	1.183	3.724
7	0.925	0.347	1.573	4.612	3.648	2.984
8	1.174	0.480	1.445	2.181	3.020	2.845
9	2.663	1.017	3.276	1.451	0.676	3.016

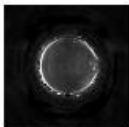
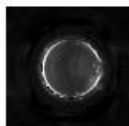
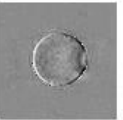
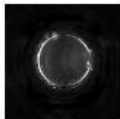
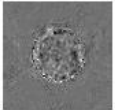
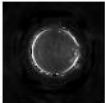
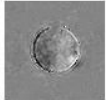
Πίνακας 8. Αντίστοιχες τιμές Shear και Compression/Dilation distortion για το απλό Head-Neck πηνίο.

Βραχυπρόθεσμη μεταβλητότητα – Short term variability

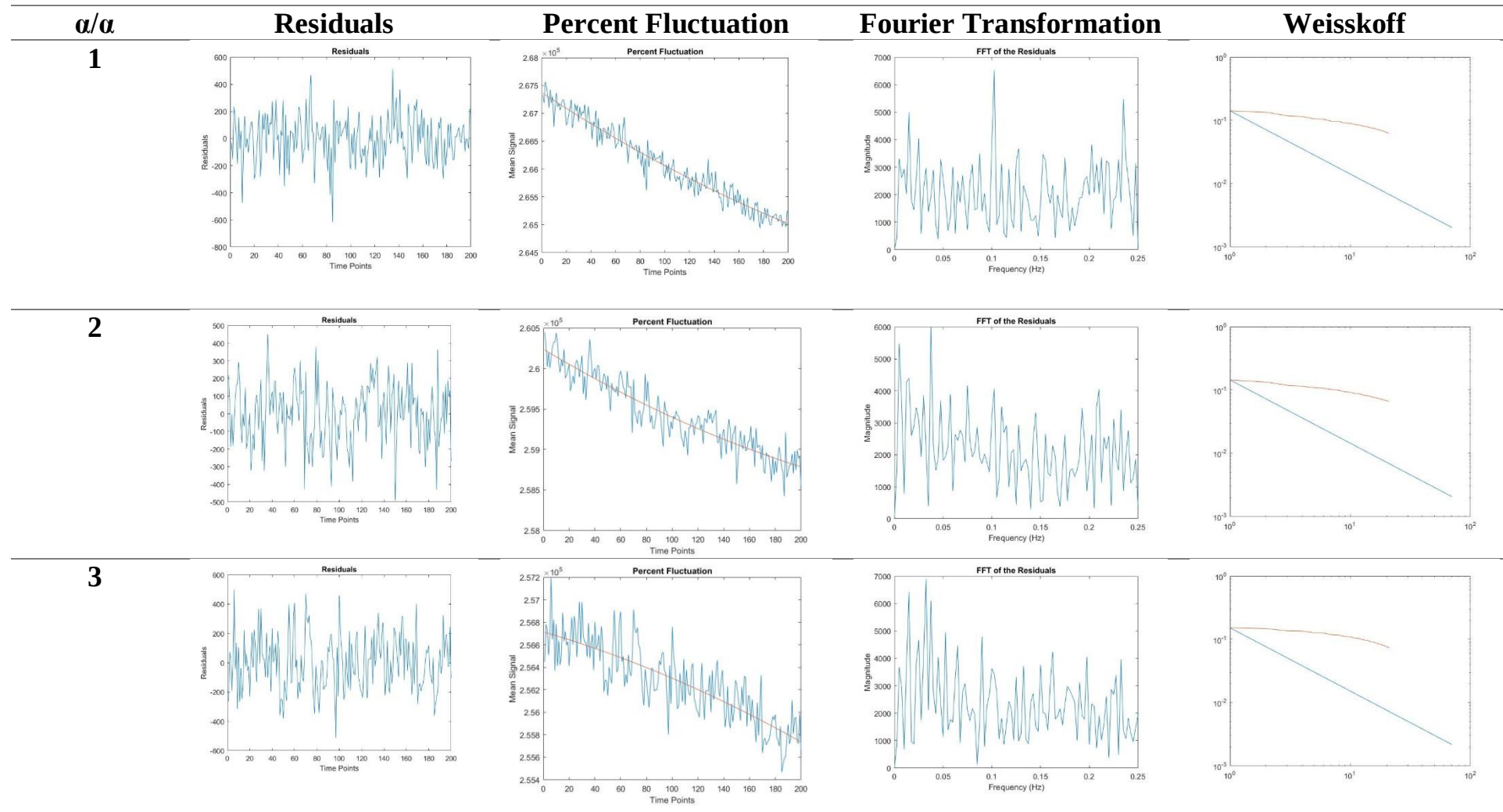
Η μελέτη της βραχυπρόθεσμης μεταβλητότητας πραγματοποιήθηκε με το απλό *Head-Neck* πηνίο, περιλαμβάνει δέκα συνεχόμενες μετρήσεις κατά τη διάρκεια μιας ημέρας και με επίπεδο προσανατολισμού το εγκάρσιο επίπεδο. Όλες οι παράμετροι της ακολουθίας EPI είναι ίδιες με αυτές της μακροπρόθεσμης μελέτης

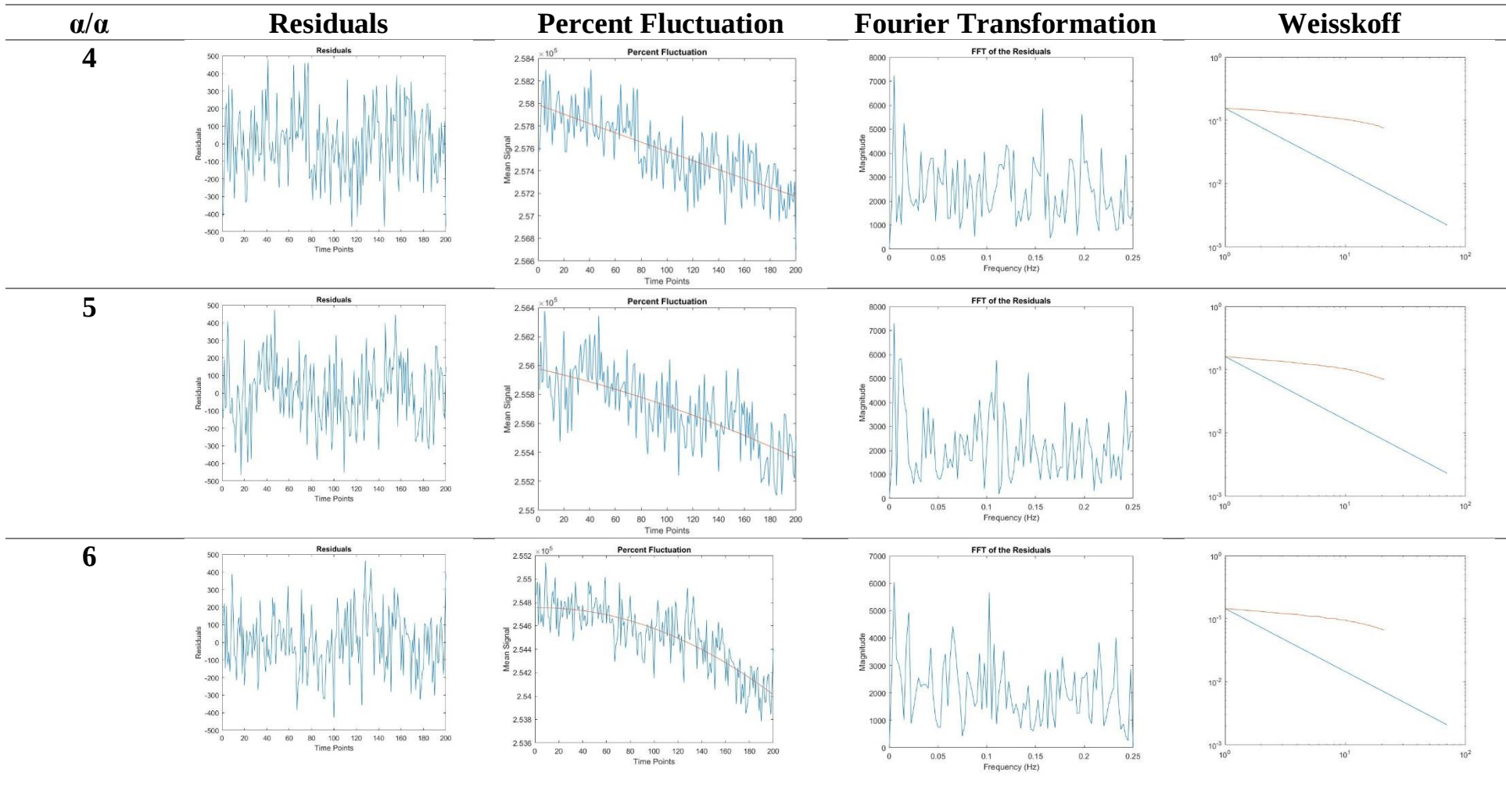
<i>α/α</i>	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
1				
2				
3				

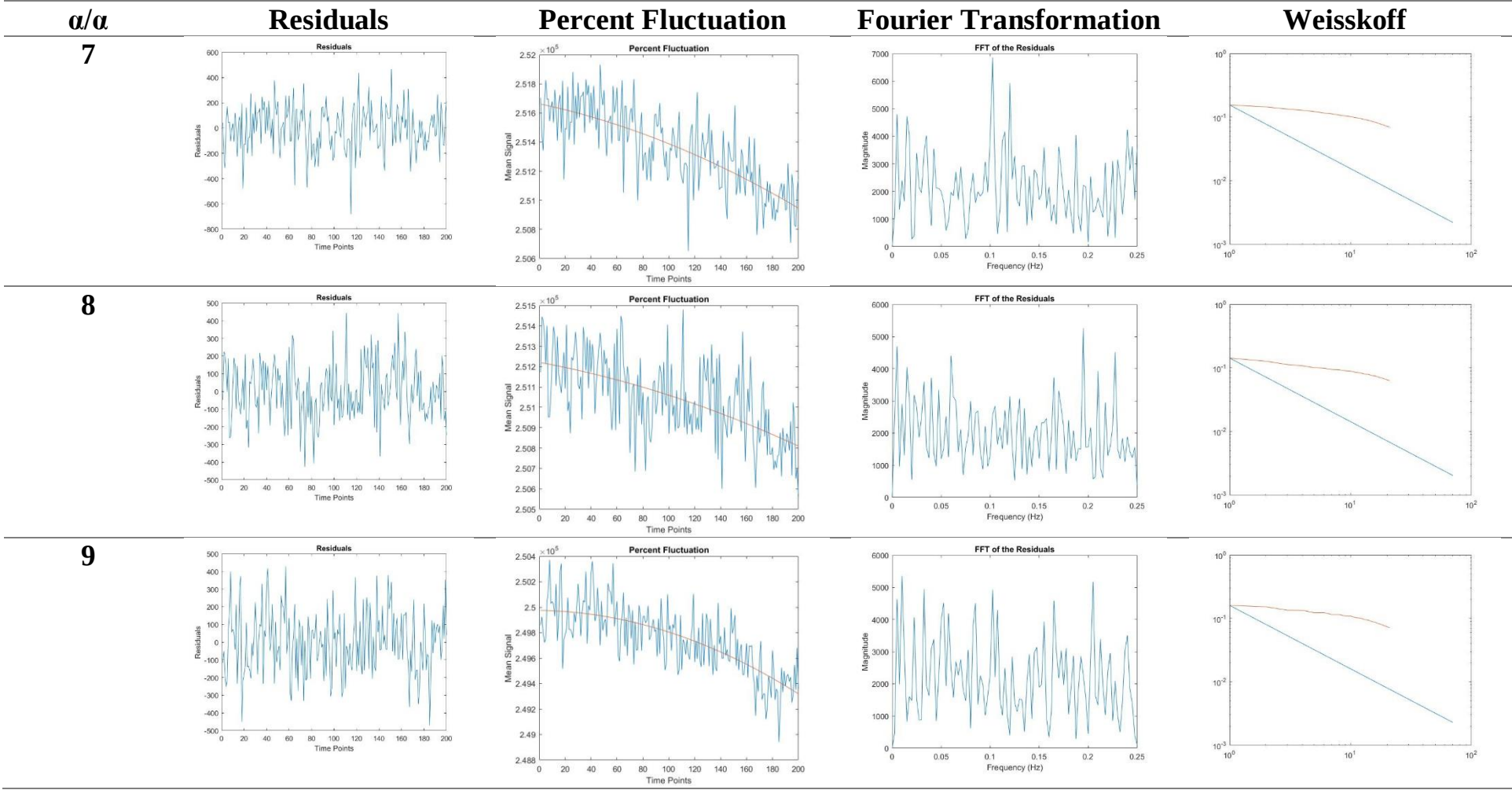
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
4				
5				
6				

α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
7				
8				
9				
10				

Τα γραφήματα που προκύπτουν,

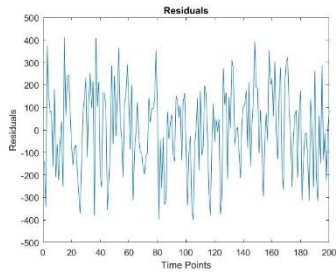




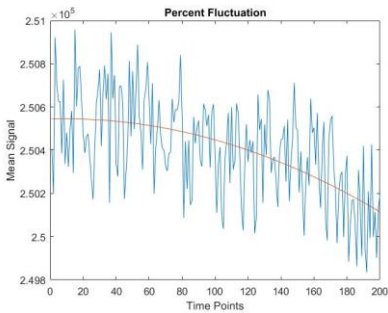


α/α
10

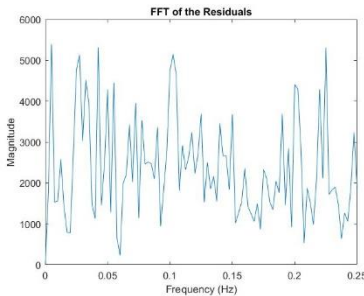
Residuals



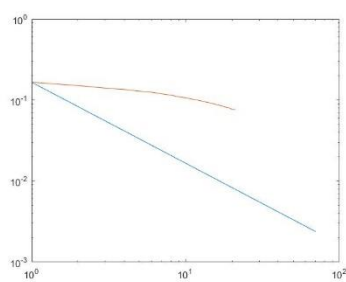
Percent Fluctuation



Fourier Transformation



Weisskoff



Μέτρηση	SNR	SFNR	Percent Fluctuation %	Drift %
	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>
1	590.2548	601.2081	0.0633	0.8799
2	933.8287	606.4091	0.0665	0.5559
3	778.8364	568.7702	0.0738	0.3803
4	694.5161	567.2897	0.0765	0.315
5	655.629	574.9909	0.0707	0.2403
6	856.5671	573.1714	0.0659	0.292
7	748.0908	568.3488	0.0703	0.2846
8	625.1021	597.473	0.0637	0.1633
9	999.7926	561.2845	0.0712	0.2621
10	430.6387	572.496	0.0763	0.1718

Πίνακας 9. Συγκεντρωτικός πίνακας δεικτών για την εκτίμηση της βραχυπρόθεσμης σταθερότητας του μαγνητικού τομογράφου με το απλό head-neck πηνίο.

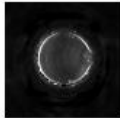
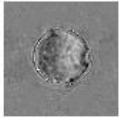
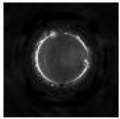
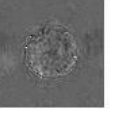
Μέτρηση	Ghosting ratio %	Shear Distortion %	Compression/Dilation Distortion %
	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>
1	0.4716	1.644	1.588
2	0.4589	0.956	0.888
3	0.2082	1.699	3.540
4	0.1863	1.326	2.239
5	0.1999	0.883	0.059
6	0.2234	2.923	1.456
7	0.1922	2.038	2.323
8	0.4987	1.517	0.677
9	0.2104	3.608	0.763
10	0.1791	0.293	0.684

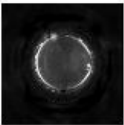
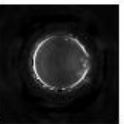
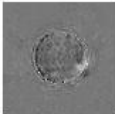
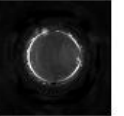
Πίνακας 10. Αντίστοιχες τιμές του ποσοστού ghosting, των Shear και Compression/Dilation distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη.

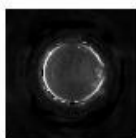
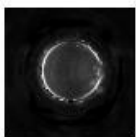
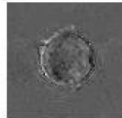
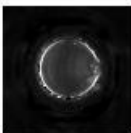
Μελέτη συμπεριφοράς συστήματος με τα φώτα του δωματίου ανοιχτά – Lights on

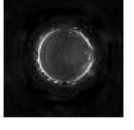
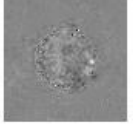
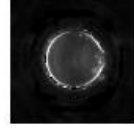
Το φως του δωματίου μπορεί να επηρεάσει τη λειτουργία του μαγνήτη καθώς οι πιθανές ηλεκτρικές εκκενώσεις των ηλεκτρονίων των κυκλωμάτων μπορεί να επιδράσουν ελάχιστα την ομοιογένεια του στατικού μαγνητικού πεδίου.

Η μελέτη της συμπεριφοράς του συστήματος με τα φώτα ανοιχτά πραγματοποιήθηκε με το απλό *Head-Neck* πηνίο, περιλαμβάνει δέκα συνεχόμενες μετρήσεις κατά τη διάρκεια μιας ημέρας και με επίπεδο προσανατολισμού το εγκάρσιο επίπεδο. Όλες οι παράμετροι της ακολουθίας EPI είναι ίδιες με αυτές της μακροπρόθεσμης μελέτης.

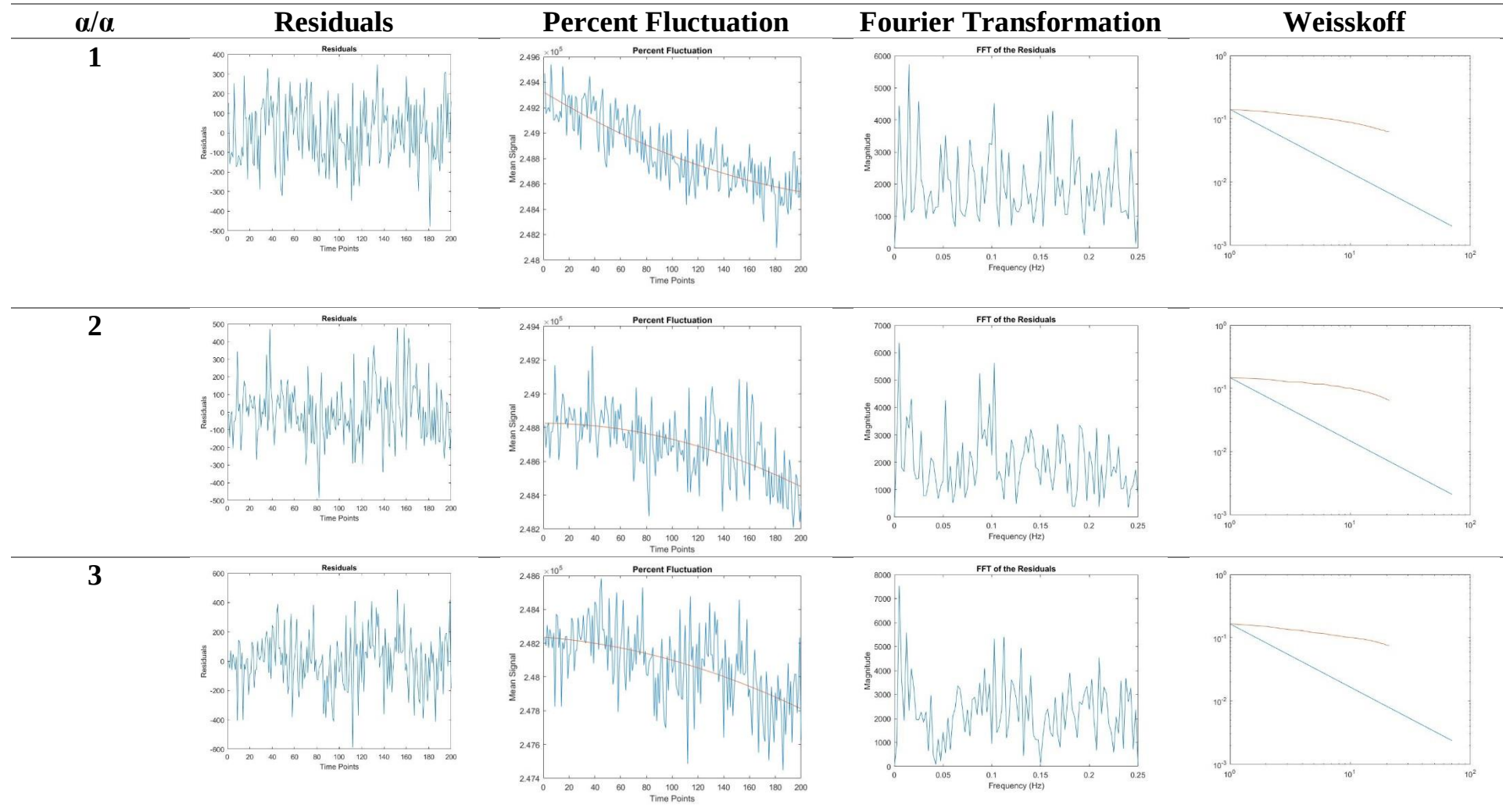
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
1				
2				

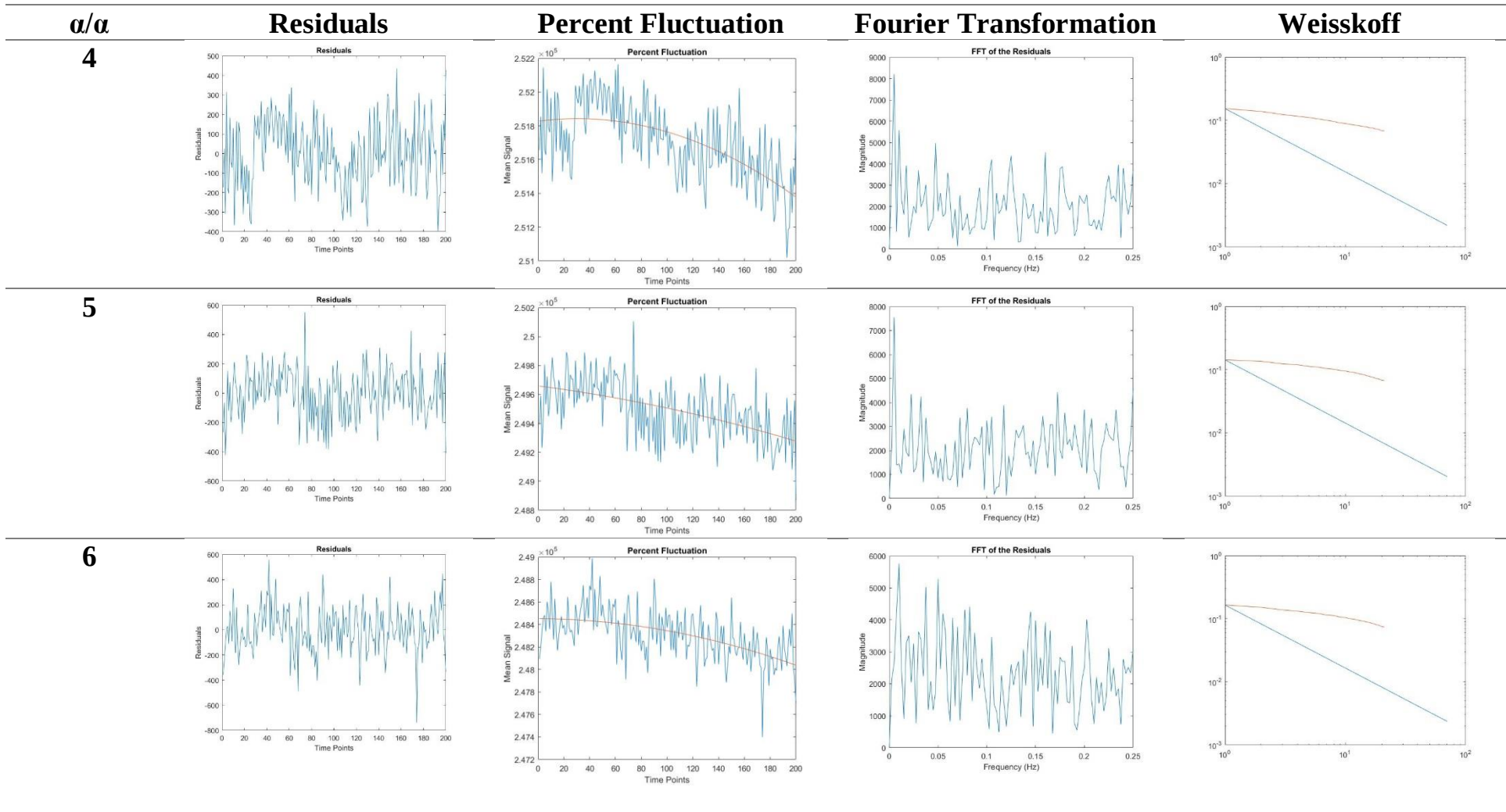
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
3				
4				
5				

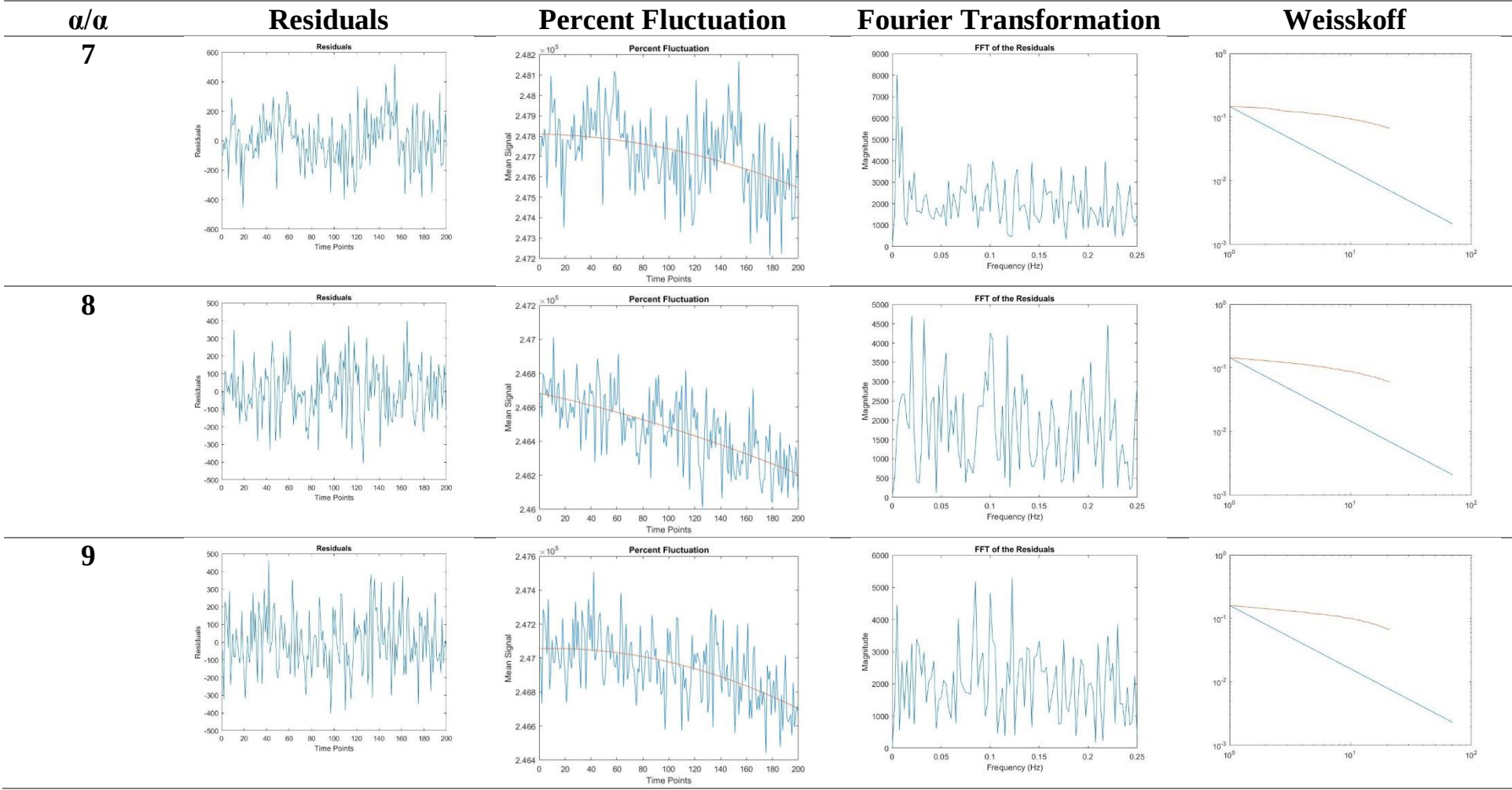
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
6				
7				
8				

α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
9				
10				

Τα αντίστοιχα γραφήματα,

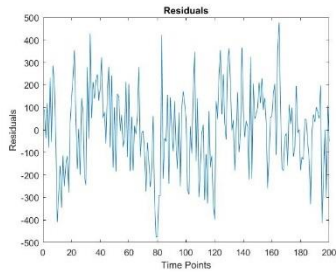




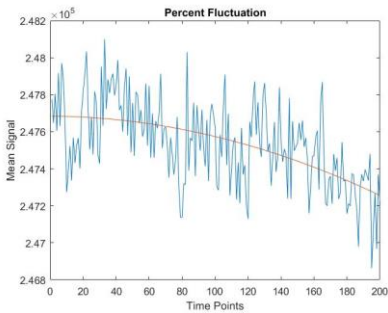


α/α
10

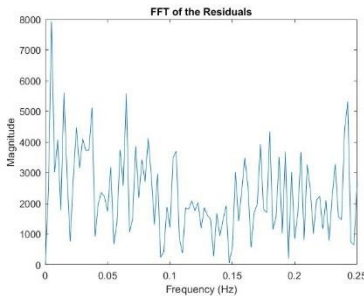
Residuals



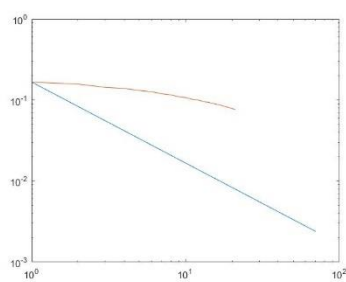
Percent Fluctuation



Fourier Transformation



Weisskoff



Μέτρηση	SNR	SFNR	Percent Fluctuation	Drift
	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>
1	524.2671	593.9625	0.0629	0.3134
2	887.7319	586.6766	0.065	0.1509
3	593.0372	559.1147	0.0755	0.171
4	830.3092	588.2675	0.0686	0.1845
5	696.6934	576.5493	0.0676	0.1522
6	880.4385	581.0225	0.0741	0.1666
7	656.1605	567.4024	0.0676	0.1065
8	823.0075	591.9542	0.0608	0.1931
9	814.676	582.1541	0.0664	0.1437
10	751.2021	548.0987	0.077	0.1729

Πίνακας 11. Συγκεντρωτικός πίνακας δεικτών για την εκτίμηση της βραχυπρόθεσμης σταθερότητας του μαγνητικού τομογράφου με τα φώτα ανοιχτά με το απλό head-neck πηνίο.

