



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

Διπλωματική εργασία

Μελέτη και ανάλυση ομοιωμάτων για έλεγχο απεικόνισης συστημάτων πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού

ΚΟΥΝΑΔΗ ΑΙΚΑΤΕΡΙΝΗ

Αριθμός Μητρώου: 16047

Επιβλέπων Καθηγητής

Καλύβας Νεκτάριος

Αναπληρωτής καθηγητής

Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής του Πανεπιστημίου Δυτικής
Αττικής

Αθήνα 05/07/2022

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Νεκτάριος Καλύβας

Αναπληρωτής καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Ερρίκος Βεντούρας

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Παντελής Ασβεστάς

Αναπληρωτής Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα Κουνάδη Αικατερίνη του Ευαγγέλου, με αριθμό μητρώου 16047 φοιτήτρια του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής του Πανεπιστημίου Δυτικής δηλώνω υπεύθυνα ότι:

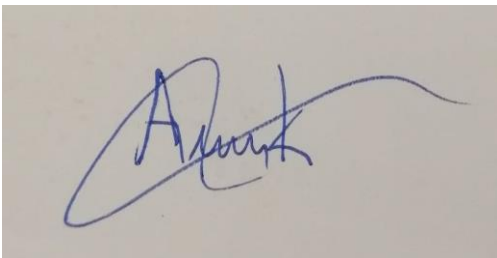
«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

05/07/2022

Ο/Η Δηλών/ούς
Κουνάδη Αικατερίνη



Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία που διεξάγεται στα πλαίσια ολοκλήρωσης των σπουδών του τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής, αφορά την μελέτη και την ανάλυση εμπορικών ομοιωμάτων που χρησιμοποιούνται για τον έλεγχο ποιότητας ενός συστήματος Μαγνητικού συντονισμού(MRI).

Η εργασία χωρίζεται σε πέντε κεφάλαια μαζί με τις υποενότητες τους. Πρώτα από όλα γίνεται μια αναφορά στα γενικά χαρακτηριστικά του MRI, στο τρόπο λειτουργίας και στη χρήση του. Το δεύτερο κεφάλαιο περιλαμβάνει μερικές παραμέτρους ποιότητας εικόνας όπως για παράδειγμα ο λόγος σήματος προς θόρυβο καθώς και ορισμένες ψευδενδείξεις που πιθανόν να εμφανιστούν σε μια εικόνα MRI. Στη συνέχεια περιγράφονται οι έλεγχοι ποιότητας του μηχανήματος και ταυτόχρονα αναλύονται και μερικά από τα ομοιώματα κυρίως τα τεχνικά τους στοιχεία αλλά και πως αυτά χρησιμοποιούνται για την συντήρηση ή αλλιώς τον έλεγχο ποιότητας του μηχανήματος.

Επίσης στο επόμενο κεφάλαιο της διπλωματικής παρουσιάζονται στοιχεία που προκύπτουν μέσα από γραφικές παραστάσεις οι οποίες αφορούν την αναζήτηση άρθρων σχετικών με το θέμα της διπλωματικής ανάλογα με τη χρονολογία δημοσίευσής τους. Τέλος μέσα από τη μελέτη όλων των ομοιωμάτων, παρακάτω στην εργασία παραθέεται ένα σχέδιο πρότυπου ομοιώματος με τα αντίστοιχα χαρακτηριστικά του τα οποία πιθανόν θα συμβάλλουν σε μια μελλοντική χρήση του.

Λέξεις Κλειδιά: Μαγνητικός τομογράφος, MRI, Μαγνητικός συντονισμός, Έλεγχος ποιότητας, Ομοιώματα

Abstract

The present dissertation, which is being carried out in the context of the completion of the studies of the Department of Biomedicine Engineering, concerns the study and analysis of commercial models used for the quality control of a Magnetic Resonance System (MRI).

The paper is divided into five chapters along with their subsections. First of all, there is a reference to the general characteristics of MRI, the way it works and its use. The second chapter includes some image quality parameters such as the signal-to-noise ratio as well as some misinformations that may appear in an MRI image.

Also, in the next chapter of the thesis are presented elements that emerge through graphs that concern the search for articles related to the subject of the thesis depending on the date of their publication. Finally, through the study of all the dummies, below in the work is listed a design of a model model with its corresponding characteristics which will probably contribute to a future use.

Keywords: Quality control, Quality assurance, Magnetic Resonance Imaging, MRI, Phantom

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω πρώτα από όλα τον επιβλέποντα καθηγητή κ. Νεκτάριο Καλύβα για την υπομονή, τη πολύτιμη βοήθεια και την καθοδήγηση του στη συγγραφή της διπλωματικής αυτής. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου αλλά και τους φίλους μου για την ενθάρρυνση, την ψυχολογική υποστήριξη σε όλο αυτό το διάστημα της εργασίας.

Κουνάδη Αικατερίνη

Περιεχόμενα

Περίληψη.....	4
Abstract	5
Ευχαριστίες.....	6
Περιεχόμενα	7
1.Εισαγωγή.....	10
1.1 Τι είναι η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI)	10
1.2 Χρήση MRI.....	11
1.3 Μαγνητικές ιδιότητες σωματιδίων	11
1.3.1 Γενικά στοιχεία.....	11
1.3.2 Συμβολή υδρογόνου.....	12
1.3.3 Κβαντικές παράμετροι.....	12
1.3.4 Πρωτόνια σε εξωτερικό μαγνητικό πεδίο	13
1.4 Πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός	14
1.4.1 Ηλεκτρομαγνητικός παλμός	14
1.4.2 Μαγνητική αποκατάσταση.....	15
1.5 Χρόνοι χαλάρωσης.....	15
1.5.1 Διαμήκης χρόνος χαλάρωσης.....	15
1.5.2 Εγκάρσιος χρόνος χαλάρωσης.....	16
1.5.3 Χρόνος T_2^*	16
1.6 Ακολουθίες.....	17
1.7 Οργανολογία.....	18
1.8 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα.....	19
1.9 Φασματοσκοπία	19
2. Παράμετροι ποιότητας εικόνας.....	20
2.1 Ποιότητα εικόνας.....	20
2.2 Λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR).....	20
2.3 Χωρική διακριτική ικανότητα	20
2.4 Αντίθεση αντικειμένου	21
2.5 Αντίθεση εικόνας	21
2.5.1 Πυκνότητα πρωτονίων	21

2.5.2	Παράμετροι TE και TR	22
2.6	Λόγος αντίθεσης προς θόρυβο(CNR).....	22
2.7	Ψευδενδείξεις.....	23
2.7.1	Ψευδένδειξη λόγω αναπνοής.....	23
2.7.2	Ψευδένδειξη λόγω κίνησης.....	23
2.7.3	Ψευδένδειξη ροής	23
2.7.4	Ψευδένδειξη λόγω μαγνητικής επιδεκτικότητας	24
2.7.5	Ψευδένδειξη χημικής μετατόπισης	24
2.7.6	Ψευδένδειξη μερικού όγκου	24
2.7.7	Ψευδένδειξη αναδίπλωσης.....	24
2.7.8	Ψευδένδειξη κολόβωσης	24
2.7.9	Ψευδένδειξη υπερχείλισης ισχύος RF	25
2.7.10	Ψευδένδειξη λόγω λανθασμένης λειτουργίας πηνίων βαθμίδας.....	25
2.7.11	Ψευδένδειξη λόγω επικάλυψης (Slice overlap).....	25
2.7.12	Ψευδένδειξη Zipper	25
2.7.13	Ψευδένδειξη ανίχνευσης φάσης RF.....	25
2.7.14	Ψευδένδειξη σκίασης	25
3.	Ποιοτικός έλεγχος και ομοιώματα	27
3.1	Εισαγωγή.....	27
3.2	Έλεγχοι	27
3.2.1	Έλεγχοι των υποσυστημάτων του Στατικού Μαγνητικού Πεδίου	27
3.2.2	Έλεγχοι υποσυστήματος βαθμιδωτών πεδίων	30
3.2.3	Συνδυασμένοι έλεγχοι των υποσυστημάτων βαθμίδων/RF	31
3.2.4	Γενικοί έλεγχοι	31
3.3	Ομοιώματα	34
3.3.1	Ομοίωμα ACR	35
3.3.2	Ομοίωμα ISMRM	39
3.3.3	Ομοίωμα Pro-MRI	42
3.3.4	Ομοίωμα MHR.....	43
3.3.5	Ομοίωμα μαστού.....	44
3.3.6	Ομοίωμα EUROSPIN	46
3.3.7	Ομοίωμα Magphan	48
3.3.8	Ομοίωμα LEGO.....	50
3.3.9	Ομοίωμα QUASAR™ MRI ^{4D} Motion Phantom	51

3.3.10 Ομοίωμα Full Body.....	52
3.3.11 Ομοιώματα CIRS	54
3.3.11.1 Ομοίωμα LARGE FIELD MR IMAGE DISTORTION PHANTOM	54
3.3.11.2 Ομοίωμα MR DISTORTION & IMAGE FUSION HEAD PHANTOM.....	55
3.3.12 Ομοίωμα ροής DCE	56
3.3.13 Ομοίωμα Spherical MRI	57
3.3.14 Ομοίωμα φασματοσκοπίας (NMR)	58
3.3.15 Ομοίωμα NEMA IQ.....	59
4.Γραφικές παραστάσεις.....	60
5 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ	68
5.1 Γενικά χαρακτηριστικά του ομοιώματος	69
5.2 Σχεδιασμός 1 ^{ης} τομής	71
5.3 Σχεδιασμός 2 ^{ης} τομής	72
5.4 Σχεδιασμός 3 ^{ης} τομής	76
5.4 Σχεδιασμός 4 ^{ης} τομής	77
6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	79
Βιβλιογραφία.....	80

1.Εισαγωγή

1.1 Τι είναι η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI)

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού φαίνεται να συμβάλλει αρκετά στην ιατρική απεικόνιση μιας εικόνας καθώς και στην ιατρική διάγνωση αλλά και στην έρευνα . Η μαγνητική τομογραφία (MRI) είναι ένα αρκετά μεγάλο μηχάνημα σε στρογγυλό σχήμα που ονομάζεται σαρωτής με κενό στη μέση το οποίο περιέχει έναν πολύ ισχυρό μαγνήτη. Η μονάδα μέτρησης που χρησιμοποιείται στο μαγνήτη είναι τα Gauss και συνήθως το όριο του μαγνήτη μπορεί να φτάσει μέχρι 20.000 gauss. Στο κενό του κυλίνδρου τοποθετείται ένα κρεβάτι στο οποίο ο εξεταζόμενος ξαπλώνει και αυτό κινείται μέσα έξω σε όλη τη διάρκεια της εξέτασης. Τα σήματα που δημιουργούνται από το μηχάνημα μεταφέρονται σε έναν υπολογιστή ο οποίος τα μεταφράζει σε τρισδιάστατη εικόνα.

Βασικό μέρος για να ξεκινήσει η διαδικασία αποτελούν το ισχυρό μαγνητικό πεδίο και τα ραδιοκύματα όπου η ενέργεια τους απορροφάται από άτομα και ανακλώνται πίσω από το σώμα και κατά τη διάρκεια αυτής της διαδικασίας παράγονται σήματα που ανιχνεύονται από τον μαγνητικό τομογράφο και αποστέλλονται στον υπολογιστή ώστε να δημιουργηθεί η εικόνα η οποία περιλαμβάνει λεπτομέρειες των οργάνων όπως θώρακας, κοιλιάς και πύελο αλλά και των ιστών στο σώμα.

Η μαγνητική τομογραφία γενικά δε χρησιμοποιεί καθόλου ιοντίζουσα ακτινοβολία η οποία θεωρείται αρκετά επιβλαβή για τον ανθρώπινο οργανισμό, το χαρακτηριστικό κάνει την διαδικασία αυτή να διαφέρει από τις άλλες εξετάσεις όπως η αξονική τομογραφία και ή η κλασσική ακτινογραφία.

Επίσης μια χρήσιμη πληροφορία αποτελεί το γεγονός ότι μέσα στο μαγνητικό τομογράφο δεν επιτρέπονται αντικείμενα όπως κοσμήματα, ρολόγια, πιστωτικές αλλά και ακουστικά βαρηκοΐας τα οποία μπορούν να επηρεάσουν αρνητικά το μαγνητικό πεδίο. Συνήθως τα περισσότερα ορθοπεδικά εμφυτεύματα δε είναι επικίνδυνα γι αυτού του είδους τις εξετάσεις παρ'όλαυτά οι συσκευές ειδικά από μέταλλο ίσως να αποτελέσουν πρόβλημα στην εικόνα αλλά και τον ίδιο τον ασθενή. Ακόμα κάποιες βαφές των τατουάζ περιλαμβάνουν σίδηρο ο οποίος μπορεί να ζεσταθεί κατά τη διάρκεια της μαγνητικής τομογραφίας.[4,5]



Εικόνα 1 : Σύστημα MRI

1.2 Χρήση MRI

Η μαγνητική τομογραφία χρησιμοποιείται κατά κύριο λόγο πρώτα από όλα για την εύρεση ενός όγκου καθώς και το μέγεθος και τη θέση του μετρώντας τις διαφορές στην περιεκτικότητα στο νερό και τη ροή του αίματος μεταξύ των ιστών. Οι κακοήθεις όγκοι περιλαμβάνουν μεγαλύτερη παροχή αίματος και μέσω ειδικού σκιαγραφικού υλικού το οποίο δημιουργεί καλύτερη αντίθεση συμβάλλει στον διαχωρισμό με τους κακοήθεις όγκων. Εκτός από την εύρεση του όγκου είναι υπεύθυνη για διεύρυνση των λεμφαδένων.

Σε περίπτωση που δε χρησιμοποιείται παράγοντας αντίθεσης ο μαγνητικός τομογράφος μπορεί να παρουσιάσει το σχήμα, το μέγεθος, την ανατομία, τη τοποθεσία και την λειτουργία των οργάνων, των οστών αλλά και των αρθρώσεων.

Μπορεί να εμφανίσει επίσης σημεία φλεγμονής και πιθανής μόλυνσης, όμως δεν μπορεί να δείξει μικροασβεστόσεις ή μικροαποτατανώσεις για το μαστό.[5]



Εικόνα 2 : MRI Εγκεφάλου

1.3 Μαγνητικές ιδιότητες σωματιδίων

1.3.1 Γενικά στοιχεία

Πρώτα απ' όλα θα πρέπει να είναι γνωστό πως τα άτομα αποτελούνται από τον πυρήνα ο οποίος περιλαμβάνει θετικά φορτισμένα σωματίδια (πρωτόνια) και ουδέτερα σωματίδια (νετρόνια) και γύρω από αυτόν κινούνται τα ηλεκτρόνια. Τα ηλεκτρόνια είναι αρνητικά φορτισμένα και έχουν ίδιο φορτίο κατά απόλυτη τιμή με τα πρωτόνια. Βασική εξαίρεση ατόμου αποτελεί το υδρογόνο το οποίο είναι χαρακτηριστικό στοιχείο του MRI. Συχνά ο συνολικός αριθμός των πρωτονίων αναφέρεται ως ατομικός αριθμός και συμβολίζεται με το γράμμα Z , ενώ αυτός των νετρονίων και των νετρονίων που υπάρχουν μέσα στον πυρήνα ονομάζεται μαζικός αριθμός και συμβολίζεται με το γράμμα A .

Μέσα στα άτομα παρατηρούνται 3 βασικές κινήσεις η κίνηση των ηλεκτρονίων γύρω από τον εαυτό τους, κίνηση γύρω από τον πυρήνα και κίνηση του πυρήνα γύρω από τον άξονα του. Η περιστροφή του πυρήνα γύρω από τον εαυτό του αποτελεί βάση για το φαινόμενο του μαγνητικού συντονισμού και είναι άμεσα συνδεδεμένη με την μαγνητική ροπή η οποία αποτελεί βασικό στοιχείο της αντίδρασης, των πυρήνων με μαγνητικά πεδία. Η μαγνητική ροπή είναι ένα είδος γωνιακής ορμής η οποία επηρεάζεται από τις ιδιότητες ενός πυρήνα και από τον αριθμό περιστροφών.[1]

1.3.2 Συμβολή υδρογόνου

Ένα από τα πιο βασικά στοιχεία για το φαινόμενο αυτό και από τα πιο απλά άτομα στη φύση είναι το υδρογόνο και αυτό γιατί διαθέτει ένα πρωτόνιο και ένα ηλεκτρόνιο και υπάρχει σε όλες τις οργανικές ενώσεις και συγκεκριμένα σε όλο το σώμα όπου αποτελείται από νερό και από οργανικές ενώσεις. Ο πυρήνας του υδρογόνου είναι θετικά φορτισμένος, κινείται με αποτέλεσμα να δημιουργείται μαγνητικό πεδίο.

Χαρακτηριστικά μεγέθη για την μαγνητική κατάσταση είναι η στροφορμή και η μαγνητική ροπή. Στον μαγνητικό συντονισμό η στροφορμή χαρακτηρίζεται ως πυρηνικό spin όπου εκφράζει την ιδιοπεριστροφή του πυρήνα. Το πυρηνικό spin αλλά και η μαγνητική ροπή είναι διανυσματικά μεγέθη αφού έχουν μέτρο και προσανατολισμό.[1]

1.3.3 Κβαντικές παράμετροι

Αρχικά η περιστροφή των σωμάτων χαρακτηρίζεται από ένα διανυσματικό μέγεθος το οποίο ονομάζεται στροφορμή \vec{L} . Παρουσιάζεται μέσω δυο κβαντικών αριθμών όπου ο ένας ονομάζεται τροχιακή στροφορμή και ο δεύτερος που ονομάζεται ιδιοπεριστροφή του ηλεκτρονίου η αλλιώς spin. Οι παρακάτω τύποι είναι για τη τροχιακή στροφορμή και για το spin αντίστοιχα.

$$|\vec{L}| = \hbar \sqrt{I(I+1)} \quad (1.1)$$

$$|\vec{S}| = s\hbar \quad (1.2)$$

Όπου $|\vec{L}|, |\vec{S}|$ είναι τα μέτρα των στροφορμών και όπου \hbar είναι η σταθερά του Plank

$$\hbar = \frac{h}{2\pi}, h = 6,6 * 10^{-34} J * s$$

Με τον όρο πυρηνικό spin εννοούμε το διανυσματικό άθροισμα των spin των νουκλεονίων που συγκροτούν έναν ατομικό πυρήνα και ορίζεται :

$$|\vec{I}| = \hbar \sqrt{I(I+1)} \quad (1.3)$$

μπορεί να πάρει ακέραιες και ημιακέραιες τιμές.

Σε κυκλική κίνηση ενός φορτισμένου σωματιδίου γύρω από το άξονα του παράγεται μαγνητικό πεδίο και μαγνητική ροπή ($\vec{\mu}$). Είναι διανυσματικό μέγεθος και δείχνει ένα παράλληλο διάνυσμα στον άξονα περιστροφής του σωματιδίου, ταυτόχρονα ως φυσικό μέγεθος δείχνει την ταχύτητα με την οποία ο μαγνήτης γίνεται παράλληλος με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο και ορίζεται

$$\vec{\mu} = I\vec{m}M_Q \quad (1.4)$$

l_m είναι το μήκος του μαγνήτη και M_Q η μαγνητική ποσότητα .

Η μαγνητική ροπή του πρωτονίου είναι $\mu_p=2,79\mu_N$ όπου μ_N είναι η μονάδα της μαγνητικής ροπής που ονομάζεται πυρηνική μαγνητόνη του Bohr η οποία είναι ίση με :

$\mu_N=\frac{|e|\hbar}{2M_p c}=5,05*10^{-27} J * T^{-1}$ ενώ του νετρονίου είναι αρνητική που αυτό σημαίνει ότι είναι αντιπαράλληλη με τη στροφορμή του σπίν, η τιμή της είναι: $\mu_n=-1,9\mu_N$. Οι μαγνητικές ροπές μ_i των στοιχειωδών σωματιδίων προσθέτονται διανυσματικά και δημιουργούν την τελική μαγνήτιση $\vec{M}=\sum_i \vec{\mu}$ [1]

1.3.4 Πρωτόνια σε εξωτερικό μαγνητικό πεδίο

Χωρίς ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο , ο προσανατολισμός των μαγνητικών ροπών δε είναι συγκεκριμένος και έτσι το διανυσματικό άθροισμα είναι μηδέν. Ένα σύνολο από ατομικούς πυρήνες παρουσιάζουν μη μηδενική ροπή χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί το σώμα ενός ανθρώπου. Όσο διαρκεί η εξέταση , ο εξεταζόμενος βρίσκεται μέσα σε ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο κάτι που έχει σαν συνέπεια τον παραλληλισμό των μαγνητικών ροπών με τις δυναμικές γραμμές του πεδίου και έτσι δημιουργείται ένα εσωτερικό μαγνητικό πεδίο το οποίο λειτουργεί μαζί με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο(B_0). Το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο είναι πιο δυνατό σε σχέση με το εσωτερικό .

Το μαγνητικό πεδίο των πυρήνων έχει την ικανότητα: να προσανατολιστεί παράλληλα με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο (φαινόμενο παραμαγνητισμού) η κατάσταση αυτή ονομάζεται θεμελιώδη ενεργειακή κατάσταση, είτε το πρωτόνιο έχει μεγαλύτερη ενέργεια στην διεγερμένη ενεργειακή κατάσταση κατά την οποία το μαγνητικό πεδίο προσανατολίζεται αντιπαράλληλα με το εξωτερικό πεδίο (φαινόμενο διαμαγνητισμού).