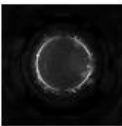
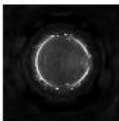
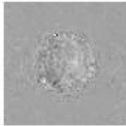
Μέτρηση	Ghosting ratio %	Shear Distortion %	Compression/Dilation Distortion %
	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>
1	0.3956	0.493	2.266
2	0.2068	1.993	0.045
3	0.2032	0.633	2.250
4	0.1898	0.327	0.629
5	0.2048	0.751	1.039
6	0.232	0.452	0.123
7	0.2146	1.776	0.772
8	0.1841	0.294	3.607
9	0.1935	0.602	0.064
10	0.1832	0.628	0.700

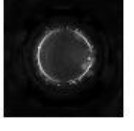
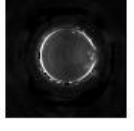
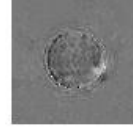
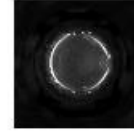
Πίνακας 12. Αντίστοιχες τιμές του ποσοστού ghosting, των Shear και Compression/Dilation distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με τα φώτα ανοιχτά.

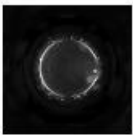
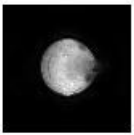
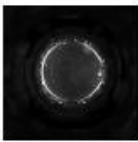
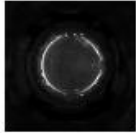
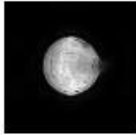
Μελέτη συμπεριφοράς απεικονιστικού συστήματος με χρήση του δυναμικού φωτισμού και βιντεοπροβολέα – Ambient Environment

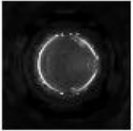
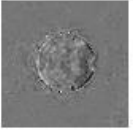
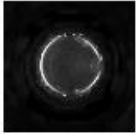
Το ambient είναι μία νέα τεχνολογία που εισήχθη μαζί με τον καινούριο μαγνητικό τομογράφο από την εταιρία Phillips. Χρησιμοποιείται για να προσδίδει ένα «χαλαρό» κλίμα και να κάνει τον ασθενή να νοιώθει άνετα μέσα στο δωμάτιο του μαγνητικού τομογράφου.

Η μελέτη της συμπεριφοράς του συστήματος με τον δυναμικό φωτισμό και βιντεοπροβολέα πραγματοποιήθηκε με το απλό *Head-Neck* πηνίο, περιλαμβάνει δέκα συνεχόμενες μετρήσεις κατά τη διάρκεια μιας ημέρας και με επίπεδο προσανατολισμού το εγκάρσιο επίπεδο. Όλες οι παράμετροι της ακολουθίας EPI είναι ίδιες με αυτές της μακροπρόθεσμης μελέτης.

<i>α/α</i>	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
1				
2				

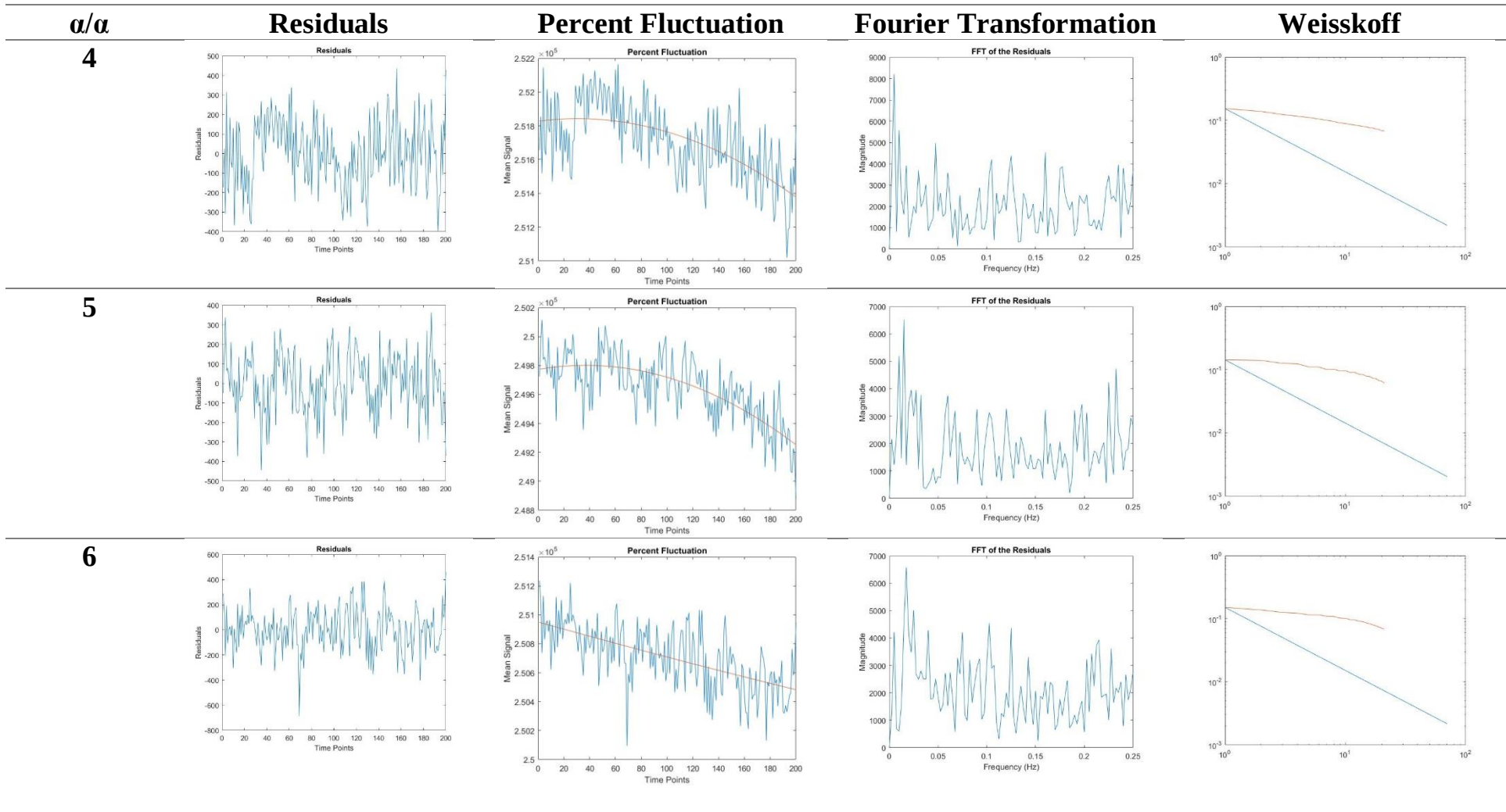
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
3				
4				
5				

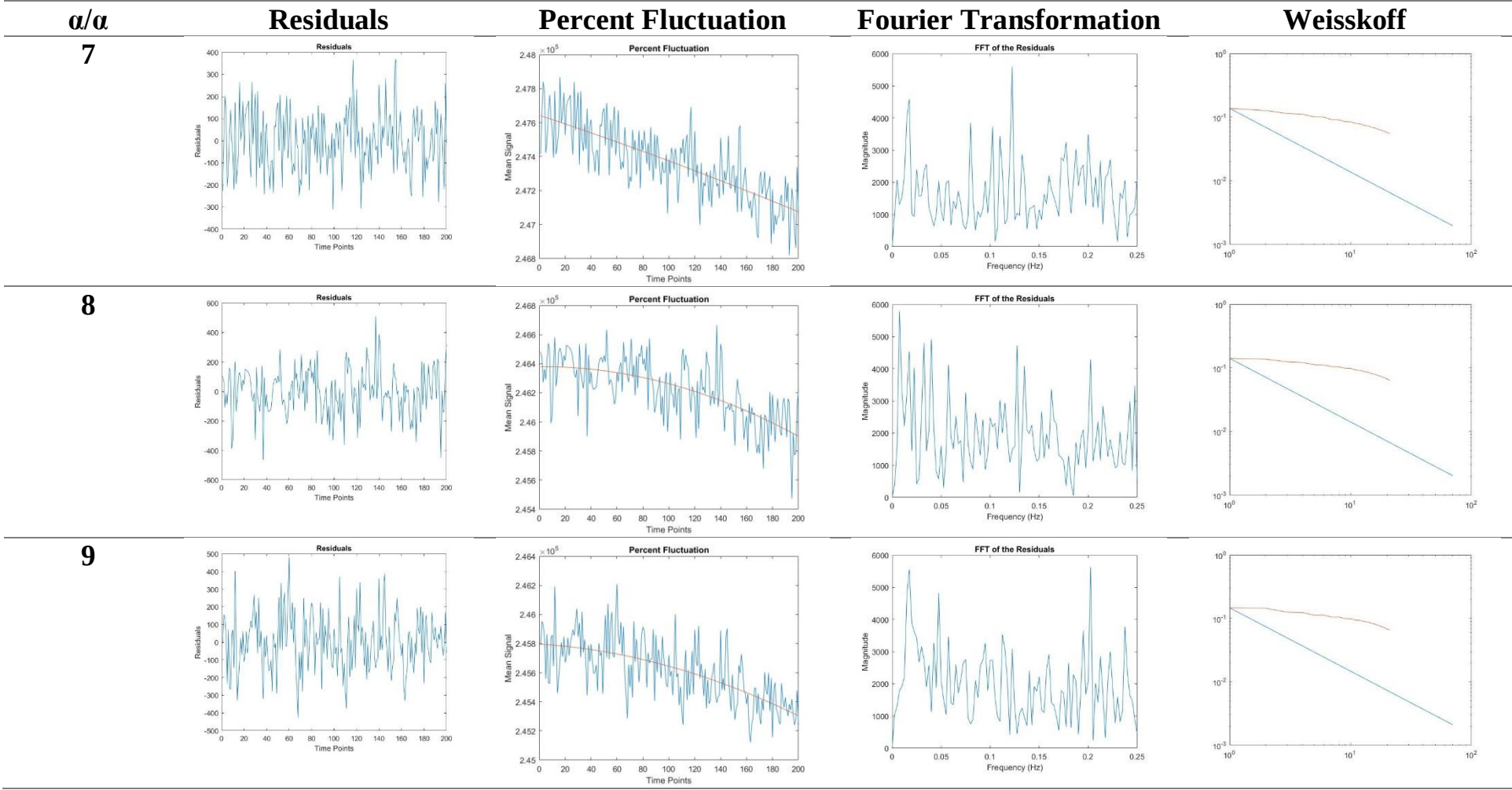
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
6				
7				
8				

α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
9				
10				

Τα αντίστοιχα γραφήματα,

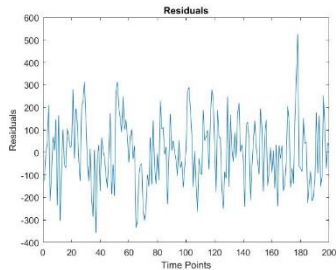




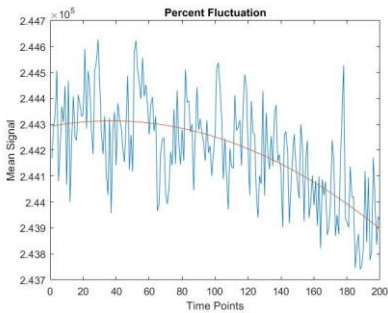


α/α
10

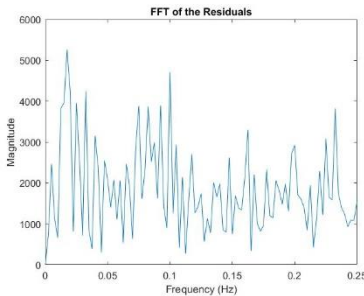
Residuals



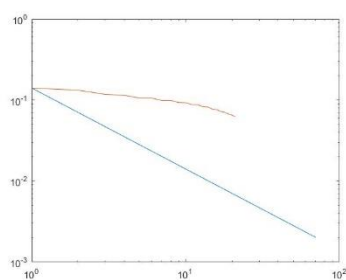
Percent Fluctuation



Fourier Transformation



Weisskoff



Μέτρηση	SNR	SFNR	Percent Fluctuation %	Drift %
	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>
1	848.2361	676.3236	0.0597	0.3818
2	785.3279	639.7064	0.066	0.297
3	1014.3	656.7004	0.0648	0.2383
4	890.3092	588.2675	0.0686	0.1845
5	790.3933	640.8932	0.0621	0.2128
6	820.6226	646.1683	0.0685	0.1857
7	941.0294	681.1691	0.0554	0.2287
8	902.8798	642.7203	0.0642	0.1943
9	810.7012	638.3925	0.0656	0.2007
10	652.0455	652.6878	0.0624	0.1705

Πίνακας 13. Συγκεντρωτικός πίνακας δεικτών για την εκτίμηση της βραχυπρόθεσμης σταθερότητας του μαγνητικού τομογράφου με τον δυναμικό φωτισμό και βιντεοπροβολέα με το απλό head-neck πηνίο.

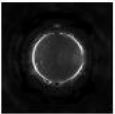
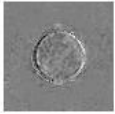
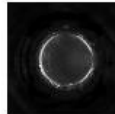
Μέτρηση	Ghosting ratio %	Shear Distortion %	Compression/Dilation Distortion %
	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>
1	0.6701	1.760	0.641
2	0.5019	3.801	1.528
3	0.4393	1.473	0.032
4	0.4281	3.428	2.225
5	0.467	0.677	0.041
6	0.462	3.883	0.675
7	0.4576	2.086	0.641
8	0.5171	2.298	1.438
9	0.417	0.263	2.123
10	0.4256	2.402	0.033

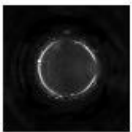
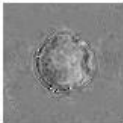
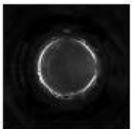
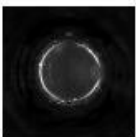
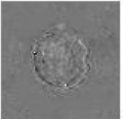
Πίνακας 14. Αντίστοιχες τιμές του ποσοστού ghosting, των Shear και Compression/Dilation distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με τον δυναμικό φωτισμό και βιντεοπροβολέα.

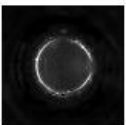
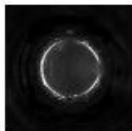
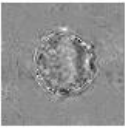
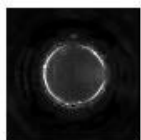
Μελέτη συμπεριφοράς απεικονιστικού συστήματος με χρήση του υποστηρικτικού συστήματος λειτουργικής απεικόνισης SensaVue – SensaVue on

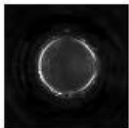
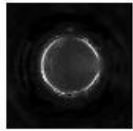
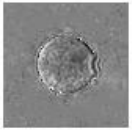
Το SensaVue είναι ένας εξοπλισμός ο οποίος αποτελείται από μία υψηλής ανάλυσης οθόνη 32'', στηριγμένη πάνω σε έναν κινούμενο βραχίονα ο οποίος ανοίγει και κλείνει για την τοποθέτηση της οθόνης σε επιθυμητή γωνία. Το όλο σύστημα βρίσκεται πάνω σε ένα κινούμενο καροτσάκι για την μετακίνησή του χειροκίνητα, οπουδήποτε μέσα στο δωμάτιο του μαγνητικού τομογράφου. Το SensaVue χρησιμοποιείται για να δίνει ακουστικά και οπτικά ερεθίσματα στον ασθενή για τη λειτουργική μαγνητική απεικόνιση αλλά και στην καθημερινή ρουτίνα.

Η μελέτη της συμπεριφοράς του συστήματος με τη χρήση του SensaVue πραγματοποιήθηκε με το απλό *Head-Neck* πηνίο, περιλαμβάνει δέκα συνεχόμενες μετρήσεις κατά τη διάρκεια μιας ημέρας και με επίπεδο προσανατολισμού το εγκάρσιο επίπεδο. Όλες οι παράμετροι της ακολουθίας EPI είναι ίδιες με αυτές της μακροπρόθεσμης μελέτης.

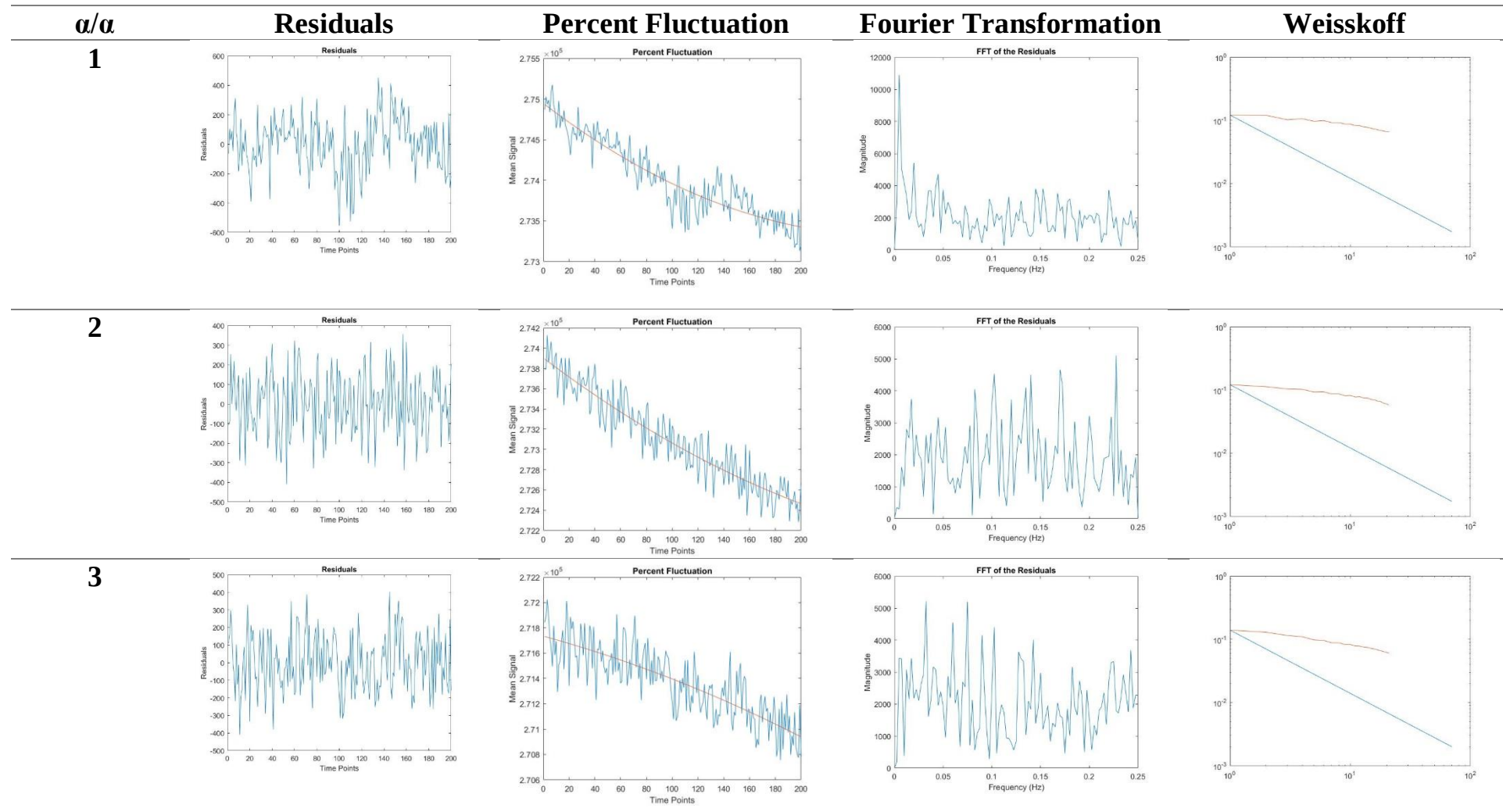
<i>α/α</i>	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
1				
2				

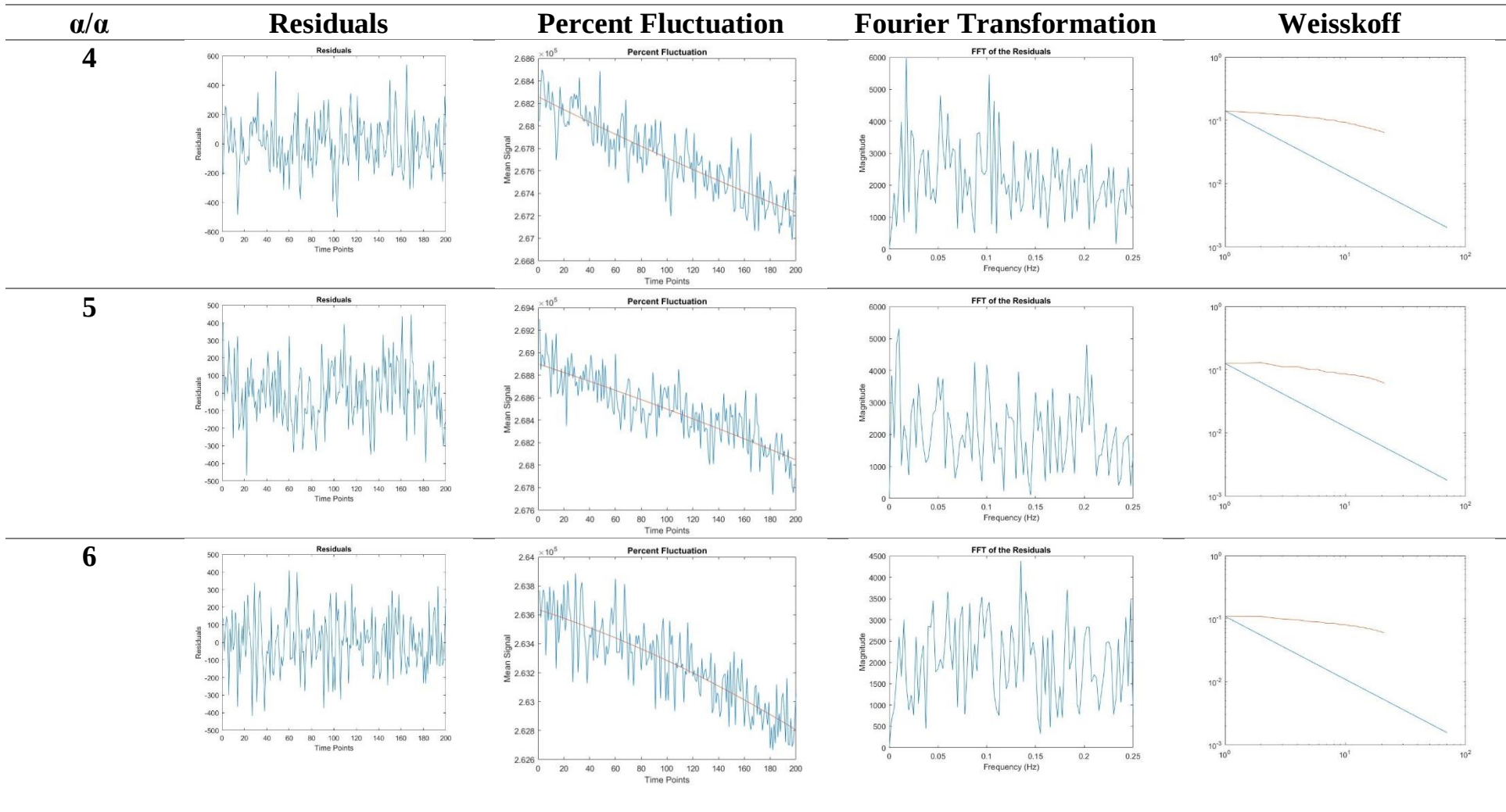
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
3				
4				
5				

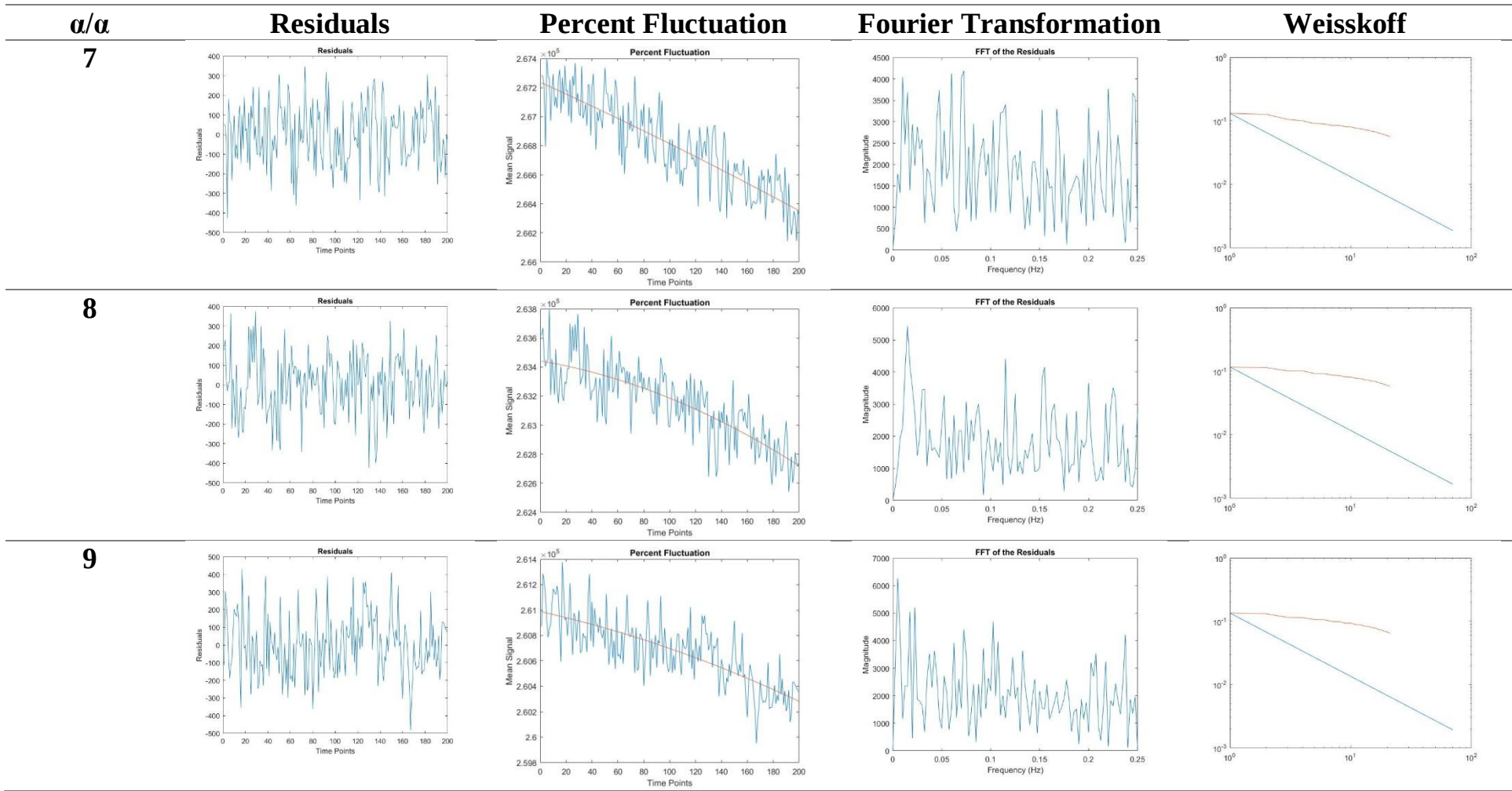
α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
6				
7				
8				

α/α	Mean Image	Temporal Fluctuation Noise Image	SFNR Image	Spatial Noise Image
9				
10				

Τα αντίστοιχα διαγράμματα,

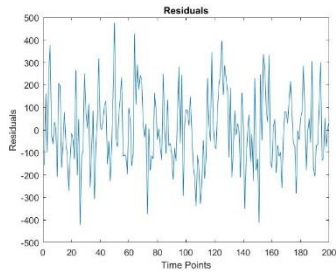




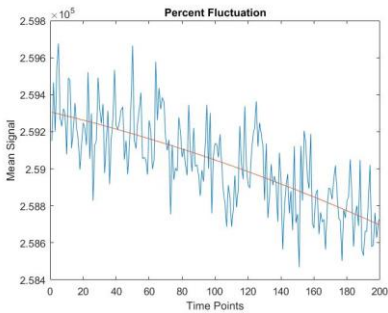


α/α
10

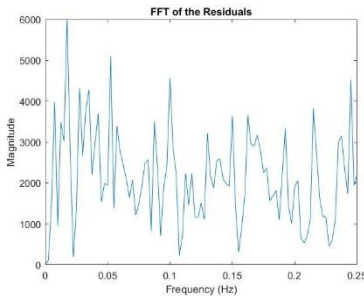
Residuals



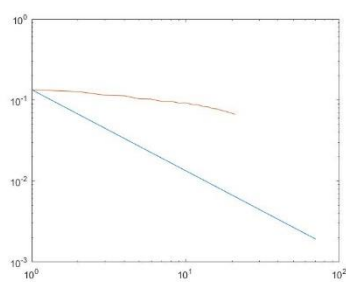
Percent Fluctuation



Fourier Transformation



Weisskoff



Μέτρηση	SNR	SFNR	Percent Fluctuation	Drift
	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>
1	1039	677.5108	0.066	0.5501
2	599.6683	706.5084	0.0576	0.5227
3	646.0197	671.8214	0.0608	0.2919
4	765.947	676.1389	0.0648	0.3819
5	907.0213	673.744	0.0618	0.316
6	349.0425	687.4426	0.0597	0.3138
7	924.5494	683.7665	0.057	0.3299
8	956.4578	688.0119	0.0577	0.2739
9	911.83	663.1674	0.0649	0.27
10	706.9691	664.0272	0.0666	0.2352

Πίνακας 15. Συγκεντρωτικός πίνακας δεικτών για την εκτίμηση της βραχυπρόθεσμης σταθερότητας του μαγνητικού τομογράφου με την οθόνη του SensaVue ανοιχτή και με το απλό head-neck πηνίο.

Μέτρηση	Ghosting ratio %	Shear Distortion %	Compression/Dilation Distortion %
	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>	<i>Εγκάρσιο</i>
1	0.5006	2.064	0.710
2	0.3398	3.686	1.495
3	0.3278	3.104	2.297
4	0.2766	3.663	2.985
5	0.2659	0.830	0.640
6	0.2614	2.281	0.737
7	0.269	1.058	1.495
8	0.244	1.958	0.043
9	0.2402	2.638	1.517
10	0.2263	1.746	3.003

Πίνακας 16. Αντίστοιχες τιμές του ποσοστού ghosting, των Shear και Compression/Dilation distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με την οθόνη του SensaVue ανοιχτή.

4.3 Στατιστική Ανάλυση

Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων πραγματοποιήθηκε με το πρόγραμμα IBM SPSS Statistics 23.0. Στην ανάλυση αυτή μελετάται η μακροπρόθεσμη μελέτη για να εξεταστούν οι διαφορές ανάμεσα στα πηνία με ίδιους προσανατολισμούς (εγκάρσιος, οβελιαίος, στεφανιαίος), συγκρίνεται η μελέτη του απεικονιστικού συστήματος μακροπρόθεσμα με την βραχυπρόθεσμη και οι βραχυπρόθεσμες μελέτες μεταξύ τους με χρήση των διαφορετικών παραγόντων (φώτα ανοιχτά, SensaVue, δυναμικό φωτισμό κτλ.).

Έπειτα οι δείκτες μεμονωμένα για κάθε κατηγορία μετρήσεων (μακροπρόθεσμα και βραχυπρόθεσμα) θα ελεγχθούν με τη βοήθεια των Shewhart charts, που παρέχει το στατιστικό πρόγραμμα SPSS, για να μελετηθεί η σταθερότητά τους. Το όριο ορίζεται από την τυπική απόκλιση, έτσι ώστε αν καμία τιμή δεν ξεπερνάει την τιμή τριών τυπικών αποκλίσεων (3σ) συμπεραίνεται πως το δείγμα, στατιστικά, είναι αξιόπιστο και συνεπώς η λειτουργία του μαγνητικού τομογράφου είναι σταθερή.

Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων αρχικά επικεντρώθηκε στον έλεγχο κανονικότητας των κατανομών των δεικτών. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στην τυπική τιμή $p\text{-value} < 0.05$. Αν μια μεταβλητή ακολουθούσε κανονική κατανομή, εξετάστηκε αν οι μέσες τιμές τους ήταν διαφορετικές κι αυτό πραγματοποιήθηκε με την εκτέλεση της ανάλυσης ANOVA. Ωστόσο, η ανάλυση ANOVA συγκρίνει τις υποομάδες των μετρήσεων λαμβάνοντας υπόψη και την ομοιογένεια των διακυμάνσεών τους. Ο έλεγχος για το αν οι διακυμάνσεις είναι στατιστικά σημαντικές ($p\text{-value} < 0.05$) ή όχι ($p\text{-value} > 0.05$) ελέγχθηκε με την ανάλυση Levene, της οποίας η μηδενική υπόθεση είναι ότι «οι υποομάδες που συγκρίνονται έχουν ίδιες διακυμάνσεις». Αν οι υποομάδες έχουν ίδιες διακυμάνσεις τότε εκτελούνταν η ανάλυση post-hoc Bonferroni. Στην αντίθετη περίπτωση εκτελούνταν η ανάλυση post-hoc Tamhane's T2 για διακυμάνσεις οι οποίες διαφέρουν μεταξύ των υποομάδων. Τέλος, στην περίπτωση που μια μεταβλητή ήταν μη κανονική η μελέτη των μέσων τιμών έγινε με το μη παραμετρικό τεστ Kruskal-Wallis 1-way ANOVA για ανεξάρτητες μεταβλητές.

Η ανάλυση δεν πραγματοποιήθηκε για τον δείκτη RDC της ανάλυσης Weisskoff γιατί ο δείκτης υπολογίζεται στο σημείο όπου το διάγραμμα Weisskoff εμφανίζει πλατώ, κάτι το οποίο δεν ισχύει, όπως φαίνεται και στα διαγράμματα παραπάνω, για καμία κατηγορία μετρήσεων. Αυτό είναι θετικό γιατί σημαίνει πως το σήμα των ογκοστοιχείων στο 21x21 ROI ήταν ανεξάρτητο από τα σήματα των γειτονικών ογκοστοιχείων.

Μελέτη σύγκρισης των πηνίων κεφαλής

Η ανάλυση αυτή πραγματοποιήθηκε από τα δεδομένα της μακροπρόθεσμης μελέτης όπου χρησιμοποιήθηκαν και τα δύο πηνία κεφαλής (32channel coil – Head-Neck coil) και στις τρεις διευθύνσεις (εγκάρσια, οβελιαία, στεφανιαία). Οι δείκτες ακολουθούσαν κανονική κατανομή και συνεπώς πραγματοποιείται ANOVA τεστ. Η ανάλυση Levene έδειξε ότι μόνο οι δείκτες SNR και Percent fluctuation έχουν μη σημαντικές στατιστικές διαφορές στην ομοιογένεια των διακυμάνσεων τους και συνεπώς μελετήθηκαν με την ανάλυση Bonferroni, ενώ αντίθετα οι SFNR και Drift με μελετήθηκαν με την ανάλυση Tamhane’s T2. Οι αναλύσεις έδειξαν ότι οι δείκτες SNR, SFNR και Percent fluctuation έχουν μη σημαντικές στατιστικές διαφορές (p-value>0.05) ενώ ο Drift εμφάνισε στατιστικά σημαντικές διαφορές (p-value<0.05). Παρακάτω φαίνεται ο πίνακας των μέσων τιμών ($\pm$ SD) των δεικτών και της διάμεσης τιμής [ελάχιστη , μέγιστη] για το Drift.

Δείκτης/Πηνίο	32channel coil	Head-Neck coil	p-value
SNR	806.36 $\pm$ 165.08	854.50 $\pm$ 142.73	0.257
SFNR	677.93 $\pm$ 34.04	685.95 $\pm$ 60.08	0.264
Percent Fluctuation	0.0611 $\pm$ 0.0060	0.0591 $\pm$ 0.0071	0.549
Drift	0.95 [0.18,1.66]	0.71 [0.20,0.96]	0.038

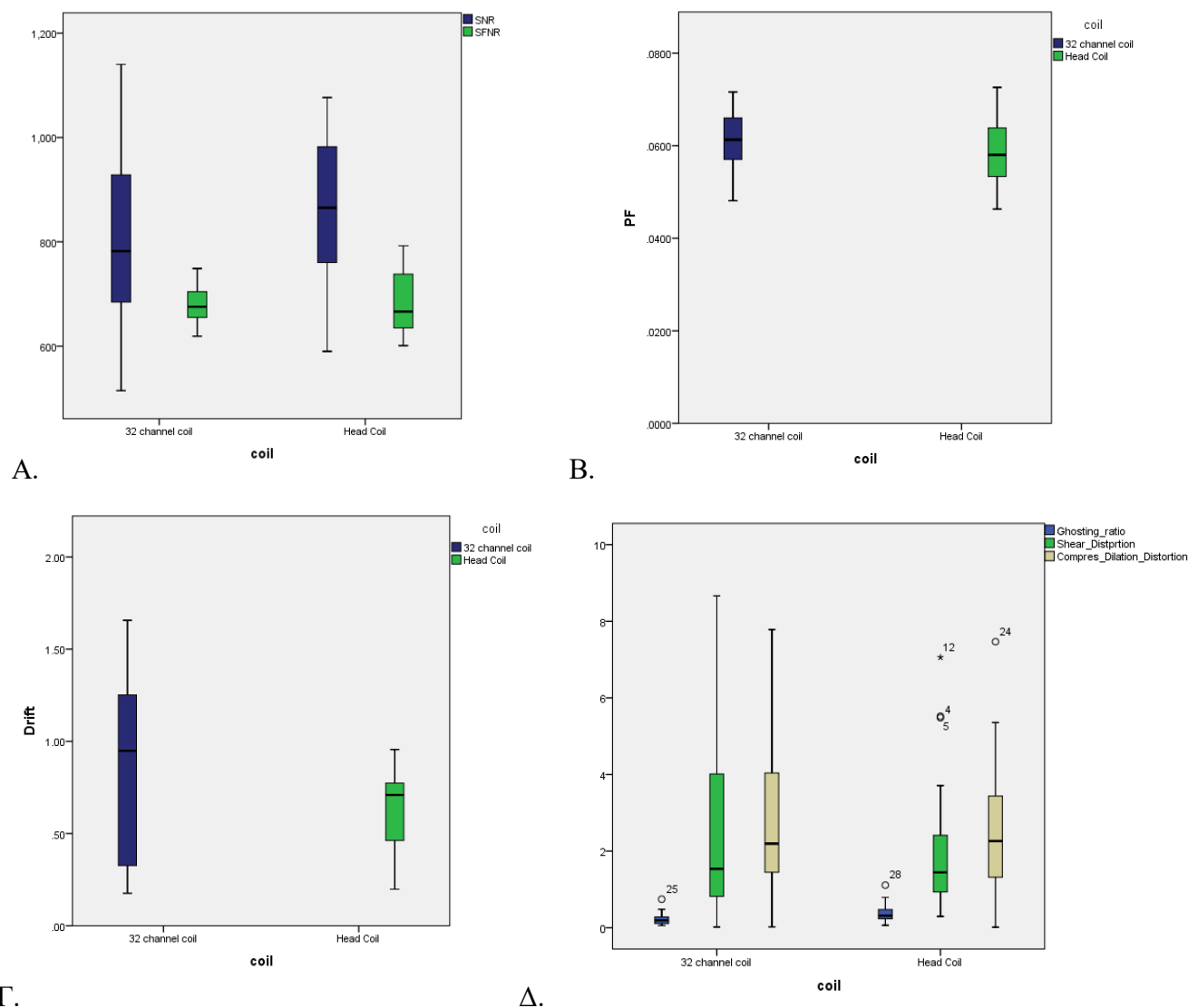
Πίνακας 17. Τιμές αναφοράς των 4 δεικτών του πρωτοκόλλου του FBIRN για τα 2 πηνία κεφαλής.

Όσον αφορά τους δείκτες του πρωτοκόλλου της AAPM κανένας δεν ακολουθούσε κανονική κατανομή, παρά μόνο ο δείκτης συμπίεσης/διαστολής και μόνο στο head-neck coil. Οι δείκτες αυτοί μελετήθηκαν με το μη παραμετρικό τεστ, Kruskal-Wallis, και φάνηκε πως ο δείκτης του ghosting έχει στατιστικά σημαντικές διαφορές (p-value<0.05) ενώ οι υπόλοιποι είχαν μη σημαντικές διαφορές (p-value>0.05). Οι διάμεσες, ελάχιστες και μέγιστες τιμές καθώς και ο παράγοντας σημαντικότητας για τα 2 πηνία κεφαλής φαίνονται στον παρακάτω πίνακα,

Δείκτης/Πηνίο	32channel coil	Head-Neck coil	p-value
Ghosting Ratio %	0.192 [0.057,0.744]	0.315 [0.063,1.111]	0.006
Shear Distortion %	1.538 [0.20,8.662]	1.445 [0.296,7.058]	0.411
Compression/Dilation Distortion %	2.194 [0.023,7.785]	2.262 [0.012,7.467] 2.466 $\pm$ 1.759	0.749

Πίνακας 18. Τιμές αναφοράς των 3 δεικτών του πρωτοκόλλου της AAPM για τα 2 πηνία κεφαλής.

Παρακάτω παραθέτονται τα γραφήματα (box plots) των δεικτών για τα 2 πηνία κεφαλής,



Σχήμα 1. Γραφήματα των δεικτών των πρωτοκόλλων του FBIRN (Α,Β,Γ) και της AAPM (Δ) για τη μελέτη σύγκρισης των 2 πηνίων κεφαλής.

Τα παραπάνω διαγράμματα (Σχήμα 1) αποτελούν τις κατανομές των 4 δεικτών του πρωτοκόλλου του FBIRN, καθώς και των 3 δεικτών του πρωτοκόλλου της AAPM, ανάμεσα στα δύο πηνία κατά τη διάρκεια της μακροπρόθεσμης μελέτης. Παρατηρείται παρόμοια συμπεριφορά ανάμεσα στα 2 πηνία με εξαίρεση την μεγαλύτερη διασπορά των τιμών του δείκτη SFNR (Σχήμα 1Α) στο Head-Neck πηνίο και της μεγαλύτερης διακύμανσης του Drift στο 32channel πηνίο (Σχήμα 1Γ). Οι διαφορές αυτές, του SFNR, οφείλονται ως επί το πλείστον στο διαφορετικό σημείο τοποθέτησης του ομοιώματος κατά την εναλλαγή των πηνίων, ενώ ο Drift σχετίζεται με τη σταθερότητα όλου του συστήματος και οι διαφορές τους, στις δύο κατηγορίες μετρήσεων, είναι τυχαίες. Τέλος, αν και παρατηρείται μεγάλη διασπορά των δεικτών του πρωτοκόλλου της AAPM, οι μέσες τιμές τους δεν ξεπερνάνε τα όρια που ορίζει το ίδιο (<3%). Σε γενικές γραμμές το 32channel πηνίο είναι καλύτερης τεχνολογίας, καθώς περιέχει περισσότερα αλλά μικρότερα στοιχεία πηνίου, παρόλα αυτά όμως δεν φαίνεται να υπερέχει σημαντικά.

Σύγκριση μακροπρόθεσμης και βραχυπρόθεσμης μελέτης

Τα δεδομένα της βραχυπρόθεσμης μελέτης προέρχονται από μετρήσεις που έγιναν μόνο με το Head-Neck πηνίο και μόνο σε μία διεύθυνση, την εγκάρσια. Συνεπώς η ανάλυση αυτή θα πραγματοποιηθεί με σύγκριση των δεδομένων της μακροπρόθεσμης μελέτης που περιλαμβάνει τις αντίστοιχες μετρήσεις (Head-Neck πηνίο, εγκάρσια διεύθυνση).

Οι δείκτες SNR και Percent fluctuation ακολουθούν κανονική κατανομή ενώ ο SFNR και Drift μη κανονική. Σύμφωνα με τη μεθοδολογία που ακολουθήθηκε παραπάνω, στους πρώτους δείκτες εφαρμόζεται η ανάλυση Levene για να ελεγχθούν οι διακυμάνσεις τους και αποδείχθηκε ότι οι διακυμάνσεις τους εμφανίζουν μη στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις 2 κατηγορίες μετρήσεων ($p\text{-value}>0.05$) και συνεπώς ελέγχονται με την ανάλυση post-hoc Bonferroni. Η ανάλυση αυτή έδειξε στατιστικά σημαντική διαφορά των δεικτών ανάμεσα στις 2 κατηγορίες μετρήσεων ($p\text{-value}<0.05$). Αντίστοιχα, οι μη παραμετρικές αναλύσεις, Kruskal-Wallis, για τους δείκτες SFNR και Drift έδειξε επίσης στατιστικά σημαντικές διαφορές με $p\text{-value}<0.05$. Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται αναλυτικά οι ενδιάμεσες τιμές, οι ελάχιστες και οι μέγιστες των δεικτών καθώς και ο παράγοντας σημαντικότητας.

Δείκτης/Status	Long term	Short term	p-value
SNR	944.75 [662.02 , 1076.50]	721.30 [430.64 , 999.79]	0.029
SFNR	766.26 [637.00 , 792.49]	572.83 [561.28 , 606.41]	<0.0001
Percent Fluctuation	0.0515 [0.0463 , 0.0629]	0.0705 [0.0633 , 0.0765]	<0.0001
Drift	0.74 [0.46 , 0.96]	0.29 [0.16 , 0.88]	0.003

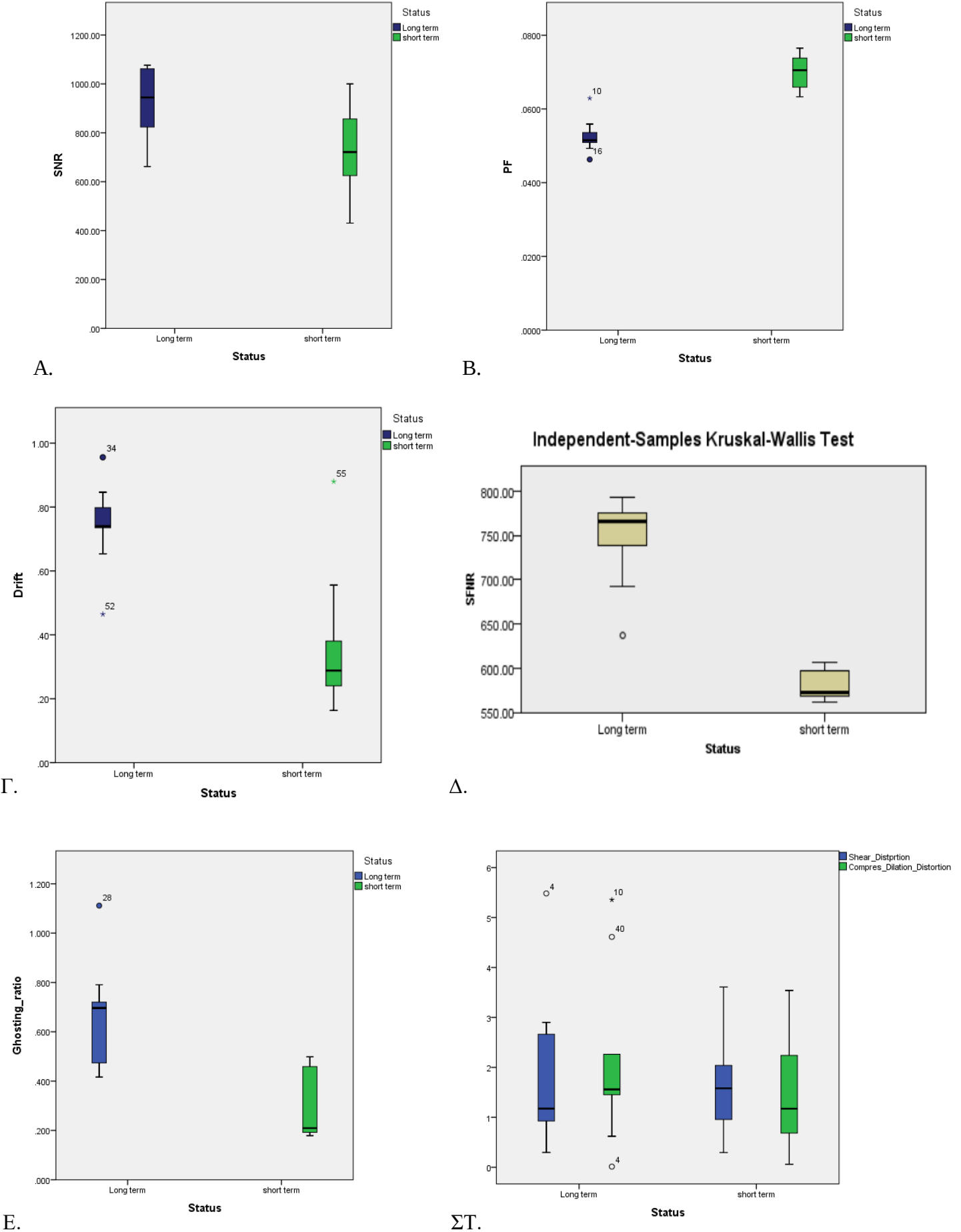
Πίνακας 19. Τιμές αναφοράς των 4 δεικτών του πρωτοκόλλου του FBIRN ανάμεσα στη μακροπρόθεσμη και βραχυπρόθεσμη μελέτη στο head-neck πηνίο και στην εγκάρσια διεύθυνση.

Αντίστοιχα για τους δείκτες του πρωτοκόλλου της AAPM, όλοι οι δείκτες είχαν κανονική κατανομή στη μία ομάδα μετρήσεων ενώ στην άλλη μη κανονική και συνεπώς θα αναλυθούν με μη παραμετρικά τεστ Kruskal-Wallis. Η ανάλυση αυτή έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές για τον δείκτη του βαθμού ghosting, ενώ αντίθετα, για τους υπόλοιπους 2 δείκτες έδειξε μη σημαντικές στατιστικές διαφορές. Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται οι ενδιάμεσες, οι ελάχιστες και οι μέγιστες τιμές των δεικτών αυτών.

Δείκτης/Status	Long term	Short term	p-value
Ghosting Ratio %	0.697 [0.417 , 1.111]	0.209 [0.179 , 0.499]	0.001
Shear Distortion %	1.174 [0.296 , 5.483]	1.580 [0.293 , 3.608]	0.568
Compression/Dilation Distortion %	1.558 [0.013 , 5.355]	1.172 [0.059 , 3.540]	0.514

Πίνακας 20. Τιμές αναφοράς των 3 δεικτών του πρωτοκόλλου της AAPM ανάμεσα στη μακροπρόθεσμη και βραχυπρόθεσμη μελέτη στο head-neck πηνίο, στην εγκάρσια διεύθυνση.

Παρακάτω παραθέτονται τα διαγράμματα (box plots) των παραπάνω τιμών ανάμεσα στις 2 κατηγορίες μετρήσεων (long term – short term),



Ο δείκτης SNR έχει μεγάλες διακυμάνσεις στην μακροπρόθεσμη και βραχυπρόθεσμη μελέτη ενώ ο SFNR δεν φαίνεται να έχει μεγάλες διακυμάνσεις, οι τιμές τους όμως φαίνονται να διαφέρουν πολύ ανάμεσα στις δύο ομάδες μετρήσεων. Αυτό που δείχνει να έχει μεγάλη σημασία είναι η μεγάλη διαφορά των δεικτών Percent Fluctuation και Drift, όπου το ποσοστό διακύμανσης του σήματος είναι μεγαλύτερο στην βραχυπρόθεσμη μελέτη, κάτι που σημαίνει ότι εισάγεται περισσότερος θόρυβος στο σήμα, πιθανόν από θέματα αυξανόμενης θερμοκρασίας (θερμικός θόρυβος). Αυτό μπορεί να φανεί και από το δείκτη SFNR που, ουσιαστικά, είναι το σήμα διαιρεμένο προς τις διακυμάνσεις του θορύβου, όπου φαίνονται καθαρά οι μικρές τιμές του στην βραχυπρόθεσμη μελέτη (περισσότερος θόρυβος). Ο δείκτης του Drift, δείχνει την μεγαλύτερη διακύμανση που είχε το σήμα (διαφορά μέγιστης με ελάχιστη τιμή) και φαίνεται ότι στην μακροπρόθεσμη μελέτη υπολογίστηκε το μεγαλύτερο ποσοστό. Αυτό δικαιολογείται γιατί στην μακροπρόθεσμη μελέτη το ομοίωμα δεν τοποθετούνταν στην ίδια θέση μέσα στο πηνίο κάθε φορά (στην βραχυπρόθεσμη το ομοίωμα δεν μετακινείται, αφού παίρνονταν δέκα μετρήσεις συνεχόμενα). Η θέση του ομοιώματος μέσα στο πηνίο παίζει σημαντικό ρόλο καθώς το πηνίο το ίδιο, δέχεται το σήμα που προέρχεται από το ομοίωμα, από όλη τη γεωμετρία του. Αν το ομοίωμα βρίσκεται πιο κοντά στη μία πλευρά του πηνίου τότε η απέναντι πλευρά θα δέχεται μικρότερο σήμα. Η μεταφορά του σήματος στον αέρα φθίνει πολύ γρήγορα, οπότε το μεγαλύτερο σήμα που δέχεται η μία πλευρά δεν εξισορροπεί την έλλειψη του σήματος της απέναντι. Οι τιμές του πρωτοκόλλου της AAPM βρίσκονταν μέσα στα αποδεκτά όρια. Από τα παραπάνω συμπεραίνεται η ανάγκη χρήσης βάσης για τη τοποθέτηση και σταθεροποίηση του ομοιώματος μέσα στο πηνίο, πράγμα το οποίο δεν υπάρχει στον εξοπλισμό του εργαστηρίου.

Σύγκριση των διαφορετικών διευθύνσεων της μακροπρόθεσμης μελέτης

Στην ανάλυση αυτή θα συγκριθούν όλοι οι δείκτες των 2 πρωτοκόλλων ανάμεσα στις κατηγορίες των διευθύνσεων που πάρθηκαν στην μακροπρόθεσμη μελέτη. Οι συγκρίσεις θα γίνουν θεωρώντας τα δύο πηνία ως ένα και οι μετρήσεις θα ομαδοποιηθούν με βάση τις 3 διευθύνσεις, εγκάρσια, οβελιαία, στεφανιαία.

Όλοι οι δείκτες του πρωτοκόλλου του FBIRN ακολουθούν κανονική κατανομή για όλες τις κατηγορίες διευθύνσεων, άρα θα συγκριθούν με ανάλυση ANOVA. Η ανάλυση Levene έδειξε ότι όλοι οι δείκτες έχουν ομοιογενείς διακυμάνσεις (p-value>0.05) και συνεπώς θα εξετασθούν με post-hoc Bonferroni test. Η μελέτη έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές για όλους τους δείκτες, σε όλες τις κατηγορίες διευθύνσεων με p-value<0.05 εκτός του δείκτη SNR. Οι τιμές αναφοράς των δεικτών για τις τρεις μετρήσεις φαίνονται παρακάτω.

Δείκτης/Διεύθυνση	Εγκάρσια	Οβελιαία	Στεφανιαία	p-value
SNR	833.34 ± 168.94	820.37 ± 154.16	801.48 ± 156.12	0.066
SFNR	695.04 ± 48.56	671.80 ± 35.67	672.96 ± 36.29	<0.0001
Percent Fluctuation	0.0590 ± 0.0067	0.0617 ± 0.0058	0.0611 ± 0.0061	<0.0001
Drift	0.82 ± 0.42	0.80 ± 0.43	0.75 ± 0.46	0.003

Πίνακας 21. Τιμές αναφοράς των 4 δεικτών του πρωτοκόλλου του FBIRN μεταξύ των 3 διευθύνσεων της μακροπρόθεσμης μελέτης.

Αντίστοιχα για τους δείκτες του πρωτοκόλλου της AAPM, όλοι οι δείκτες εμφάνισαν μη κανονική κατανομή εκτός του δείκτη ghosting που θα αναλυθεί με test ANOVA, ενώ οι υπόλοιποι θα αναλυθούν με μη παραμετρικά τεστ Kruskal-Wallis 1-way ANOVA. Η ανάλυση Levene έδειξε ανομοιογένεια των διακυμάνσεων του δείκτη ghosting μεταξύ των διευθύνσεων και συνεπώς μελετήθηκε με Tamhane’s T2 test το οποίο έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές (p-value<0.005). Αντιθέτως η ανάλυση Kruskal-Wallis 1-way ANOVA για τους υπόλοιπους δείκτες του πρωτοκόλλου της AAPM έδειξε μη στατιστικά σημαντικές διαφορές. Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται αναλυτικά οι τιμές αναφοράς των δεικτών αυτών ανάμεσα στις διευθύνσεις,

Δείκτης/Διεύθυνση	Εγκάρσια	Οβελιαία	Στεφανιαία	p-value
Ghosting Ratio %	0.336 ± 0.260	0.238 ± 0.140	0.216 ± 0.143	<0.0001
Shear Distortion %	1.496 [0.020 , 8.662]	1.532 [0.020 , 8.662]	1.556 [0.020 , 8.662]	0.950
Compression/Dilation Distortion %	1.883 [0.013 , 7.785]	1.889 [0.012 , 7.785]	2.849 [0.023 , 7.785]	0.072

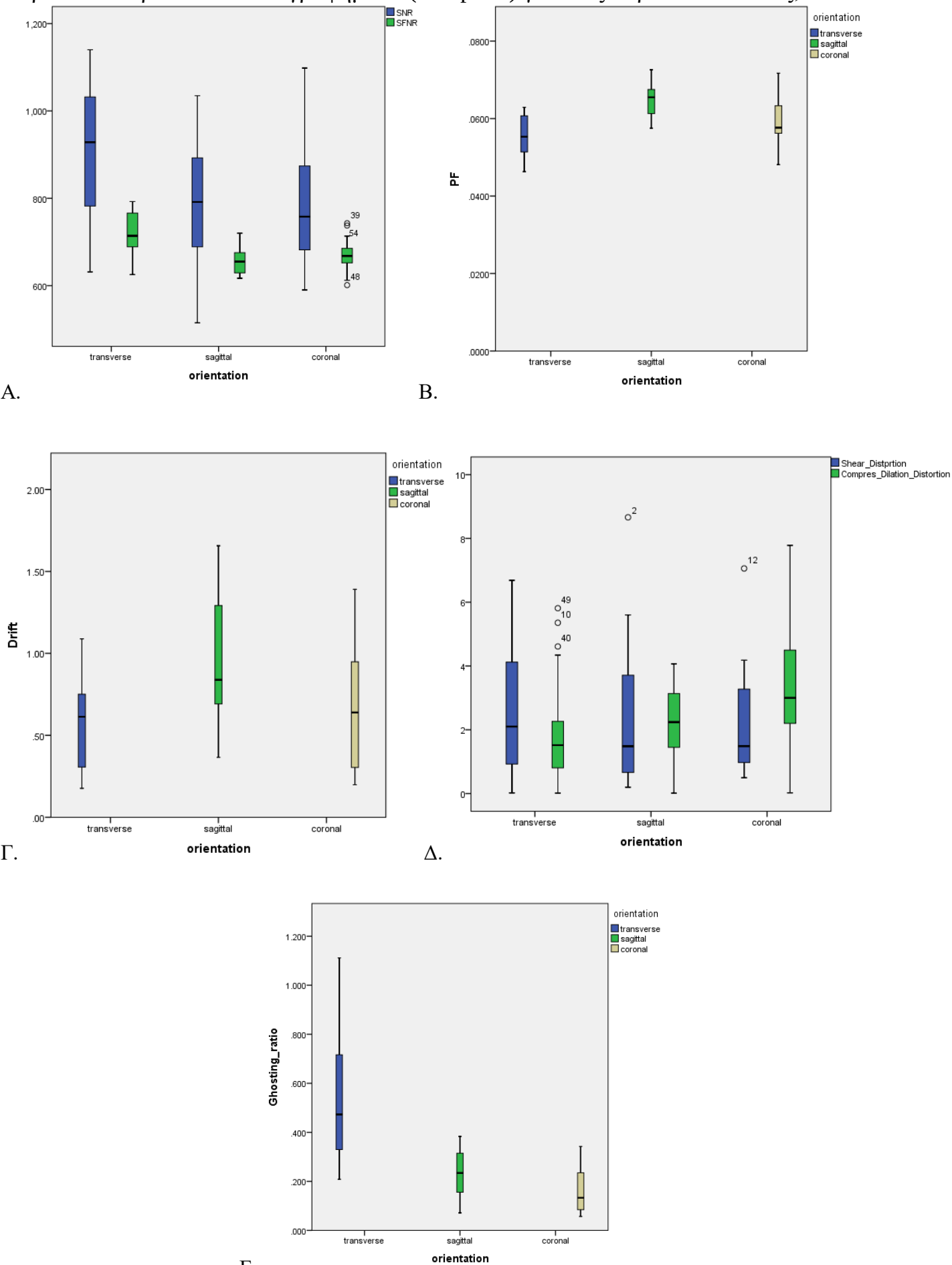
Πίνακας 22. Τιμές αναφοράς των 3 δεικτών του πρωτοκόλλου της AAPM ανάμεσα στις 3 διευθύνσεις της μακροπρόθεσμης μελέτης.