Για τη θεμελιώδη κατάσταση ο τύπος θα είναι:

$$E_+ = -\frac{1}{2} \hbar \omega_0 = -\mu B_0 \quad (1.5)$$

Ενώ για την διεγερμένη κατάσταση είναι :

$$E_- = +\frac{1}{2} \hbar \omega_0 = \mu B_0 \quad (1.6)$$

Η διαφορά μεταξύ των δυο ενεργειακών καταστάσεων είναι :

$$\Delta E = E_- - E_+ = \hbar \omega_0 = 2\mu B_0 \quad (1.7)$$

Το ΔE αυξάνεται όσο αυξάνεται και το B_0 .

Τα πρωτόνια που ταξινομούνται με βάση τον νόμο της στατιστικής κατανομής του Boltzmann στις δυο ενεργειακές καταστάσεις . Ο νόμος αυτός είναι ο εξής:

$$\frac{N(E_+)}{N(E_-)} = e^{\frac{\Delta E}{kT}} \quad (1.8)$$

Όπου k είναι η σταθερά του Boltzmann ($1,3805 \times 10^{-23} J K^{-1}$) και όπου $N(E_+)$ και $N(E_-)$ είναι οι αριθμοί των πρωτονίων στις ενεργειακές καταστάσεις.

Η ενεργειακή διαφορά και η θερμοκρασία είναι δυο χαρακτηριστικά από τα οποία εξαρτάται ο πληθυσμός των δυο ενεργειακών καταστάσεων. Το μέτρο της μαγνήτισης είναι όση η διαφορά των δυο ενεργειακών καταστάσεων ενώ σε πολύ υψηλές θερμοκρασίες η μαγνήτιση γίνεται μηδέν. Η διαφορά των ενεργειακών καταστάσεων ΔE είναι ανάλογη με την ισχύ του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου αυτό έχει ως αποτέλεσμα η αλλαγή του προσανατολισμού των πυρήνων να χρειάζεται πολύ μεγάλο ποσό ενέργειας. Η αλληλεπίδραση μεταξύ υδρογόνου και εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B_0 ονομάζεται αλληλεπίδραση Zeeman.

Παρατηρείται πως το διάνυσμα της μαγνήτισης δε παραμένει ακίνητο αλλά στρέφεται γύρω από το κατακόρυφο διάνυσμα του πεδίου B_0 με αποτέλεσμα να δημιουργείται μια κίνηση η οποία ονομάζεται μετάπτωση. Η συχνότητα της κίνησης αυτής ονομάζεται συχνότητα Larmor η οποία καθορίζεται από την εξωτερική ισχύ του B_0 και από τον γυρομαγνητικό λόγο όπου είναι μια σταθερά η οποία είναι ίση με το λόγο της μαγνητικής ροπής προς την στροφορμή δηλαδή $\gamma = \mu/L$. Η συχνότητα Larmor ορίζεται ως $\omega_0 = \gamma B_0$ όπου ω_0 είναι η κυκλική συχνότητα η οποία χρησιμοποιείται για τη περιστροφή της μαγνήτισης γύρω από το μαγνητικό πεδίο B_0 [1].

1.4 Πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός

1.4.1 Ηλεκτρομαγνητικός παλμός

Το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού πραγματοποιείται σε δύο χρόνους, στον πρώτο οι πυρήνες αλληλεπιδρούν με τους παλμούς ραδιοσυχνότητας ενώ στον δεύτερο υπάρχει αποδιέγερση μαζί με απελευθέρωση ενέργειας, και ταυτόχρονα δημιουργία του σήματος.

Με την παρουσία της μαγνήτισης στο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο εκτελείται μεταπτωτική κίνηση όπως ακριβώς συμβαίνει στις με τις μαγνητικές ροπές μ , η κίνηση αυτή θα έχει συχνότητα Larmor ίση με $\vec{\omega}_0 = \gamma \vec{B}_0$. Οι μέθοδοι που βασίζονται στον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό και έχουν ως στόχο τη διάγνωση και τη μέτρηση αφορούν τη μετατόπιση της μαγνήτισης από τη θέση που είναι παράλληλη με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, η οποία στη συνέχεια επιστρέφει στην αρχική της θέση. Με την άνοδο δεύτερη φορά της μαγνήτισης δημιουργούνται φαινόμενα ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής. Οι αλλαγές στο χρόνο της έντασης ενός μαγνητικού πεδίου οι οποίες πραγματοποιούνται με την κίνηση της μαγνήτισης και δημιουργούν ηλεκτρική τάση και ρεύμα. Η παρουσία ενός επιπλέον εξωτερικού πεδίου το οποίο είναι κάθετο στο πεδίο B_0 συμβάλλει στη μετατόπιση της μαγνήτισης από τη θέση πλήρους παραλληλισμού με το B_0 , εκτελώντας μεταπτωτική κίνηση γύρω από αυτό. Το πρόσθετο μαγνητικό πεδίο ονομάζεται και ηλεκτρομαγνητικός παλμός ή παλμός ραδιοσυχνότητας RF και συμβολίζεται με B_1 , συνεπώς οδηγούν στο διάνυσμα της μαγνήτισης M σε συνιστώσες συγκεκριμένων γωνιών και μπορεί να πάρει τιμές 90° ή 180° .

Το πεδίο B_0 και η αρχική θέση τη μαγνήτισης M ήταν στον άξονα z ενώ το πεδίο B_1 κινείται στον xy . Πρώτα από όλα η κίνηση της μαγνήτισης ξεκινά από τον άξονα zy και τείνει να πέσει πάνω στον y , έτσι σχηματίζεται η γωνία $\Delta\theta$ η οποία παρατηρείται μεταξύ των διανυσμάτων B_0 και M και είναι ανάλογη με το χρονικό διάστημα Δt και ο τύπος είναι ο εξής $\Delta\theta = \gamma B_1 \Delta t$. [1,3,6]

1.4.2 Μαγνητική αποκατάσταση

Με το φαινόμενο του συντονισμού παρέχεται ενέργεια στα πρωτόνια μέσα από τους παλμούς RF για να γίνει η μεταπτωτική κίνηση συνεπώς με τον όρο χαλάρωση ή μαγνητική αποκατάσταση εννοούμε την αποβολή ενέργειας από τα πρωτόνια και επιστροφή στην αρχική κατάσταση. Με αυτό το τρόπο δίνεται η δυνατότητα να μετρηθεί η συγκέντρωση πρωτονίων μέσω των χρόνων χαλάρωσης T_1 και T_2 . Όπου T_1 χαρακτηρίζεται η διαμήκη μαγνήτιση M_Z και T_2 η εγκάρσια μαγνήτιση M_{xy} . Πιο συγκεκριμένα, η χαλάρωση συμβαίνει ύστερα από την εφαρμογή του παλμού ραδιοσυχνότητας.

Πρώτα από όλα το σύνολο των πυρήνων αρχικά βρίσκεται σε κατάσταση ισορροπίας όπου τη συγκεκριμένη στιγμή έχει συνολική μαγνήτιση M η οποία είναι παράλληλη όπως έχει αναφερθεί ήδη στο μαγνητικό πεδίο B_0 . Κατόπιν εφαρμόζεται παλμός ραδιοσυχνότητας RF ο οποίος στρέφει τη μαγνήτιση γύρω από το πεδίο B_1 και μόλις ο παλμός σταματήσει, παρατηρείται επιστροφή στην κατάσταση ισορροπίας. Πριν από την επιστροφή στη κατάσταση ισορροπίας και μετά την εφαρμογή του παλμού, όπου δημιουργείται η γωνία $\Delta\theta$ η συνολική μαγνήτιση αναλύεται σε δυο συνιστώσες, η μια είναι η διαμήκη M_Z και η άλλη η εγκάρσια M_{xy} . Αν η γωνία $\Delta\theta$ είναι 90° τότε η M_Z θα είναι μηδέν ενώ η M_{xy} θα είναι ίση με τη μέγιστη τιμή δηλαδή ίση με τη συνολική μαγνήτιση, η κατάσταση όπου η διαμήκη μαγνήτιση μηδενίζεται ονομάζεται κατάσταση κορεσμού. Αν η γωνία είναι 180° η M_Z έχει την ελάχιστη τιμή που αντιστοιχεί στη συνολική μαγνήτιση αντίθετα η M_{xy} έχει μηδενιστεί. [1,2,6]

1.5 Χρόνοι χαλάρωσης

Η χαλάρωση είναι μια σύνθετη διεργασία η οποία είναι διαφορετική από υλικό σε υλικό αλλά έχει ως συνέπεια η μαγνήτιση να γίνεται παράλληλη με το B_0 και εκφράζεται μέσα από τους χρόνους T_1 και T_2 όπου όπως έγινε κατανοητό από προηγούμενη αναφορά ο χρόνος T_1 αναφέρεται στη διαμήκη μαγνήτιση και T_2 στην εγκάρσια. Οι χρόνοι T_1 και T_2 είναι διαφορετικοί για κάθε ουσία και ο χρόνος T_1 είναι γενικά μεγαλύτερος σε σχέση με το χρόνο T_2 και αυτό γιατί η τιμή της εγκάρσιας μαγνήτισης γίνεται μηδέν με πιο γρήγορο ρυθμό σε σχέση με τη τιμή της διαμήκης μαγνήτισης η οποία γίνεται μέγιστη. Μπορούν να δείξουν αν ένας ιστός είναι ομαλός η όχι αλλά και την έκταση μια αλλοίωσης.

Για να μπορέσουν να μετρηθούν αυτοί οι χρόνοι υπάρχουν κάποιες βασικές προδιαγραφές οι οποίες είναι : 1) Τα υλικά θα πρέπει να βρίσκονται σε κατάσταση ισορροπίας και συγκεκριμένα σε θερμοδυναμική ισορροπία 2) το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο θα πρέπει να είναι ομογενές 3) οι παλμοί ραδιοσυχνότητας να είναι ακριβείς και να έχουν φάσμα με μια μόνο συχνότητα. [1]

1.5.1 Διαμήκης χρόνος χαλάρωσης

Ο χρόνος T_1 δείχνει τη ταχύτητα όπου η διαμήκη μαγνήτιση φτάνει τη μέγιστη τιμή και ονομάζεται χρόνος διαμήκης χαλάρωσης. Επίσης παρουσιάζει τη χρονική περίοδο όπου χρειάζεται ώστε ένα σύστημα πυρήνων να ξανά αποκτήσει το 63% της τιμής της διαμήκης μαγνήτισης στη κατάσταση θερμοδυναμικής ισορροπίας αφού έχει επιδράσει παλμός 90° . Σε αυτή τη περίπτωση φαίνεται να υπάρχει ανάκτηση τη M_Z η οποία εκφράζεται από τον παρακάτω τύπο:

$$M_z(t) = M_0 [1 - \exp(-t/T_1)] \quad (1.9)$$

Όπου M_0 είναι η αρχική μαγνήτιση ενώ οι ποσότητες $M_z(t)$ είναι οι αντίστοιχες τιμές της μαγνήτισης σε κάποια χρονική στιγμή t μετά την παύση του παλμού.

Ο χρόνος T_1 καθορίζεται τόσο από την ένταση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου όσο και από την θερμοκρασία της μέτρησης. Στα υγρά ο χρόνος T_1 παίρνει τιμές από 2000 έως 5000 ms και για τους ιστούς οι τιμές ξεκινούν από 100ms και καταλήγουν στα 3000ms.[1]

1.5.2 Εγκάρσιος χρόνος χαλάρωσης

Ο χρόνος T_2 ονομάζεται και εγκάρσιος χρόνος χαλάρωσης και αναφέρεται στην ταχύτητα με τη οποία μηδενίζεται η εγκάρσια μαγνήτιση δηλαδή στη φάση όπου οι μαγνητικές ροπές δεν είναι πια συμφασικές κάτι που συμβαίνει επειδή ο κάθε πυρήνας ανήκει σε διαφορετικό χημικό περιβάλλον. Αναφέρεται σε ενέργειες που συμβάλλουν στην αλλαγή της εντροπίας ως προς τη φάση των διπολικών ροπών των πυρηνικών στροφορμών. Με τον όρο εντροπία εννοούμε συστήματα που δε ανήκουν στην θερμοδυναμική κατάσταση ισορροπίας. Επιπλέον δείχνει την απώλεια του 37% της αρχικής τιμής της εγκάρσιας μαγνήτισης. Σε περίπτωση που υπάρχουν ελαφρά και επιταχυνόμενα μόρια οι χρόνοι T_2 θα είναι μεγάλοι, όμως σε πρωτόνια ιστών που διαθέτουν λιπίδια και πρωτεΐνες έχουμε μικρούς χρόνους. Σε ορισμένες παθολογίες υπάρχει μεγάλη ποσότητα νερού και αυτό συνεπάγεται με μεγάλους χρόνους T_1 και T_2 . Ο τύπος που χαρακτηρίζει τον χρόνο χαλάρωσης T_2 είναι:

$$M_{xy}(t) = M_0 [\exp(-t/T_2)] \quad (1.10)$$

όπου M_0 είναι όπως έχει ήδη αναφερθεί η τιμή της αρχικής μαγνήτισης.

Στα υγρά οι τιμές είναι μεταξύ 2000 και 5000ms, αλλά για τους ιστούς οι αντίστοιχες τιμές είναι 30 έως 300ms και για πεδία 0.2-2 T οι τιμές της θερμοκρασίας είναι 20-25° C.[1,2]

1.5.3 Χρόνος T_2^*

Οι συνθήκες μέτρησης δε είναι πάντα σωστές, αφού μπορεί το μαγνητικό πεδίο B_0 να επηρεάζεται από ανομοιογένειες οι οποίες με τη σειρά τους πρόβλημα στην αποκατάσταση της εγκάρσιας μαγνήτισης το οποίο δημιουργεί διαφορετικό αποτέλεσμα στο χρόνο T_2 που μετριέται σε σχέση με τον πραγματικό. Υπο την επιρροή λοιπόν αυτών των ανομοιογενειών ο μετρούμενος χρόνος χαλάρωσης T_2 μειώνεται και συμβολίζεται με T_2^* . Ο χρόνος T_2^* αναφέρεται λοιπόν στον πραγματικό χρόνο που διαρκεί η αποκατάσταση της εγκάρσιας μαγνήτισης. Βασική εξάρτηση αποτελούν οι ανομοιογένειες του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου όπως ειπώθηκε πιο πριν αλλά και από τις μοριακές αλληλεπιδράσεις του δείγματος.

Ο μαθηματικός τύπος που εκφράζει τον T_2^* είναι:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{\gamma \Delta B}{2} \quad (1.11)$$

Συμβάλει στην απεικόνιση και την φασματοσκοπία στο MRI αφού μπορεί να ξεχωρίσει τους ιστούς και τέλος μπορεί να μετρήσει την έκταση μιας φασματικής κορυφής στο μισό ύψος FWHM το οποίο δίνεται από τον τύπο $FWHM = \frac{1}{\pi} T_2$ [1]

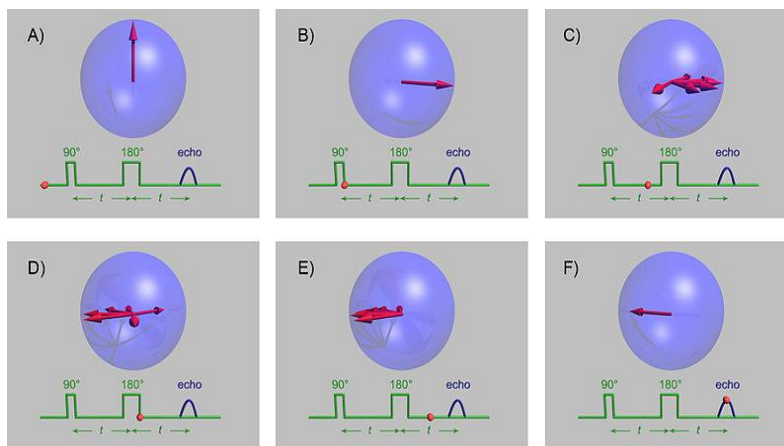
1.6 Ακολουθίες

Η δημιουργία μιας εικόνας οφείλεται σε ένα σύνολο παλμών RF μια συγκεκριμένης χρονικής περιόδου οι οποίοι μπορεί να έχουν την τιμή 90° ή 180° . Οι παλμοί αυτοί μαζί με το χρόνο που υπάρχει ανάμεσα τους δημιουργούν τη λεγόμενη ακολουθία παλμών. Από την ακολουθία παλμών επηρεάζονται οι αποχρώσεις του γκρι και κατά συνέπεια και η αντίθεση μιας εικόνας.

Επίσης υπάρχουν παράμετροι που επηρεάζουν την ένταση και τη φωτεινότητα κάθε pixel οι οποίες προσαρμόζονται από το χρήστη, οι παράμετροι αυτοί είναι TE και TR τα οποία είναι χρονικά διαστήματα που επηρεάζουν όλο το σπιν.

Γενικά χρησιμοποιούνται πολλές ακολουθίες αλλά η πιο γνωστή ακολουθία είναι η spin echo(SE) είναι της λογικής $90^\circ - \tau - 180^\circ$. Η ακολουθία ξεκινά με διέγερση ενός παλμού 90° και μετά ακολουθεί ο παλμός 180° , συγκεκριμένη ακολουθία δημιουργεί εικόνες που οφείλονται στο χρόνο T_2 . Πιο συγκεκριμένα μετά την έναρξη του παλμού 90° η μαγνήτιση ελαττώνεται και οδηγείται στο επίπεδο xy, χωρισμός των φάσεων των σπιν ανάλογα με την ταχύτητα τους και έτσι εφαρμόζεται ο παλμός 180° . Στη συνέχεια ακολουθεί αλλαγή της πορείας των σπιν όπου προηγούνται αυτά με τη μικρότερη ταχύτητα και στη συνέχεια πλησιάζουν την κατάσταση που βρίσκονταν αρχικά, και αυτό αυξάνει εγκάρσια μαγνήτισης M_T .

Σε διάστημα ίσο με τ όπου είναι ο χρόνος μεταξύ 90° και 180° η εγκάρσια μαγνήτιση θα πάρει τη μέγιστη τιμή ελαττωμένη κατά $e^{-\frac{\tau}{T_2}}$, δημιουργώντας μια ηχώ την οποία μπορούμε να μετρήσουμε.[2,6]



Εικόνα 3 Παράδειγμα ακολουθίας spin echo

1.7 Οργανολογία

Ένα πολύ βασικό μέρος του μαγνητικού τομογράφου είναι ο μαγνήτης ο οποίος παράγει το μαγνητικό πεδίο B_0 . Τρία είναι τα είδη του μαγνήτη που είναι χρήσιμα στα συστήματα απεικόνισης: Μόνιμοι μαγνήτες, υπεραγώγιμοι και μαγνήτες αντιστάσεως.

Όσον αφορά τον μόνιμο μαγνήτη συνήθως είναι κατασκευασμένο από κράμα κοβαλτίου και χρησιμοποιούνται μόνο στους ανοικτούς μαγνήτες στους οποίους το κύριο σώμα φέρει μεγάλο άνοιγμα ώστε να μην παρατηρείται κάποιο είδος κλειστοφοβίας από τον εξεταζόμενο. Ο μόνιμος μαγνήτης φαίνεται να έχει χαμηλό κόστος αγοράς και το μαγνητικό πεδίο παραμένει εντός των ορίων του μαγνήτη.

Οι υπεραγώγιμοι αποτελούνται από σύρμα μικρής διαμέτρου το οποίο περιστρέφεται σε κυλινδρικό σωλήνα από αλουμίνιο, γύρω γύρω υπάρχει χαλκός που βυθίζεται σε υγρό ήλιο για ψύξη. Η διαρροή του ρεύματος ξεκινά όταν ένα μικρό σύρμα θερμαίνεται και αποκτά θερμική αντίσταση αλλά και πτώση τάσης, ύστερα ενώνεται με το τροφοδοτικό όπου θα περνάει ρεύμα από την αντίσταση. Το σωληνοειδές βρίσκεται μέσα σε κυλινδρικό δοχείο το οποίο είναι υπεύθυνο για θερμική μόνωση από το περιβάλλον.

Οι μαγνήτες αντιστάσεως περιλαμβάνουν μια σειρά πηνίων που μέσα από αυτά περνάει το ηλεκτρικό ρεύμα, ο πυρήνας των πηνίων είναι κενός. Βέβαια καταναλώνει μεγάλα ποσά ενέργειας για τη διατήρηση του ρεύματος για τη διατήρηση του ρεύματος, λόγω των υψηλών θερμοκρασιών που παρουσιάζονται χρειάζεται να υπάρχει ένα σύστημα υδρόψυκτης. Επιπλέον έχει χαμηλό κόστος, απλό σχεδιασμό και εύκολη συντήρηση.

Εκτός από το μαγνήτη το μητρί διαθέτει και τρία πηνία, τα πρώτα είναι τα πηνία βαθμίδας που δημιουργούν το βαθμιδωτό πεδίο, περιλαμβάνει ένα πηνίο για κάθε διεύθυνση x, y, z από τα οποία ρέει ρεύμα, δημιουργώντας 3 αντίστοιχες βαθμίδες πεδίου, τα διανύσματα τους μπορούν να δώσουν μια τελική βαθμίδα, τα επόμενα είναι τα πηνία εξομάλυνσης των τοπικών ανομοιογενειών και τέλος τα πηνία RF τα οποία παράγουν τους παλμούς RF αλλά και λαμβάνουν το σήμα FID που περιλαμβάνει τα απαραίτητα στοιχεία για τον σχηματισμό των εικόνων, υπάρχουν πολλά είδη όπως για παράδειγμα σώματος, εγκεφάλου και άκρων που τοποθετούνται όλα εκτός από αυτό του σώματος μόνο όταν χρειάζεται.