Στο σημείο αυτό εισάγεται ακόμη ένας πίνακας που δείχνει τους παράγοντες στατιστικής σημαντικότητας (p-value) ανά ζεύγη διευθύνσεων,

Διεύθυνση		SNR	SFNR	Percent fluctuation	Drift	GR	SD	CDD
Εγκάρσια	Οβελιαία	0.053	<0.001	<0.0001	0.001	<0.0001	0.924	0.429
	Στεφανιαία	0.041	0.001	0.029	0.384	<0.0001	0.681	0.027
Οβελιαία	Στεφανιαία	0.960	0.213	0.014	0.019	0.034	0.975	0.129

Πίνακας 23. Πίνακας συσχέτισης (p-values) των διευθύνσεων ανά ζεύγη για όλους τους δείκτες των 2 πρωτοκόλλων

Παρακάτω παραθέτονται τα γραφήματα (box plots) για τους παραπάνω δείκτες,



Σχήμα 3. Γραφήματα των δεικτών των πρωτοκόλλων του FBIRN (A,B,Γ) και της AAPM (Δ,Ε) για τη σύγκριση των τριών διευθύνσεων (εγκάρσια, οβελιαία, στεφανιαία) στη μακροπρόθεσμη μελέτη.

Ξεκινώντας από τα διαγράμματα των δεικτών του πρωτοκόλλου FBIRN, φαίνεται ότι οι δείκτες SNR και SFNR έχουν μεγαλύτερες τιμές στην εγκάρσια διεύθυνση. Αντίστοιχα ο δείκτης της ποσοστιαίας διακύμανσης έχει μικρότερες τιμές στην διεύθυνση αυτή, σε σχέση με τις υπόλοιπες δύο, που σημαίνει ότι εντάσσεται μεγαλύτερος θόρυβος στην οβελιαία και στεφανιαία διεύθυνση. Η μικρότερη αυτή διακύμανση φαίνεται και από την συμπεριφορά του δείκτη Drift που παίρνει τις χαμηλότερες τιμές μεταξύ των τριών κατηγοριών. Η συμπεριφορά των δεικτών είναι τελείως διαφορετική άμα ληφθούν υπόψη οι δείκτες του πρωτοκόλλου της AAPM. Συγκεκριμένα ο δείκτης του ποσοστού ghosting (Σχήμα 3Ε) παίρνει τις μεγαλύτερες τιμές στην εγκάρσια διεύθυνση. Η εναλλαγή διευθύνσεων, πρακτικά σημαίνει εναλλαγή των βαθμιδωτών πεδίων, έτσι ώστε όταν στη μία διεύθυνση το βαθμιδωτό πεδίο x αντιστοιχεί στη διεύθυνση κωδικοποίησης της συχνότητας, το βαθμιδωτό πεδίο y στη διεύθυνση κωδικοποίησης της φάσης και το βαθμιδωτό πεδίο z στη διεύθυνση επιλογής τομής, η αλλαγή διεύθυνσης αλλάζει τις παραπάνω αντιστοιχίες. Συμπεραίνεται λοιπόν, ότι οι διαφορές του παραπάνω δείκτη οφείλονται στις διαφορετικές ασυμμετρίες των βαθμιδωτών πεδίων μεταξύ τους, έχοντας την μεγαλύτερη ασυμμετρία στην επιλογή εγκάρσιας διεύθυνσης. Οι ασυμμετρίες αυτές είναι δύσκολο να εκμηδενισθούν, ειδικά στις γρήγορες ακολουθίες, όπως π.χ. η EPI, λόγω τις πολύ γρήγορης εναλλαγής της πολικότητας των βαθμιδωτών πεδίων. Ωστόσο, οι τιμές των δεικτών του πρωτοκόλλου της AAPM, βρίσκονται μέσα στα αποδεκτά όρια που ορίζει.

Ανάλυση μελετών με χρήση περισσότερων παραμέτρων και εξαρτημάτων

Η ανάλυση αυτή αφορά τη μελέτη της σταθερότητας του μαγνητικού τομογράφου χρησιμοποιώντας περισσότερες παραμέτρους τις οποίες αναφέραμε παραπάνω (συνήθη φώτα δωματίου, δυναμικό φωτισμό και βιντεοπροβολέα, υποστηρικτικό σύστημα λειτουργικής απεικόνισης SensaVue). Τα αποτελέσματα των μετρήσεων αυτών θα συγκριθούν με αυτά της βραχυπρόθεσμης μελέτης, αφού και οι ίδιες αποτελούν 10 μετρήσεις ημερήσιες και συνεπώς τα αποτελέσματα τους είναι συγκρίσιμα.

Οι δείκτες SNR και Percent Fluctuation ακολουθούν κανονικές κατανομές σε όλες τις κατηγορίες μετρήσεων και εξετάστηκαν με το τεστ ANOVA. Η ανάλυση Levene έδειξε μη σημαντική στατιστική διαφορά των διακυμάνσεων ($p\text{-value}>0.05$) και συνεπώς η σύγκριση έγινε με την ανάλυση Bonferroni που έδειξε μη στατιστικά σημαντική διαφορά για τον SNR, ενώ αντίθετα στατιστικά σημαντική διαφορά εμφάνισε ο δείκτης Percent fluctuation. Το μη παραμετρικό test Kruskal-Wallis, για την ανάλυση των άλλων δεικτών έδειξαν επίσης στατιστικά σημαντική διαφορά. Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται οι τιμές αναφοράς των δεικτών αυτών.

Δείκτης/Status	Βραχυπρόθεσμη	Συνήθη φώτα	Δυναμικός φωτισμός	SensaVue	p-value
SNR	731.33 ± 169.96	745.75 ± 124.28	845.58 ± 99.35	780.65 ± 209.32	0.379
SFNR	572.83 [561.28, 606.41]	581.59 [548.10 , 593.96]	644.44 [588.27, 681.17]	676.82 [663.17, 706.51]	<0.0001
Percent Fluctuation	0.0698 ± 0.0049	0.0686 ± 0.0054	0.0637 ± 0.0040	0.0617 ± 0.0037	0.001
Drift	0.29 [0.16,0.88]	0.17 [0.11 , 0.31]	0.21 [0.17 , 0.38]	0.31 [0.24,0.55]	<0.0001

Πίνακας 24. Τιμές αναφοράς των 4 δεικτών του πρωτοκόλλου του FBIRN στην μελέτη εξέτασης επηρεασμού των παραμέτρων και εξοπλισμών στη λειτουργία του μαγνητικού τομογράφου.

Οι δείκτες του βαθμού ghosting και ο shear distortion, του πρωτοκόλλου της AAPM, εμφάνισαν μη κανονική κατανομή για κάποιες παραμέτρους και συνεπώς θα αναλυθούν με μη παραμετρικά test. Αντίθετα ο δείκτης Compression/Dilation είχε κανονική κατανομή. Το Levene test για τον δείκτη αυτό έδειξε μη στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των υποομάδων και συνεπώς αναλύθηκε με το post-hoc test Bonferroni, το οποίο έδειξε μη στατιστικά σημαντική διαφορά των δεικτών μεταξύ των ομάδων. Αντίθετα το Kruskal-Wallis test για τους άλλους 2 δείκτες έδειξε σημαντική στατιστική διαφορά. Παρακάτω παραθέτονται οι τιμές αναφοράς των δεικτών αυτών.

Δείκτης/Status	Βραχυπρόθεσμη	Συνήθη φώτα	Δυναμικός φωτισμός	SensaVue	p-value
Ghosting Ratio %	0.209 [0.179,0.499]	0.204 [0.183,0.396]	0.460 [0.417,0.670]	0.267 [0.226,0.501]	<0.0001
Shear Distortion %	1.580 [0.293,3.608]	0.615 [0.294,1.993]	2.192 [0.263,3.883]	2.172 [0.830,3.686]	0.005
Compression/Dilation Distortion %	1.422 ± 1.037	1.149 ± 1.182	0.938 ± 0.840	1.492 ± 1.009	0.606

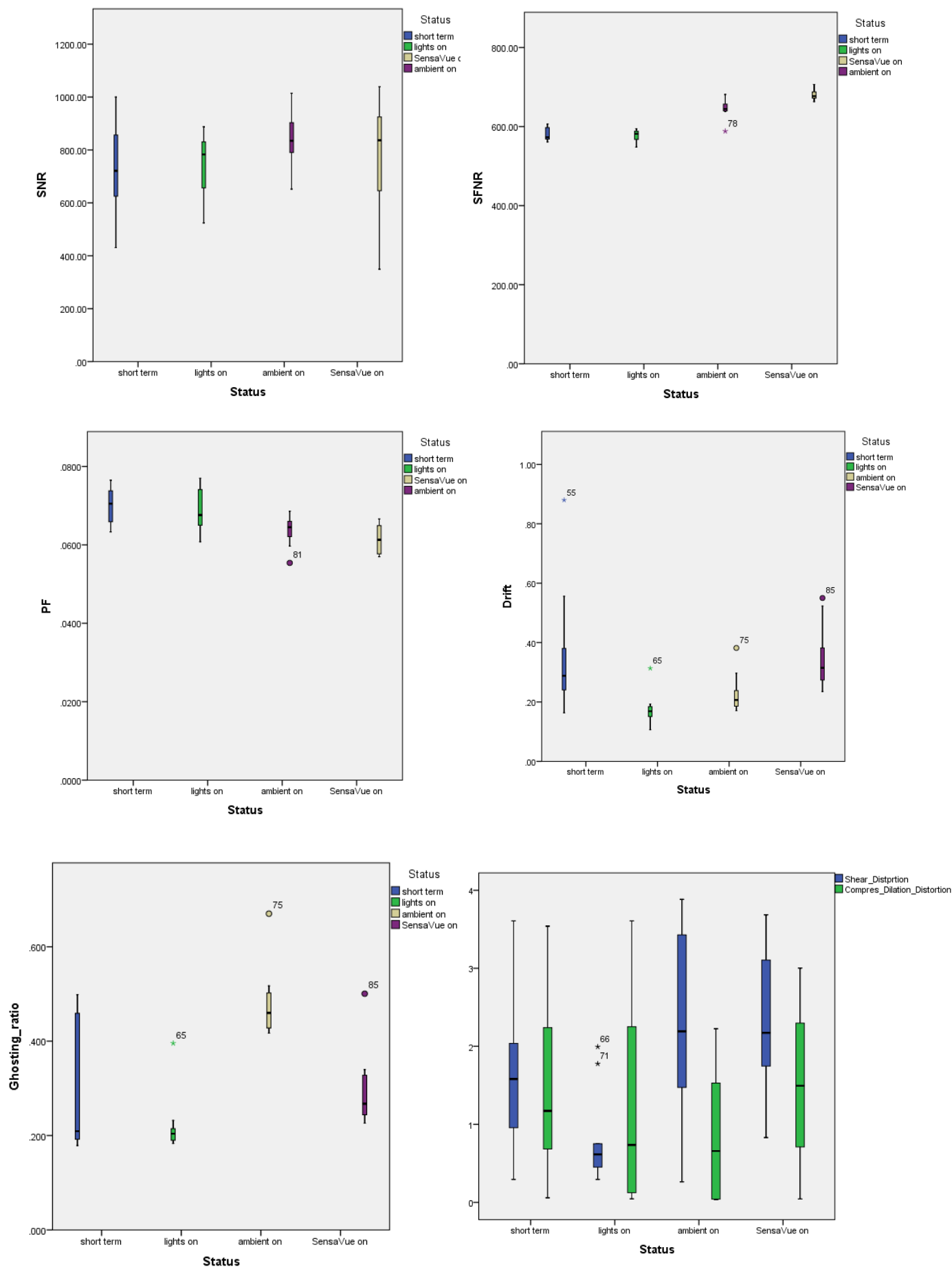
Πίνακας 25. Τιμές αναφοράς των 3 δεικτών του πρωτοκόλλου της AAPM στην μελέτη εξέτασης επηρεασμού των παραμέτρων και εξοπλισμών στη λειτουργία του μαγνητικού τομογράφου.

Παρακάτω εισάγεται ο πίνακας που περιέχει τους παράγοντες σημαντικότητας μεταξύ ζευγαριών των παραπάνω παραμέτρων για να φανεί η συσχέτιση της κάθε υποομάδας σε σχέση με το αντίστοιχο ζευγάρι της.

Παράμετρος/Δείκτης	Status	SNR	SFNR	PF	Drift	GR	SD	CDD
Short term	Lights	1.000	1.000	1.000	0.020	0.850	0.287	1.000
	Ambient	0.668	<0.0001	0.029	0.209	<0.0001	1.000	1.000
	SensaVue	1.000	<0.0001	0.002	1.000	1.000	1.000	1.000
Lights	Ambient	0.975	<0.0001	0.138	1.000	<0.0001	0.016	1.000
	SensaVue	1.000	<0.0001	0.011	0.027	0.482	0.009	1.000
Ambient	SensaVue	1.000	0.001	1.000	0.264	<0.0001	1.000	1.000

Πίνακας 26. Παράγοντες σημαντικότητας για τα κάθε ζεύγος παραμέτρων (status) των δεικτών.

Παρακάτω παραθέτονται τα γραφήματα (box plots) για τους παραπάνω δείκτες,



Σχήμα 4. Γραφήματα των δεικτών των πρωτοκόλλων του FBIRN και της AAPM στην μελέτη εξέτασης επηρεασμού των παραμέτρων και εξοπλισμών στη λειτουργία του μαγνητικού τομογράφου.

Από τον πίνακα 24 και τα γραφήματα (σχήμα 4), παρατηρείται βελτιωμένη συμπεριφορά των δεικτών όταν εισάγονται παράγοντες που δυνητικά μπορούν να αποσταθεροποιήσουν το σύστημα, κάτι που φαινομενικά είναι παράδοξο. Οι τιμές του SNR για την βραχυπρόθεσμη μελέτη και με τα φώτα ανοιχτά έχουν μη στατιστικά σημαντικές διαφορές (πίνακας 26), για όλους τους δείκτες των 2 πρωτοκόλλων. Οι δύο αυτές μετρήσεις έγιναν την ίδια μέρα, χωρίς μετακίνηση του ομοιώματος μέσα στο πηνίο. Όσον αφορά τις υπόλοιπες μετρήσεις που έγιναν σε διαφορετικές μέρες (ambient, SensaVue), παρατηρούνται στατιστικά σημαντικές διαφορές για κάποιους δείκτες που οφείλονται στην διαφορετική τοποθέτηση του ομοιώματος μέσα στο πηνίο. Έτσι αναδεικνύεται η σημασία χρήσης βάσης για την τοποθέτηση και σταθεροποίηση του ομοιώματος.

Από τον πίνακα 24, παρατηρούνται μεγαλύτερες τιμές του δείκτη SFNR για τις κατηγορίες μετρήσεων που έγιναν μεμονωμένα (Ambient, SensaVue) και έχουν τις μικρότερες διακυμάνσεις στο σήμα (percent fluctuation) από ότι οι άλλες δύο, δηλαδή λιγότερο θόρυβο. Συμπεραίνεται πως η εφαρμογή γρήγορων ακολουθιών (EPI) διαδοχικά, όπως συνέβη για τις δύο πρώτες μετρήσεις, μπορεί να επηρεάσει αρνητικά την ποιότητα της εικόνας. Σημειώνεται ότι η «βραχυπρόθεσμη» μέτρηση είχε πραγματοποιηθεί μετά από μία μέτρηση της μακροπρόθεσμης ανάλυσης όποτε το σύστημα είχε θερμανθεί.

Έλεγχος συστήματος πριν και μετά το service

Στα μέσα των μετρήσεων της μακροπρόθεσμης σταθερότητας του μαγνητικού τομογράφου, εμφανίστηκε πρόβλημα στο σύστημα ψύξης όπου υπήρχε ελάχιστη διαρροή ηλίου. Στην παράγραφο αυτή θα μελετήσουμε αν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές των δεικτών για τα 2 πρωτόκολλα για να δούμε αν η επισκευή άλλαξε την συμπεριφορά τους.

Το test κανονικότητας έδειξε πως όλοι οι δείκτες του πρωτοκόλλου του FBIRN ακολουθούσαν κανονική κατανομή πριν και μετά το service. Αντιθέτως, οι δείκτες της AAPM ακολουθούσαν μη κανονικές κατανομές εκτός του Shear distortion πριν το service και του compression/dilation μετά το service. Παρ’ όλα αυτά θα αναλυθούν με μη παραμετρικά test.

Το Levene test έδειξε μη στατιστικά σημαντικές διαφορές των διακυμάνσεων μεταξύ των 2 υποομάδων (πριν και μετά το service), συνεπώς οι δείκτες μελετήθηκαν με την ανάλυση Bonferroni, στην οποία φάνηκε ότι οι δείκτες είχαν μη στατιστικά σημαντική διαφορά (p-value>0.05).

Δείκτης/Service	Πριν το Service	Μετά το service	p-value
SNR	871.68 ± 138.87	797.43 ± 161.08	0.080
SFNR	673.67 ± 42.45	688.55 ± 52.67	0.267
Percent fluctuation	0.0607 ± 0.0068	0.0597 ± 0.0065	0.597
Drift	0.66 ± 0.32	0.80 ± 0.42	0.188

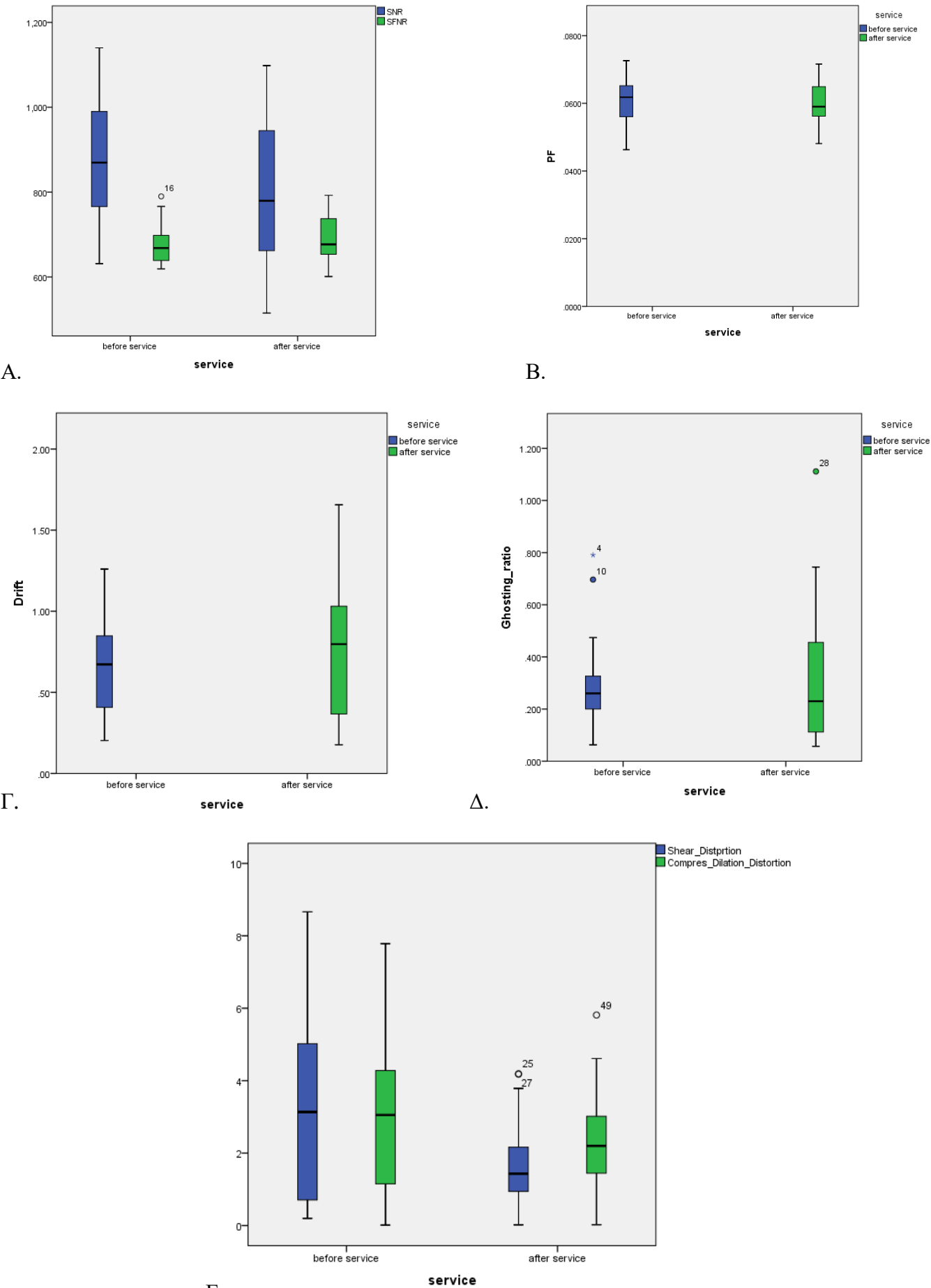
Πίνακας 27. Τιμές των δεικτών του πρωτοκόλλου του FBIRN και ο παράγοντας σημαντικότητας πριν και μετά το service.

Αντίστοιχα η μη παραμετρική ανάλυση, Kruskal-Wallis, των δεικτών του πρωτοκόλλου της AAPM έδειξαν μη στατιστικά σημαντικές διαφορές. Αναλυτικά οι τιμές τους αναγράφονται στον παρακάτω πίνακα,

Δείκτης/Service	Πριν το Service	Μετά το service	p-value
Ghosting ratio %	0.260 [0.063,0.791]	0.230 [0.057,1.111]	0.676
Shear Distortion %	3.135 [0.198,8.662]	1.431 [0.020,4.189]	0.060
Compression/Dilation Distortion	3.051 [0.012,7.785]	2.199 [0.023,5.812]	0.230

Πίνακας 28. Τιμές των δεικτών του πρωτοκόλλου της AAPM και ο παράγοντας σημαντικότητας πριν και μετά το service.

Παρακάτω παραθέτονται τα box plots των παραπάνω μετρήσεων,



Σχήμα 5. Γραφήματα δεικτών του πρωτοκόλλου του FBIRN (A,B,Γ) και του πρωτοκόλλου της AAPM (Δ,Ε) για τον έλεγχο πιθανών διαφορών πριν και μετά το service του συστήματος ψύξης.

Από τους πίνακες και τα γραφήματα φαίνεται ότι δεν υπήρχε ουσιαστική διαφορά των μέσων ή ενδιάμεσων τιμών των δεικτών αλλά και των διακυμάνσεων τους.

4.4 Έλεγχοι σταθερότητας του απεικονιστικού συστήματος

Ο έλεγχος της σταθερότητας θα γίνει με τη βοήθεια του εργαλείου Quality Control του IBM SPSS το οποίο εξάγει τα γραφήματα *Shewhart* [30]. Στα γραφήματα αυτά επιλέγονται κάποια όρια και έπειτα εξετάζεται αν οι τιμές των δεικτών τα ξεπερνάνε. Τα όρια δεν επιλέγονται αυθαίρετα αλλά βασίζονται σε κάποιους στατιστικούς κανόνες.

Όλες οι μετρήσεις, ακόμα και σε τέλει συνθήκες, εμφανίζουν μια μορφή διακύμανσης η οποία προκύπτει από τυχαία και συστηματικά σφάλματα. Για να μετρηθούν οι διακυμάνσεις, χρησιμοποιείται μια μετρική που ονομάζεται Σίγμα (*Sigma*). Η σίγμα είναι μια στατιστική μέτρηση, που δείχνει πόση διαφοροποίηση υπάρχει από έναν στατιστικό μέσο όρο και δεν είναι τίποτα άλλο παρά η τετραγωνική ρίζα του συντελεστή διακύμανσης, δηλαδή η τυπική απόκλιση,

$$\text{Σίγμα} = \sqrt{\text{διακύμανσης}}$$

Το σίγμα μετράει σε ποιο βαθμό τα παρατηρούμενα δεδομένα αποκλίνουν από τον μέσο όρο. Στη στατιστική χρησιμοποιείται το όριο 3-σίγμα, που αναφέρεται στα δεδομένα τα οποία είναι εντός του ορίου των τριών τυπικών αποκλίσεων. Ένα σύστημα το οποίο εξάγει κάποια δεδομένα που βρίσκονται μέσα σε αυτά τα όρια αναφέρεται σε διαδικασίες που λειτουργούν αποτελεσματικά και παράγουν προϊόντα υψηλής ποιότητας.

Υπάρχουν δύο τύποι γραφημάτων που εξάγονται για την εκτίμηση σταθερότητας για κάθε δείκτη, το *Individual Chart* (διάγραμμα μεμονωμένων τιμών) και το *Moving Range Chart* (διάγραμμα κινούμενου εύρους). Η πρώτη κατηγορία αφορά κάθε τιμή μεμονωμένα και ελέγχει αν κάποια ξεφεύγει από το διάστημα (όριο) που έχει οριστεί. Η δεύτερη κατηγορία αφορά τις διαφορές των διαδοχικών μετρήσεων και ορίζεται η διαφορά *MR* (*Moving Range*), όπου

$$MR = |x_i - x_{i-1}|$$

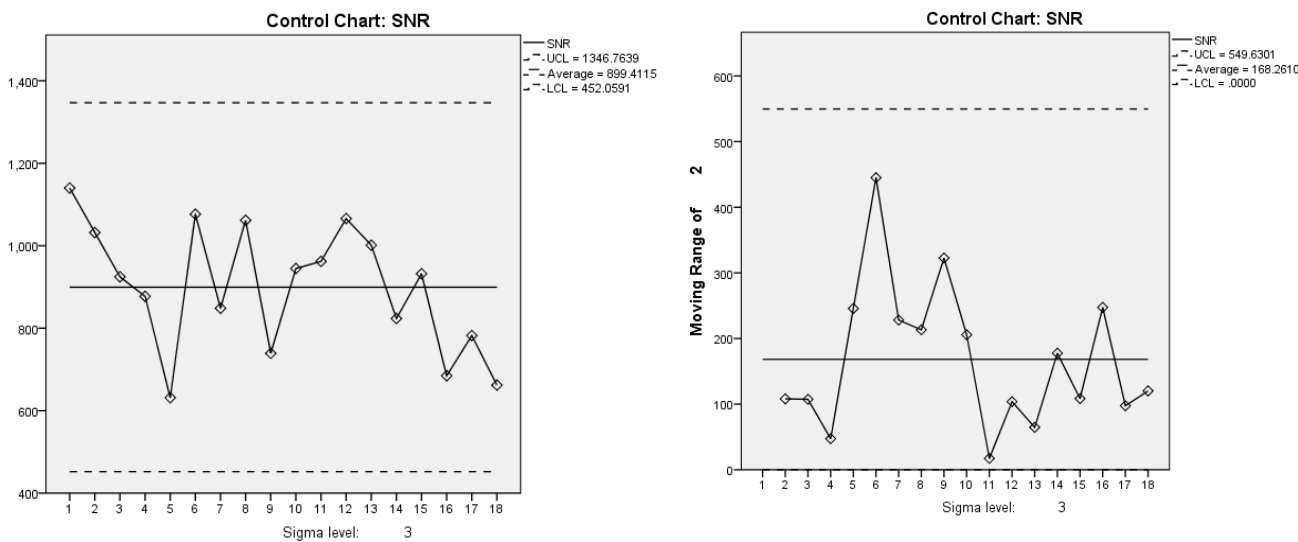
,όπου x_i μία μέτρηση και ελέγχει αν η διαφορά δύο διαδοχικών τιμών ξεπερνάει το προκαθορισμένο όριο. Η τιμή του σίγμα μπορεί να θεωρηθεί ίση με αυτή της τυπικής απόκλισης ή να εκτιμηθεί με τη βοήθεια των κινούμενων διακυμάνσεων. Με βάση τη μεθοδολογία [30] υπολογίζεται η μέση τιμή $\overline{MR}$ από την οποία εξάγεται η τιμή του σίγμα και τα όρια ελέγχου (*Control Limits*) που ορίζονται ως εξής,

$$UCL = \bar{x} + 3\sigma = \bar{x} + 3 \frac{\overline{MR}}{1.128} = \bar{x} + 2.66\overline{MR} \quad \text{Upper Control Limit}$$

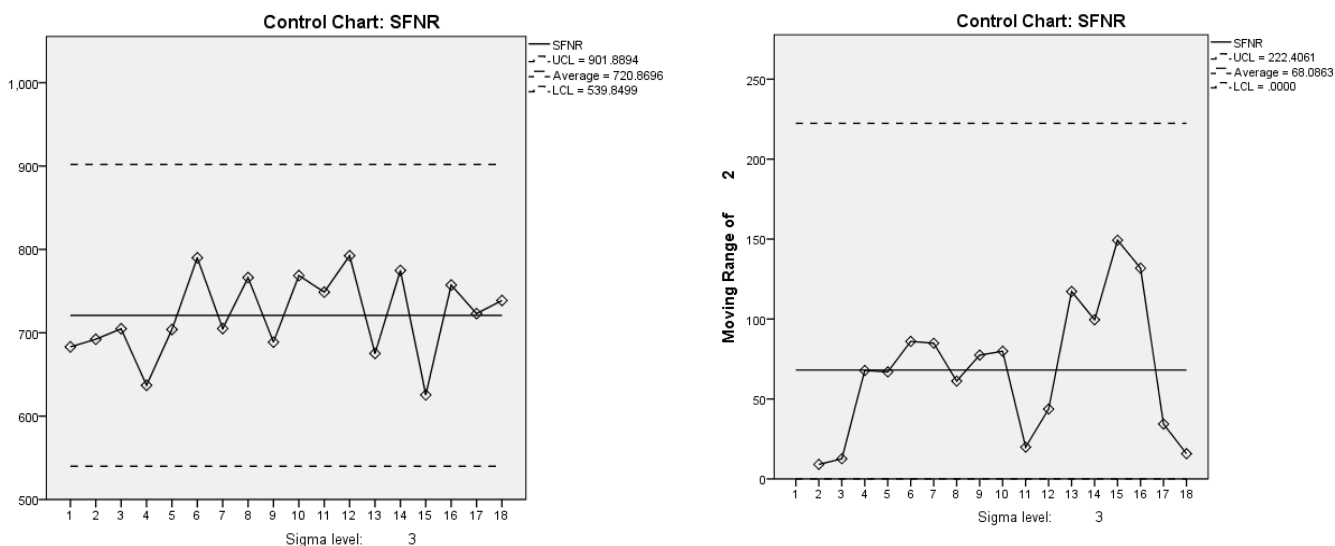
$$LCL = \bar{x} - 3\sigma = \bar{x} - 3 \frac{\overline{MR}}{1.128} = \bar{x} - 2.66\overline{MR} \quad \text{Lower Control Limit}$$

Παρακάτω παραθέτονται τα γραφήματα *Shewhart* για τον κάθε δείκτη στην μακροπρόθεσμη και βραχυπρόθεσμη μελέτη. Η ανάλυση έδειξε ότι οι δείκτες χαρακτηρίζονται από καλή σταθερότητα με εξαίρεση των δεικτών *Drift* και *Ghosting ratio* στις πρώτες μετρήσεις των βραχυπρόθεσμων μελετών. Οι πρώτες 2 μετρήσεις θα πρέπει να διαγράφονται ώστε να επιτυγχάνεται πυρηνικός συντονισμός και ισορροπία δινορρευματικής πέδης (*eddy current equilibrium*) κάτι το οποίο δεν πραγματοποιούνταν στην παρούσα ανάλυση και έχει άμεση συνέπεια στην ασυμμετρία των βαθμιδωτών πεδίων και στην δημιουργία μεγαλύτερης έντασης *ghost*.

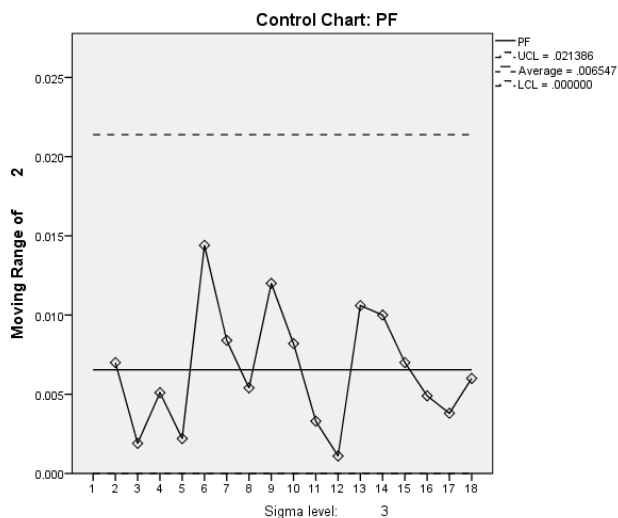
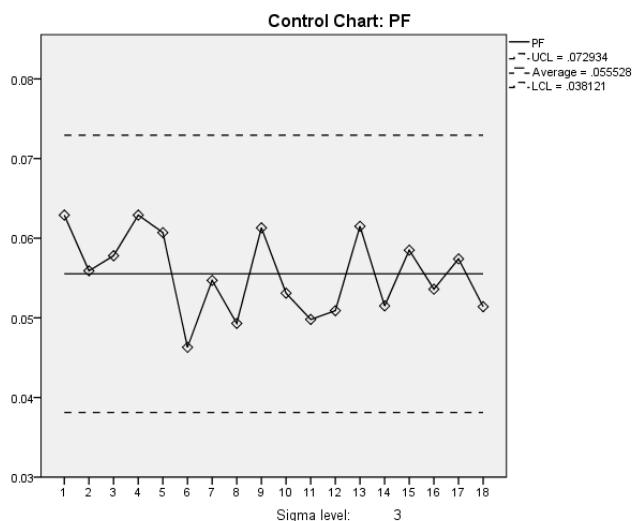
Μελέτη μακροπρόθεσμης σταθερότητας



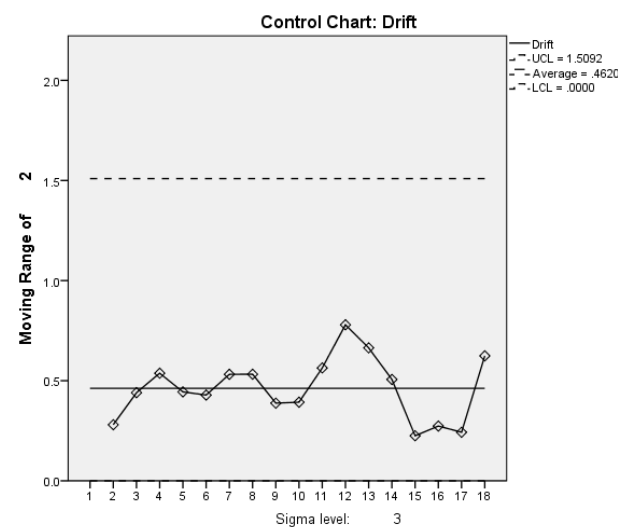
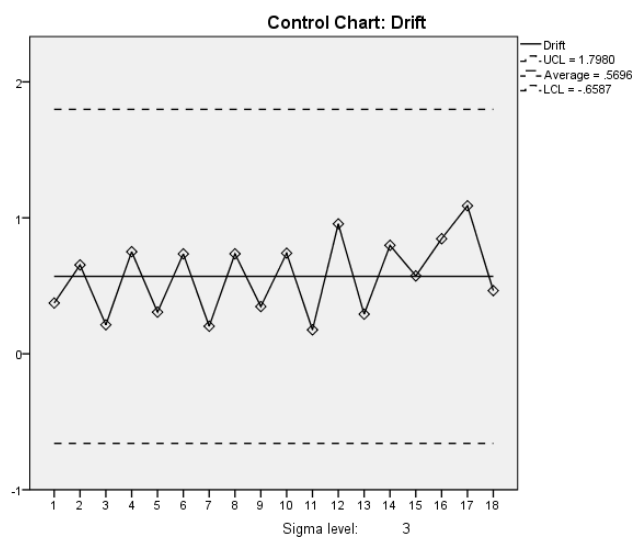
Σχήμα 6. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη SNR στην μακροπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



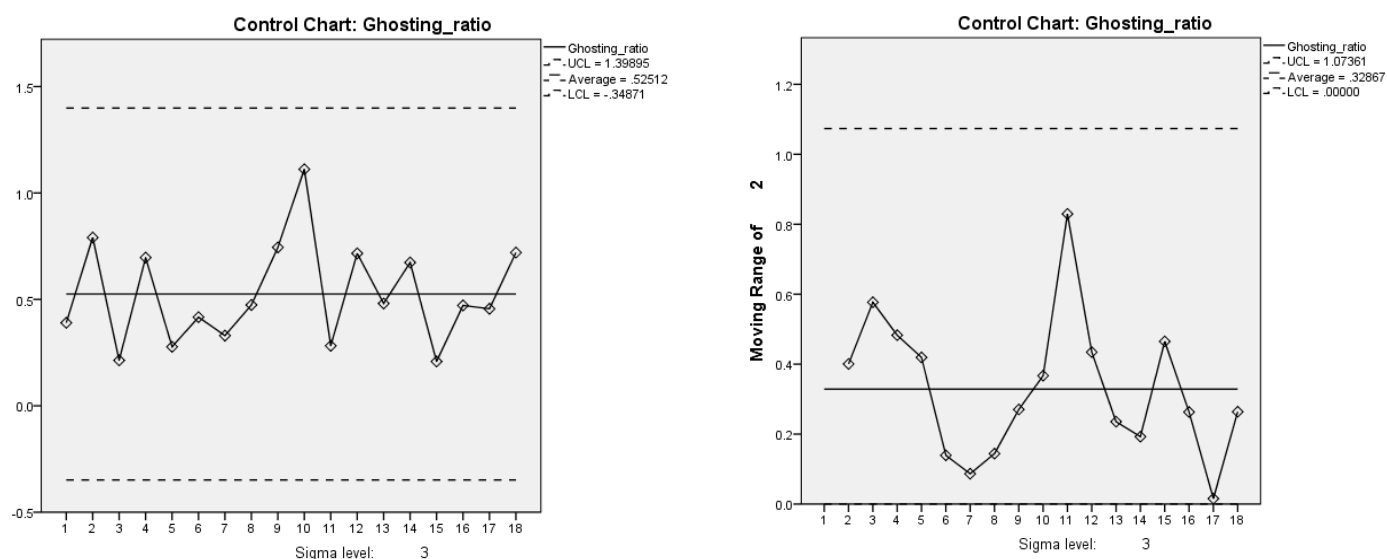
Σχήμα 7. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη SFNR στην μακροπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



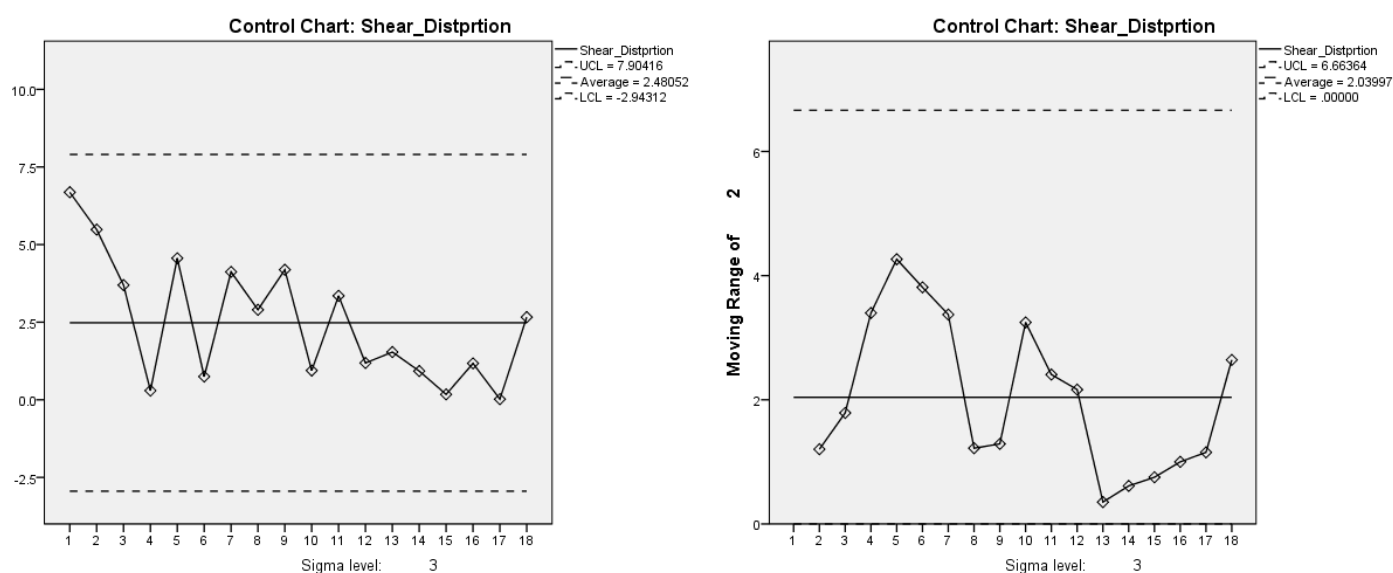
Σχήμα 8. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Percent fluctuation (ποσοστιαίας διακύμανσης) στην μακροπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



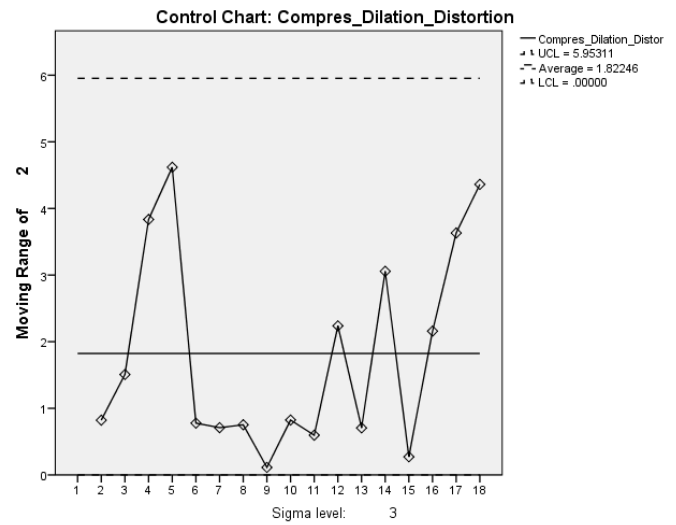
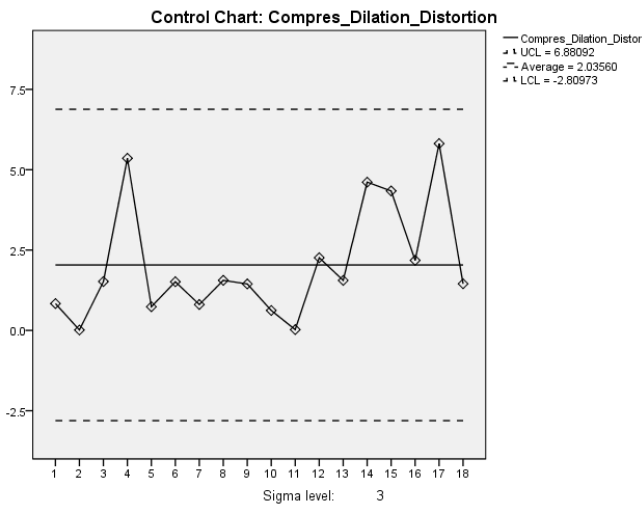
Σχήμα 9. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Drift στην μακροπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



Σχήμα 10. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Ghosting ratio στην μακροπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

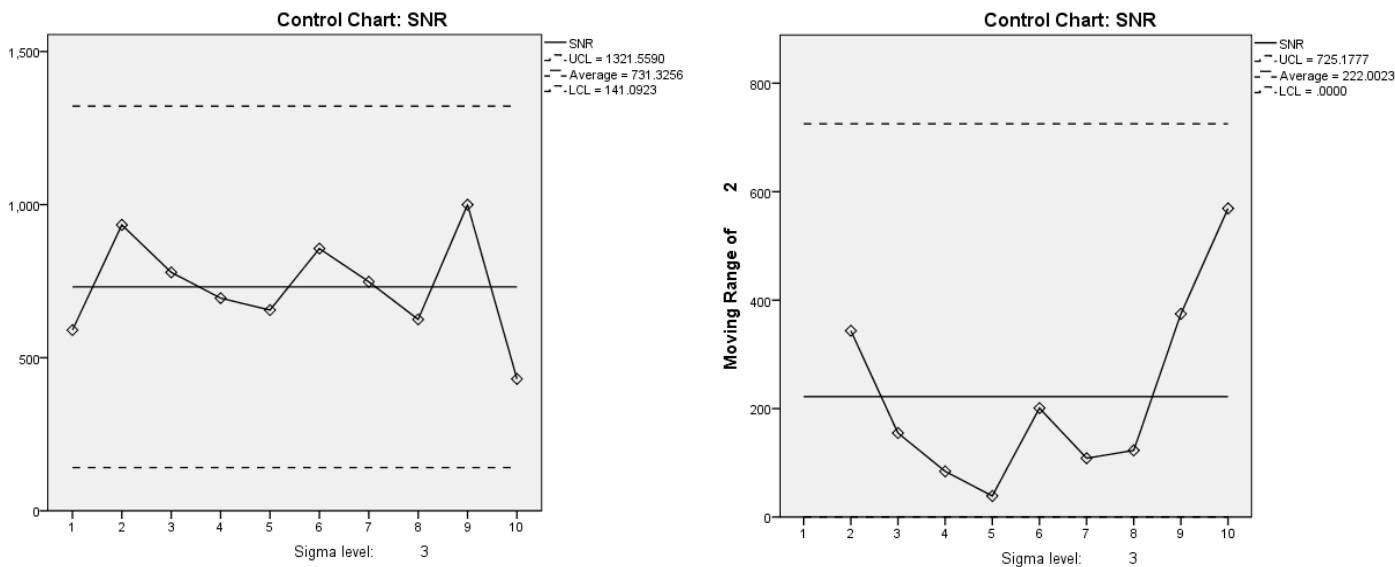


Σχήμα 11. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Shear Distortion στην μακροπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

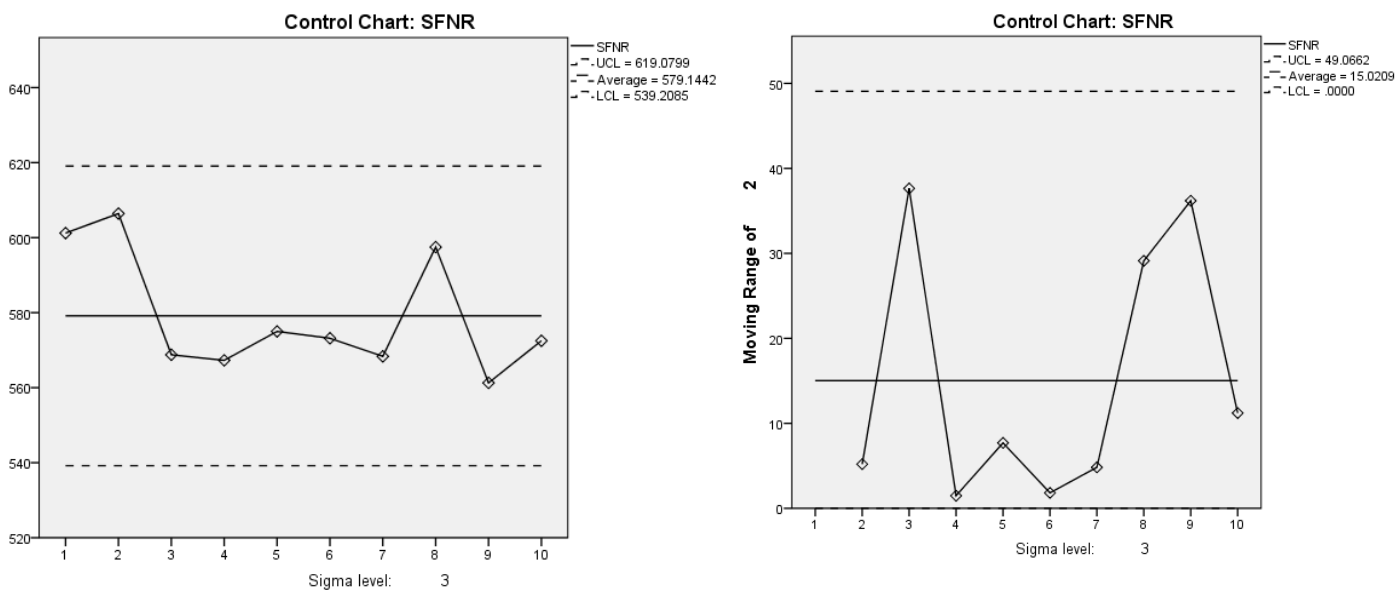


Σχήμα 12. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Compression/Dilation Distortion στην μακροπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

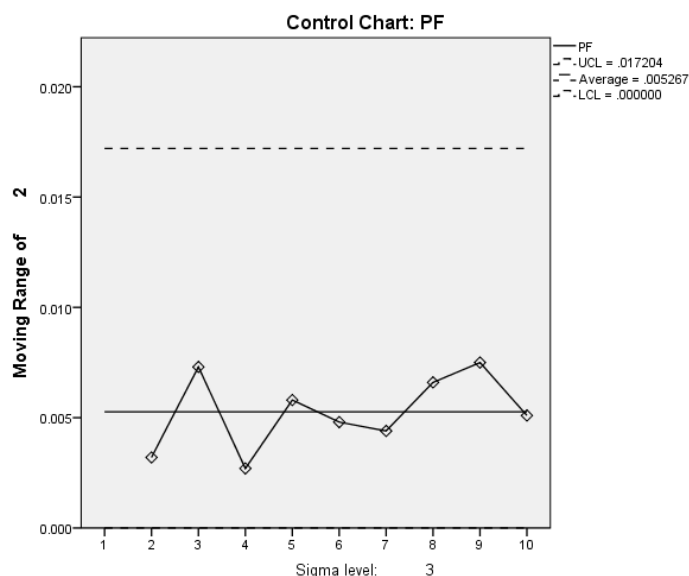
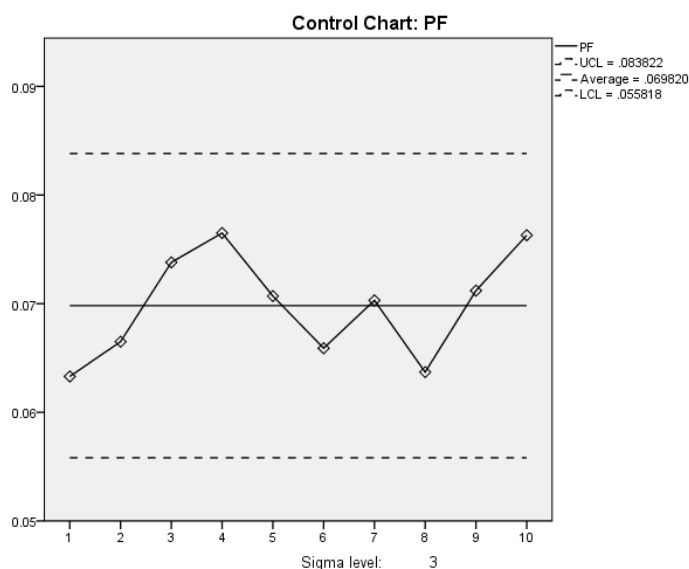
Μελέτη βραχυπρόθεσμης σταθερότητας



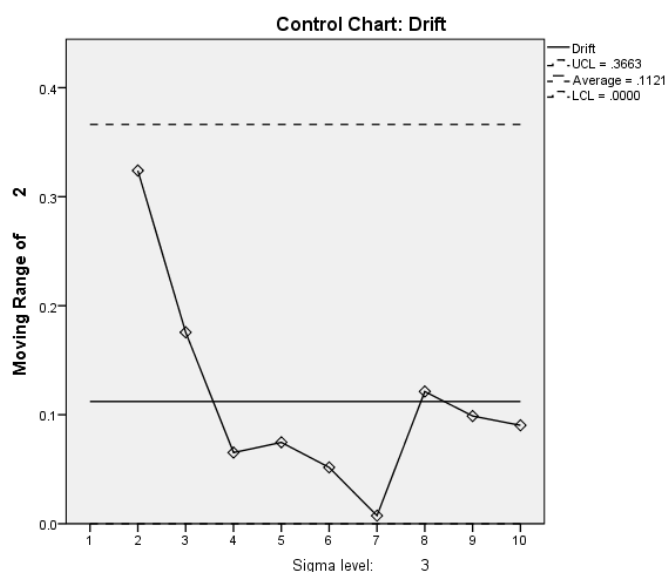
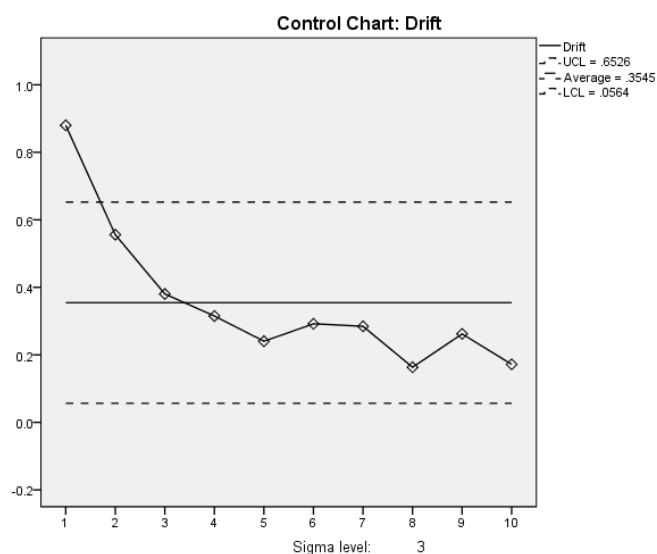
Σχήμα 13. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη SNR στην βραχυπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



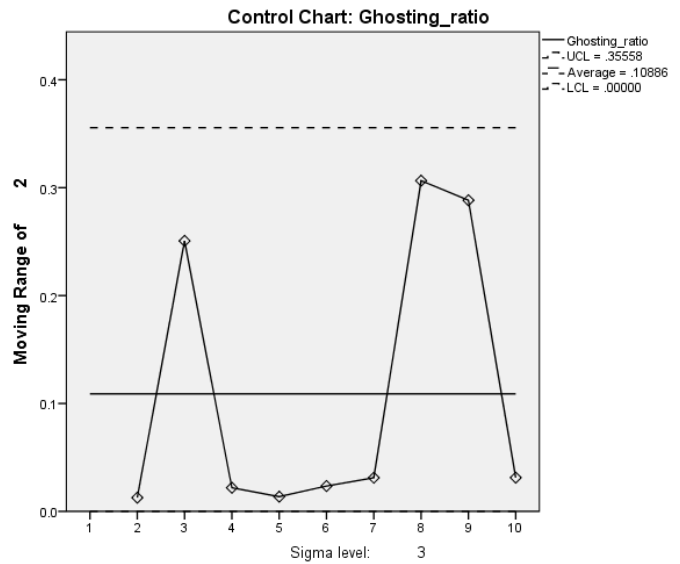
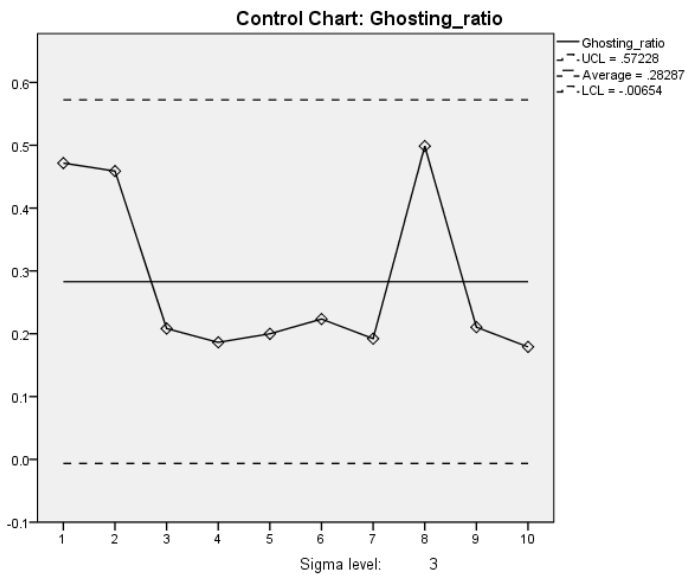
Σχήμα 14. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη SFNR στην βραχυπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



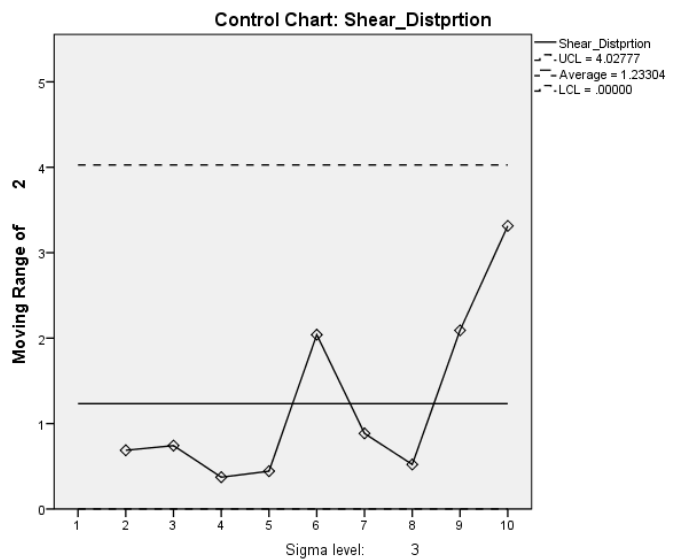
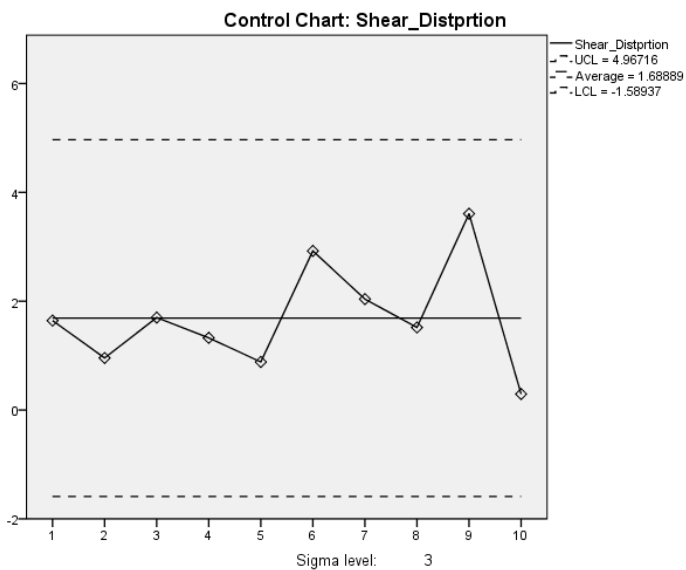
Σχήμα 15. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Percent fluctuation στην βραχυπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