Δυο ακόμη βασικά τμήματα του απεικονιστικού μηχανήματος είναι ο υπολογιστής που έχει ως στόχο την δημιουργία των εικόνων και ένα σύνολο από ηλεκτρικά στοιχεία (πομπός, δέκτης, μετατροπείς) που αλλάζουν το αναλογικό σήμα σε ψηφιακό. Ο μαγνήτης μαζί με τα πηνία αποτελούν το βασικό σώμα του συστήματος, συνήθως έχει σχήμα ορθογώνιου παραλληλεπίπεδου με ένα άνοιγμα στη μέση όπου υπάρχει η εξεταστική τράπεζα, πάνω σε αυτήν τοποθετείται ο εξεταζόμενος. Το βασικό σώμα βρίσκεται στο λεγόμενο χώρο εξέτασης όπου πρόκειται για ένα ειδικά διαμορφωμένο χώρο που περιλαμβάνει αποκλειστικά το μηχανήμα αυτό.[1]

1.8 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα

Πλεονεκτήματα

1) Το MRI χρησιμοποιεί αρκετές παραμέτρους για τη λήψη εικόνων στα τρία επίπεδα και δημιουργεί εικόνες σε οποιοδήποτε κατεύθυνση. 2) Ο εξεταζόμενος δεν επιβαρύνεται με παραπάνω ιοντίζουσα ακτινοβολία σε σχέση με άλλα απεικονιστικά μηχανήματα αυτό διότι η μαγνητική τομογραφία δε χρησιμοποιεί καθόλου ιοντίζουσα ακτινοβολία αφού λειτουργεί με ραδιοκύματα τα οποία αλληλεπιδρούν με τα μόρια του σώματος. 3) Η μαγνητική τομογραφία δεν είναι επεμβατική 4) Το σκιαγραφικό που χρησιμοποιείται στην μαγνητική τομογραφία είναι σχεδόν απίθανο να δημιουργήσει αλλεργία σε αντίθεση με τα ακτινογραφικά και την αξονική τομογραφία τα οποία έχουν ως βάση το ιώδιο. 5) Εξετάζει μαλακούς ιστούς και σχετικά μεγάλες επιφάνειες σε αντίθεση με άλλα απεικονιστικά με αποτέλεσμα να δημιουργεί λεπτομερείς, ακριβείς και κατανοητές εικόνες. 6) Δείχνει τα σημεία στα οποία πιθανόν να υπάρχει όγκος και αν αυτός έχει επεκταθεί έτσι ώστε να υπάρξει η σωστή θεραπεία.[5]

Μειονεκτήματα

1) Ο μαγνητικός τομογράφος είναι ακριβός 2) Δεν μπορεί να προσδιορίσει όλους τους όγκους στο σώμα, χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί ο καρκίνος του μαστού όπου χρειάζεται η μαστογραφία για την απεικόνιση του 3) Ο εξεταζόμενος δεν μπορεί να κινείται κατά τη διάρκεια της εξέτασης με αποτέλεσμα πολλοί από αυτούς να παρουσιάσουν κλειστοφοβικές τάσεις. 4) Ο μαγνήτης μπορεί να επηρεαστεί από πολλά υλικά όπως ο σίδηρος ή το μέταλλο, χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί ένα εμφύτευμα που υπάρχει στον οργανισμό.[5]

1.9 Φασματοσκοπία

Αρχικά η φασματοσκοπία περιλαμβάνει στοιχεία, που αφορούν τη χημεία των ιστών και κυρίως ιστούς εγκεφάλου, οι οποίοι βοηθούν τους γιατρούς να θεραπεύσουν εγκεφαλικές παθήσεις και οφείλεται και αυτή όπως και η απεικόνιση στο φαινόμενο του μαγνητικού συντονισμού.

Πιο συγκεκριμένα πρόκειται για ποσοτικό προσδιορισμό των ιστών που η μέτρηση τους προβάλλεται μέσω φασματικών κορυφών και συνήθως αφορά τη συγκέντρωση νερού στους ιστούς. Τα στοιχεία παράγονται από αντηχήσεις που προέρχονται από τον πυρήνα κυρίως του υδρογόνου στις ενώσεις χαμηλού μοριακού βάρους αλλά και από πυρήνες όπως ο άνθρακας και το άζωτο. Η λήψη στοιχείων ξεκινά με την εξασφάλιση της ομοιογένειας του μαγνητικού πεδίου μέσω μιας αυτόματης διαδικασίας

Γενικά ισχύει ότι οι πυρήνες του ίδιου ατόμου φαίνεται να έχουν διαφορετικές συχνότητες αντήχησης και αυτό γιατί οι πυρήνες περιέχουν γύρω τους ηλεκτρόνια όπου δημιουργούν μαγνητικά πεδία τα οποία επηρεάζουν το πραγματικό μαγνητικό πεδίο. Η επίδραση των ηλεκτρονίων εξαρτάται από το χημικό περιβάλλον και από το πεδίο B_0 .

Η φασματοσκοπία φαίνεται πως συμπληρώνει την απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού, παρ'όλα αυτά παρουσιάζουν και μια διαφορά η απεικόνιση χρησιμοποιεί τα πρωτόνια υδρογόνου για τη δημιουργία της εικόνας ενώ η φασματοσκοπία χρησιμοποιεί αυτά τα πρωτόνια για να ορίσει την συγκέντρωση των μεταβολιτών του εγκεφάλου όπως η χολίνη και κρεατίνη.[2,1]

2. Παράμετροι ποιότητας εικόνας

2.1 Ποιότητα εικόνας

Ως ποιότητα εικόνας ορίζεται η χρήσιμη πληροφορία η οποία είναι υπεύθυνη για τη διάγνωση ,σε σχέση με τον θόρυβο. Γενικότερα ισχύει ότι όσο μεγαλώνει ο χρόνος εξέτασης τόσο καλύτερη γίνεται η εικόνα. Η ποιότητα εικόνας μπορεί να γίνει κατανοητή είτε μέσω του παρατηρητή είτε μέσω μετρήσεων ορισμένων παραμέτρων οι οποίες μπορεί να είναι η αντίθεση , η χωρική διακριτική ικανότητα , λόγος σήματος προς θόρυβο, λόγος αντίθεσης προς θόρυβο , ομοιογένεια και ομοιομορφία.[1]

2.2 Λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR)

Ο SNR είναι η χρήσιμη διαγνωστική πληροφορία προς την άχρηστη πληροφορία η οποία ονομάζεται θόρυβος, λειτουργεί ως μέσο ορισμού της ποιότητας μιας εικόνας. Η πληροφορία μιας εικόνας με τον λόγο SNR είναι ποσά ανάλογα. Ο λόγος αυτός δέχεται επιρροή και από άλλες παραμέτρους όπως τον αριθμό των πυρήνων ανά μονάδα όγκου και την ένταση του B_0 όπου και τα δύο είναι ανάλογα με το SNR . Επίσης άλλοι παράγοντες είναι η ένταση των βαθμιδωτών πεδίων, το σχήμα του πηνίου RF, οι χρόνοι TR και TE ,όσο και η συχνότητα δειγματοληψίας. Πέρα από αυτά που αναφέρθηκαν ο λόγος σήματος προς θόρυβο επηρεάζεται και από την διαδικασία της λήψης των εικόνων και συγκεκριμένα όσο το μέγεθος των pixel μεγαλώνει παρατηρείται καλύτερο SNR αλλά χειρότερη χωρική διακριτική ικανότητα. Όσον αφορά τη συχνότητα δειγματοληψίας και το χρόνο TR διαπιστώνεται ότι όσο αυξάνεται το εύρος των συχνοτήτων ελαττώνεται ο SNR ενώ όσο αυξάνεται ο χρόνος TR αυξάνεται το SNR. Για μικρές τιμές TE ,το SNR μεγαλώνει και συνεπώς βελτιώνεται και η εικόνα.[1,2]

2.3 Χωρική διακριτική ικανότητα

Το πόσο απέχουν δυο αντικείμενα ώστε να ξεχωρίζουν μεταξύ τους αλλά και η παραμόρφωση των διαστάσεων του αντικειμένου κατά την απεικόνιση ,ή απλά αφορά τις διαστάσεις που πρέπει να έχει ένα αντικείμενο ώστε να απεικονίζεται σωστά κατά την απεικόνιση ονομάζεται χωρική διακριτική ικανότητα και διαπιστώνεται ότι όσο πιο αυξημένη είναι η παράμετρος αυτή τόσο μικρότερο είναι το SNR. Την παραμόρφωση αυτή μπορούμε να τη συνδέσουμε με τη συνάρτηση σημειακής διασποράς (Point spread function ή PSF) και με τη συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (Modulation transfer function ή MTF). Ο τύπος που εκφράζει την χωρική διακριτική ικανότητα είναι $\Delta L_{\text{MIN}} = \frac{1}{\gamma G} \Delta \omega$ όπου G είναι η βαθμίδα μαγνητικού πεδίου, έτσι παρατηρείται ότι η διακριτική ικανότητα αυξάνεται όσο μειώνεται η ένταση της βαθμίδας.

Σε περίπτωση που το αντικείμενο δεν έχει διαστάσεις μεγαλύτερες ή ίσες από την χωρική διακριτική ικανότητα που ορίζεται τότε το αντικείμενο δε έχει την δυνατότητα να απεικονισθεί. Επίσης η παράμετρος αυτή φαίνεται να επηρεάζεται και από τα pixel δηλαδή το

μέγεθος των στοιχείων εικόνας αλλά και τις διαστάσεις της απεικονιζόμενης περιοχής η οποία ονομάζεται πεδίο λήψης και συμβολίζεται με F.O.V (Field of view). Κάποιες άλλες παράμετροι που κάνουν καλύτερη τη χωρική διακριτική ικανότητα είναι το λεγόμενο zoom , η αύξηση των διαστάσεων της ψηφιακής μήτρας αλλά και η μείωση του πάχους τομής. Για να μπορέσουμε να έχουμε καλή διακριτική ικανότητα αλλά χωρίς να μειωθεί το SNR είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθούν επιφανειακά πηνία τα οποία περιλαμβάνουν ένα επίπεδο βρόγχο που αποτελείται από μια ή περισσότερες περιελίξεις αγωγίμου σύρματος. Πιο μικρή διάμετρος των πηνίων συνεπάγεται με πιο δυνατό σήμα , SNR μεγαλύτερο και κατά συνέπεια πιο λεπτομερής απεικόνιση των ανατομικών δομών.

Η χωρική διακριτική ικανότητα δείχνει και τις διαστάσεις των voxel οι οποίες επηρεάζονται από το μέγεθος της μήτρας της εικόνας , το οπτικό πεδίο και το πάχος της φέτας. Πιο συγκεκριμένα με την έννοια του μεγέθους της μήτρας δηλαδή του πίνακα που περιλαμβάνει την κωδικοποίηση συχνότητας προς τη μία κατεύθυνση και τη κωδικοποίηση φάσης προς την άλλη τα οποία μπορούν να βελτιώσουν την ανάλυση. Όσον αφορά το οπτικό πεδίο είναι οι διαστάσεις που έχει η μήτρα , ο διαχωρισμός του πεδίου προβολής σε μικρότερα κομμάτια παρατηρούμε ότι βελτιώνει την ανάλυση. Τέλος το πάχος της φέτας ρυθμίζει το βάθος του voxel , η 3D απεικόνιση φαίνεται να έχει μικρότερο πάχος σε σχέση με την 2D.[2]

2.4 Αντίθεση αντικειμένου

Η αλλαγή στην ένταση των σημάτων μεταξύ γειτονικών ιστών ονομάζεται αντίθεση αντικειμένου όπου η αλλαγή αυτή συμβάλλει στο σχηματισμό εικόνας. Υπάρχουν παράμετροι οι οποίοι επηρεάζουν την αντίθεση αυτή και αυτοί είναι η πυκνότητα πρωτονίων , οι χρόνοι T1 και T2, η ροή των υγρών του σώματος όπως για παράδειγμα το αίμα, οι χρόνοι ακολουθίας TE και TR τα οποία συνήθως είναι χαρακτηριστικά που προέρχονται από τους ιστούς.[1]

2.5 Αντίθεση εικόνας

Πρώτα από όλα θα πρέπει να γίνει κατανοητό ότι οι αποχρώσεις του γκρι στην μαγνητική τομογραφία είναι απαραίτητες για τον σχηματισμό μιας εικόνας αντιστοιχώντας τις υψηλές εντάσεις σε χαμηλές αποχρώσεις και τις χαμηλές σε υψηλές αποχρώσεις. Με την έννοια λοιπόν της αντίθεσης εικόνας εννοούμε την διαφορετική απόχρωση του γκρι δυο σημείων μια εικόνας, και ταυτόχρονα συμβάλλει στη διαφοροποίηση μεταξύ δομών που έχουν ίδια χημική σύσταση .Εξαρτάται και αυτή από την πυκνότητα πρωτονίων , του χρόνους T1 και T2, ροή των υγρών και χρόνοι TE και TR.[1]

2.5.1 Πυκνότητα πρωτονίων

Πιο συγκεκριμένα όσον αφορά την πυκνότητα των πρωτονίων αντιστοιχεί στην συνισταμένη της μαγνήτισης M που υπάρχει σε κάθε voxel η οποία εκφράζεται με τον παρακάτω τύπο

$$M_0 = \frac{(\gamma^2 \hbar^2 I(I+1)B_0)}{3kT} \rho \quad (2.1)$$

Όπου T είναι θερμοκρασία του δείγματος, I πυρηνικό σπίν και ρ πυκνότητα πρωτονίων. Γενικά ισχύει ότι ο αριθμός των πρωτονίων του μαγνητικού πεδίου είναι ανάλογος με την συγκέντρωση των πρωτονίων που υπήρχαν αρχικά, έτσι παρατηρείται ότι οι μαλακοί ιστοί έχουν μεγαλύτερη συγκέντρωση πρωτονίων. [2]

2.5.2 Παράμετροι TE και TR

Οι χρόνοι TE και TR όπως έχει αναφερθεί είναι τα χρονικά διαστήματα μεταξύ των παλμών που επηρεάζουν ολόκληρο το σπίν και ορίζονται από τον χρήστη, ανάλογα με την τιμή αυτών, μπορούν είτε να τονιστούν φαινόμενα που αφορούν τους χρόνους T1 και T2. Ο χρόνος TR ονομάζεται χρόνος επανάληψης και αντιπροσωπεύει το χρόνο ενεργοποίησης μιας ακολουθίας έως και την έναρξής της για δεύτερη φορά ενώ TE ονομάζεται χρόνος ηχούς είναι ο χρόνος μεταξύ της εφαρμογής του παλμού RF έως και λήψη του σήματος. Για φαινόμενα που αφορούν τη διαμήκη μαγνήτιση, θα πρέπει να μειωθεί ο χρόνος TR ενώ για φαινόμενα της εγκάρσιας μαγνήτισης, αυξάνεται ο χρόνος TE. Οι χρόνοι T1 και T2 συμβάλουν στη δημιουργία μιας εικόνας, παράλαυτα όμως όταν ο χρόνος T1 παραλείπεται τότε ο χρόνος T2 είναι μεγάλος και κυριαρχούν οι ανοιχτές αποχρώσεις του γκρι στην εικόνα, άρα έντονο σήμα FID. Γενικότερα όσο αλλάζουμε τον χρόνο TE και το χρόνο TR επηρεάζεται και η αντίθεση, πιο συγκεκριμένα με μικρές τιμές των χρόνων TE και TR θα έχουμε αντίθεση που θα βασίζεται στη χαλάρωση T1 ενώ με τιμές μεγάλες θα έχουμε χαλάρωση T2. Για μεγάλες τιμές TR και μικρές TE θα έχουμε αντίθεση πυκνότητας πρωτονίων.[2]

2.6 Λόγος αντίθεσης προς θόρυβο(CNR)

Ο λόγος CNR αποτελεί μαζί με τον λόγο SNR πολύ σημαντική παράμετρο που καθορίζει την ποιότητα εικόνας και ορίζεται ως η διαφορά της τιμής του SNR μεταξύ δυο περιοχών ενδιαφέροντος (ROIS) δηλαδή δύο γειτονικών ιστών προς το θόρυβο. Ο θόρυβος μπορεί να διακριθεί σε δυο είδη το πρώτο είδος είναι ο τυχαίος θόρυβος (σ) που προέρχεται από το ίδιο το δείγμα και το δεύτερο είδος είναι ο συστηματικός θόρυβος (σ_s) που προέρχεται από τη κίνηση του δείγματος όπως πχ η ροή του αίματος.

$$\text{CNR} = (\text{SA} - \text{SB}) / \sigma \quad (2.2)$$

Ισχύει γενικά ότι όσο μεγαλύτερες τιμές παίρνει ο λόγος CNR τόσο καλύτερα γίνεται ο διαχωρισμός των δύο περιοχών. Για να βελτιωθεί ο λόγος πρέπει να ενισχυθεί η ένταση μεταξύ των δομών επηρεάζοντας τις παραμέτρους αντίθεσης γι αυτό το λόγο εξαρτάται από το χρόνο TR, το χρόνο TE, το χρόνο αναστροφής (TI) όπου είναι ο χρόνος μεταξύ του παλμού 180° και του παλμού 90° για ακολουθίες IR. Επίσης εξαρτάται από την γωνία εκτροπής αλλά και από τον τρόπο συμπλήρωσης του k-χώρου.[2]

2.7 Ψευδενδείξεις

Οι ψευδενδείξεις (artifacts) είναι στοιχεία τα οποία δημιουργούνται σε μια εικόνα, αλλά δε αντιπροσωπεύουν πραγματικά δεδομένα και ταυτόχρονα σε μερικές περιπτώσεις μπορούν να αλλοιώσουν την ποιότητα της εικόνας αλλά και να οδηγήσουν σε αδυναμία ανάγνωσης τους. Τέτοιου είδους δομές προέρχονται είτε από φυσικούς παράγοντες, είτε από ατέλειες ανακατασκευής εικόνας, είτε από λανθασμένη τροποποίηση των παραμέτρων της ποιότητας εικόνας και τέλος είτε από κάποια βλάβη του μηχανήματος όπου δε είναι είναι εύκολα εμφανείς.