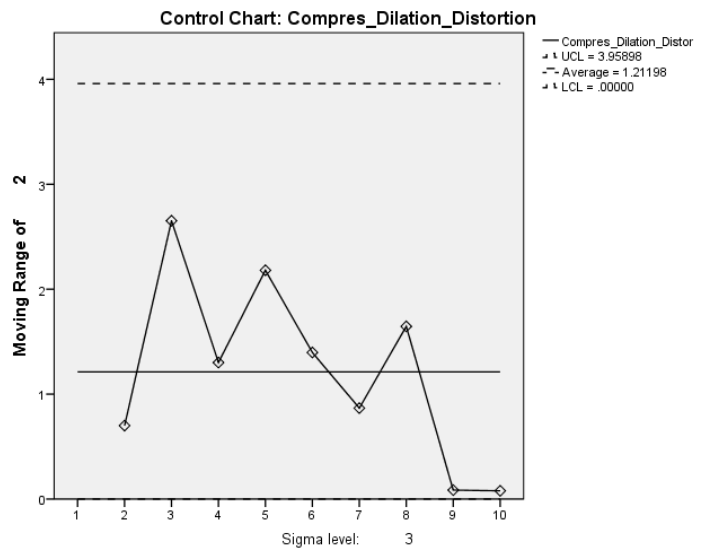
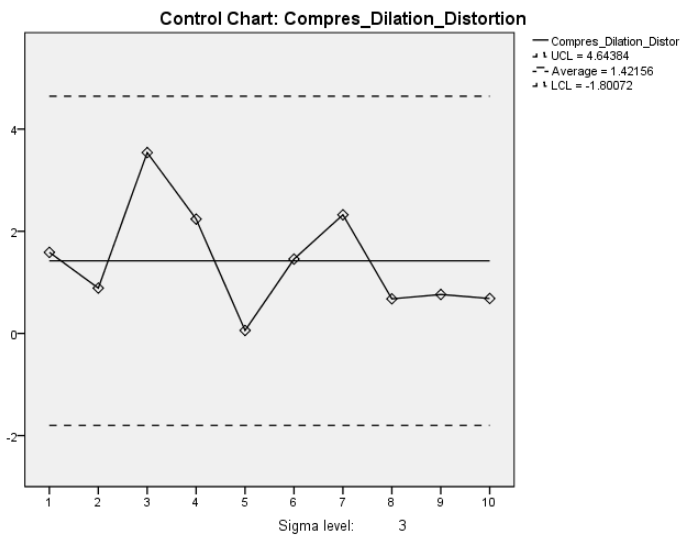
Σχήμα 16. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Drift στην βραχυπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



Σχήμα 17. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Ghosting Ratio στην βραχυπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

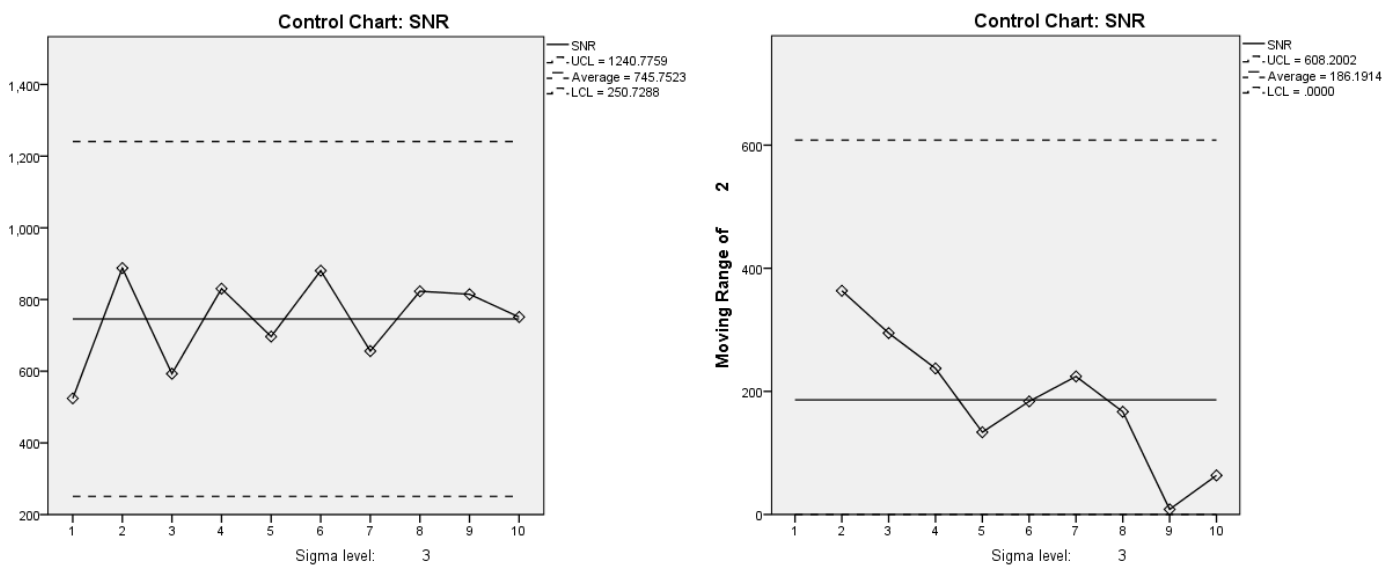


Σχήμα 18. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Shear Distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

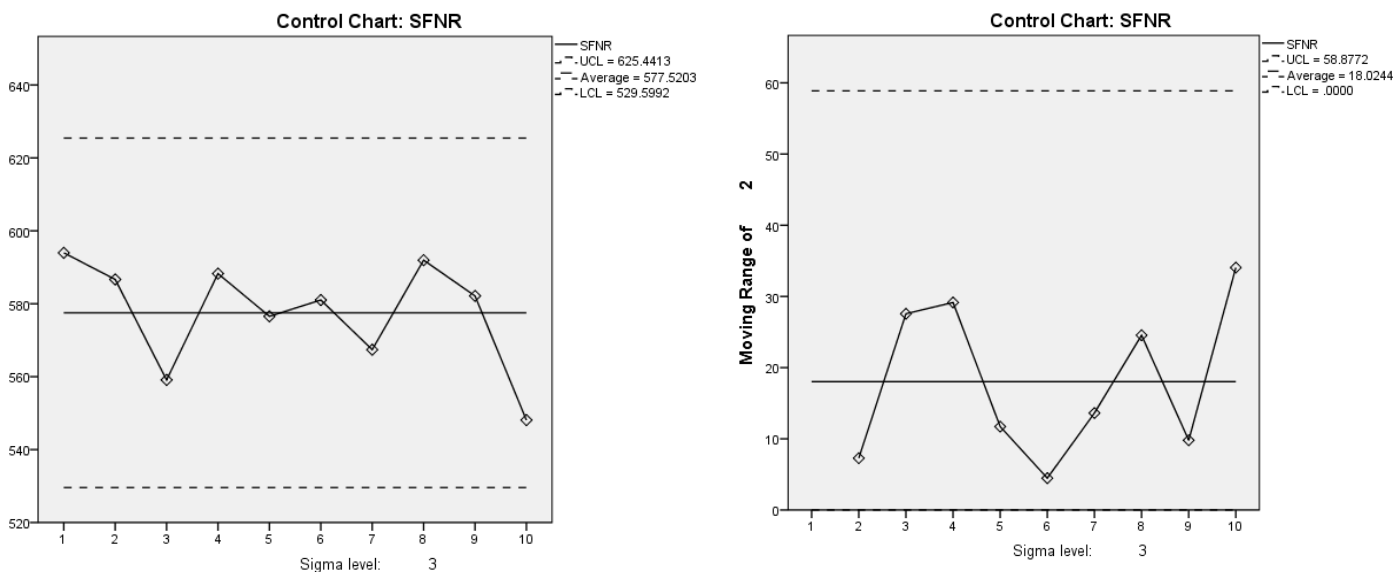


Σχήμα 19. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Compression/Dilation distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

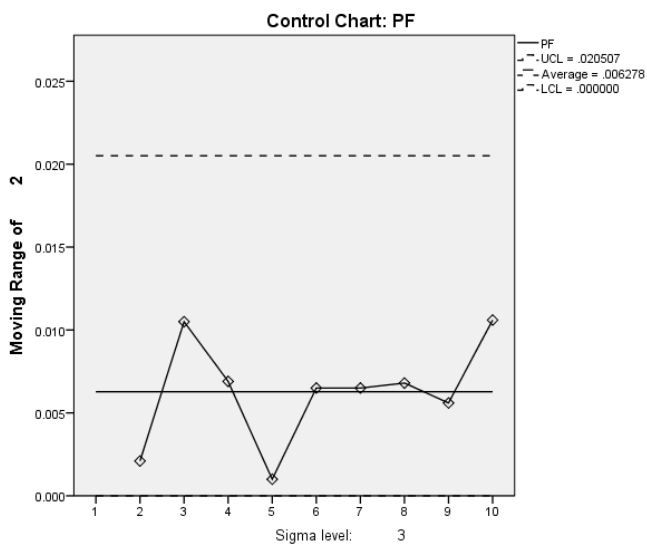
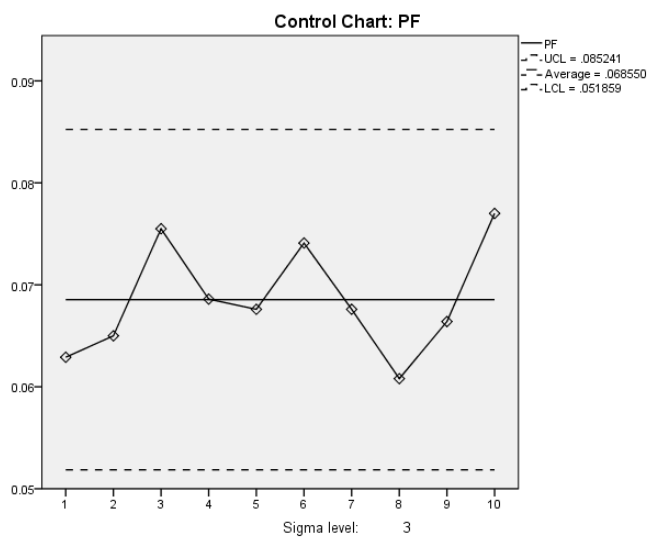
Μελέτη σταθερότητας με τα συνήθη φώτα ανοιχτά



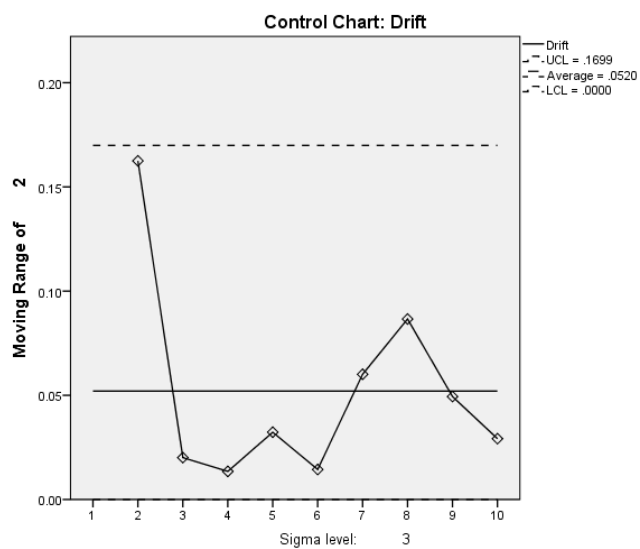
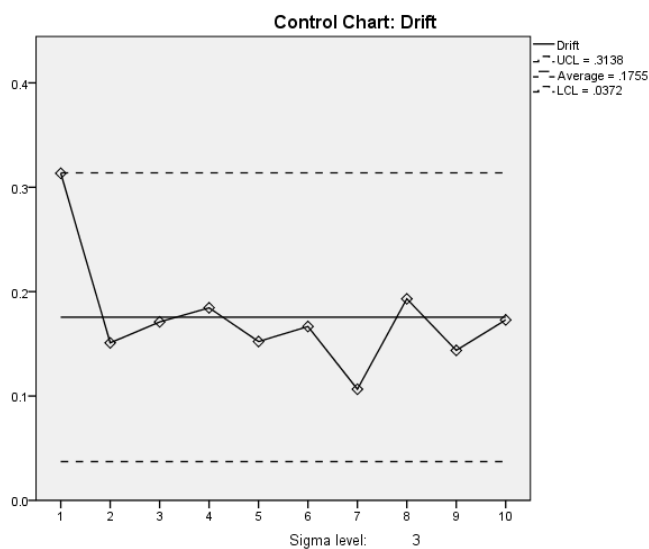
Σχήμα 20. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη SNR στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με τα συνήθη φώτα ανοιχτά (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



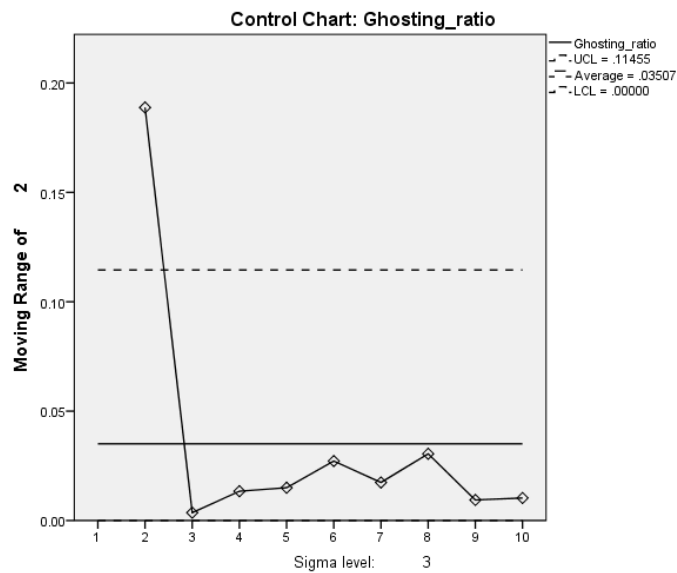
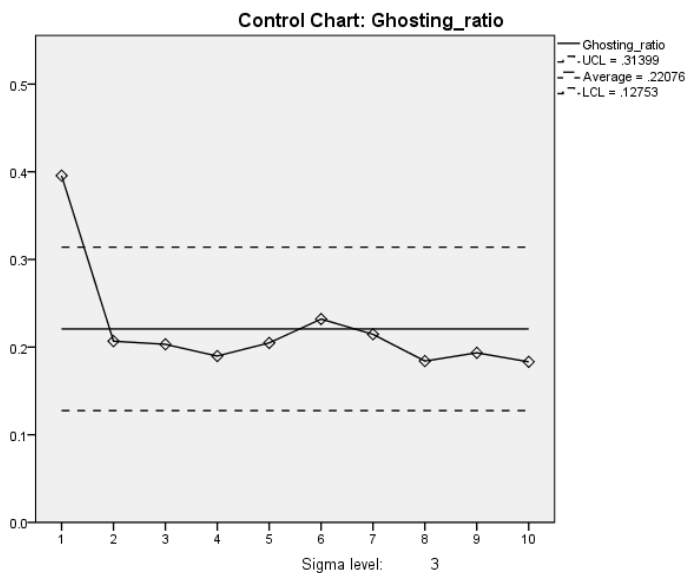
Σχήμα 21. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη SFNR στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με τα συνήθη φώτα ανοιχτά (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



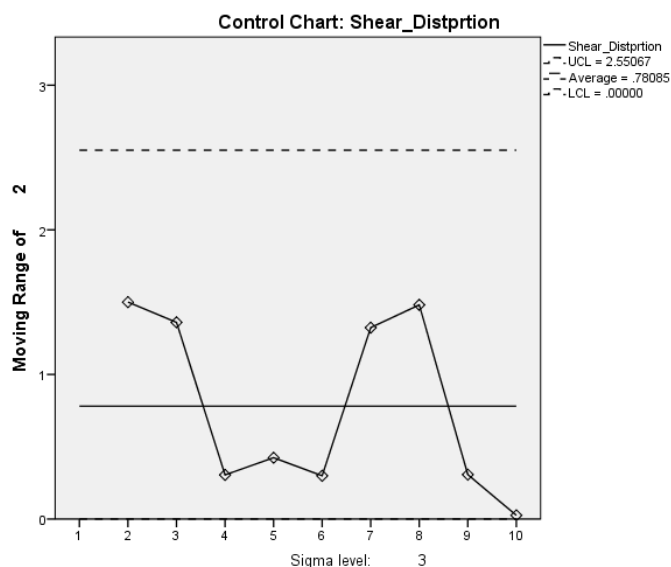
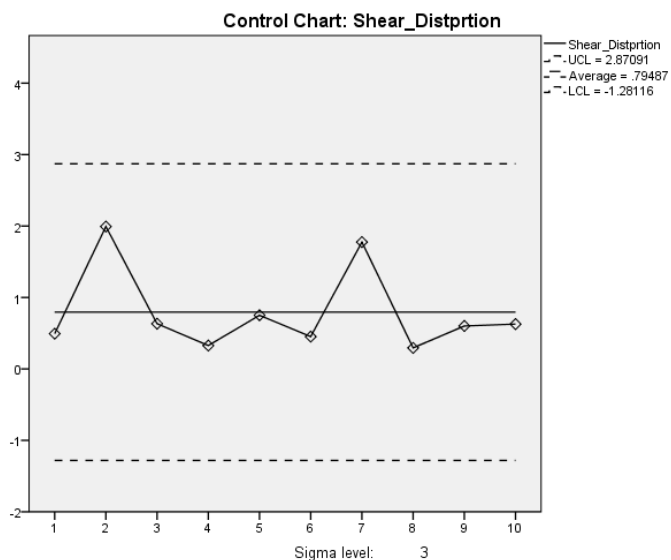
Σχήμα 22. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Percent fluctuation στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με τα συνήθη φώτα ανοιχτά (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



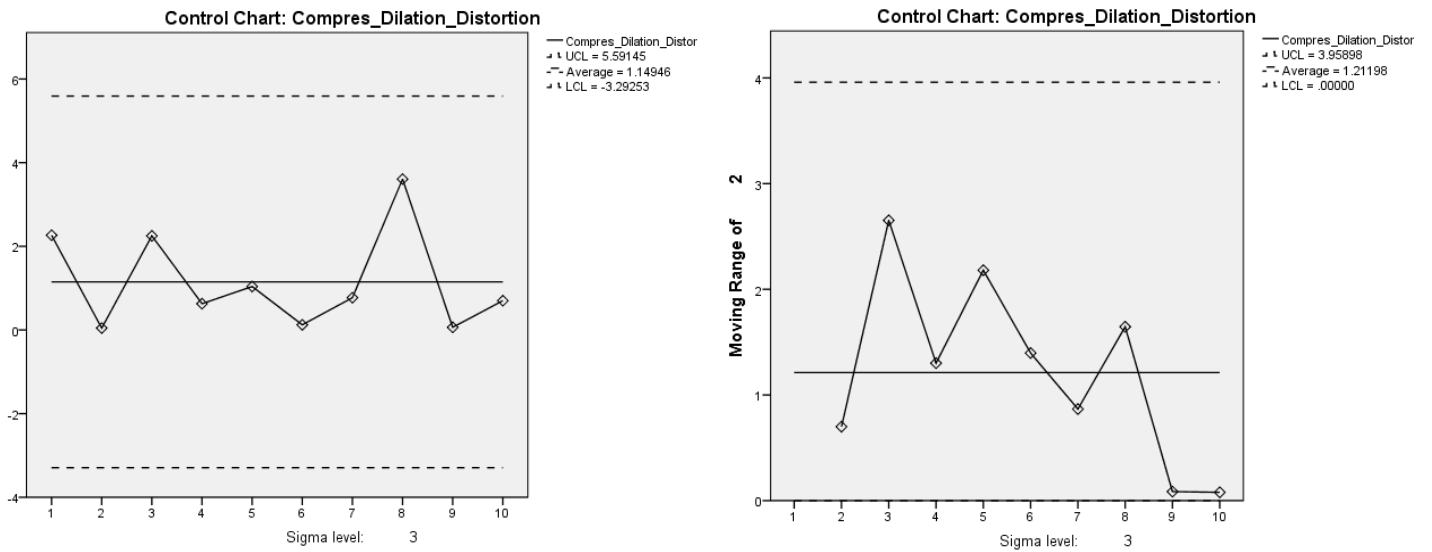
Σχήμα 23. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Drift στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με τα συνήθη φώτα ανοιχτά (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



Σχήμα 24. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Ghosting ratio στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με τα συνήθη φώτα ανοιχτά (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

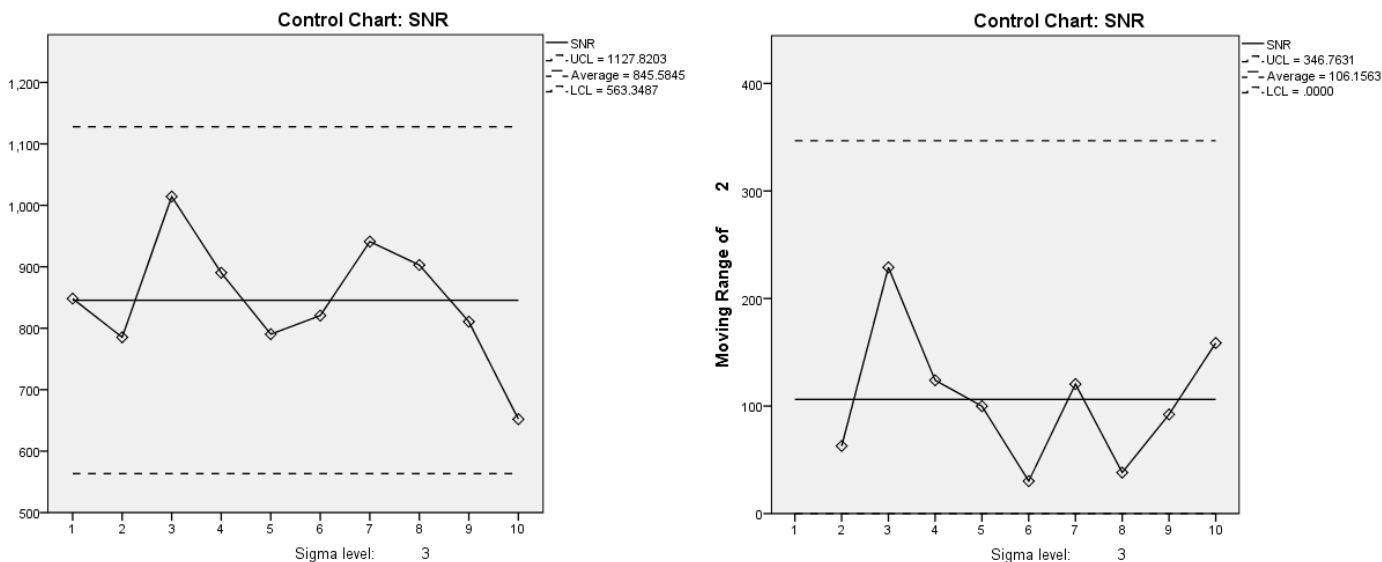


Σχήμα 25. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Shear distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με τα συνήθη φώτα ανοιχτά (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

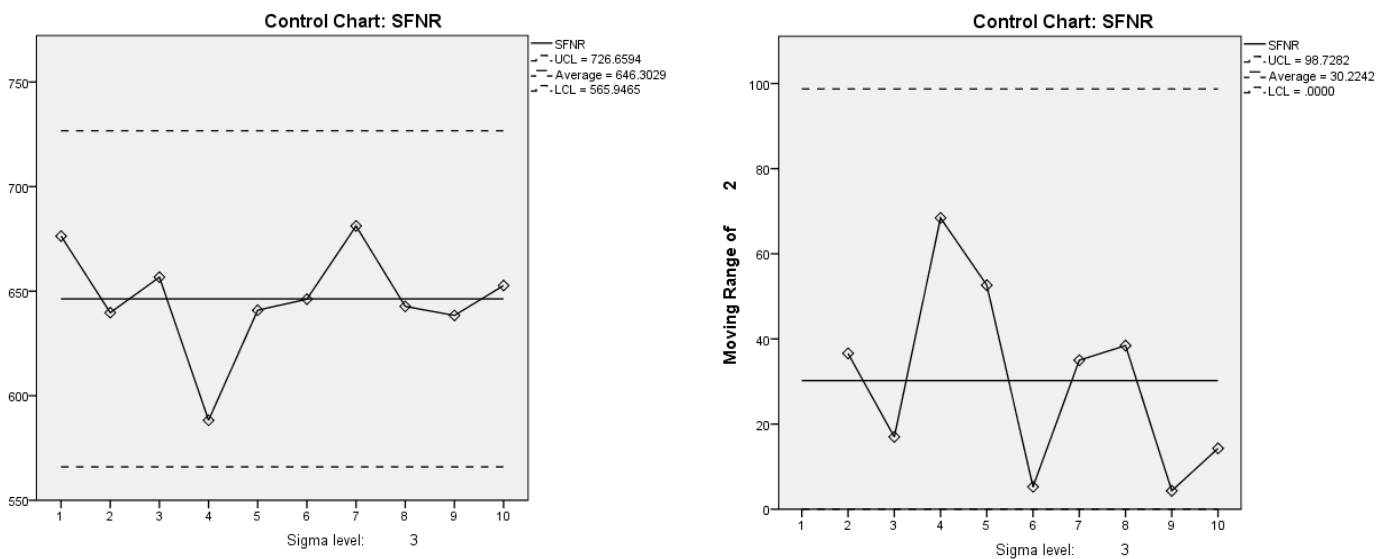


Σχήμα 26. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Compression/Dilation distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με τα συνήθη φώτα ανοιχτά (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

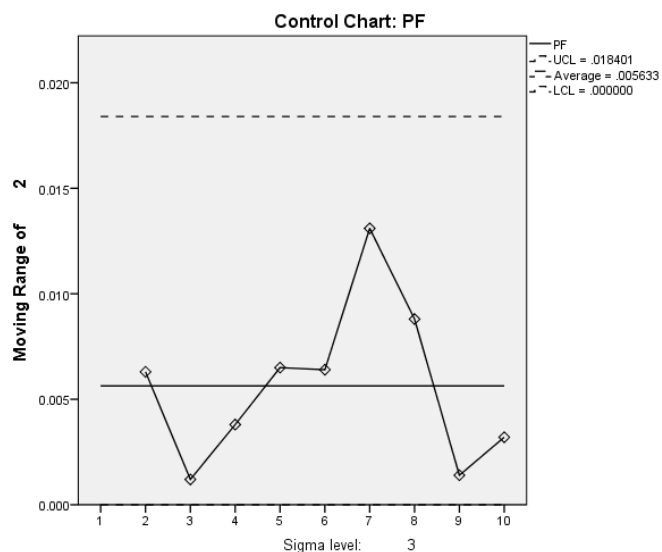
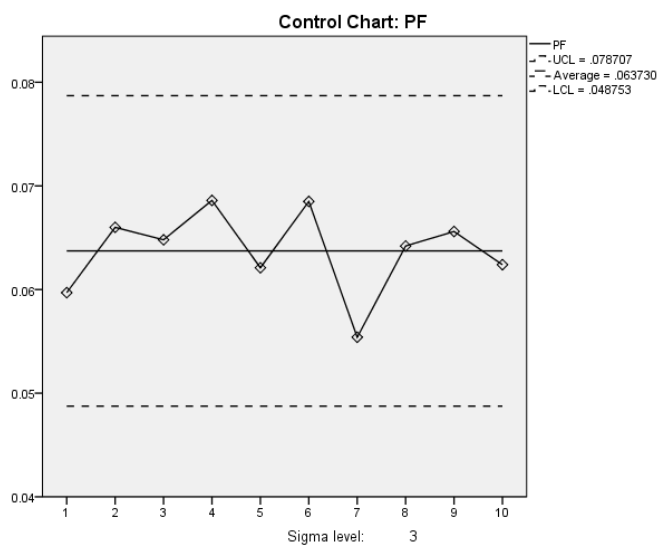
Μελέτη σταθερότητας με χρήση του δυναμικού φωτισμού και βιντεοπροβολέα



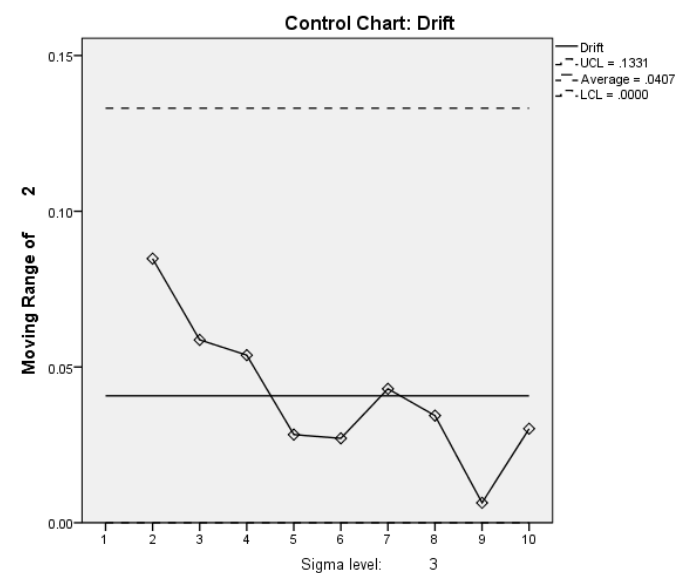
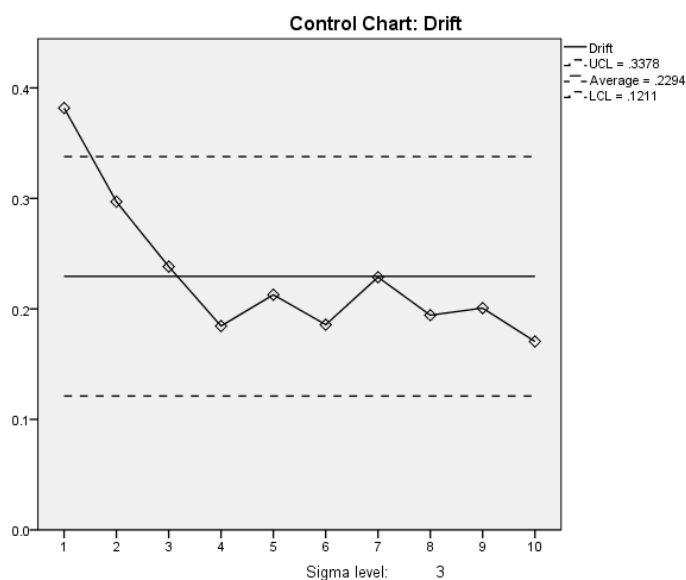
Σχήμα 27. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη SNR στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση του δυναμικού φωτισμού και του βιντεοπροβολέα (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



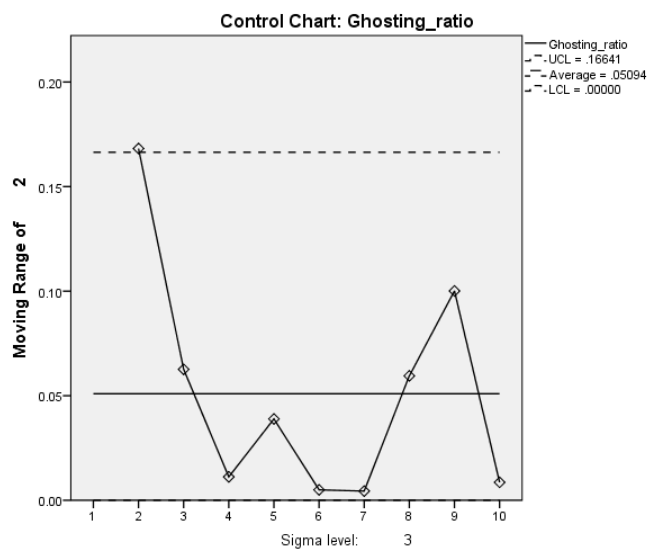
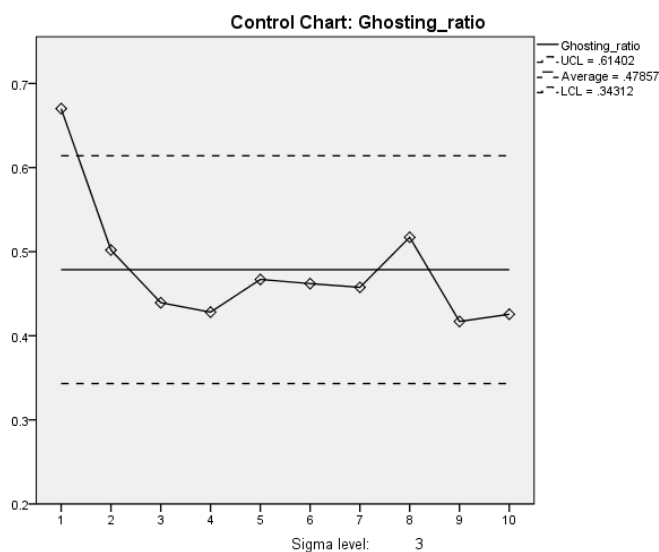
Σχήμα 28. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη SFNR στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση του δυναμικού φωτισμού και του βιντεοπροβολέα (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



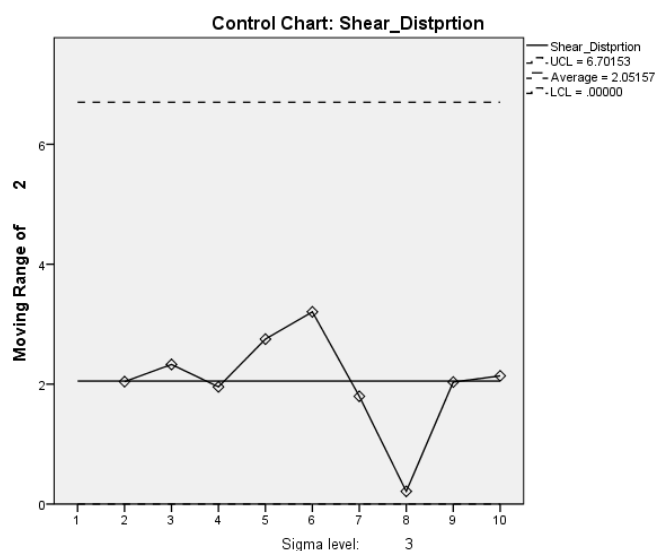
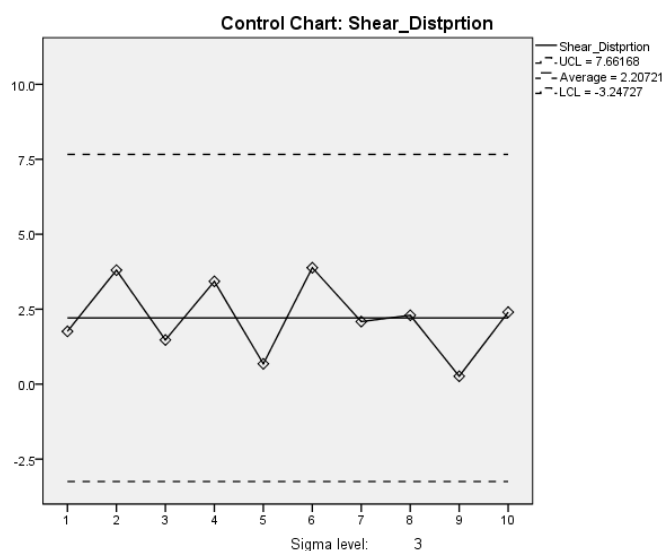
Σχήμα 29. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Percent fluctuation στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση του δυναμικού φωτισμού και του βιντεοπροβολέα (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



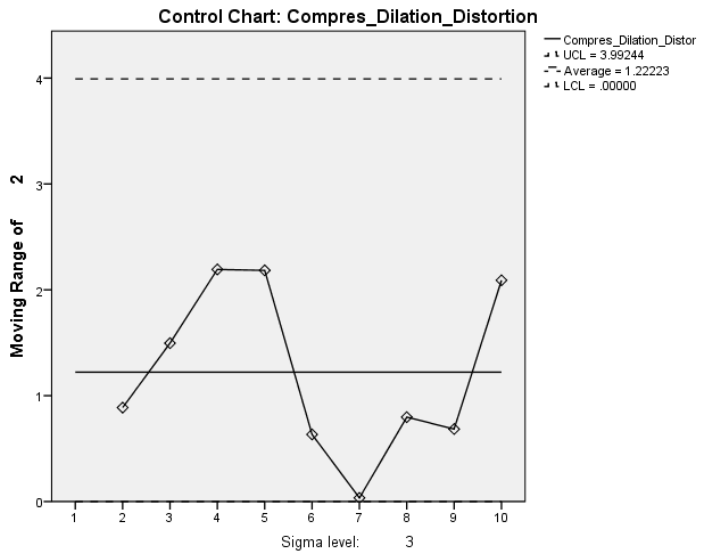
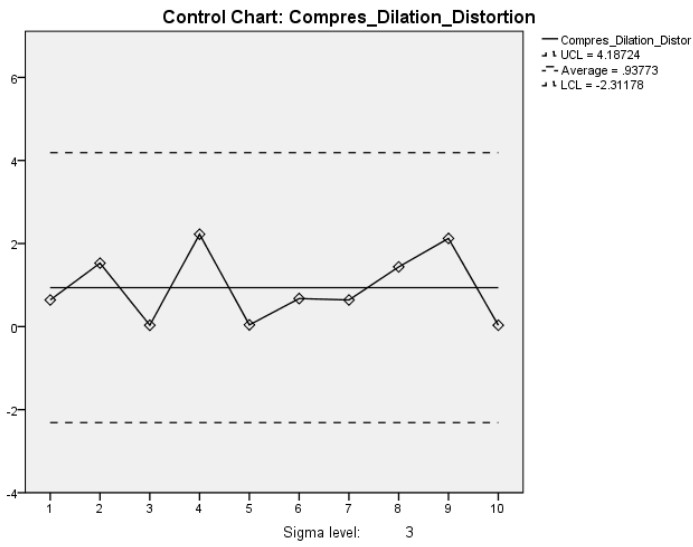
Σχήμα 30. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Drift στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση του δυναμικού φωτισμού και του βιντεοπροβολέα (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



Σχήμα 31. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Ghosting ratio στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση του δυναμικού φωτισμού και του βιντεοπροβολέα (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

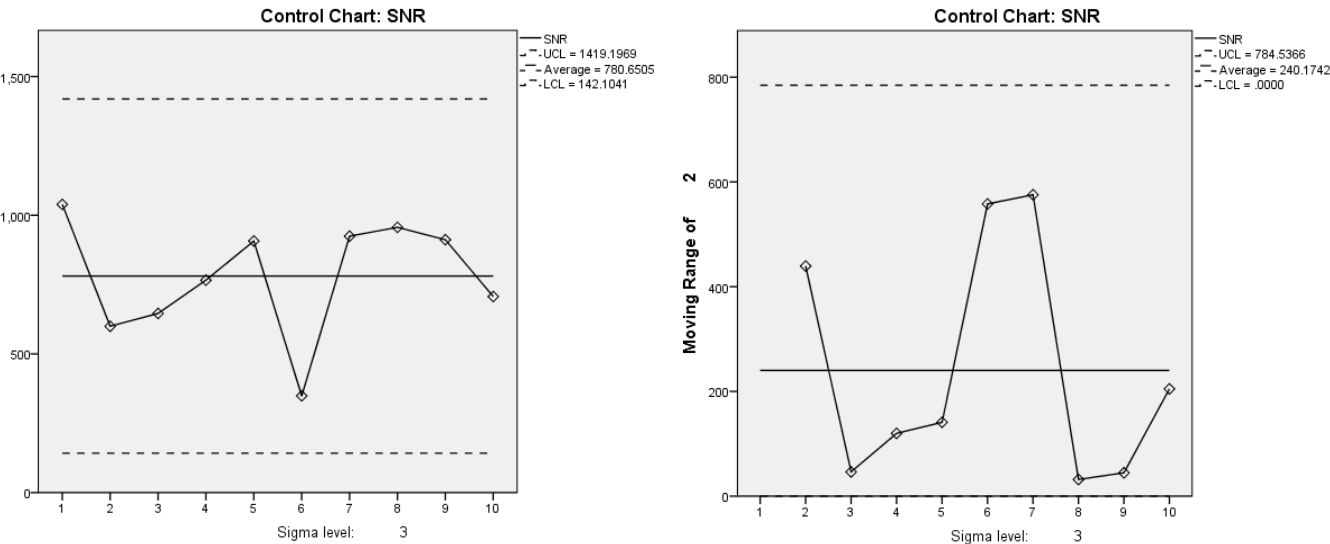


Σχήμα 32. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Shear distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση του δυναμικού φωτισμού και του βιντεοπροβολέα (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

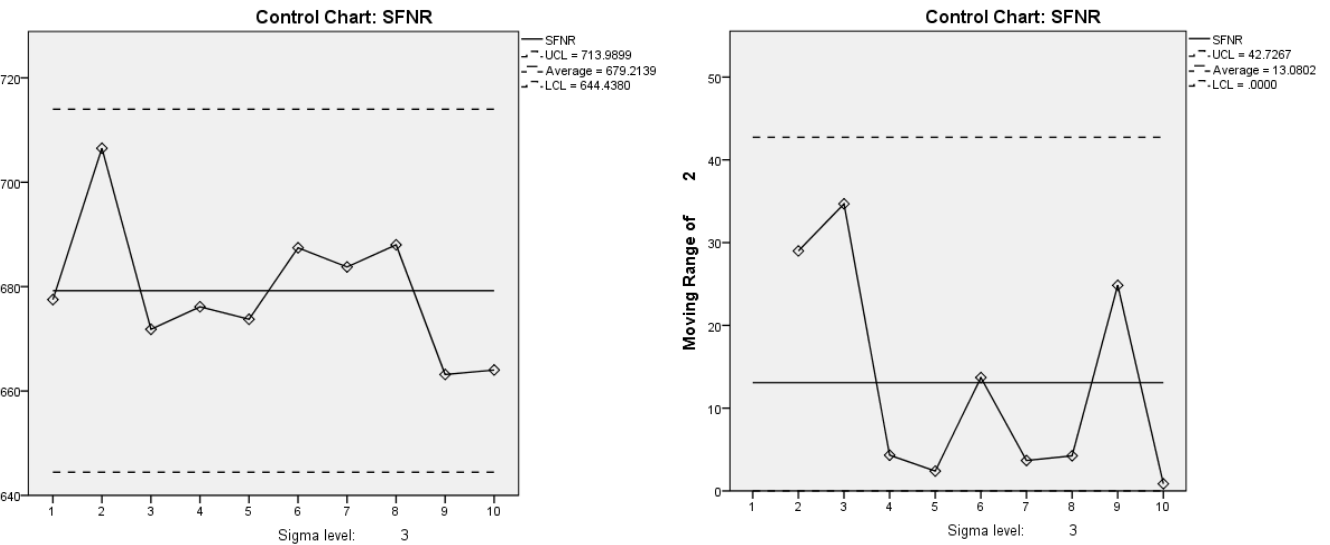


Σχήμα 33. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Compression/Dilation distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση του δυναμικού φωτισμού και του βιντεοπροβολέα (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

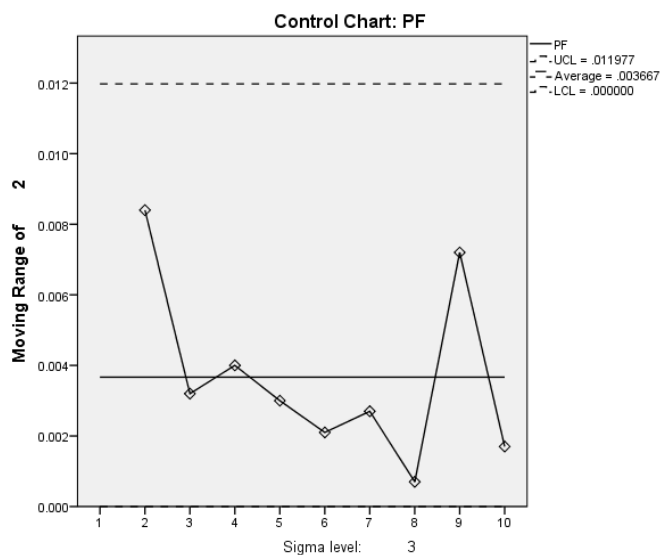
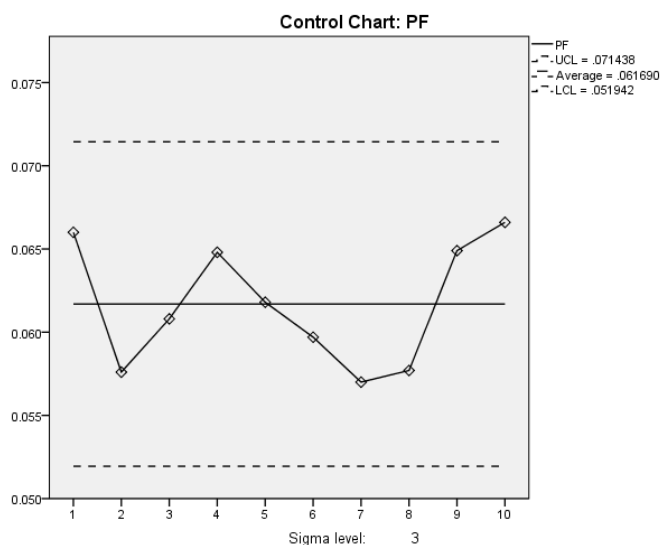
Μελέτη σταθερότητας με χρήση του υποστηρικτικού συστήματος λειτουργικής απεικόνισης SensaVue



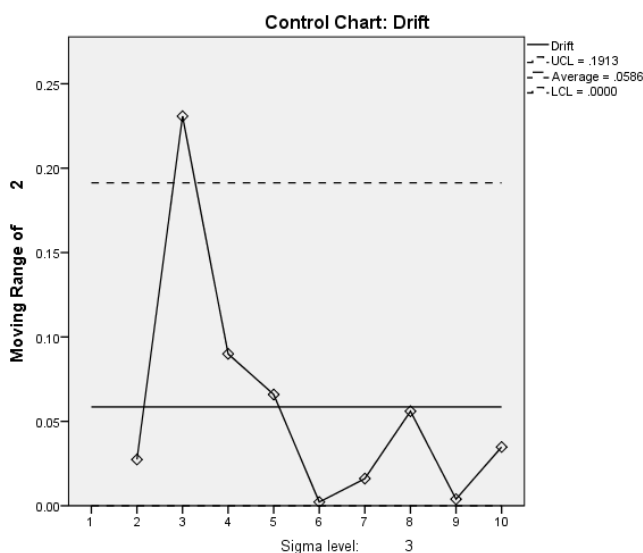
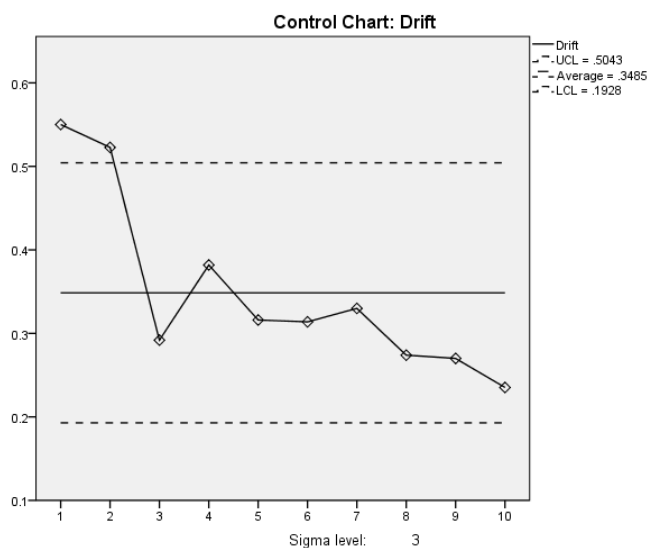
Σχήμα 34. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη SNR στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση το συστήματος SensaVue (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



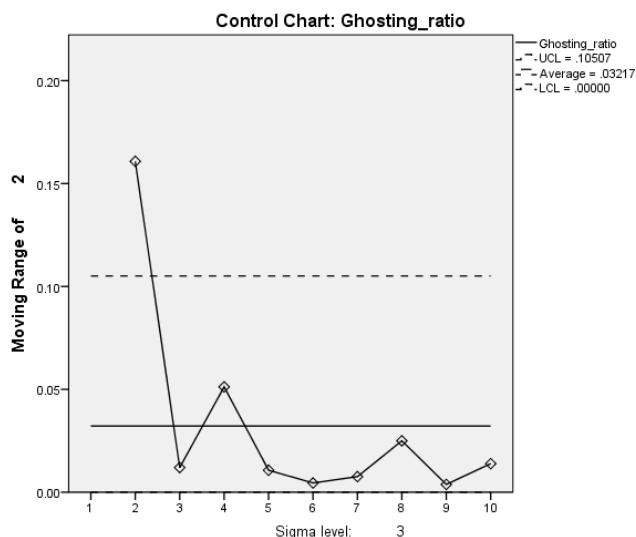
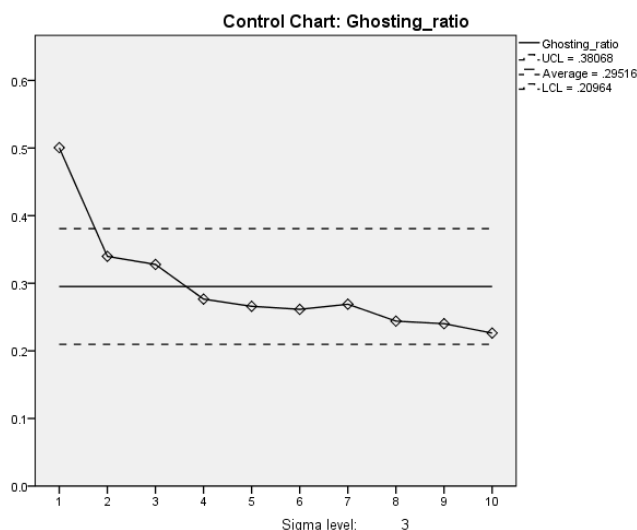
Σχήμα 35. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη SFNR στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση το συστήματος SensaVue (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



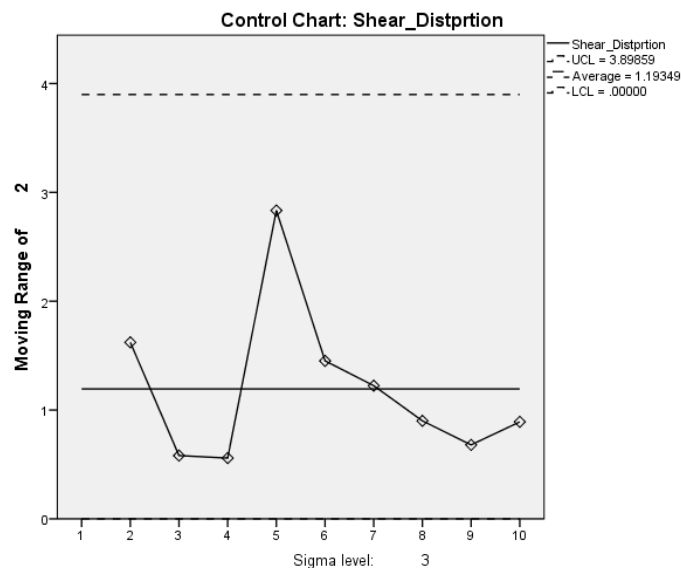
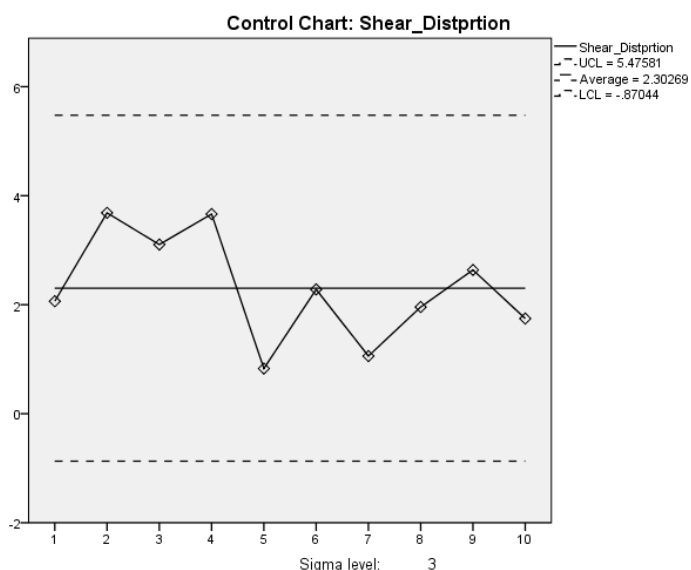
Σχήμα 36. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Percent fluctuation στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση το συστήματος SensaVue (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



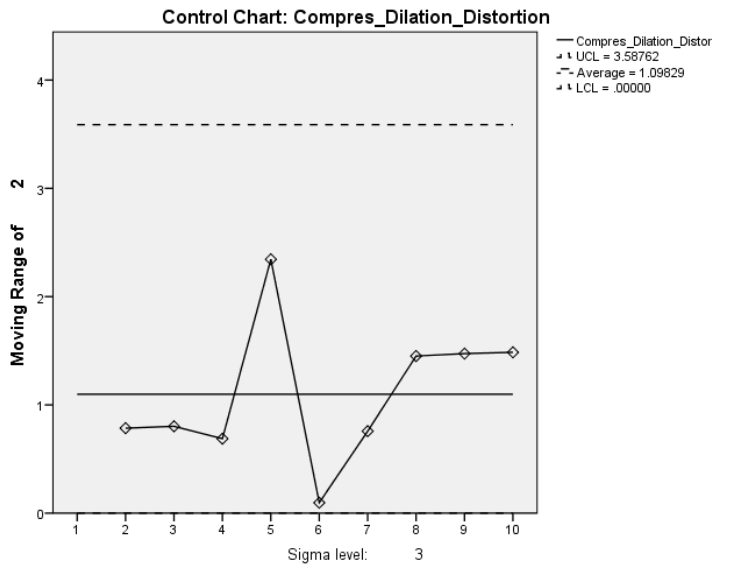
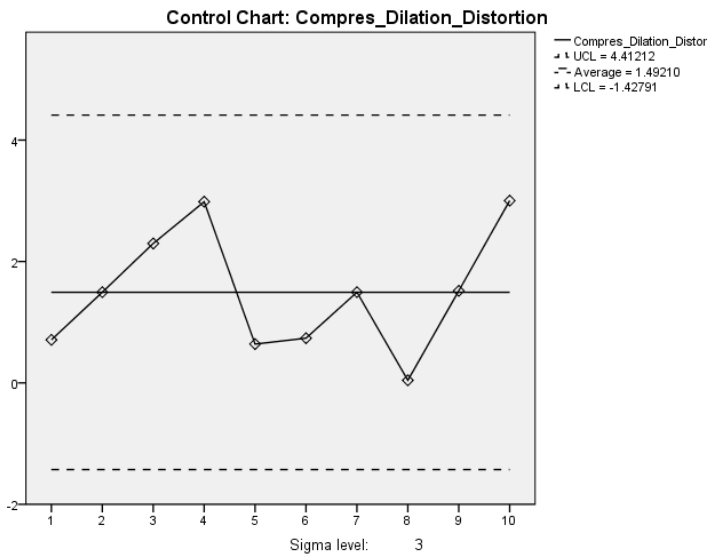
Σχήμα 37. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Drift στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση το συστήματος SensaVue (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



Σχήμα 38. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Ghosting ratio στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση το συστήματος SensaVue (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



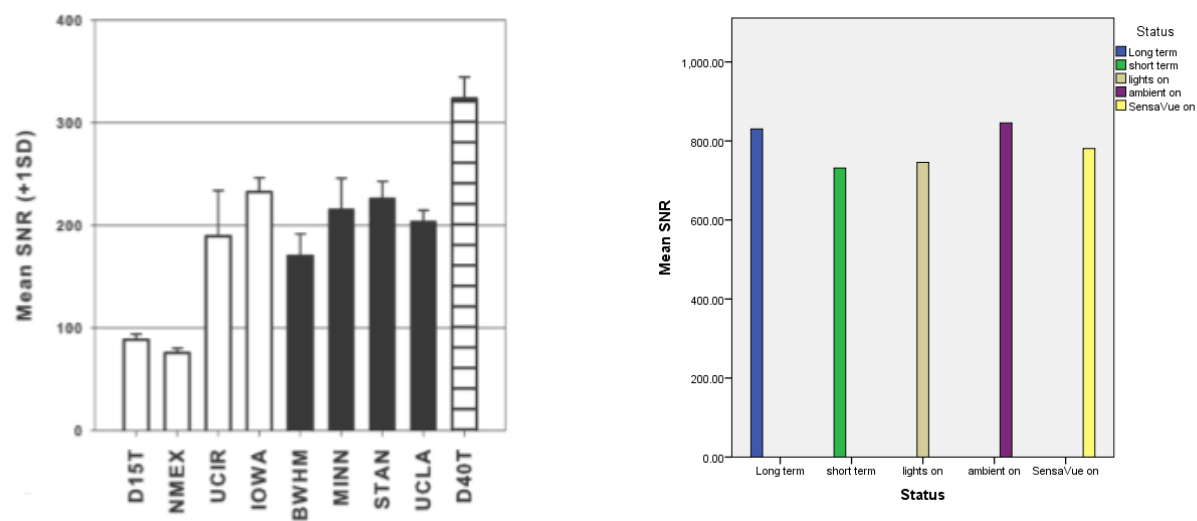
Σχήμα 39. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Shear distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση το συστήματος SensaVue (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.



Σχήμα 40. Γραφήματα Shewhart για την εκτίμηση της σταθερότητας του δείκτη Compression/Dilation distortion στην βραχυπρόθεσμη μελέτη με χρήση το συστήματος SensaVue (εγκάρσιες διευθύνσεις), αριστερά το γράφημα μεμονωμένων τιμών και δεξιά το γράφημα κινούμενου εύρους.

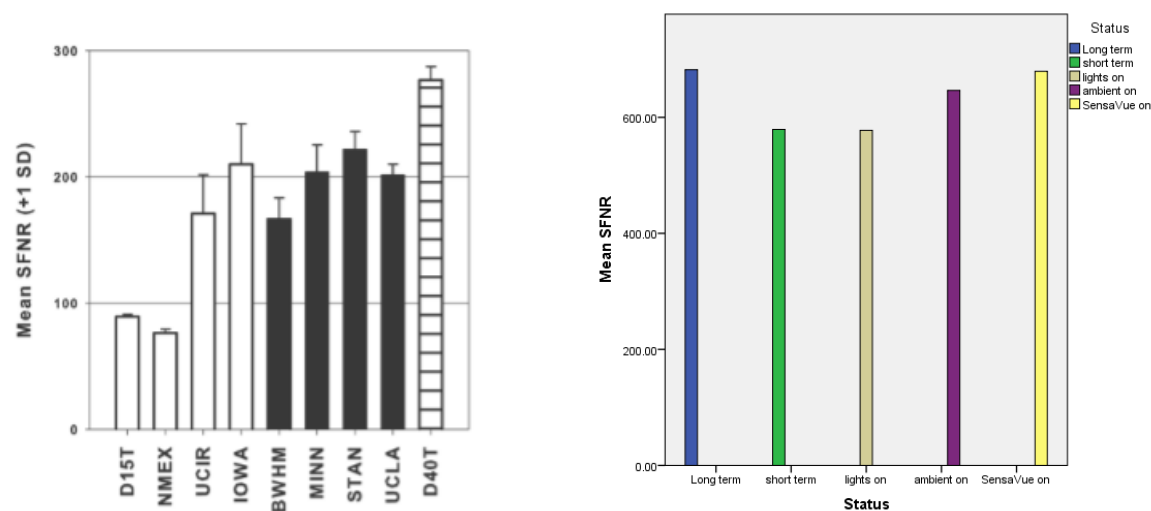
4.4 Σύγκριση με άλλες μελέτες

Για να δοθεί μία ιδέα του εύρους των τιμών των δεικτών που εξήχθησαν, θα συγκριθούν οι τιμές της ανάλυσης αυτής με τιμές άλλων 9 μελετών από διαφορετικούς προμηθευτές μαγνητικών τομογράφων.