Μπορούν να διακριθούν σε δυο κατηγορίες η πρώτη είναι αυτή που οι ψευδενδείξεις οφείλονται στο υλικό οι οποίες είναι δύσκολο να γίνουν αντιληπτές ενώ η δεύτερη κατηγορία οφείλεται στον ίδιο τον εξεταζόμενο και είναι αρκετά εύκολο να εντοπιστούν. Το πρόβλημα αυτό θα μπορεί να επιλυθεί είτε μέσω του σωστού προγραμματισμού των παραμέτρων της εικόνας είτε με τον σωστό ποιοτικό έλεγχο του μηχανήματος. Μερικά χαρακτηριστικά παραδείγματα είναι οι ψευδενδείξεις λόγω αναπνοής, λόγω κίνησης, λόγω χημικής μετατόπισης.[1,9,8]

2.7.1 Ψευδένδειξη λόγω αναπνοής

Η αναπνοή η οποία είναι μια μη θελημένη κίνηση του ασθενή μπορεί να δημιουργήσει τα λεγόμενα ghosting τα οποία σου δίνουν την εντύπωση βλάβης στο μηχάνημα. Για την επίλυση αυτού του είδους ψευδενδείξης γίνεται με πολλούς τρόπους όπως για παράδειγμα ένας από αυτούς είναι ο περιορισμός του εύρους κίνησης το οποίο ελαττώνει την άνεση του ασθενή, άλλο παράδειγμα αποτελεί η πρόσθεση του σήματος από πολλές ανακτήσεις όπου έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση χρόνου εξέτασης και ότι ο χρόνος TR οορίζεται με βάση τον αναπνευστικό ρυθμό.[1,11]

2.7.2 Ψευδένδειξη λόγω κίνησης

Η συγκεκριμένη ψευδένδειξη αποτελεί μια από τις πιο συνηθισμένες στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού και οφείλεται στην κίνηση του σώματος ή των οργάνων του εξεταζόμενου κάτι που αλλάζει αρκετά την ποιότητα εικόνας προκαλώντας και αυτή το φαινόμενο ghosting, το οποίο συμβαίνει κυρίως σε περιοδικές κινήσεις και παρατηρείται όταν ένα τμήμα του κινούμενου ιστού κινείται σε διάφορες θέσεις στην εικόνα, είτε να προκαλέσει θόλωση εικόνας ή και απώλεια έντασης σήματος στην κατεύθυνση κωδικοποίησης φάσης. Παίρνοντας ο ασθενής βαθιές αναπνοές πριν την λήψη μιας μπορεί να τον βοηθήσει να κρατήσει περισσότερο την αναπνοή του ώστε να γίνει σωστά η εξέταση. [1,10,8,9]

2.7.3 Ψευδένδειξη ροής

Η ψευδένδειξη αυτή γίνεται εμφανής όταν οι περιστρεφόμενοι πυρήνες μπαίνουν στην τομή όπου γίνεται η μελέτη και παρουσιάζεται είτε με τη μορφή αλλοίωσης στο αγγειακό σήμα είτε με τη μορφή ghosting, φαίνεται να εμφανίζεται λιγότερο σε αυξημένους χρόνους TE και

αφορά κυρίως την κίνηση του αίματος. Με τη βοήθεια ορισμένων ακολουθιών όπως είναι η gradient echo flow υπάρχει η δυνατότητα να ξεχωρίσουμε τη συγκεκριμένη ψευδένδειξη από άλλες παθολογικές καταστάσεις..[7]

2.7.4 Ψευδένδειξη λόγω μαγνητικής επιδεκτικότητας

Αρχικά η συγκεκριμένη ψευδένδειξη οφείλεται κυρίως στις αλλαγές του μαγνητικού πεδίου και εμφανίζεται κυρίως σε περιοχές ιστών με διαφορετική μαγνητική ευαισθησία ή σε περιοχές που υπάρχουν σιδηρομαγνητικά υλικά όπως χειρουργικά κλίπ, πρόσθετα μέλη ή άλλες ορθοπεδικές συσκευές. Γενικά εμφανίζεται με τη μορφή είτε φωτεινών είτε σκοτεινών τμημάτων και παραμόρφωση των ανατομικών δομών του σώματος. [1,8]

2.7.5 Ψευδένδειξη χημικής μετατόπισης

Ο ανθρώπινος ιστός δημιουργείται κυρίως από τριγλυκερίδια τα οποία περιλαμβάνουν πολλές ομάδες πρωτονίων οπότε, η ψευδένδειξη φαίνεται να συμβαίνει εξαιτίας της μετατόπισης της συχνότητας μεταξύ του νερού και του λίπους στους ιστούς, αφορά κυρίως την σπονδυλική στήλη, την κοιλιακή χώρα και μέρη του σώματος με λιπώδη ιστό. Η επιρροή της ψευδένδειξης είναι ανάλογη της ισχύος του μαγνητικού πεδίου και αντιστρόφως ανάλογο με τον πόσο γρήγορα γίνεται η δειγματοληψία για την διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης. Για τον περιορισμό αυτής την ψευδένδειξης χρειάζεται πρώτα από όλα να υπάρχει μια τεχνική η οποία να καταστέλλει το λίπος κατόπιν να υπάρχει αύξηση τους εύρους ζώνης συχνότητας η οποία μπορεί να μειώσει το SNR[1,10]

2.7.6 Ψευδένδειξη μερικού όγκου

Η παρουσία της ψευδένδειξης μερικού όγκου οφείλεται κυρίως στη μη σωστή επιλογή ορισμένων χαρακτηριστικών μιας ακολουθίας όπως του μεγέθους των voxel. Πιο συγκεκριμένα ένα voxel που έχει μικρό μέγεθος και μέσα σε αυτό περιλαμβάνεται είτε λιπώδης ιστός είτε νερό τότε το σήμα θα είναι ανάλογο με την ακολουθία και ταυτόχρονα θα υπάρχει και απώλεια των λεπτομερειών με αποτέλεσμα να δημιουργείται δυσκολία στην ανάγνωση μιας εικόνας. Η λύση σε αυτό το πρόβλημα μπορεί να επιτευχθεί μέσω της ελάττωσης του μεγέθους των voxel έτσι ώστε να μην επηρεάζεται ο λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR).[1,7]

2.7.7 Ψευδένδειξη αναδίπλωσης

Αρχικά δημιουργείται όταν μερικά τμήματα από έναν ιστό που εξετάζεται τα οποία κανονικά βρίσκονται έξω από το FOV (Field Of View), στο τέλος εμφανίζονται εντός του FOV. Η κύρια αιτία της ψευδένδειξης αναδίπλωσης είναι ο χαμηλός ρυθμός δειγματοληψίας ο οποίος συνήθως πρέπει να είναι διπλάσιος από τη μέγιστη συχνότητα του αντικειμένου. Ο περιορισμός της ψευδένδειξης επιτυγχάνεται μέσω της αύξησης του ρυθμού δειγματοληψίας αλλά και μέσω αύξησης του οπτικού πεδίου.[1]

2.7.8 Ψευδένδειξη κολόβωσης

Συνήθως εμφανίζεται με τη μορφή είτε σκούρων είτε φωτεινών γραμμών σε περιοχές που έχουν μεγάλη διαφορά έντασης σήματος. Επίσης γίνεται αντιληπτή κυρίως κατά την T2 απεικόνιση του νωτιαίου μυελού ακόμη και σε εικόνες με μικρή μήτρα δεδομένων και η

βασική αιτία της εμφάνισης της είναι η μικρή διάρκεια της δειγματοληψίας του FID το οποίο σημαίνει ότι η ηχώ δε έχει ψηφιοποιηθεί. [1,7]

2.7.9 Ψευδένδειξη υπερχείλισης ισχύος RF

Η συγκεκριμένη ψευδένδειξη έχει την τάση να δημιουργεί μια ανομοιομορφία στην ένταση του σήματος σε όλη την εικόνα και εμφανίζεται σε σήμα με υπερβολικά μεγάλη ένταση και δε ψηφιοποιείται εύκολα.[1]

2.7.10 Ψευδένδειξη λόγω λανθασμένης λειτουργίας πηνίων βαθμίδας

Σε μη σωστή λειτουργία των βαθμίδων του συστήματος και πιο συγκεκριμένα των πηνίων βαθμίδας οφείλεται η ψευδένδειξη αυτή και πολύ συχνά φαίνεται να προκαλεί μεταβολή στο μαγνητικό πεδίο κάτι που οδηγεί σε αλλοίωση του σχήματος των ανατομικών δομών . Βασική επίλυση του προβλήματος είναι η παρουσία του τεχνικού.[1,10]

2.7.11 Ψευδένδειξη λόγω επικάλυψης (Slice overlap)

Αφορά κυρίως απώλειες σήματος για ακολουθίες που συμβάλουν στη λήψη εικόνων από πολλές τομές και γωνίες και πιο συγκεκριμένα για την απεικόνιση σπονδυλικής στήλης . Στην περίπτωση που οι τομές που λαμβάνονται δεν είναι παράλληλες τότε συμβαίνει το φαινόμενο της επικάλυψης της μιας τομής από την άλλη και αυτό θα έχει ως αποτέλεσμα η επόμενη λήψη θα περιλαμβάνει κορεσμένα πρωτόνια. [1]

2.7.12 Ψευδένδειξη Zipper

Χαρακτηριστική αιτία της ψευδένδειξης αυτής είναι η εκπομπή RF κυμάτων το οποίο συμβαίνει συνήθως όταν η πόρτα είναι ανοιχτή κατά τη διάρκεια της εξέτασης δηλαδή όσο συμβαίνει μια ακολουθία και εμφανίζεται με τη μορφή κάθετων εναλλασσόμενων γραμμών στον άξονα των συχνοτήτων ή με κάποια αλλοίωση σε όλη την εικόνα. Επίσης άλλη μια αιτία είναι τα ραδιοκύματα με μικρό εύρος ζώνης τα οποία δημιουργούν παραμορφώσεις σε επίπεδο κωδικοποίησης φάσης. Η αντιμετώπιση της ψευδένδειξης zipper γίνεται μέσω της θωράκισης RF, του κλείσιμου της πόρτας και της αποφυγής στοιχείων εκπομπής RF σημάτων κοντά στον μαγνητικό τομογράφο. [1]

2.7.13 Ψευδένδειξη ανίχνευσης φάσης RF

Οφείλεται κυρίως σε λανθασμένη λειτουργία στα σημεία ανίχνευσης RF και συνήθως εμφανίζεται με τη μορφή φωτεινών κουκίδων στο κέντρο της εικόνας , εξαιτίας των ρευμάτων DC που υπάρχουν στους ενισχυτές RF. Ένας ακόμα τρόπος με τον οποίο εμφανίζεται η ψευδένδειξη είναι μέσω οριζόντιων ή κάθετων γραμμών σε ολόκληρη την εικόνα.[10]

2.7.14 Ψευδένδειξη σκίασης

Αρχικά εμφανίζεται ως μια εικόνα όπου σε ορισμένα σημεία παρατηρείται σήμα με χαμηλότερη ένταση το οποίο χαλάει την διαγνωστική πληροφορία της εικόνας. Τα πιο συνηθισμένα αίτια είναι η λανθασμένη λειτουργία των RF κυκλωμάτων αλλά και η πολύ

μεγάλη RF ακτινοβολία που λαμβάνουν κάποια κομμάτια του σώματος. Η αντιμετώπιση της ψευδένδειξης αυτής γίνεται καθώς ο μαγνήτης και συγκεκριμένα το πηνίο λήψης εστιάζεται σωστά στο μέρος που θα εξεταστεί.[1]

3. Ποιοτικός έλεγχος και ομοιώματα

3.1 Εισαγωγή

Ο ποιοτικός έλεγχος είναι μια διαδικασία η οποία συμβάλλει πρώτα από όλα στον καθορισμό της ποιότητας της τελικής εικόνας μέσω του προσδιορισμού και της αξιολόγησης των παραμέτρων της εικόνας, καθώς και στην αποφυγή βλαβών και ψευδενδείξεων. Βασική προϋπόθεση της διαδικασίας του ποιοτικού ελέγχου είναι η τήρηση βασικών πρωτοκόλλων μέσω της χρήσης ομοιωμάτων, τα οποία φαίνεται να αυξάνουν αρκετά το κόστος. Επίσης ο ποιοτικός έλεγχος βασίζεται στο εγχειρίδιο ομοιωμάτων ελέγχου MR του Αμερικανικού Κολεγίου Ακτινολογίας (ACR), στο εγχειρίδιο του ελέγχου ποιότητας (QC) του ACR, στο AAPM (American Association of Physicists in Medicine), την ΕΕΑΕ (Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας καθώς και .

Η διεξαγωγή του ελέγχου γίνεται από εξειδικευμένο τεχνικό προσωπικό το οποίο χρησιμοποιεί όρια ως σημεία αναφοράς τα οποία είναι κάποιες ελάχιστες και μέγιστες τιμές των παραμέτρων της εικόνας όπου η απομάκρυνση των τιμών από τα σημεία αυτά οδηγεί στην υποβάθμιση της εικόνας. Επίσης ο ποιοτικός έλεγχος μπορεί να εφαρμοστεί είτε καθημερινά, είτε εβδομαδιαία, είτε μηνιαία ανάλογα με τον κατασκευαστή αλλά και τις ανάγκες του μηχανήματος. Μερικές από τις παραμέτρους της εικόνας οι οποίες ελέγχονται είναι η συχνότητα συντονισμού, η ομοιογένεια της εικόνας, η γεωμετρική παραμόρφωση και το πάχος τομής. Ορισμένοι έλεγχοι γίνονται πριν την εγκατάσταση του μηχανήματος αλλά και μετά από αυτήν.[1,2]

3.2 Έλεγχοι

3.2.1 Έλεγχοι των υποσυστημάτων του Στατικού Μαγνητικού Πεδίου

3.2.1.1 Ομοιογένεια στατικού μαγνητικού πεδίου B₀

Μέσα από τον ποσοτικό υπολογισμό της ομοιογένειας μπορεί να ελεγχθεί το στατικό μαγνητικό πεδίο, για τον έλεγχο χρησιμοποιείται ειδικός σφαιρικός όγκος με κοινά χαρακτηριστικά με αυτά του MRI και το αποτέλεσμα μπορεί να ληφθεί μέσα από τους διακύμανση του μαγνητικού πεδίου(DSV). Η ομοιογένεια επηρεάζεται : i) από τις περιελίξεις των πηνίων ii) τις διαταραχές από σιδηρομαγνητικούς παράγοντες iii) την θερμοκρασία δωματίου και iv) τα πηνία εξομάλυνσης. Η κακή ομοιογένεια συμβάλλει στην έλλειψη ομοιομορφίας σε βαθμό καταστολής λίπους και μπορεί να περιοριστεί μόνο με τεχνικές χημικής μετατόπισης (fat-sat ή chem-fat) στη ομοιομορφία της εικόνας αλλά και στην φασματοσκοπία. Επίσης η ομοιογένεια μετριέται σε part per million(ppm) ή σε μονάδες συχνότητες(Hz).Ο έλεγχος της ομοιογένειας μπορεί να συμβεί με τρεις τρόπους .[2,13]

α) Φασματοσκοπική μέτρηση σήματος : σε αυτή τη μέθοδο γίνεται η χρήση σφαιρικού ομοιώματος φασματοσκοπίας το οποίο τοποθετείται στο ισόκεντρο και ταυτόχρονα του πρωτοκόλλου λήψης μιας φασματικής κατανομής χωρίς βαθμιδωτά πεδία. Μέσω αυτής της μέτρησης γίνεται μέτρηση της ραδιοσυχνότητας λήψης του σήματος η οποία είναι ίση με τη συχνότητα μετάπτωσης πρωτονίων αλλά σε περιπτώσεις φασματοσκοπία υπολογίζεται το εύρος στο μισό του μεγίστου(FWHM) μετρούμενο σε ppm το οποίο δείχνει την ομοιογένεια του B0 σε σχέση με τον όγκο του ομοιώματος και προκύπτει μέσα από τη σχέση:

$$FWHM (ppm) = \frac{FWHM(HZ)}{42.576 \left(\frac{MHz}{T}\right) * B0(T)} \quad (3.1)$$

Όρια: MFH < 0.1 ppm

Πλεονεκτήματα: Γρήγορη διαδικασία

Μειονεκτήματα: 1) δεν επιτρέπει την αξιολόγηση της MFH σε επιμέρους επίπεδα και 2) υπάρχουν περιορισμένες επιλογές του DSV.

β) διαφορά εύρους ζώνης λήψης: Σε αυτό χρησιμοποιείται σφαιρικό η κυλινδρικό ομοίωμα με μη αγωγικό υλικό και με χαρακτηριστικά κοινά με την απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού. Σε περιπτώσεις πυκνότητας πρωτονίων χρησιμοποιείται η ακολουθία spin echo και έχουμε δύο εικόνες σε κάθε ανατομικό επίπεδο με τα εύρη ζώνης λήψης να μην είναι κοινά. Βέβαια όταν υπάρχει μεγάλη διαφορά στα εύρη ζώνης θα εμφανίζονται χωρικές παραμορφώσεις οι οποίες συνδέονται με την ομοιογένεια και ουσιαστικά συγκρίνει τις λήψεις σε μικρό και μεγάλο εύρος ζώνης. Γενικότερα θεωρούμε ότι το βαθμιδωτό πεδίο είναι γραμμικό $B(x,y) = B0 + \Delta B(x,y)$, και αποτελείται από το άθροισμα του B0 και της ανομοιογένειας του πεδίου $\Delta B(x,y)$ σε militesla (mT) μέσα στο DSV. Η γραμμικότητα του βαθμιδωτού μαγνητικού πεδίου κατά μήκος του άξονα x προκύπτει από τη σχέση:

$$Gx = \frac{2\pi}{\gamma} * \frac{BWx}{FOVx} \quad (3.2)$$

Όπου γ είναι ο γυρομαγνητικός λόγος, το BW είναι το εύρος ζώνης και μετριέται σε Hz και το FOV και μετριέται σε m. Το πρώτο βήμα για τον έλεγχο είναι η λήψη από την πρώτη σάρωση όπου το εύρος ζώνης είναι μικρό ώστε $G1 \sim \Delta B(x,y)$, στην συνέχεια ακολουθεί η δεύτερη σάρωση στην οποία το BW2 θα φτάσει τη μέγιστη τιμή του ώστε το $G2 \gg \Delta B(x,y)$. Το μικρό εύρος ζώνης είναι συνήθως κάτω από 5kHz ενώ για το μεγάλο εύρος ζώνης η τιμή είναι πάνω από 100kHz. Επίσης ανάλογη της MFH για ένα DSV είναι η διαφορά της απόστασης ($x1' - x2'$) και χρησιμοποιείται ο τύπος:

$$MFH(ppm) = \frac{BW1 * BW2 * (x1' - x2')}{\frac{\gamma}{2\pi} * B0 * FOV * (BW1 - BW2)} \quad (3.3)$$

Ο τύπος αυτός μπορεί να εφαρμοστεί για όλες τις διαμέτρους, τις διευθύνσεις και τα επίπεδα του ομοιώματος από όπου προκύπτει η συνολική MFH, για κάθε τιμή του εύρους ζώνης δημιουργούνται δύο εικόνες μια προς τη κωδικοποίηση φάσης και μία συχνότητας.

Όρια: <0.5rpm για σφαιρικό ομοίωμα με διάμετρο 35cm η τα όρια που ορίζει ο κατασκευαστής

Πλεονεκτήματα: η χρήση του αφορά όλα τα συστήματα MRI

Μειονεκτήματα : 1)Κουραστική μέθοδος διότι οι υπολογισμοί γίνονται με το χέρι
2)χρειάζεται βαθμονομημένα βαθμιδωτά πεδία 3)είναι πιο χρήσιμη στον συνεχή ποιοτικό έλεγχο

γ) Χαρτογράφηση φάσης: Σε αυτή τη μέθοδο λαμβάνονται δυο εικόνες βαθμιδωτής ηχούς ανά επίπεδο με ένα μικρό χρονικό πλαίσιο διαφορά, οι οποίες ξαναδημιουργούνται σε κατάσταση φάσης και στη συνέχεια αφαιρούνται. Η MFH υπολογίζεται pixel by pixel:

$$\Delta B0 = \frac{\Delta\Phi}{\gamma(TE1-TE2)} \quad (3.4)$$

Όπου $\Delta\Phi$ είναι η διαφορά φάσης και γ ο γυρομαγνητικός λόγος

Πλεονεκτήματα: 1)Γρήγορη 2)αφορά πολλά επίπεδα και DSVs

Μειονεκτήματα: Περιλαμβάνει εξειδικευμένες τεχνικές ανακατασκευής εικόνας

Ο συγκεκριμένος έλεγχος θα πρέπει να εκτελείται από τον προμηθευτή και ταυτόχρονα είναι αναγκαίο να συμπληρώνει την έκθεση την οποία θα παραδίδει στο φυσικό και θα λειτουργεί ως μέσο αναφοράς για άλλους ελέγχους.[2,14]

3.2.1.2 Μετατόπιση μαγνητικού πεδίου

Όταν η ένταση του μαγνητικού πεδίου αλλάζει παρατηρούνται αλλαγές στο SNR αλλά και στα φασματοσκοπικά δεδομένα και στην υπερταχεία απεικόνιση. Ο ρυθμός μετατόπισης στα υπεραγωγία συστήματα είναι αρκετά υψηλός κατά τους ελέγχους αποδοχής και στη συνέχεια φαίνεται να σταθεροποιείται. Επίσης σε αυτό το είδος μαγνήτη ο ρυθμός μετατόπισης επηρεάζεται από τις μικρές ωμικές απώλειες των υπεραγωγίων συρμάτων και από τον διακόπτη συνεχούς κατάστασης, αντίθετα σε έναν μη υπεραγωγίμο μαγνήτη ο ρυθμός εξαρτάται από τη θερμοκρασία.

Το μαγνητικό πεδίο μπορεί να μετρηθεί μέσα από την αλλαγή της συχνότητας συντονισμού η οποία προκύπτει από τη συχνότητα Larmor $\omega=\gamma B0$ η οποία σχετίζεται άμεσα με το μαγνητικό πεδίο. Σε αυτό τον έλεγχο χρησιμοποιείται είτε ένα σφαιρικό ομοίωμα είτε κυλινδρικό το οποίο θα πρέπει να είναι σωστά τοποθετημένο σύμφωνα με το πηνίο RF. Με τη βοήθεια της ακολουθίας spin-echo διεξάγεται η σάρωση του ομοιώματος για να

μπορέσουμε να βρούμε την κεντρική συχνότητα σε συγκεκριμένο χρόνο που ορίζει ο έλεγχος αποδοχής.[2,14]

Όρια : Για υπεραγωγίσιμους μαγνήτες ισχύει <1ppm/ημέρα κατά την εγκατάσταση και <0.25ppm/ημέρα μετά από δύο μήνες. Για τους μόνιμους μαγνήτες ισχύει <10ppm/ημέρα κατά την εγκατάσταση και <5ppm/ημέρα μετά από δύο μήνες[11,12].

3.2.2 Έλεγχοι υποσυστήματος βαθμιδωτών πεδίων

3.2.2.1 Γεωμετρική ακρίβεια και γραμμικότητα

Το σύστημα των βαθμίδων του μαγνητικού πεδίου φαίνεται να επηρεάζει τη γεωμετρική ακρίβεια στο MR. Η γεωμετρική ακρίβεια ασχολείται με το αν οι εικόνες εμφανίζουν τις πραγματικές διαστάσεις ενός αντικειμένου. Υπάρχουν τρία ορθογώνια πηνία τα οποία αντιστοιχούν στη θέση, τη συχνότητα και τη φάση και έχουν την δυνατότητα να κάνουν γραμμική απεικόνιση. Η γεωμετρική ακρίβεια εξαρτάται από το FOV για τομές εκτός ισόκεντρου, μελέτη της οποίας γίνεται και στο ισόκεντρο και σε σημεία εκτός ισόκεντρου για τα τρία κύρια επίπεδα. Βέβαια για εικόνες που χρησιμοποιούνται για σχεδιασμό θεραπείας η γεωμετρική ακρίβεια θα ρυθμίζεται από μια σειρά FOVs.

Για τον προσδιορισμό λοιπόν τη γεωμετρικής παραμόρφωσης χρησιμοποιείται ομοίωμα γνωστών διαστάσεων ή ομοίωμα με ομοιόμορφο πλέγμα το οποίο θα πρέπει να φαίνεται και στα 3 επίπεδα και παρουσιάζεται από τον εξής τύπο:

$$\%GD = 100 \times \frac{\Delta_{actual} - \Delta_{measured}}{\Delta_{actual}} \quad (3.5)$$

Όπου Δ_{actual} είναι η πραγματική τιμή ενώ όπου $\Delta_{measured}$ είναι η τιμή που μετρείται. Ένας άλλος εναλλακτικός τρόπος για τον προσδιορισμό της γραμμικότητας σε ομοιόμορφο πλέγμα είναι μέσω του συντελεστή διακύμανσης για τις αποστάσεις των οπών. Εάν χρησιμοποιείται ομοίωμα με πιστοποίηση MR του ACR χρησιμοποιούνται οι τομές από 1 έως 5 και οι διαστάσεις του θα πρέπει η διάμετρος να είναι 190mm και το μήκος 140m και έχει τη δυνατότητα να περιστρέφεται σε μερικά πηνία κεφαλής[2,13]

Όρια: Η επί τοις εκατό γεωμετρική παραμόρφωση δε θα πρέπει να είναι πάνω από 2% ($GD \leq 2\%$), σε συστήματα απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού που χρησιμοποιούνται για την σχεδίαση θεραπείας ισχύει $GD < 2\%$. [11,12]

3.2.3 Συνδυασμένοι έλεγχοι των υποσυστημάτων βαθμίδων/RF

3.2.3.1 Πάχος τομής και απόσταση μεταξύ τομών

Το πάχος τομής μετριέται από το εύρος ζώνης του παλμού διέγερση RF και το πλάτος του παλμού βαθμίδας και πιο συγκεκριμένα προκύπτει από τον τύπο :

$$\text{Πάχος} = \frac{\Delta\nu}{\frac{\gamma}{2\pi}G} \quad (3.6)$$

Όπου $\Delta\nu$ είναι το εύρος ζώνης του παλμού RF(Hz), γ είναι ο γυρομαγνητικός λόγος και ισχύει $\gamma/2\pi = 42,567$ MHz/ Tesla και όπου G πλάτος βαθμιδωτών πεδίων (Tesla/m).

Επίσης το πάχος τομής φαίνεται να επηρεάζει την χωρική διακριτική ικανότητα και το SNR αφού τα πιο χοντρά πάχη δημιουργούν μικρή χωρική διακριτική ικανότητα ενώ τα πιο λεπτά δημιουργούν κακό SNR. Το πάχος τομής επηρεάζεται από την ανομοιογένεια του βαθμιδωτού πεδίου και του πεδίου RF, από το σχήμα του παλμού RF. Το πραγματικό FWHM προκύπτει από τον τύπο:

$$FWHM = \frac{(a+b)\cos\varphi + \sqrt{(a+b)^2 \cos^2 \varphi + 4absin^2 \varphi}}{2sin\varphi} \quad (3.7)$$

Βέβαια το πάχος τομής θα πρέπει να μετριέται και στα τρία επίπεδα και να χρησιμοποιεί τουλάχιστον μια ακολουθία παλμών αφού εξασφαλιστεί ότι ένα βαθμιδωτό πεδίο είναι αναγκαίο για επιλογή τομής σε κάθε πεδίο.[2,13,17]

Όρια: $\pm 10\%$ της ονομαστικής τιμής για τομές πάχους $\geq 5\text{mm}$
 $\pm 5\%$ της ονομαστικής τιμής για τομές πάχους $< 5\text{mm}$ [11,12]

3.2.4 Γενικοί έλεγχοι

3.2.4.1 SNR

Το SNR επηρεάζεται τόσο από την παράμετρο απεικόνισης και το κατάλληλο πηνίο RF όσο και από τη σωστή θέση του ομοιώματος, το χαμηλό SNR πιθανόν να οφείλεται σε βλάβη του πηνίου RF ,σε λανθασμένη αποσύνδεση του πηνίου RF, σε σφάλματα προενισχυτή και του δέκτη. Για τη μέτρηση SNR χρησιμοποιήθηκε η προσέγγιση από το NEMA11 κατά το οποίο εμφανίζονται δύο παρόμοιες εικόνες από ένα ομοιογενές ομοίωμα με ένα πολύ μικρό χρονικό διάστημα μεταξύ των λήψεων των εικόνων και στη συνέχεια οι εικόνες αυτές αφαιρούνται οπότε το SNR προκύπτει από τον εξής τύπο:

$$SNR_{NEMA} = \sqrt{2S}/\sigma \quad (3.8)$$

όπου \bar{S} είναι το μέσο σήμα σε μια περιοχή ενδιαφέροντος που ονομάζεται ROI, ορίζεται από οποιαδήποτε εικόνες από τις δύο που υπήρχαν στην αρχή και σ είναι η τυπική απόκλιση από το ROI που προκύπτει από την αφαίρεση των δύο εικόνων. Σε περιπτώσεις που η προσέγγιση NEMA δεν μπορεί να εφαρμοστεί χρησιμοποιείται ο τύπος:

$$SNR = \frac{\bar{S}}{\frac{\sigma_{bkg}}{\sqrt{2-\pi/2}}} = \frac{0,665\bar{S}}{\sigma_{bkg}} \quad (3.9)$$

Όπου σ_{bkg} ορίζεται ως η τυπική απόκλιση ενός ROI στον αέρα.

Το SNR θα πρέπει να μετράει τα πηνία κεφαλής και σώματος, στα τρία κάθετα μεταξύ τους επίπεδα, άλλος ένας τρόπος είναι να μετρηθούν οι τιμές του SNR σε ένα μόνο επίπεδο με τη βοήθεια των ακολουθιών παλμών.

Για το συγκεκριμένο έλεγχο και τις μετρήσεις είναι αναγκαίο να χρησιμοποιείται ειδική τομή στο ομοίωμα. Πιο συγκεκριμένα για τα επιφανειακά και τα φασικής διάταξης πηνία το σήμα θα πρέπει να εμφανίζεται σε φιλμ ή μέσω ψηφιακής εικόνας έτσι ώστε να φαίνονται τα ROIs. Τα πηνία φασικής διάταξης λειτουργούν με βάση την ανακατασκευή των εικόνων από κάθε στοιχείο του πηνίου έτσι επιτυγχάνεται ο προσδιορισμός του SNR για κάθε στοιχείο του πηνίου όπου οι εικόνες αυτές εμφανίζονται σε πολλούς σαρωτές.[2,17]

Όρια: Τιμές αναφοράς από την αποδοχή του συστήματος απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού (\geq όρια κατασκευαστή) αλλά πάντα >80 . Γενικότερα θα πρέπει να ισχύει:[11,12]

$$0.9 < \frac{SNR1}{SNR2} < 1.1$$

3.2.4.2 Ποσοστιαία ομοιογένεια εικόνας (PIU)

Με τον όρο ομοιογένεια εικόνας εννοούμε την δυνατότητα που έχει ένα σύστημα MRI να εμφανίζει ομοιογενείς περιοχές με την ίδια ένταση σε ένα ομοίωμα και αφορά κυρίως την RF και το μαγνητικό πεδίο. Στην περίπτωση που για την ποσοστιαία ομοιογένεια εικόνας (PIU) χρησιμοποιηθεί ομοίωμα ACR τότε η πιο σωστή τομή είναι η #7. Γενικότερα ισχύει ότι σχηματίζονται δυο ROI, το ένα λοιπόν δημιουργείται, σε μια περιοχή ελάχιστης έντασης pixel (\bar{S}_{min}) ένα σε μια περιοχή μέγιστης έντασης pixel (\bar{S}_{max}) οπότε η τιμή της PIU υπολογίζεται από τον τύπο:[2,17]

$$PIU\% = 100X \left[1 - \frac{\bar{S}_{max} - \bar{S}_{min}}{\bar{S}_{max} + \bar{S}_{min}} \right] \quad (3.10)$$

Όρια: Στην περίπτωση πηγίου όγκου κεφαλής η PIU θα πρέπει να είναι ίσο ή μεγαλύτερο από το 90% για σαρωτές που λειτουργούν με μαγνητικό πεδίο $\leq 2T$ ενώ για συστήματα με μαγνητικό πεδίο $>2T$ η PIU θα είναι $>80\%$. [11,12]

3.2.4.3 Χωρική διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης (HCR)

Η HCR αφορά την ικανότητα του πολύ κοντά το ένα με το άλλο και σε ορισμένες περιπτώσεις μπορεί να αξιολογηθεί οπτικά με την προϋπόθεση ότι τα μεμονωμένα μικρά φωτεινά κομμάτια διακρίνονται σε σειρές συστήματος MRI ώστε να διαχωρίσει αντικείμενα υψηλής σκιαγραφικής αντίθεσης που βρίσκονται σε κοντινή απόσταση τα οποία δεν είναι τίποτα άλλο από τρύπες γεμάτες με νερό που έχουν ανοίξει στο πλαστικό και ονομάζεται ένθετο ανάλυσης.

Η HCR εξαρτάται από το μέγεθος των pixel της μήτρας ανακατασκευής, από την παρουσία ειδώλων και το lowpass φιλτράρισμα. Στον έλεγχο της HCR αυτόν μπορεί να γίνει χρήση οποιοδήποτε ομοιώματος με ειδικές συστοιχίες αντικειμένων υψηλής αντίθεσης και μετρείται και στα τρία επίπεδα αλλά και στην κωδικοποίησης φάσης και συχνότητας. [2,17]

Όρια: Είτε με οπτική αναγνώριση ζευγών γραμμών με διαστάσεις ίσες προς τις διαστάσεις των εικονοστοιχείων ή με απόσταση όση η τιμή ενός θεωρητικού pixel είτε με τα όρια που ορίζει ο κατασκευαστής. [11,12]

3.2.3.4 Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης (LCD)

Ο συγκεκριμένος έλεγχος ασχολείται κυρίως με το αν το σύστημα μπορεί να διαχωρίσει αντικείμενα με την παρουσία θορύβου. Η LCD επηρεάζεται από το SNR αλλά και από το CNR όπου η απόδοση του εξαρτάται από την ένταση του πεδίου και είναι ανεξάρτητη από την ακολουθία παλμών, το TR και τη γωνία αναστροφής. Η AAPM δε περιέχει τρόπους για την αξιολόγηση της διακριτική ικανότητας παρολαυτά όμως το ομοίωμα του ACR περιλαμβάνει κάποιες φέτες (ένθετα) που ασχολούνται με αυτές τις αξιολογήσεις.[2]

3.2.4.5 Ποσοστιαία εκτίμηση ειδώλων σήματος (Percent Signal Ghosting)

Τα είδωλα είναι αντίγραφα του απεικονιζόμενου αντικειμένου που απομακρύνονται από την πραγματική τοποθεσία, δημιουργούνται από την αστάθεια του σήματος κατά τη διάρκεια της σάρωσης και συνήθως στη φάση κωδικοποίησης φάσης, εμφανίζονται συνήθως σε χαμηλό επίπεδο σήματος. Στο ομοίωμα σχηματίζεται ένα μεγάλο ROI στο οποίο λαμβάνεται το μέσο σήμα \bar{S} καθώς και τα μέσα σήματα από την κατεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας ($\bar{S}_{FE1} + \bar{S}_{FE2}$) και από την κατεύθυνση κωδικοποίησης φάσης ($\bar{S}_{PE1} + \bar{S}_{PE2}$). Ο λόγος που χαρακτηρίζει τα είδωλα (ghosting ratio) είναι ο εξής:

$$GR = \left| \frac{(\bar{S}_{FE1} + \bar{S}_{FE2}) - (\bar{S}_{PE1} + \bar{S}_{PE2})}{2\bar{S}} \right| \quad (3.11)$$

Όπου \bar{S}_{FE1} είναι η μέση τιμή των pixel από το πάνω ROI(T) , \bar{S}_{FE2} για το κάτω ROI(B), \bar{S}_{PE1} για το δεξιά ROI(R), \bar{S}_{PE2} για το αριστερά ROI(L) και επειδή μετριέται σε ποσοστό πολλαπλασιάζεται με το 100%. [2,18]

Όρια: Σύμφωνα με τα όρια του κατασκευαστή ή ισχύει ότι $GR \leq 1\%$ [11,12]

Πίνακας 3.1

Τύπος ελέγχου		Χρόνος διεξαγωγής ελέγχου
Έλεγχοι υποσυστημάτων στατικού μαγνητικού πεδίου		
1	Ομοιογένεια στατικού μαγνητικού πεδίου	Εβδομαδιαία
2	Μετατόπιση μαγνητικού πεδίου	Μηνιαία
Έλεγχοι υποσυστήματος βαθμιδωτών πεδίων		
1	Γεωμετρική ακρίβεια	Εβδομαδιαία
Έλεγχος υποσυστημάτων βαθμίδων /RF		
1	Πάχος τομής και απόσταση μεταξύ τομών	Μηνιαία
Άλλοι έλεγχοι του συστήματος		
1	SNR	Εβδομαδιαία
2	Ποσοστιαία ομοιογένεια εικόνας (PIU)	Εβδομαδιαία
3	Χωρική διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης (HCR)	Εβδομαδιαία
4	Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης (LCD)	Μηνιαία
5	Ποσοστιαία εκτίμηση ειδώλου σήματος (PSG)	Μηνιαία

3.3 Ομοιώματα

Τα ομοιώματα είναι κυλινδρικά ή σφαιρικά κομμάτια τα οποία περιλαμβάνουν διαλύματα που παρουσιάζουν παρόμοιες ιδιότητες με αυτές των ιστών και συμβάλλουν στον έλεγχο των παραμέτρων λειτουργίας ενός μηχανήματος . Είναι κατασκευασμένα από υλικό όπως για παράδειγμα το Perspex το οποίο δεν επηρεάζει την ομοιογένεια του μαγνητικού πεδίου, δεν φαίνεται στην εικόνα και περιλαμβάνουν ειδικά σημεία στα οποία εισάγονται τα διαλύματα. Μπορούν είτε να αγοραστούν είτε να δημιουργηθούν από τον ίδιο τον τεχνικό.

Τα διαλύματα του ομοιώματος για εντάσεις πεδίου $\leq 2T$, είναι συνήθως νερό σε συνδυασμό με άλλες ουσίες που συμβάλλουν στην μείωση των χρόνων χαλάρωσης T1 (spin-lattice) σε τιμές της τάξης των 200-500 msec και T2 (spin-spin) σε τιμές της τάξης των 150-300 msec, αντίστοιχα. Επίσης τα διαλύματα μπορεί να κατασκευάζονται από πολυσακχαρίτες (gel) από αгарόζη σε συνδυασμό με παραμαγνητικά άλατα όπως Cu^{+2} ή Gd^{+2} τα οποία λειτουργούν για τον έλεγχο του χρόνου T1, ενώ με τοποθέτηση αλάτων όπως είναι το Na ή Mn ελέγχεται η ηλεκτρική αγωγιμότητα του δείγματος και έτσι φορτίζεται το πηνίο RF όπως φορτίζεται και το ανθρώπινο σώμα .Μερικά παραδείγματα άλλων διαλυμάτων είναι η καθαρή γέλη , οξείδια του πυριτίου και υδάτινα παραμαγνητικά διαλύματα. Στον μαγνητικό τομογράφο υπάρχουν δύο κατηγορίες ομοιωμάτων , τα ομοιώματα διακριτικής ικανότητας και ομοιογένειας RF . [1, 2, 17]

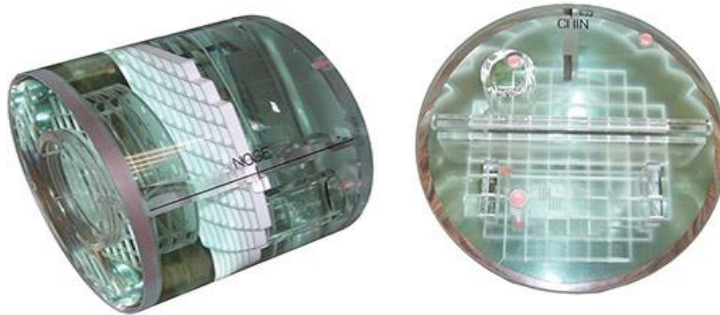
3.3.1 Ομοίωμα ACR

Υπάρχουν ομοιώματα τα οποία βασίζονται στο πρωτόκολλο του Αμερικάνικου Κολεγίου Ακτινολογίας (ACR) τα οποία γενικά χρησιμοποιούνται πιο συχνά σε ελέγχους MRI σε σχέση με άλλου τύπου ομοιώματα. Το ομοίωμα ACR διακρίνεται σε δύο τύπους το μεγάλο ομοίωμα το οποίο χρησιμοποιείται για μαγνήτες ολόκληρου σώματος και το μικρό το οποίο αφορά μαγνήτες άκρων. Το μεγάλο ομοίωμα έχει διάμετρο 190mm και μήκος 148mm ενώ το μικρό έχει διάμετρο 165mm και μήκος 134mm.

Πρόκειται λοιπόν για κυλινδρικό ομοίωμα το οποίο είναι φτιαγμένο από ακρυλικό πλαστικό, είναι γεμισμένο με 10Mm $NiCl_2$ και 75mM NaCl και εσωτερικά αποτελείται από 3-4 ένθετα ανάλυσης τα οποία είναι μερικές δομές που λειτουργούν σε όλες τις δοκιμές για την απόδοση του σαρωτή. Το ένθετο χημικής μετατόπισης αποτελείται από τετράγωνα δομές όπου η μια περιέχει 10mmol διαλύματος χλωριούχου νικελίου και οι άλλες φυτικό λίπος, μέσα από τη χημική μετατόπιση η οποία διαιρείται με το FOV και πολλαπλασιάζοντας το μετά με 3,5rpm προκύπτει το εύρος ζώνης.

Πιο συγκεκριμένα αποτελείται από 4 αξονικές σειρές ή αλλιώς φέτες όπου η κάθε μια διαθέτει 11 θέσεις τομής οι οποίες αριθμούνται ξεκινώντας από το κάτω άκρο του ομοιώματος, και για τις 4 αξονικές σειρές το πάχος τομής θα είναι 5mm και το ίδιο ισχύει και για το διάκενο τομής. Επιπλέον υπάρχουν 3-4 ζευγάρια οπών 45° διασταυρωμένες μεταξύ τους που βρίσκονται στο κεντρικό επίπεδο του ομοιώματος ενώ η 1 θέση τομής είναι κεντραρισμένη στο κάτω άκρο του ομοιώματος και η 11 στο πάνω άκρο. Επίσης αποτελείται και από δυο ένθετα ανάλυσης που αποτελούνται από 3-4 ζεύγη συστοιχίες οπών το κάθε ζεύγος αποτελείται από ένα πίνακα οπών πάνω αριστερά (UL) και ένα πίνακα κάτω δεξιά(LR) οι οποίοι έχουν μια κοινή τρύπα όπου συναντιούνται, ο πίνακας UL είναι υπεύθυνος για την ανάλυση από δεξιά προς τα αριστερά ενώ ο πίνακας LR αφορά την κατεύθυνση πάνω κάτω. Επιπλέον ο πίνακας UL περιέχει 4 σειρές οι οποίες με τη σειρά της η καθεμία περιέχει 4 οπές και η κάθε σειρά θα πρέπει να είναι στην ίδια γραμμή με την μήτρα οθόνης σε αντίθετη περίπτωση παρουσιάζεται θόλωμα, αντίστοιχα ο πίνακας LR αποτελείται από 4 στήλες των 4 οπών που θα πρέπει και αυτές να είναι στην ίδια ευθεία με το πίνακα οθόνης.

Το συγκεκριμένο ομοίωμα μπορεί να μετρήσει την γεωμετρική ακρίβεια, τη χωρική διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης, πάχος τομής, ομοιομορφία έντασης εικόνας, αξιολόγηση αντικειμένων και για την διεξαγωγή των ελέγχων αυτών χρειάζονται οι λεγόμενες περιοχές μετρήσεων οι οποίες ονομάζονται ROIs και διαφέρουν από έλεγχο σε έλεγχο.[14, 18,15]



Εικόνα 4 : Ομοίωμα ACR από την εταιρεία Supertech



Εικόνα 5: Ομοίωμα ACR από την εταιρία Newmatic

3.3.1.1 Γεωμετρική ακρίβεια

Η διαδικασία της μέτρησης της γεωμετρικής ακρίβειας ξεκινά πρώτα από όλα χρησιμοποιώντας την τομή 1, εμφανίζοντας μετά την εικόνα οβελιαίου εντοπισμού και ρυθμίζοντας το παράθυρο των ενδείξεων. Στη συνέχεια λαμβάνεται μέτρηση από το ανώτερο προς το κατώτερο μήκος του ομοιώματος κατά μήκος μιας γραμμής. Ύστερα εμφανίζεται η τομή 1, ρυθμίζεται το παράθυρο ενδείξεων και μετριέται η διάμετρος πρώτα από πάνω προς τα κάτω και από αριστερά προς τα δεξιά. Μετά ακολουθεί η ρύθμιση παράθυρου για τη μέτρηση της τομής 5 και μετριέται η διάμετρος από πάνω προς τα κάτω, από αριστερά προς τα δεξιά και από τις δύο διαγώνιες. Στη τομή 1 ελέγχεται η διάσταση κατά τον άξονα z η οποία θα πρέπει να είναι περίπου 148mm ενώ η τομή 5 ρυθμίζει τη γεωμετρική ακρίβεια κατά x,y και πρέπει να είναι 190mm. [14,15,18]

Όρια : a) Για το μεγάλο ομοίωμα ισχύει ότι οι μετρήσεις δε γίνονται δεκτές για περισσότερο από $\pm 3\text{mm}$ b) Για το μικρό ομοίωμα οι τιμές δεν πρέπει να είναι πάνω από 2mm.