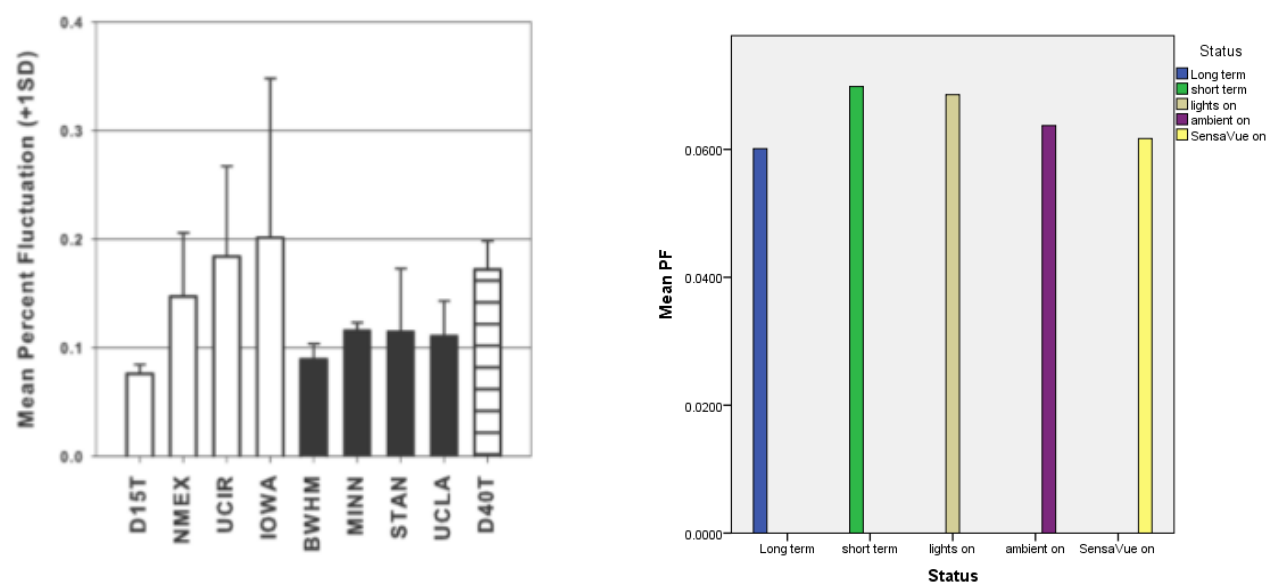
Σχήμα 41. Σύγκριση του δείκτη SNR του μαγνητικού τομογράφου του ΠΓΝΙ με άλλες μελέτες.

Στα πρώτα διαγράμματα υπολογίστηκαν οι μέσες τιμές του SNR, αριστερά για 9 διαφορετικούς προμηθευτές μαγνητικών τομογράφων και δεξιά της παρούσας ανάλυσης για τις 5 διαφορετικές κατηγορίες μετρήσεων. Στην αριστερή εικόνα οι μπάρες με άσπρο χρώμα αφορούν μαγνήτες με ένταση στατικού μαγνητικού πεδίου 1.5T, οι μαύρες μπάρες αφορούν μαγνήτες με ένταση μαγνητικού πεδίου 3T και η μπάρα με λωρίδες αφορά μαγνήτη με ένταση 4T. Η πρώτη παρατήρηση είναι οι μεγαλύτερες τιμές του SNR για την παρούσα ανάλυση σε σχέση με τις αναλύσεις των 3T (μαύρες μπάρες), κάτι το οποίο είναι θετικό. Η τιμή του SNR εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, όπως η ένταση του στατικού μαγνητικού πεδίου, το μέγεθος του ομοιώματος, η σύσταση του ομοιώματος και το ποσοστό θορύβου.



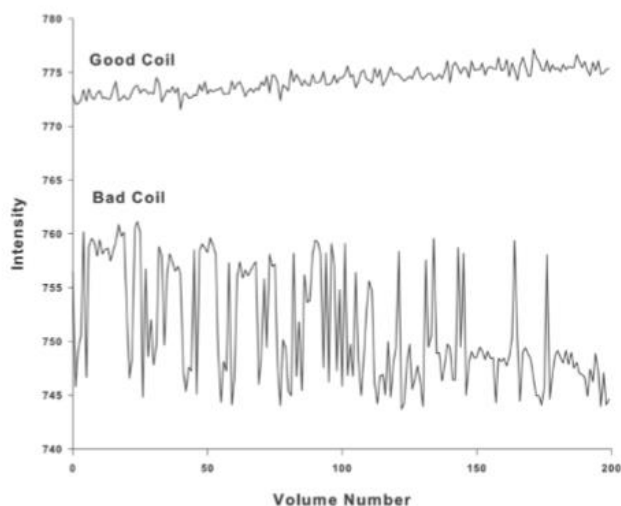
Σχήμα 42. Σύγκριση του δείκτη SFNR του μαγνητικού τομογράφου του ΠΓΝΙ με άλλες μελέτες.

Αντίστοιχα στα παραπάνω διαγράμματα παρουσιάζονται οι αντίστοιχες τιμές του δείκτη SFNR, όπου φαίνεται να έχει παρόμοια συμπεριφορά με τον δείκτη του SNR κάτι που δείχνει ότι έχουν μια ισχυρή συσχέτιση μεταξύ τους. Η διαφορά τους είναι ότι ο πρώτος αναφέρεται στις διακυμάνσεις του θορύβου (temporal fluctuation noise image) ενώ ο δεύτερος σε μία μέση τιμή του (Diff ή Spatial Noise Image).

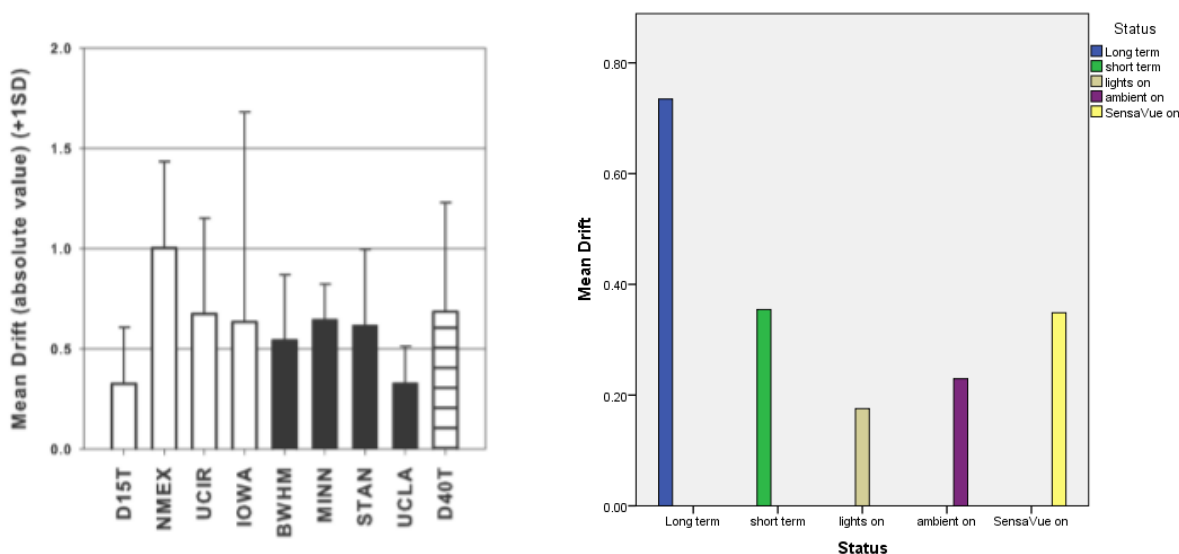


Σχήμα 43. Σύγκριση του δείκτη Percent fluctuation του μαγνητικού τομογράφου του ΠΓΝΙ με άλλες μελέτες.

Ο δείκτης της ποσοστιαίας διακύμανσης είναι από τους πιο σημαντικούς δείκτες που εξάγει το πρωτόκολλο FBIRN και συσχετίζεται άμεσα με τον βαθμό αστάθειας του απεικονιστικού συστήματος. Από τα παραπάνω διαγράμματα (σύμφωνα με το πρωτόκολλο FBIRN[23]) εξάγεται το συμπέρασμα ότι η τιμή του 0.10% της ποσοστιαίας διακύμανσης αποτελεί παράδειγμα χαμηλών ποσοστών και όλα τα σταθερά απεικονιστικά συστήματα θα πρέπει να κυμαίνονται κάτω του 0.2%. Για την ανάλυση της παρούσας εργασίας, η μέση ποσοστιαία διακύμανση δεν ξεπέρασε το 0.1%. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι οι αναλύσεις αυτές δεν συμπεριλαμβάνουν ποσοστά θορύβου από λειτουργίες νευροφυσιολογίας, όπως π.χ. σε μια τυπική εξέταση λειτουργικής μαγνητικής απεικόνισης εγκεφάλου, που σε γενικές γραμμές είναι μεγαλύτερα από τα ποσοστά θερμικού θορύβου από ένα ομοίωμα. Έντονες διακυμάνσεις μολύνουν τις μετρήσεις και συνεπώς την ποιότητα της εικόνας και μπορεί να προκύπτουν από το πηνίο μετάδοσης των παλμών ραδιοσυχνότητας αλλά και από τα πηνία-δέκτες. Παρακάτω φαίνεται διαγραμματικά το αποτέλεσμα της διακύμανσης του σήματος σε μια χρονοσειρά 200 δυναμικών με 2 διαφορετικά πηνία, ένα που λειτουργεί άριστα και ένα προβληματικά.



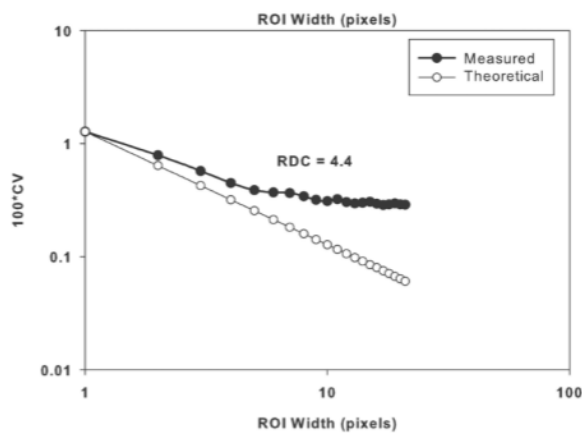
Εικόνα 45. Δεδομένα μιας χρονοσειράς από ένα καλό και ένα προβληματικό πηνίο-δέκτη.



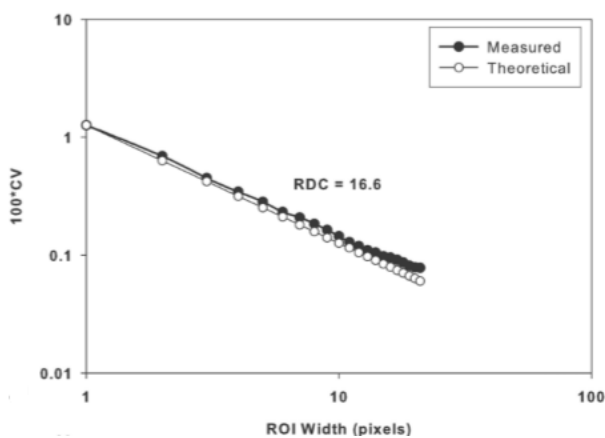
Σχήμα 44. Σύγκριση του δείκτη Drift του μαγνητικού τομογράφου του ΠΓΝΙ με άλλες μελέτες.

Όσον αφορά τις τιμές του Drift, δηλαδή της ολίσθησης του σήματος, φαίνεται από τα παραπάνω διαγράμματα ότι οι τιμές του για τους 3T μαγνήτες κυμαίνονται από 0.3-0.7%, ενώ στην περίπτωση της ανάλυσης αυτής οι τιμές του δεν ξεπερνάνε το 0.8%. Σύμφωνα με το πρωτόκολλο του FBIRN, σταθεροί μαγνητικού τομογράφοι χαρακτηρίζονται από τιμές Drift μικρότερες του 1%.

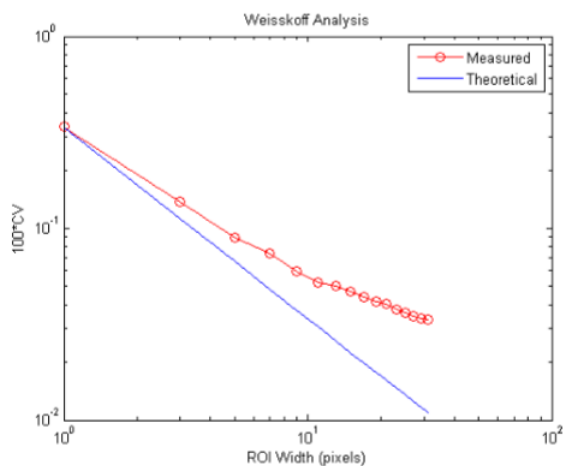
Παρακάτω παραθέτονται 4 διαγράμματα της ανάλυσης Weisskoff. Από την ανάλυση αυτή εξάγεται ο δείκτης RDC, που όπως ειπώθηκε η τιμή του είναι ίση με τον αριθμό των pixel όπου από αυτόν και πέρα η στατιστική ανεξαρτησία τους χάνεται. Είναι επιθυμητό ο RDC να παίρνει όσο μεγαλύτερες τιμές γίνεται. Τα δύο πρώτα διαγράμματα χαρακτηρίζονται από μία κακή και μία καλή συμπεριφορά ανάλυσης αντίστοιχα και τα επόμενα αφορούν μια παλιά μελέτη που είχε γίνει στον παλιό μαγνητικό τομογράφο του ΠΓΝΙ και ένα παράδειγμα της ανάλυσης αυτής.



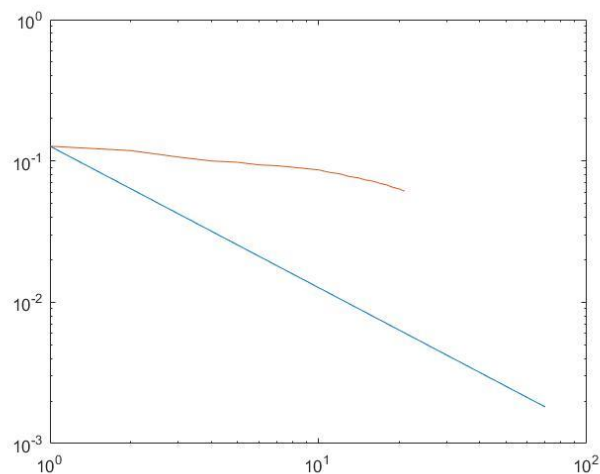
α) κακό αποτέλεσμα ανάλυσης Weisskoff



β) ιδανικό αποτέλεσμα ανάλυσης Weisskoff



γ) Ανάλυση από παλιότερη μελέτη στο ΠΓΝΙ



δ) Αποτέλεσμα δικής μας ανάλυσης

Σχήμα 45. Σύγκριση της ανάλυσης Weisskoff του μαγνητικού τομογράφου του ΠΓΝΙ με άλλες μελέτες.

Όλες οι αναλύσεις Weisskoff που έγιναν για όλα τα δεδομένα εξήγαγαν παρόμοια αποτελέσματα με το παραπάνω διάγραμμα (Σχήμα 17δ) στο οποίο φαίνεται ότι η συνάρτηση δεν φτάνει σε πλατώ όπου υπολογίζεται ο δείκτης RDC και συνεπώς δεν είναι λογικό να υπολογιστεί. Παρ' όλα αυτά εξάγονται πολύ σημαντικά συμπεράσματα από αυτόν που συζητούνται παρακάτω.

4.5 Συμπεράσματα - Συζήτηση

Η σταθερότητα ενός απεικονιστικού συστήματος είναι πολύ σημαντική για την επιτυχή πραγματοποίηση εξετάσεων fMRI και ειδικά κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης (short term variability), λόγω του χαμηλού σήματος BOLD που μετριέται, καθώς και η σταθερότητα κατά τη διάρκεια ημερών, βδομάδων και μηνών (long term variability), ανάλογα με το είδος της εξέτασης. Στην συγκεκριμένη εργασία, μελετήθηκε η μακροπρόθεσμη και βραχυπρόθεσμη συμπεριφορά του συστήματος καθώς και μελέτες με χρήση διαφορετικών συνθηκών (ενεργοποιημένα τα συνήθη φώτα, ο δυναμικός φωτισμός, SensaVue) στο δωμάτιο του μαγνήτη για τον έλεγχο της πιθανής εξάρτησης λειτουργίας του από αυτές. Το πρωτόκολλο που προτείνει η AAPM εξάγει κάποιους σημαντικούς δείκτες, όπως π.χ. ο βαθμός ghosting και οι γεωμετρικές παραμορφώσεις, που είναι πολύ σημαντικοί για τις εξετάσεις λειτουργικής μαγνητικής απεικόνισης, αλλά όμως δεν είναι επαρκείς για την πλήρη μελέτη της σταθερότητας του μαγνητικού τομογράφου. Είναι λοιπόν κατανοητό ότι, η χρήση ενός πρωτοκόλλου το οποίο θα εξάγει δείκτες που θα έχουν άμεση συσχέτιση με την σταθερότητα του απεικονιστικού συστήματος με το χρόνο, όπως οι SNR, SFNR, Percent fluctuation, είναι απαραίτητη. Το πρωτόκολλο FBIRN έχει χρησιμοποιηθεί για πολλά χρόνια και είναι δημιούργημα μιας μεγάλης και λεπτομερούς έρευνας προσπάθειας διαφόρων κλάδων επιστημών (μηχανικοί, απεικονιστές, προγραμματιστές, φυσικοί, κτλ.). Μετά την ευρεία εφαρμογή του πρωτοκόλλου του FBIRN διαπιστώθηκε ότι υπάρχουν πολλές διαφορές ανάμεσα στους μαγνητικούς τομογράφους που υπάρχουν στην αγορά και συνεπώς είναι σημαντικό να πραγματοποιείται σε κάθε κέντρο ερευνών ή τμήμα νοσοκομείου μια αρχική εφαρμογή του πρωτοκόλλου ώστε να θέτονται τα σημεία αναφοράς για κάθε νέα εγκατάσταση. Ο μαγνητικός τομογράφος του ΠΓΝΙ εγκαταστάθηκε πρόσφατα στη θέση ενός παλιότερου που είχαν διεξαχθεί παρόμοιες αναλύσεις. Η παρούσα μελέτη λοιπόν, είναι η πρώτη που διεξάγεται στον καινούριο μαγνήτη και τα αποτελέσματά της μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να οριστούν τα επίπεδα αναφοράς του απεικονιστικού αυτού συστήματος.

Τα αποτελέσματα που εξήχθησαν δεν αφορούν μόνο τη σταθερότητα της λειτουργίας του μαγνήτη αλλά και πρακτικά ζητήματα όπως η τοποθέτηση και η σταθεροποίηση του ομοιώματος. Στις πρώτες μετρήσεις που διεξήχθησαν, το ομοίωμα σταθεροποιούνταν με τη βοήθεια ενός σακιού από άμμο που ήταν μέρος του εξοπλισμού του εργαστηρίου και η ανάλυση έδειξε πως η συγκεκριμένη μέθοδος ακινητοποίησης είχε σαν αποτέλεσμα την εξαφάνιση μέρους του ομοιώματος από τις εικόνες που εξήγαγε ο μαγνήτης (Εικόνα 46). Με την πάροδο των μετρήσεων έγινε αντιληπτό πως το ομοίωμα δεν πρέπει να ευθυγραμμίζεται με την γραμμή που είναι χαραγμένη πάνω σε κάθε πηνίο, οι οποίες βοηθούν στην επικέντρωση πραγματικών εγκεφάλων, αλλά επικεντρώνεται, με την βοήθεια των lasers, σε πιο μεγάλο βάθος μέσα στα πηνία διότι υπάρχει κίνδυνος το ομοίωμα να βρίσκεται εκτός πεδίου απεικόνισης.

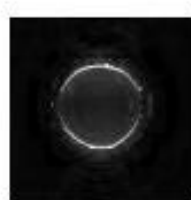


Εικόνα 46. Δημιουργία artifact λόγω χρήσης του σακιδίου από άμμο ως μέθοδος ακινητοποίησης του ομοιώματος.

Στην παρούσα μελέτη φάνηκε επίσης και η έντονη, αλλά εντός των ορίων, διακύμανση των δεικτών στην μελέτη της μακροπρόθεσμης σταθερότητας σε σχέση με τη βιβλιογραφία. Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, πιθανώς η τοποθέτηση του ομοιώματος μέσα στο πηνίο χωρίς βάση στήριξης, τόσο σε βάθος, όσο και κατά μήκος να είχε καθοριστικό ρόλο. Όταν κλείνουν τα πηνία-πομποί και σταματάει η μετάδοση των παλμών ραδιοσυχνότητας, τότε ξεκινάει η εκπομπή του σήματος FID (free induction decay) από το ομοίωμα και η καταγραφή του από το πηνίο-δέκτη. Το σήμα αυτό πέφτει εκθετικά κατά τη μετάδοσή του στον αέρα. Τα πηνία δέκτες δέχονται αυτό το σήμα από όλη τη γεωμετρία τους και η σύντηξη (ανακατασκευή) όλων των εικόνων που βλέπει κάθε μέρος των πηνίων, δημιουργούν την τελική εικόνα. Έτσι λοιπόν, αν το ομοίωμα τοποθετείται σε διαφορετικό σημείο κατά μήκος του πηνίου σε κάθε μέτρηση τότε η παραγόμενη εικόνα θα είναι διαφορετική, αφού διαφορετική ένταση σήματος θα φτάνει σε ένα τυχαίο σημείο του πηνίου σε κάθε μέτρηση, που τελικά θα αλλάζει, έστω και ελάχιστα, τις τιμές των δεικτών.

Ο πιο βασικός σκοπός της ανάλυσης Fourier των υπολοίπων ήταν να διακρίνει απότομες κορυφές (spikes) που η στατιστική διαφορά τους, ανάλογα με τις 2 γειτονικές της, να είναι σημαντική ($p\text{-value} < 0.05$). Αυτές θα οφείλονταν σε μηχανικές δονήσεις των στοιχείων του μαγνητικού τομογράφου, όπως π.χ. το σύστημα ψύξης (cold head) ή τους συντονισμούς που επάγουν τα gradients. Στην συγκεκριμένη ανάλυση δεν υπήρχε κορυφή που να είναι στατιστικά σημαντική.

Μια ακόμη παρατήρηση είναι η απουσία έντονων εμφανών δομών στην εικόνα στατικού χωρικού θορύβου (spatial noise image) και στην εικόνα περιοδικών διακυμάνσεων του θορύβου (temporal fluctuation noise image). Στις εικόνες αυτές, ωστόσο, μπορεί να διακριθεί το περίγραμμα του ομοιώματος όπου σαν περιοχή χαρακτηρίζεται από τις έντονες διακυμάνσεις λόγω της διεπιφάνειας, την απότομη αλλαγή δηλαδή της μαγνητικής επιδεκτικότητας (Εικόνα 47).



Εικόνα 47. Αριστερά η εικόνα στατικού χωρικού θορύβου, δεξιά η εικόνα περιοδικών διακυμάνσεων του θορύβου. Έντονες δομές φαίνονται στα όρια του ομοιώματος (διεπιφάνειες), όπου η μαγνητική επιδεκτικότητα αλλάζει απότομα.

Αξίζει να σημειώσουμε ότι, οι δείκτες του πρωτοκόλλου της AAPM ήταν μέσα στα αποδεκτά όρια που ορίζει ($< 3\%$) και η συμπεριφορά των δεικτών του πρωτοκόλλου του FBIRN ήταν σε συμφωνία με τη βιβλιογραφία. Ωστόσο, ένα μέρος του πρωτοκόλλου του FBIRN ήταν και η ανάλυση Weisskoff, η οποία δεν αναλύθηκε διότι δεν είχε την επιθυμητή συμπεριφορά (απουσία πλατώ, μικρή πτώση). Η συμπεριφορά αυτή ήταν θετική όσον αφορά τη λειτουργία του συστήματος και μπορεί να οφείλεται στην ύπαρξη πολλαπλών στοιχείων των μοντέρνων πηνίων σε συνδιασμό με τη νέα τεχνολογία ανάκτησης και ανακατασκευής των δεδομένων (dStream, dSense).

Τέλος, σημαντικό αποτέλεσμα αυτής της μελέτης ήταν και η υπεροχή των δεικτών ποιότητας όταν η λήψη δεδομένων γίνεται σε εγκάρσια διεύθυνση, σε σχέση με την οβελιαία και τη στεφανιαία. Να σημειωθεί ότι από τύχη, αυτή ήταν ήδη η προτιμώμενη κατεύθυνση στα υπάρχοντα κλινικά πρωτόκολλα.

Κλείνοντας θα θέλαμε να ευχηθούμε η παρούσα μελέτη να καταστεί, μελλοντικά, χρήσιμο εργαλείο για τη φροντίδα και τη καλή λειτουργία του μαγνητικού τομογράφου του ΠΓΝΙ.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] D. . W. McRobbie, E. A. Moore, M. J. Graves και M. R. Prince, MRI From Picture to Proton, Cambridge University Press.
- [2] Prof. Dr. Hans H. Schild, MRI made easy.
- [3] Vadim Kuperman, Magnetic Resonance Imaging, Physical Principles and Applications
- [4] Ν. Γκουρτσογιάννης και Ν. Παπανικολάου, MRI με μια ματιά, Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισσιανού Α.Ε.
- [5] Θ. Γ. Μαρής: Εισαγωγή στην Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού, Πανεπιστημιακές σημειώσεις Πανεπιστημίου Κρήτης, 2011.
- [6] Brown, Mark A.; Semelka, Richard C., MRI : Basic Principles and Applications.
- [7] E. M. Purcell, H. C. Torrey και R. V. Pound, «Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid,» Physical Review, τόμ. 69, p. 37, 1946.
- [8] Dominik Weishaupt · Victor D. Köchli · Borut Marincek, How Does MRI Work?, An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging.
- [9] J. P. Ridway, «Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: Part I,» Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance, τόμ. 12, αρ. 71, 2010.
- [10] F. Bloch, «Nuclear Induction,» Physical Review, τόμ. 70, pp. 460-473, 1946.
- [11] Gold GE, Han E, Stainsby J, Wright GA, Brittain J, Beaulieu C. Musculoskeletal MRI at 3.0T: relaxation times and image contrast. Am J Neuroradiol 2004;183:343–350.).
- [12] T. Stocker, F. Schneider, M. Klein, U. Habel, T. Kellermann, K. Zilles και J. N. Shah, «Automated Quality Assurance Routines for fMRI Data Applied to a Multicenter Study,» Human Brain Mapping, τόμ. 25, pp. 237-246, 2005.
- [13] MRI PHYSICS PULSE sequences <http://xrayphysics.com/sequences.html> online
- [14] RESEARCH GATE-PULSE DIAGRAMS.
- [15] MR Subcommittee Task Group I, «Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities,» American Association of Physicists in Medicine, College Park, MD, 2010.
- [16] Μαγνητική Ουρογραφία: Τεχνικές Δημιουργίας της και εφαρμογές της σε στατικές και δυναμικές μελέτες, <http://ikee.lib.auth.gr/record/127552/files/GRI-2011-7430.pdf>.
- [17] M. A. Yassa, Functional MRI User's Guide, The Johns Hopkins School of Medicine, 2005.
- [18] Scott H. Faro, Feroze B. Mohamed, Functional MRI, Basic Principles and Clinical Applications.

- [19] F. Schmitt, M. K. Stehling, R. Turner, Echo-Planar Imaging Theory, Technique and Application.
- [20] J. VanMeter, Lecture "Signal and Noise in fMRI", Georgetown University Medical Center: Center for Functional and Molecular Imaging.
- [21] D. N. Greve, B. A. Mueller, T. Liu, J. A. Turner, J. Voyvodic, E. Yetter, M. Diaz, G. McCarthy, S. Wallace, B. J. Roach, J. M. Ford, D. H. Mathalon, V. D. Calhoun, C. G. Wible, G. G. Brown, S. G. Potkin και G. Glover, «A Novel Method for Quantifying Scanner Instability in fMRI,» *Magnetic Resonance in Medicine*, τόμ. 65, pp. 1053-1061, 2011.
- [22] Arthur's & Boniface, *Trends in Neurosciences*, 2002.
- [23] MRI For you, Parameter Trade off , Blogspot.
- [24] Yassa, fMRI users guide.
- [25] Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities AAPM 2010.
- [26] National Institute of General Medicine Sciences (NIGMS), «Biomedical Informatics Research Network (BIRN),» National Institutes of Health (NIH).
- [27] L. Friedman και G. H. Glover, «Report on a Multicenter fMRI Quality Assurance Protocol,» *Journal of Magnetic Resonance Imaging* , τόμ. 23, pp. 827-839, 2006.
- [28] R. M. Weisskoff, «Simple Measurement of Scanner Stability for Functional NMR Imaging of Activation in the Brain,» *Magnetic Resonance in Medicine*, τόμ. 36, αρ. 4, pp. 643-645, 1996.
- [29] Phillips manuals σελ. 81, 177-178,193.
- [30] NIST/SEMATECH, «e-Handbook of Statistical Methods,».
- [31] M. Harris and G. Taylor, *Medical Statistics Made Easy*.
- [32] W. S. Rasband, «ImageJ,» U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, 1997-2014
- [33] IBM Corp., «IBM SPSS Statistics for Windows, Version 23.0,» IBM Corp., Armonk, NY, 2016.
- [34] «MATLAB and Statistics Toolbox Release 2016b,» The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States.