3.3.1.2 Πάχος τομής

Για τη μέτρηση του πάχους τομής χρησιμοποιείται ομοίωμα και συγκεκριμένα η τομή 1 με διασταυρούμενες ράμπες δηλαδή πρόκειται για κεκλιμένες επιφάνειες προσανατολισμένες σε μια σταθερή γωνία φ, η μια σε σχέση με την άλλη και έχουν τη δυνατότητα να ελαττώνουν τα λάθη μέτρησης που εμφανίζονται από αλλαγές στη κλίση και τη περιστροφή και βασίζεται στα κριτήρια αποδοχής του NEMA10(National Electrical Manufactures Association) και της AAPM1(Acceptance & Quality Assurance procedures for MRI facilities).

Η διαδικασία ξεκινά εμφανίζοντας την φέτα 1 και ρυθμίζοντας το επίπεδο της οθόνης έτσι ώστε οι ράμπες να είναι εμφανής. Στη συνέχεια τοποθετείται ένα ορθογώνιο ROI στο κέντρο κάθε ράμπας και ταυτόχρονα σημειώνεται η μέση τιμή του σήματος από το κάθε ROI καθώς και ο μέσος όρος αυτών ο οποίος προσεγγίζει το μέσο σήμα. Ύστερα θα πρέπει να ρυθμιστεί στο μισό το επίπεδο της οθόνης και ταυτόχρονα θα χρησιμοποιηθεί το όργανο μέτρησης απόστασης στην οθόνη ώστε να μετρηθούν τα μήκη των ων ραμπών τα οποία θα συγκριθούν με τα όρια που ορίζει ο κατασκευαστής.[14,15,18]

Όρια: Το πάχος τομής πρέπει να είναι $5\text{mm}\pm 0.7\text{mm}$ και για τα δύο είδη ομοιωμάτων

3.3.1.3 Ποσοστιαία ομοιομορφία εικόνας(PIU)

Πρώτα από όλα εμφανίζεται η τομή 7 και τοποθετείται ένα μεγάλο ROI το οποίο ορίζει τα όρια της περιοχής όπου γίνεται η μέτρηση της ομοιομορφίας του συστήματος. Το επόμενο μέρος είναι να ρυθμιστεί το παράθυρο της οθόνης στο ελάχιστο και να ελαττωθεί το επίπεδο της εικόνας ώστε η περιοχή μέσα στο ROI είναι να γίνει άσπρο. Επίσης το βήμα που ακολουθεί είναι να αυξηθεί σιγά σιγά το επίπεδο ώστε να εμφανίζονται μαύρα pixel μέσα στο ROI με αποτέλεσμα να σχηματίζεται η περιοχή με το πιο χαμηλό σήμα μέσα στο μεγάλο ROI, στην περίπτωση όμως που σχηματιστούν πολλές τέτοιες περιοχές επιλέγεται αυτή με την μεγαλύτερη σκοτεινή περιοχή. Κατόπιν σχεδιάζεται ένα μικρότερο ROI στη περιοχή του χαμηλού σήματος και υπολογίζεται η μέση τιμή των pixel η οποία ορίζει την τιμή του χαμηλότερου σήματος. Επιπλέον ακολουθεί η αύξηση του επιπέδου ώστε μέσα στο μεγάλο ROI να εμφανίζονται λευκά pixel τα οποία χαρακτηρίζουν την περιοχή υψηλού σήματος. Τέλος τοποθετείται ένα ROI στη περιοχή υψηλού σήματος στο οποίο μετριέται η μέση τιμή των pixel το οποίο δείχνει την τιμή του υψηλού σήματος. [14, 15,18]

Όρια : Για τιμές μαγνητικού τομογράφου μικρότερες από 3 T και για μεγάλο ομοίωμα ισχύει ότι η τιμή της ποσοστιαίας ομοιομορφίας εικόνας πρέπει να είναι μεγαλύτερη από 85% ενώ για ένα μικρό ομοίωμα θα είναι μεγαλύτερη από 90%. Για 3T η τιμή της PIU θα είναι μεγαλύτερη από 80% για μεγάλο ομοίωμα ενώ για μικρό θα είναι μεγαλύτερη από 85%.

3.3.1.4 Χωρική διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης(HCR)

Στο ομοίωμα της πιστοποίησης ACR για αυτόν τον έλεγχο λειτουργεί η τομή #1, έτσι με FOV 25cm και μήτρα σάρωσης 256x256 διακρίνονται για διάμετρο 1mm οι σπές από τις σειρές την πάνω αριστερής ομάδας και της κάτω δεξιά ομάδας. Η διαδικασία που ακολουθείται είναι η εξής , πρώτα από όλα εμφανίζετε η εικόνα slice 1, ακολουθεί η μεγέθυνση κατά παράγοντα 2 και 4 διαθέτοντας το ομοίωμα ανοιχτά στην οθόνη. Στη συνέχεια ξεκινώντας από το αριστερό ζεύγος και θα πρέπει οι σειρές των σπών στη συστοιχία UL να προσαρμόζονται με το παράθυρο και το επίπεδο της οθόνης ώστε να εμφανίζονται καλύτερα οι τρύπες. Αν οι τρύπες διακρίνονται μεταξύ τους τότε σημειώνεται η εικόνα από δεξιά προς τα αριστερά στο συγκεκριμένο μέγεθος τρύπας, όταν το μέγεθος της σπής είναι πολύ κοντά με την ανάλυση της εικόνας οι ομάδες δύο οι περισσότερων σπών σε μια σειρά ή στήλη υπάρχει η περίπτωση να παρουσιάσουν θόλωμα και εμφανίζονται ως ένα ενιαίο κομμάτι. [14,15,18]

3.3.1.5 Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης(LCD)

Τα ένθετα που δημιουργούν αντιθέσεις στο ομοίωμα ACR είναι το 8,9,10,11 στα οποία οι τιμές της αντίθεσης είναι 1,4%, 2,5%, 3,6% και 5,1% αντίστοιχα. Οι σαρωτές έχουν τη δυνατότητα να περνάει και από τις δύο σειρές , εάν αυτό δεν συμβεί θα δημιουργούνται εικόνες με χαμηλή αντίθεση.

Η διαδικασία ξεκινά με την εμφάνιση της φέτας 11 η περιλαμβάνει αντικείμενα υψηλότερης αντίθεσης, ρυθμίζοντας το πλάτος και το επίπεδο του παραθύρου οθόνης, ώστε να ρυθμίζεται πιο εύκολα η ορατότητα αντικειμένων χαμηλής αντίθεσης. Στη συνέχεια γίνεται η μέτρηση των ακτίνων και πιο συγκεκριμένα μετράμε δεξιόστροφα από τη πρώτη ακτίνα μέχρι να φτάσει στη μια ακτίνα όπου ένας ή περισσότεροι από τους δίσκους δε διακρίνονται από το βάθος. Για την ολοκλήρωση μιας ακτίνας ισχύει ότι και οι τρεις δίσκοι θα πρέπει να διακρίνονται οπότε μετριέται ο αριθμός των πλήρων ακτίνων. Τέλος επαναλαμβάνεται η ίδια διαδικασία και για τις υπόλοιπες εικόνες LCD και για τον προσδιορισμό της LCD προσθέτουμε όλες τις ακτίνες των εικόνων από τις φέτες . [14,15,18]

Όρια: Σε σαρωτές με μικρότερη ένταση πεδίου από 1,5T ο συνολικός αριθμός για τις ακτίνες είναι 9 αλλά μπορεί να περάσει και με 7. Επίσης από το 2021 ισχύει ότι από 1,5T-3T ο συνολικός αριθμός ακτίνων είναι θα είναι τουλάχιστον 30 ενώ για τιμές 3T και λίγο παραπάνω θα είναι τουλάχιστον 37.

3.3.1.6 Ποσοστιαία εκτίμηση σήματος ειδώλου

Ο έλεγχος ξεκινά πρώτα από όλα εμφανίζοντας την τομή 7 και τοποθετώντας ένα μεγάλο κυκλικό ή τετράγωνο ROI το οποίο θα πρέπει να είναι περίπου στο κέντρο του ομοιώματος. Στη συνέχεια γίνεται καταγραφή της μέσης τιμής των pixel για το συγκεκριμένο ROI και ταυτόχρονα αλλάζουν οι ρυθμίσεις παραθύρου και επιπέδου ώστε να εμφανίζεται σωστά η εικόνα. Βασική προϋπόθεση αποτελεί ότι το ROI θα πρέπει να έχει σταθερά αναλογία μήκους προς πλάτος 4:1 και επιφάνεια 10 cm². Κατόπιν επιλέγονται μικρότερα ROI από το ήδη υπάρχον ROI επάνω, κάτω, δεξιά, αριστερά όπως φαίνεται παρακάτω, με βάση αυτά

υπολογίζεται η μέση τιμή των εικονοστοιχείων του κάθε ROI, διαπιστώνοντας ποια τιμή αντιστοιχεί σε ποίο ROI.

Όρια: και για τα δύο ομοιώματα ισχύει ότι η τιμή δε θα πρέπει να υπερβαίνει το 3% [14,15,18]

3.3.2 Ομοίωμα ISMRM

Ένα ακόμα ομοίωμα που χρησιμοποιείται στον έλεγχο του MRI είναι της Διεθνούς Εταιρείας Μαγνητικού Συντονισμού (ISMRM) το οποίο αφορά κυρίως τον έλεγχο απόδοσης του σαρωτή σε μια συγκεκριμένη τοποθεσία και χρόνο, για τον προσδιορισμό ορισμένων ποσοτικών μετρήσεων και είναι σχεδιασμένο ώστε να παίρνει τη θέση του πηνίου κεφαλής. Το σφαιρικό κέλυφος είναι γεμάτο με νερό, έχει διάμετρο 200mm αποτελείται από 5 πλάκες πολυφαινυλενοσουλφιδίου (PPS) με πάχος 8mm το οποίο είναι ένα υλικό με χαμηλή απορρόφηση νερού και καλή μηχανική ικανότητα συνδεδεμένες με άκαμπτες ράβδους PPS και κινητικές βάσεις. Οι πλάκες περιλαμβάνουν 57 σφαίρες γεμισμένες με διάλυμα πολυπροπυλενίου, πιο συγκεκριμένα αποτελούνται 14 στοιχεία $NiCl_2$, 14 στοιχεία $MnCl_2$, μια διάταξη πυκνότητας πρωτονίων 14 στοιχείων, δυο ένθετα ανάλυσης με 4x4 συστοιχίες οπών και μερικές σφηνες για το προφίλ τομών. Τα στοιχεία $NiCl_2$ και $MnCl_2$ χρησιμοποιούνται για το λόγο ότι μπορούν να μιμηθούν τους ενδογενείς ιστούς αλλά και τους ιστούς που περιέχουν σκιαγραφικά μέσα και δεν εξαρτώνται από τη θερμοκρασία των χρόνων χαλάρωσής. Ο χρόνος χαλάρωσης T2 μετριέται μέσω της πρόσμιξης και του $NiCl_2$ και του $MnCl_2$ αν και γενικά ισχύει ότι το στοιχείο $NiCl_2$ χρησιμοποιείται μόνο για το T1 και $MnCl_2$ μόνο για το T2. Ενώ για την πυκνότητα των πρωτονίων η οποία είναι η συγκέντρωση των MR πρωτονίων σε ένα ιστό σε σχέση με αυτή στον ίδιο όγκο νερού και στην ίδια θερμοκρασία χρησιμοποιήθηκαν διαλύματα με ποσότητα από 5% έως 100% νερό υψηλής καθαρότητας και το υπόλοιπο θα είναι D_2O όπου είναι βαρύ νερό το οποίο περιλαμβάνει 2 άτομα του ισοτόπου του υδρογόνου του δευτερίου και ένα άτομο οξυγόνο.

Η πρώτη πλάκα αποτελείται από 5 σφαίρες στο κάτω μέρος, η δεύτερη πλάκα από 13 σφαίρες που βρίσκονται στη κορυφή, πλάκα 3 από 21 σφαίρες στη κορυφή, η πλάκα 4 περιλαμβάνει ένα ένθετο χονδρικής ανάλυσης και 13 σφαίρες στην κορυφή. Η τοποθέτηση του ομοιώματος γίνεται όπως του ασθενούς δηλαδή σε ύπτια θέση. Γενικότερα προτείνονται 2 τύποι διαλυμάτων στα οποία βασίζεται η δημιουργία των ομοιωμάτων το πρώτο αφορά το πρότυπο της AAPM και είναι 1 l H_2O , 3.6g NaCl, 1.25g $CuSO_4$ ή 1,96g $CuSO_4 \cdot 5H_2O$ ενώ το δεύτερο αφορά το πρότυπο ACR και είναι 10mm $NiCl_2$ και 75mm NaCl.

Είναι υπεύθυνο να μετρά τη γεωμετρική παραμόρφωση, το μαγνητικό πεδίο B0, το χρόνο T1 και T2, τη πυκνότητα πρωτονίων, πάχος τομής, SNR. Οι πράσινες σφαίρες είναι υπεύθυνες για τη μέτρηση του χρόνου T1, οι πορτοκαλί για τη μέτρηση του χρόνου T2, οι κίτρινες για την πυκνότητα πρωτονίων και οι λευκές για όλες τις υπόλοιπες μετρήσεις. [19,28]



Εικόνα 6: Ομοίωμα ISMRM

3.3.2.1 Γεωμετρική παραμόρφωση

Η Γεωμετρική παραμόρφωση γίνεται μέσω τρισδιάστατης εικόνας με σύντομο χρόνο ηχούς (TE) και συγκεκριμένα από ειδικά voxel με τυπική διάσταση 1mm και για μεγάλους χρόνους TE η γεωμετρική παραμόρφωση είναι πιο συχνή. Ορίζεται ως η διαφορά μεταξύ της φαινομενικής θέσης \vec{R}_a και της πραγματικής θέσης \vec{R}_p των κέντρων των σφαιρών $\vec{\delta R} = \vec{R}_a - \vec{R}_p$. Επιπλέον περιλαμβάνει μια χ μεγάλη συνιστώσα με αρνητικό πρόσημο το οποίο σημαίνει ότι η φαινομενική θέση είναι πιο μακριά σε σχέση με τη πραγματική θέση ομοίως υπάρχει άλλη μια συνιστώσα με θετικό πρόσημο. [19,28]

3.3.2.2 Μέτρηση T1

Με βάση το πρωτόκολλο ακολουθίας ανάκτησης αναστροφής IR το οποίο απαιτεί 10 χρόνους αναστροφής TI που οι τιμές τους είναι από 50ms έως 3000ms και TR=4500ms λαμβάνονται κυκλικά ROI 10mm με κέντρο τις σφαίρες της διάταξης $NiCl_2$. Το μέσο σήμα σε κάθε ROI προκύπτει από τον τύπο [19,28]

$$S(T1) = A \left| 1 - (1 + \delta) e^{-\frac{TI}{T1}} \right| \quad (3.12)$$

όπου A είναι το πλάτος του σήματος όταν η μαγνήτιση χαλαρώσει πλήρως στην κατάσταση ισορροπίας και δ η απόδοση αναστροφής σημαντικός δείκτης ομοιομορφίας $B1$ η οποία είναι κοντά στο 1. Η διαδικασία ξεκινά με προσαρμογή του μέσου όρου κάθε ROI, προσαρμογή κάθε voxel δημιουργώντας ένα χάρτη $T1$ και στη συνέχεια υπολογίζεται η τυπική απόκλιση με τον τύπο $100(T1m-T1r)/T1r$ όπου $T1m$ είναι η τιμή μέτρησης και όπου $T1r$ η πραγματική τιμή, μεγάλη τιμή σφάλματος σημαίνει ελάχιστα τετράγωνα. Παρόλαυτα οι IR ακολουθίες απαιτούν μεγάλους χρόνους απόκτησης ενώ οι ακολουθίες μεταβλητή γωνίας (VFA) περιλαμβάνουν μικρότερους χρόνους TR και μικρότερες γωνίες αναστροφής. Για τα VFA χρησιμοποιούνται ακολουθίες 3D gradient echo, ο τύπος σε αυτή τη περίπτωση είναι :

$$S(a) = S_{90} \sin(a) \frac{1 - e^{-\frac{TR}{T1}}}{1 - e^{-\frac{TR}{T1} \cos(a)}} \quad (3.13)$$

όπου S_{90} είναι το μέγιστο σήμα για $\alpha=90^\circ$. Το κάθε ROI παρουσιάζει ένα μέγιστο στη γωνία $\cos(\alpha_E) = e^{-\frac{TR}{T1}}$, για το ROI 2 είναι 5° ενώ για το ROI 5 είναι 10° [20]

3.3.2.3 Μέτρηση T2

Για τη μέτρηση του χρόνου T2 χρησιμοποιείται η ακολουθία spin echo με TE από 10 ms έως 320 ms και TR=5000ms και στη περίπτωση ενός απλού εκθετικού μοντέλου χαρακτηρίζεται από το τύπο:

$$S(TE) = S_0 e^{-\frac{TE}{T2}} \quad (3.14)$$

όπου $S(TE)$ είναι το μέσο σήμα σε κάθε ROI. [20,29]

3.3.2.4 Πυκνότητας πρωτονίων και μέτρηση SNR

Για τη μέτρηση αυτή χρησιμοποιείται το ROI PD και υπολογίζεται κανονικοποιώντας το μέσο σήμα στο υπόβαθρο το οποίο προκύπτει από 4 σημεία 3mm έξω από τις σφαίρες και στη συνέχεια κανονικοποιώντας στη σφαίρα νερού. Το κανονικοποιημένο σήμα δείχνει την γραμμικότητα του σήματος σε σχέση με την πυκνότητα πρωτονίων.

Επιπλέον το μέγιστο σφάλμα για την πυκνότητα πρωτονίων είναι το 8,3%. Εκτός από την μέτρηση αυτή γίνεται και η μέτρηση του SNR, πιο συγκεκριμένα ο θόρυβος μετράται μέσω της διαφοράς μεταξύ δύο σαρώσεων $\Delta S = S_2 - S_1$. Το SNR υπολογίζεται για κάθε ROI, λαμβάνοντας ένα μέσο σήμα $S_{av} = \frac{1}{2}(S_{2av} + S_{1av})$ διαιρώντας με το θόρυβο $N = SD/\sqrt{2}$ το SD είναι το Δs . [19,28]

3.3.3 Ομοίωμα Pro-MRI

Είναι ένα κυλινδρικό ομοίωμα το οποίο είναι υπεύθυνο για τον έλεγχο :α) της γεωμετρικής παραμόρφωσης ,β) της χωρικής ανάλυσης, γ) του πάχους και της θέσης τομής, δ) του εύρους της εικόνας στ) της χαμηλής αντίθεσης ζ) της ομοιομορφία εικόνας η) του SNR. Η εξωτερική διάμετρος του κυλίνδρου είναι 220mm ενώ το ύψος είναι 150mm, το εσωτερικό του έχει διάμετρο 240mm και ύψος 130 mm. Το ομοίωμα περιέχει 10mmol διαλύματος χλωριούχου νικελίου και 75mmol χλωριούχου νατρίου για τους χρόνους T1 και T2 περιλαμβάνει 6 κυλινδρικά φιαλίδια 19x41mm τα οποία έχουν τη δυνατότητα να ξαναγεμίσουν και αποτελούνται από 20mmol χλωριούχου νικελίου και 15mmol χλωριούχου νατρίου.

Επίσης περιλαμβάνει τέσσερις μήτρες οπών τα οποία έχουν διάμετρο 0.8mm,0.9mm,1mm και 1,1mm , όπου η απόσταση μεταξύ των οπών είναι ίση με τη διάμετρο των οπών και δυο μικρά δοχεία με νερό και λίπος για την αξιολόγηση της μετατόπισης του νερού και του λίπους . Το ένθετο το οποίο χρησιμοποιείται για τη γεωμετρική παραμόρφωση είναι 10x10 με τετράγωνα διαμέτρους 148mm και πάχος 10 mm ενώ το ένθετο χαμηλής αντίθεσης αποτελείται από 4 δίσκους πάχους 0.05mm, 0.1mm,0.15mm,0.2mm κάθε δίσκος αποτελείται από 2 ομάδες των 3 οπών οι οποίες έχουν τοποθετηθεί σε ακτίνες όπου η κάθε ακτίνα έχει την ίδια διάμετρο [20]



Εικόνα 7 : Ομοίωμα Pro- MRI από την εταιρία Standarimaging

3.3.4 Ομοίωμα MHR

Το ομοίωμα είναι φτιαγμένο από ακρυλική ρητίνη έχει διάμετρο 22cm και ύψος 14cm και ζυγίζει 5,3 kg αποτελείται από επτά υποδοχές για τη ρύθμιση των δειγμάτων στις φιάλες τα οποία γεμίζουν με διάλυμα $NiCl_2$. Είναι υπεύθυνο για τον έλεγχο SNR, για την ομοιομορφία RF, για το πάχος τομής και για την αντίθεση εικόνας.[21]



Εικόνα 8 :Ομοίωμα MHR από την εταιρεία Kyoto Kagaku

3.3.4.1 SNR

Πρώτα από όλα ρυθμίζεται το πάχος της διαφάνειας στα 10mm και γίνεται η πρώτη σάρωση στην οποία τοποθετείται το πρώτο ROI στο κέντρο της έντασης (R1). Στη συνέχεια συνεχίζονται οι σαρώσεις με τις ίδιες ρυθμίσεις για να προκύψει το δεύτερο ROI (R2). Ακολουθεί η αφαίρεση το R2 από το R1 για να ληφθεί η διαφορά της εικόνας και να οριστεί ένα τρίτο ROI στη θέση του R1. Το επόμενο βήμα είναι η μέτρηση της έντασης S του R1 και της απόκλισης SD του R3 και υπολογίζεται η τιμή του $SNR = \sqrt{2} \times S/SD$. Για το πρότυπο της NEMA ορίζει περιοχή με τουλάχιστον 75% της εικόνας ενώ για το πρότυπο AAPM ορίζεται ως το 80% της εικόνας.[21]

3.3.4.2 Ομοιομορφία εικόνας

Ο έλεγχος ξεκινά ρυθμίζοντας το SNR στο 80 το οποίο γίνεται μέσω της αύξησης του πάχους ολίσθησης. Βρίσκουμε λοιπόν μια μέγιστη τιμή του σήματος $SMAX$ και μια ελάχιστη τιμή $SMIN$ και έτσι η ομοιομορφία της εικόνας υπολογίζεται με τη βοήθεια του τύπου:

$$U = \left(1 - \frac{SMAX - SMIN}{SMAX + SMIN}\right) \times 100 \quad (3.15)$$

3.3.4.3 Πάχος τομής

Για τον έλεγχο αυτόν χρησιμοποιούνται δυο σφηνοειδείς σανίδες που έχουν πάχος 10mm. Αρχικά σαρώνεται το τμήμα με τον μέγιστο αριθμό μήτρας ώστε το $TR=3T1$, κατά τη σάρωση οι σανίδες εμφανίζονται ως μαύρα τετράγωνα. Στη συνέχεια γίνεται τοποθέτηση ενός ROI κατά μήκος της κεντρικής γραμμής της πρώτης σανίδας και υπολογίζεται μετά η ένταση του σήματος μέσα σε αυτό με βάση τον τύπο:

$$Dn = I_n - I_{n-1} \quad (3.16)$$

Όπου n είναι ο αριθμός των pixel και I_n ένταση σήματος ανά pixel. Με βάση τις τιμές που προκύπτουν από αυτό τον τύπο υπολογίζεται FWHM το οποίο δείχνει το μήκος της γραμμής όπου το Dn είναι το μισό της μέγιστης τιμής της αλλαγής, η συγκεκριμένη διαδικασία γίνεται πρώτα για την πρώτη σανίδα (L1) και ύστερα για τη δεύτερη (L2). Ο τύπος για το πάχος τομής είναι:

$$T = \sqrt{(L1 * L2)} \quad (3.17)$$

3.3.4.4 Χωρική ανάλυση

Σε αυτή τη περίπτωση χρησιμοποιείται μια δομή μέσα στο ομοίωμα η οποία αποτελείται από δύο μπλοκ σχηματίζοντας ορθή γωνία μεταξύ τους, σε κάθε μπλοκ τοποθετούνται πέντε ακίδες με διαμέτρους 0.5mm, 0.75mm, 1.00mm, 2.00mm. Βασική προϋπόθεση αποτελεί η χρήση της μήτρας μέσω της οποίας μπορούν να ληφθούν δυο εικόνες με πάχος τομής από 5 έως 10 mm. Στη συνέχεια γίνεται οπτικός έλεγχος των εικόνων και αν φαίνονται καλά οι διάμετροι όλων των ακίδων τότε είναι πολύ καλή η χωρική ανάλυση. [21]

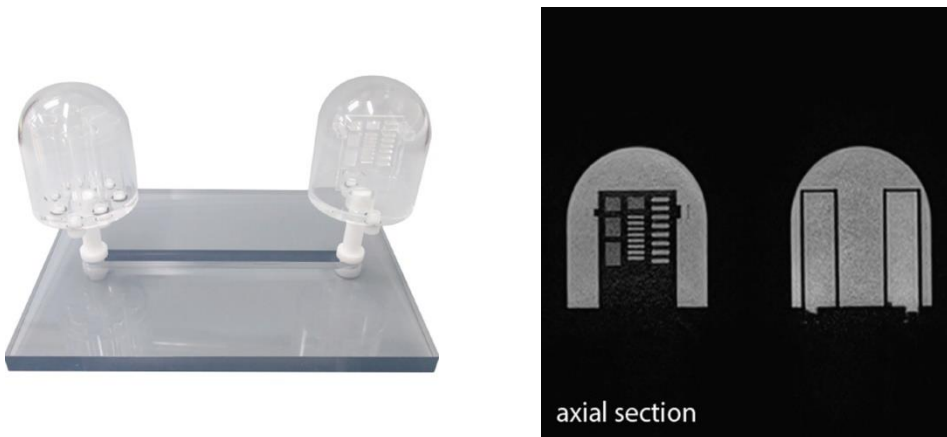
3.3.5 Ομοίωμα μαστού

Το ομοίωμα του μαστού αποτελείται από δύο δομές όπου η μια ελέγχει τη διάχυση και τη γεωμετρική παραμόρφωση και η άλλη ελέγχει την αξιολόγηση χαλάρωσης T1/T2. Οι δύο αυτές δομές περιλαμβάνουν ένα εύκαμπτο κέλυφος σιλικόνης με διάμετρο 12,5cm και ύψος 15 cm, στο εσωτερικό του περιέχει εξαρτήματα από πολυανθρακικό υλικό εξασφαλίζοντας την ακριβή γεωμετρία και τον διαχωρισμό μεταξύ των υλικών και είναι τοποθετημένα σε ένα ταμπλό ώστε να ξεχωρίζουν μεταξύ τους και να ρυθμίζεται η θέση σε οποιοδήποτε επίπεδο. Στο εσωτερικό υπάρχει πολυβινυλοπυρρολη η οποία χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της διάχυσης του νερού.

Επίσης διαθέτει δύο πολυανθρακικές πλάκες που διχοτομούν το ομοίωμα στον αξονικό και στον οβελιαίο επίπεδο όπου το αξονικό είναι υπεύθυνο να ρυθμίσει τις παραμορφώσεις

της εικόνας ενώ το οβελιαίο για την ανάλυση. Πιο συγκεκριμένα η αξονική πλάκα έχει ένα πλέγμα κύκλων σε απόσταση 2cm από κέντρο σε κέντρο μπροστά και πίσω και δεξιά και αριστερά ενώ η οβελιαία περιέχει κυκλικά χαρακτηριστικά με διάμετρο από 0.1 έως 1.5 cm .

Η κάθε δομή έχει σφαίρες πολυπροπυλενίου οι οποίες γεμίζουν με υλικά που είναι παρόμοια με αυτά των ιστών. Τα δύο πιο μεγάλα στρώματα περιέχουν εννέα εσωτερικές σφαίρες το καθένα ενώ και τα δύο τα μικρά στρώματα έχει τρεις σφαίρες το καθένα. Το συγκεκριμένο ομοίωμα χρησιμοποιείται για τη δοκιμή τεχνικών καταστολής λίπους καθώς και τις τιμές T1 και ADC, συγκρίνει επίσης την αριστερή και τη δεξιά πλευρά του πηνίου και μετράει τη παραμόρφωση της εικόνας.



Εικόνα 9 : Ομοίωμα μαστού από την εταιρία Erler Zimmer

Οι μετρήσεις για τις τιμές ADC χρησιμοποιούν νερό εμποτισμένο με PVP ενώ για τις τιμές T1 χρησιμοποιείται έλαιο σταφυλιού και αυτό γιατί μιμούνται ακριβώς το χρόνο χαλάρωσης και την χημική μετατόπιση του λίπους

Για κάθε στρώμα του ομοιώματος τοποθετήθηκε ένα ROI σε κάθε σφαίρα μέσα σε 5 συνεχόμενες φέτες με κέντρο τη φέτα με την μεγαλύτερη περιοχή διατομής τα οποία λοιπόν αυτά ROI ενσωματώνονται σε ένα κύλινδρο πολλαπλών τμημάτων. Επίσης τα ROI που αφορούν τη διάχυση είναι ορθογώνια και έχουν διαστάσεις 70 mm επί 3mm για τους 4 μεγάλους σωλήνες και 55mm επί 2mm για τους μικρούς σωλήνες.[22]

3.3.5.1 Μετρήσεις αναφοράς

Για τον έλεγχο της μέτρησης της θερμοκρασίας σε 1,5 T χρησιμοποιείται μια δομή με δύο ομόκεντρους κυλίνδρους όπου εξωτερικά έχει αόρατο διάλυμα πρωτονίου MR και εσωτερικά απιονισμένο νερό. Στη συνέχεια τα δείγματα τοποθετούνται στο εσωτερικό της δομής ενώ το εξωτερικό κομμάτι συνδέεται με ένα κυκλοφορητής ο οποίος ελέγχει την θερμοκρασία. Η αλλαγή της θερμοκρασίας στο εσωτερικό οφείλεται στην αλλαγή του υγρού που κυκλοφορεί στο εξωτερικό τμήμα. Η θερμοκρασία λοιπόν μετριέται μέσω ενός ανιχνευτή οπτικών ινών που υπάρχει μέσα στην εσωτερικό τμήμα της δομής. Για τους χρόνους χαλάρωσης χρησιμοποιείται ακολουθία spin –echo inversion ενώ για τη μέτρηση ADC χρησιμοποιείται ακολουθία spin echo.

Όσον αφορά την μέτρηση για τα 3T χρησιμοποιείται φασματόμετρα καθώς και αισθητήρας θερμοκρασίας οπτικών ινών ο οποίος τοποθετείται σε κάθε ένα από αυτά. [23]

3.3.5.2 Κλινική απεικόνιση

Οι μετρήσεις των τιμών του χρόνου T1, T2 και ADC για τα 1,5T χρησιμοποιούν ένα ανοιχτό με 8 κανάλια ενώ για τα 3T θα έχει 16 κανάλια και στις δύο περιπτώσεις γίνεται στο αξονικό επίπεδο. Για τους χρόνους T1 χρησιμοποιούν τρισδιάστατες μεθόδους όπως VFA ενώ για τους χρόνους T2 λειτουργεί η μέθοδο VTE.[22]

3.3.6 Ομοίωμα EUROSPIN

Το ομοίωμα αυτό αποτελείται από 5 πιο μικρά αντικείμενα δοκιμής είναι κατασκευασμένα από το υλικό Perspex και γεμάτα από υδατικά διαλύματα ή γέλες κάτι που δημιουργεί πολλά πρωτόνια. Βασική προϋπόθεση που πληρούν τα υλικά αποτελεί ότι T1/T2 θα πρέπει είναι 1:2 και πιο συχνά χρησιμοποιούνται υλικά όπως το $CuSO_4$ ή $MnCl_2$ τα οποία επηρεάζονται αρκετά από τη θερμοκρασία ενώ η αγοράζη είναι ένα υλικό το οποίο χρησιμοποιείται συνήθως στην φασματοσκοπία, παρασκευάζεται πολύ εύκολα και είναι λιγότερο ευαίσθητο στην θερμοκρασία και επίσης μπορεί να παράγει τη απαιτούμενη αναλογία του T1/T2. Βέβαια το υλικό Perspex όπως και τα παραμαγνητικά διαλύματα δεν έχουν τη δυνατότητα να φορτώσουν το πηνίο γι αυτό το λόγο προστίθεται αλατούχος ορός ο οποίος μπορεί να μιμηθεί τα υγρά που υπάρχουν μέσα στο ανθρώπινο σώμα.[32,31]



Εικόνα 10 : Ομοιώματα EUROSPIN από την εταιρεία ELSE internal production

Το δοκιμαστικό αντικείμενο (TOI 1) είναι ένα ομοίωμα σε κυλινδρικό σχήμα με διάλυμα θεικού χαλκού με όξινο PH, έχει διάμετρο 200mm και πάχος 40mm και χρησιμοποιείται για έλεγχο της ομοιομορφίας και του SNR. Η ομοιομορφία μπορεί να γίνει με μια απλή σάρωση μετρώντας την μέση τιμή και την τυπική απόκλιση των pixel ενώ το SNR υπολογίζεται διαιρώντας τη μέση σήμα με την τυπική απόκλιση.

Το TOI 2 είναι και αυτό κυλινδρικό ομοίωμα φτιαγμένο από PARSPEX, περιέχει δυο γωνιακές γυάλινες πλάκες με πάχος 1mm και μια σειρά από επίπεδες γυάλινες πλάκες και χρησιμοποιείται για τη μέτρηση του πάχους τομής και της γεωμετρικής παραμόρφωσης. Η γεωμετρική παραμόρφωση υπολογίζεται ελέγχοντας την ευθύτητα της γυάλινης πλάκας και αυτό γίνεται μέσω της μέτρησης των αποστάσεων μεταξύ των γωνιών σε κωδικοποίηση φάσης και συχνότητας. Το πάχος τομής της εικόνας φαίνεται από τον αν η φέτα κόψει την γυάλινη πλάκα εμφανίζεται μια προβολή στο προφίλ της φέτας στο οποίο υπολογίζεται το πάχος τομής στο μισό του μεγίστου μέσω της εξίσωσης του FWHM.

Το TOI 3 έχει διαστάσεις ίδιες με το TOI 1, περιλαμβάνει μια σειρά ράβδων 1mm υπό γωνία έτσι ώστε να σχηματίζεται γωνία 90° και υπολογίζει τη θέση της φέτας. Γενικά ισχύει ότι όταν το ομοίωμα απεικονίζεται σε κεντρικό επίπεδο τα ζεύγη γυάλινων ράβδων διασταυρώνονται σε μια σειρά παράλληλων γραμμών, σε περίπτωση μετατόπισης φέτας τα ζεύγη αυτά χωρίζονται μεταξύ τους.

Επίσης το TOI 4 είναι και αυτό κυλινδρικό, αποτελείται από μια σειρά από γυαλί και μοτίβα ράβδων PERSPEX από 3 mm έως 0,3 mm και είναι υπεύθυνο για την χωρική ανάλυση η οποία μπορεί να προσδιοριστεί από το μέγεθος των pixel όπου η σωστή χωρική ανάλυση προκύπτει από τη σωστή ευθυγράμμιση των ράβδων.

Τέλος το αντικείμενο δοκιμής TOI 5 αποτελείται από τρύπες οι οποίες είναι σφραγισμένοι γυάλινοι σωλήνες οι οποίες περιέχουν γαδολίνιο και χρησιμοποιείται για την μέτρηση της αντίθεσης εικόνας προς θόρυβο, της γραμμικότητας και των χρόνων χαλάρωσης T1 και T2. Η αντίθεση εικόνας προς θόρυβο προκύπτει από τον τύπο:

$$\frac{C}{N} = \frac{|(S1-S2)|}{(\sigma1^2-\sigma2^2)^{0.5}} \quad (3.19)$$

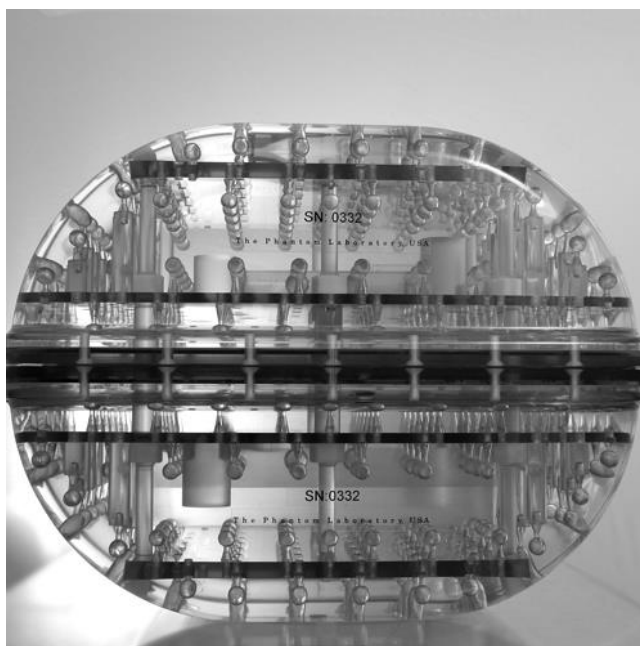
Όπου S1 και S2 είναι τα σήματα εικόνας και σ1 και σ2 οι τυπικές αποκλίσεις τους. [32,31]

3.3.7 Ομοίωμα Magphan

Το συγκεκριμένο ομοίωμα είναι υπεύθυνο να καλύπτει τον έλεγχο ποιότητας σε ένα σύστημα MRI και είναι υπεύθυνα να παρέχουν χαρτογράφηση των παραμορφώσεων και έχουν 3 διαφορετικές εκδοχές το Magphan RT 820, 1090, 1230 και ταυτόχρονα ο ειδικός σχεδιασμός του επιτρέπει τον εύκολο χειρισμό του. Το συγκεκριμένο ομοίωμα μπορεί να μετρήσει τη γεωμετρική παραμόρφωση, την ομοιομορφία, το πάχος της φέτας, το SNR, ευθυγράμμιση λέιζερ. Περιλαμβάνει 96,4% απιονισμένο νερό, 2.5% PVP ,0.9% χλωριούχο νάτριο, <0.2% θειικό χαλκό, <0.2%σορβικό κάλιο, <0.2% μπλε χρώμα και ζυγίζει λιγότερο από 12 kg.

Πιο συγκεκριμένα η γεωμετρική παραμόρφωση μετριέται μέσα από την τοποθεσία των σφαιρών που υπάρχουν εντός του ομοιώματος οι οποίες συγκρίνονται με τις μετρούμενη τοποθεσία με αποτέλεσμα να δημιουργείται ένας πίνακας παραμόρφωσης. Η ομοιομορφία υπολογίζεται από τη δειγματοληψία, την κανονικοποιημένη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση σφαιρικών μικρών όγκων. Η ευθυγράμμιση των λέιζερ αφορά την σωστή απόσταση μεταξύ των συντεταγμένων της μαγνητικής τομογραφίας και το θεραπευτικό σύστημα και αυτό γίνεται μέσω ειδικών δεικτών οι οποίοι ελέγχουν τη σωστή τοποθέτηση του ομοιώματος. Επιπλέον το πάχος φέτας μετριέται από κάποιες ράμπες όπου αντιστοιχεί μια σε κάθε προσανατολισμό(αξονική, οβελιαία, στεφανιαία). Το SNR μπορεί να μετρηθεί σε περιοχές δειγματοληψίας που περιλαμβάνουν και μη υγρό.

Όσον αφορά το Magphan RT 820 αποτελείται από δύο κομμάτια, μετρά τη γεωμετρική παραμόρφωση και την ομοιομορφία σε όγκο 35X27X21 cm ενώ το μοντέλο Magphan RT 1090 διαθέτει τρία κομμάτια και μετρά την γεωμετρική παραμόρφωση και ομοιομορφία σε όγκο 35X35X21cm . Το κεντρικό τμήμα περιέχει 24 σφαίρες αντίθεσης και δύο ράμπες για τον υπολογισμό του πάχους φέτας.[23]

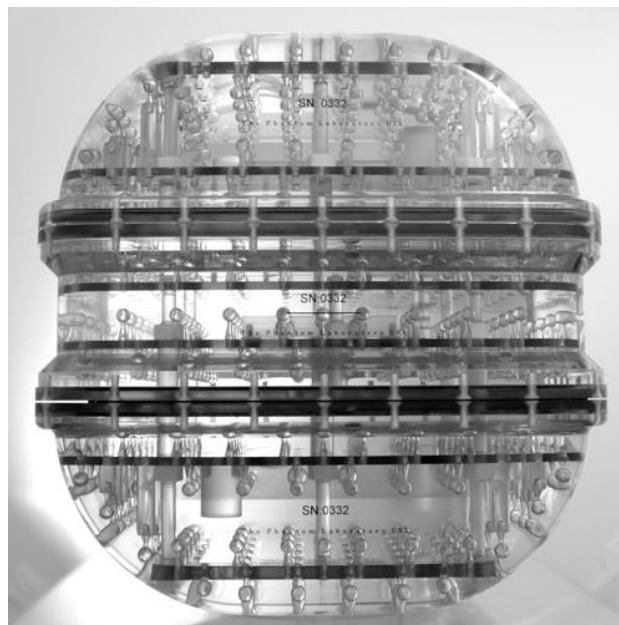


Εικόνα 11 : Ομοίωμα Magphan RT 820



Εικόνα 12 : Ομοίωμα Magphan RT 1090

Το ομοίωμα Magphan RT 1230 περιλαμβάνει και αυτό τρία κομμάτια όπου μετρά παραμόρφωση και ομοιομορφία όγκου 35X39X21cm



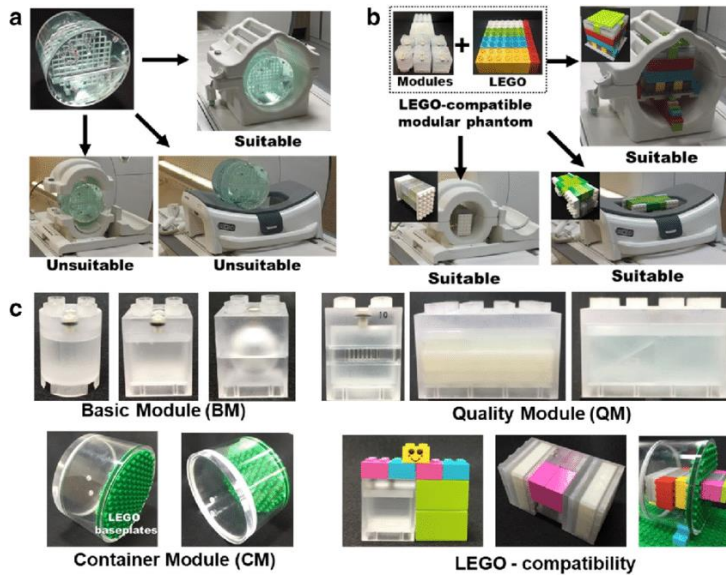
Εικόνα 13 :Ομοίωμα Magphan RT 1230

3.3.8 Ομοίωμα LEGO

Το ομοίωμα LEGO ή αλλιώς Modular Mapping (MOMA) λειτουργεί σαν ομοίωμα εξασφάλισης ποιότητας για ένα μεγάλο φάσμα πηνίων RF κεφαλής ,στήθους, σώματος, γονάτου αλλά και βαθμονόμησης ποσοτικής απεικόνισης και λειτουργεί κυρίως για εκπαιδευτικούς λόγους. Περιλαμβάνει μια αρθρωτή αρχιτεκτονική με ατομική λειτουργικότητα και μονάδες συναρμολόγησης LEGO και μπορεί να μετρήσει παραμέτρους όπως η αντίθεση, η χωρική ανάλυση, το SNR, η ομοιομορφία , το πάχος τομής και η γεωμετρική παραμόρφωση και έχει την δυνατότητα να χωρίζει το ομοίωμα σε μικρότερες μονάδες για διαφορετικές λειτουργίες το καθένα είτε ξεχωριστά είτε ενωμένα το ένα με το άλλο.

Επίσης αποτελείται από μια βασική μονάδα (BM), μια μονάδα ποιότητας (QM) και μια μονάδα κοντεινερ (CM). Τα κομμάτια της Βασικής μονάδας είναι κούφια εσωτερικά και περιλαμβάνουν ένα σύστημα σύζευξης , μπουλόνια και τρύπες αλλά και μια λεπτή πολυανθρακική μεμβράνη η οποία έχει την ικανότητα να διαχωρίζει τις φυσαλίδες του αέρα από την περιοχή απεικόνισης και μπορεί να μετρήσει τους χρόνους χαλάρωσης και την πυκνότητα πρωτονίων . Εκτός από αυτά που αναφέραμε περιέχει και τρεις εσωτερικές δομές σε σχήμα κύβου, σφαίρας και κυλίνδρου γεμάτες με $CuSO_4$.

Όσον αφορά την μονάδα ποιότητας έχει σκοπό την αξιολόγηση της ποιότητας εικόνας όπως η χωρική ανάλυση , γεωμετρική ακρίβεια και ακρίβεια πάχους τομής. Για τη χωρική ανάλυση χρησιμοποιείται η QM και πιο συγκεκριμένα τρύπες οι οποίες περιλαμβάνουν ακρυλικό πλαστικό και έχουν διάταξη 0,8mm ενώ για τη γεωμετρική ακρίβεια χρησιμοποιούνται φύλλα πλέγματος τα οποία έχουν κατακόρυφο μήκος 56,70mm και οριζόντιο μήκος 79,94mm . Επίσης το πάχος τομής έχει ένα ζεύγος απέναντι σφηνών με γωνία 30° . Η μονάδα CM περιέχει ένα δοχείο από ακρυλικό πλαστικό που έχει θύρες πλήρωσης και αποστράγγισης και είναι γεμάτο με νερό , με τη μονάδα αυτή μπορεί να μετρηθεί το SNR και η ομοιομορφία της έντασης. Επιπλέον η αντίθεση της εικόνας μετριέται από 4 κυλινδρικές, 1 σφαιρική και 4 κυβικές μονάδες BMs όπου οι κυλινδρικές αποτελούνται από $NiCl_2$, οι σφαιρικές από $CuSO_4$ και οι κυβικές από νερό και λάδι και επηρεάζεται από το χρόνο T1. [34]

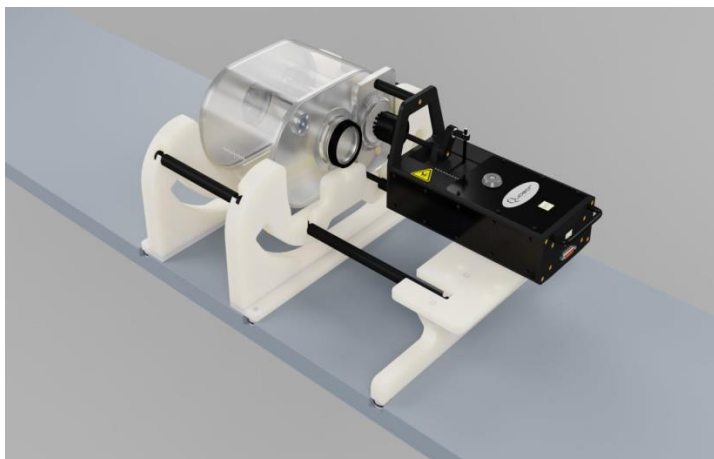


Εικόνα 14 :Ομοίωμα LEGO

3.3.9 Ομοίωμα QUASAR™ MRI^{4D} Motion Phantom

Το ομοίωμα περιλαμβάνει ένθετα για την απεικόνιση εικόνων χαμηλής και υψηλής ισχύος μαγνητικού πεδίου, τον σχεδιασμό και τον έλεγχο ποιότητας αλλά και ένα σύστημα με ειδικό λογισμικό το οποίο προγραμματίζει κατάλληλα το ομοίωμα. Πιο συγκεκριμένα αποτελείται από δυο κοίλα ένθετα από ακρυλικό υλικό, από μια σφαιρική δομή και δύο στεγανωτικά καπάκια ένα σταθερό και ένα με σπές για στερέωση. Το ένθετο έχει ένα κυβοειδή στόχο και ένα κεραμικό περίβλημα τα οποία έχουν την ικανότητα να ταιριάζουν στο σφαιρικό στόχο. Έχει διαστάσεις 50,5cm x 15,25cm x 18cm και ζυγίζει 3,2kg, η απόσταση που διανύει γραμμικά είναι 20mm με απόκλιση ± 15 ενώ μπορεί να περιστραφεί έως και 60° κατά μήκος του X/Y.

Για το MRI^{4D} περιλαμβάνει ένθετο με ένα φιλμ με διαστάσεις 70mmx175mm , με μία ειδική εσοχή για την λήψη στοιχείωνα από το φιλμ ,ένα συμπαγή σφαιρικό στόχο 30mm, καθώς και μια σπή με σπείρωμα. Βασικό πλεονέκτημα αυτού του ομοιώματος είναι ο μειωμένος χρόνος αλλά η βελτίωση της λειτουργικής απόδοσης.[24]



Εικόνα 15: Ομοίωμα QUASAR™ MRI^{4D} Motion Phantom



Εικόνα 16 : Εσωτερικό ομοιώματος

3.3.10 Ομοίωμα Full Body

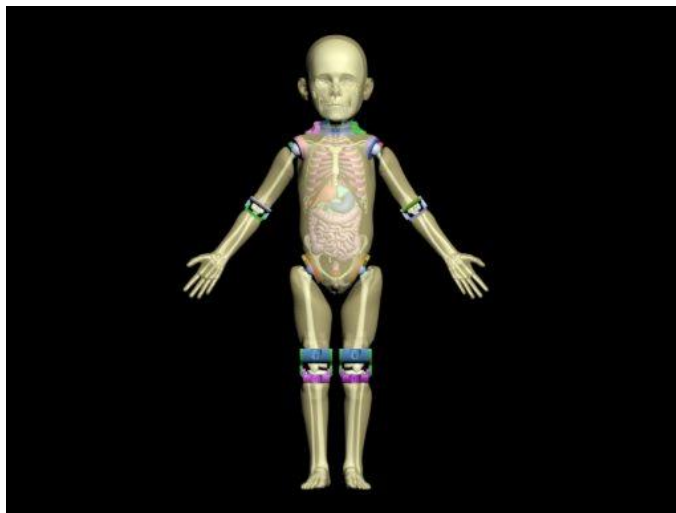
Το Adult Full Human Body Phantom είναι ένα ομοίωμα το οποίο είναι συμβατό με ακτίνες X CT και MRI , χρησιμοποιείται κυρίως για εκπαιδευτικούς λόγους σε ιατρούς και ακτινολόγους και αγοράζεται από ιατρικές σχολές και νοσοκομεία αλλά και για έλεγχο των συνθηκών σάρωσης. Είναι βασισμένο σε ένα αρσενικό ενήλικο πρότυπο το οποίο ζυγίζει 70 Kg και ένα μέσο ύψος 1,75cm.

Αποτελείται από ένα ολόσωμο τμήμα το οποίο έχει σωστή ανατομία και είναι χωρισμένο σε 10 μέρη και περιλαμβάνει υλικό που μιμείται τον ιστό του σώματος καθώς και χέρια , πόδια τα οποία διαθέτουν μύες. Επίσης διαθέτει τους ώμους που έχουν τη δυνατότητα να περιστραφούν 360°, τις κινητές αρθρώσεις όπως το ισχίο, τα γόνατα και τους αγκώνες αλλά και αποσπώμενο κεφάλι , κορμό και άκρα. Τα οστά έχουν τρία στρώματα με πορώδες υλικό το οποίο μπορεί να προσαρμόζεται στις απαιτήσεις του ομοιώματος. Γενικότερα διαθέτει όλα τα τμήματα από τα οποία αποτελείται ένα ανθρώπινο σώμα , πιο συγκεκριμένα όλο τα οστά της σπονδυλικής στήλης , όλα τα θωρακικά όργανα (τραχεία , καρδία, αορτή, πνεύμονες, αρτηρίες) όλα τα όργανα της κοιλιάς (συκώτι, στομάχι, νεφρά, κύστη, έντερο). Για τους μαλακούς ιστούς το υλικό που χρησιμοποιείται είναι η ρητίνη με βάση την ουρεθάνη ενώ για τα οστά χρησιμοποιείται σύνθετο υλικό με βάση το εποξείδιο. Τέλος το συγκεκριμένο ομοίωμα μπορεί να πουληθεί είτε ολόκληρο σαν full body είτε σε ξεχωριστά αποσπώμενα κομμάτια.[29]



Εικόνα 17 :Ομοίωμα Full body από την εταιρία True Phantom Solutions

Εκτός από το ομοίωμα του ενήλικου ατόμου έχει φτιαχτεί και ομοίωμα ειδικό για τα παιδιά το οποίο βασίζεται σε πρότυπο ενός παιδιού 4 ετών με ύψος 100cm και ζυγίζει περίπου 20 Kg.



Εικόνα 18 : Ομοίωμα παιδιού από την εταιρία True Phantom Solutions

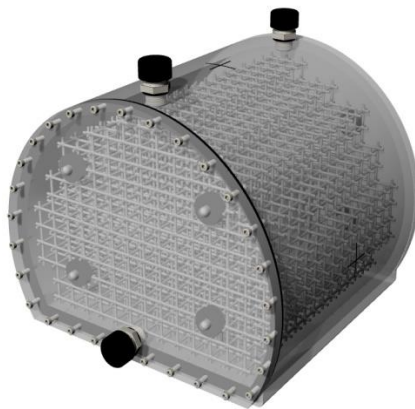
Πρόσφατα δημιουργήθηκε και ένα ομοίωμα MRI για σκύλους το οποίο είναι συμβατό και με υπέρηχο, ακτίνες χ και CT ειδικό για κτηνιάτρους και ζυγίζει 12 Kg. Περιέχει κοιλιακά όργανα, οστικές δομές σε φυσικό μέγεθος και προσομοιάζει την αναπνευστική κίνηση.[29]



Εικόνα 19 :Ομοίωμα για σκύλους από την εταιρία **True Phantom Solutions**
(πηγή: :

3.3.11 Ομοιώματα CIRS

3.3.11.1 Ομοίωμα LARGE FIELD MR IMAGE DISTORTION PHANTOM



Εικόνα 20 : Ομοίωμα **Large Field MR Image Distortion Phantom** από την εταιρία **CIRS**

Το ομοίωμα αυτό μοιάζει με ιστό και είναι χρήσιμο για τον έλεγχο της γεωμετρικής παραμόρφωσης σε ολόκληρο το σώμα τόσο την παραμόρφωση που προκαλείται από το B0 και όσο και την μη γραμμικότητα των μαγνητικών βαθμίδων . Πρώτα από όλα έχει ένα ορθογώνιο πλέγμα το οποίο παρέχει γεωμετρικά δεδομένα σε όλη την απεικόνιση. Έχει διάμετρο 330mm και ύψος 276mm και ζυγίζει 28,1 Kg και είναι φτιαγμένο από plexiglas.

3.3.11.2 Ομοίωμα MR DISTORTION & IMAGE FUSION HEAD PHANTOM

Αρχικά το ομοίωμα είναι κατασκευασμένο για την αξιολόγηση των παραμορφώσεων στην εικόνα και ειδικά στο σχεδιασμό στερεοτακτικής ακτινοχειρουργικής και χρησιμοποιείται και για την ακτινογραφία, την υπολογιστική τομογραφία αλλά και το μαγνητικό συντονισμό. Το κρανίο είναι κατασκευασμένο από πλαστικό ενώ οι μαλακοί ιστοί είναι φτιαγμένοι από ένα πολυμερές που παράγει σήμα με βάση το νερό και όλο το ομοίωμα είναι τοποθετημένο μέσα σε ένα διαφανές πλαστικό κέλυφος με γέλη για τη προστασία. Επιπροσθέτως στο εσωτερικό του κρανίου υπάρχει ένα τρισδιάστατο πλέγμα ράβδων με διάμετρο 2,5 mm σε σχήμα σταυρού το οποίο είναι υπεύθυνο για την μέτρηση της χωρικής παραμόρφωσης. Στα αριστερά και δεξιά του ομοιώματος υπάρχουν κενά αέρα με διάμετρο 3mm για την αξιολόγηση πιθανών παραμορφώσεων. Ένα πλεονέκτημα του ομοιώματος είναι ότι έχει την ικανότητα να παρουσιάζει πολύ καλά την οστική ανατομία για τη δημιουργία εικόνας.[27]



Εικόνα 21 : Ομοίωμα κεφαλιού από την εταιρία CIRS

3.3.12 Ομοίωμα ροής DCE

Μέσα από την μαγνητική τομογραφία αντίθεσης φάσης γίνεται ο έλεγχος της καρδιακής ροής του αίματος η οποία ορίζεται από κάποια κατώφλια που έχουν δημιουργηθεί για τη ανάπτυξη θεραπείας ή απλής παρέμβασης. Οι πιο βασικές μετρήσεις για τη ροή του MRI είναι ο υπολογισμός της δυναμικής των ρευστών, η ταχύτητα των σωματιδίων αλλά και η μαζική ροή. Το ομοίωμα λοιπόν Multimodality Dynamic Contrast Enhanced (DCE) Perfusion Flow Phantom μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για την αξονική τομογραφία, για τη μαγνητική τομογραφία αλλά και για την τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων έχει την ικανότητα να προσομοιώνει την ροή του αίματος όπως και την ροή σκιαγραφικού φαρμάκου και δημιουργεί ένα φάσμα καμπύλων συγκέντρωσης χρόνου(TCCs). Επίσης είναι υπεύθυνο για την ποσοτική απεικόνιση αλλά και την σύγκριση των σαρωτών. Από μελέτες προκύπτει ότι ο ρυθμός ροής της αντλίας διάχυσης είναι από 5 mL/s έως 8 mL/s καθώς και ο λόγος ροής εξόδου είναι 0,5. Γενικά το περίβλημα είναι κατασκευασμένο από ακρυλικό και ο κύλινδρος ανταλλαγής μάζας υγρού περιέχει έναν σπειροειδή σωλήνα διανομής και σωλήνες εισόδου και εξόδου. Επιπλέον υπάρχει μια είσοδο έγχυσης με αποτροπή αντιστροφής φάσης, μια είσοδο σύριγγας.[25]



Εικόνα 22:Ομοίωμα ροής DCE

3.3.13 Ομοίωμα Spherical MRI

Το spherical MRI phantom της εταιρίας calimetrix είναι ένα ομοίωμα το οποίο είναι υπεύθυνο για τον ποιοτικό έλεγχο της ποσοτικοποίησης τους λίπους η οποία χρησιμοποιείται για το ήπαρ, την καρδιά και τους σκελετικούς μύες και μπορεί να οριστεί από το κλάσμα λίπους και πυκνότητας πρωτονίων(PDF). Συνήθως έξω από αυτό το ομοίωμα υπάρχει σφαιρικό περίβλημα και στο εσωτερικό του διαθέτει 12 φιαλίδια με ασύμμετρο τρόπο τοποθετημένα και με όγκο 22,5ml και μέσα στα φιαλίδια περιέχεται γέλη από φιστικέλαιο και νερό για την ελαχιστοποίηση πιθανόν ψευδενδείξεων που οφείλονται στη κίνηση .Η ποσοστιαία πλήρωση των φιαλιδίων είναι 0, 2.5,5,7.5,10,15,20,25,30,40,50,100.[26]



Εικόνα 23 :Ομοίωμα Spherical MRI phantom από την εταιρία Calimetrix

3.3.14 Ομοίωμα φασματοσκοπίας (NMR)

Το ομοίωμα που χρησιμοποιείται για την φασματοσκοπία μπορεί να ελέγξει κυρίως την χωρική ομοιογένεια, τους χρόνους χαλάρωσης και την πυκνότητα πρωτονίων και συνήθως αποτελείται από ένα πολυσακχαρίτη την αγαρόζη και ένα άλας το χλωριούχο γαδολίνιο και τα δύο αυτά συστατικά ρυθμίζουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες που χρειάζονται στους βιολογικούς ιστούς. Η επιλογή της αγαρόζης έγινε επειδή είναι ένα υλικό το οποίο είναι καθαρό και ταυτόχρονα ηλεκτρικά ουδέτερο ενώ το γαδολίνιο επιλέχθηκε διότι δε εξαρτάται τόσο από τη θερμοκρασία και δε περιέχει ιόντα που ενώνονται στο μακρομόριο προκαλώντας αλλαγή στη χημική συμπεριφορά του gel. Ουσιαστικά η συγκέντρωση της γέλης επηρεάζει την τελική τιμή του χρόνου χαλάρωσης T2 ενώ η ηλεκτρική αγωγιμότητα ελέγχεται μόνο αν προστεθεί NaCl.

Ο τρόπος παρασκευής ξεκινά ζυγίζοντας τη σκόνη της αγαρόζης και τοποθετείται σε ένα αποστειρωμένο μπουκάλι και μετά ακολουθεί η παρασκευή του διαλύματος χλωριούχου γαδολινίου όπου προέρχεται από τη διαδικασία της ενυδάτωσης και ύστερα ακολουθεί η αραιώση ,η προσθήκη του στο δοχείο με την σκόνη αγαρόζης. και η ξεκούραση του για 10 λεπτά. Επόμενο βήμα είναι να ζεσταθεί το δοχείο στους 80° C και μετά να βράσει για 30-45 λεπτά με αποτέλεσμα να εμφανίζεται ένα παρασκεύασμα με τη μορφή γέλης το οποίο μεταφέρεται σε ένα σωληνάριο όπου η μεταφορά γίνεται είτε ζεστά είτε κρύα. Η κρύα μεταφορά αφορά τις πιο υψηλές συγκεντρώσεις γέλης ενώ η ζεστή μεταφορά αφορά μικρότερους όγκους και στις δύο όμως μεταφορές ο αέρας στο τελικό σωλήνα θα πρέπει να διατηρείται χαμηλός.

Πιο συγκεκριμένα όταν ολοκληρωθεί ο βρασμός το παρασκεύασμα μπαίνει σε θερμοκρασία δωματίου για να κρυώσει , αφού έχει σταθεροποιηθεί τοποθετείται σε ψυγείο ώστε το τζελ να γίνει πιο εύκαμπτο. Με το πέρασμα 24 ωρών το τζελ έχοντας πάρει τη μορφή ράβδων μεταφέρεται με τη χρήση ενός σωλήνα μικρής διαμέτρου σε ένα λαμπτήρα όπου σφραγίζεται ώστε να λιώσει ξανά και να ληφθεί η απαιτούμενη γέλη. Όσον αφορά όμως την ζεστή μεταφορά το διάλυμα της γέλης που έχει ζεσταθεί μεταφέρεται στον λαμπτήρα NMR με τη βοήθεια ειδικής προθερμασμένης πιπέτας και ύστερα αφήνεται σε θερμοκρασία δωματίου να κρυώσει. Η συγκεκριμένη μέθοδος είναι αρκετά εύκολη και γρήγορη όμως δεν μπορεί να μεταφέρει πολύ καυτά δείγματα.

Τέλος για το ομοίωμα υπάρχουν ορισμένες προδιαγραφές δηλαδή οι ομοιογένειες κάποιων παραμέτρων όπως η πυκνότητα και οι χρόνοι χαλάρωσης θα πρέπει να αλλάζουν επίσης ισχύει ότι $T2 < 0.5T1$ και οι τιμές που θα ισχύουν είναι $100ms < T1 < 1200ms$, $50ms < T2 < 400ms$ και η πυκνότητα πρωτονίων θα είναι μεγαλύτερη από την πυκνότητα του νερού καθώς και το υλικό θα πρέπει να είναι σταθερό σε σχέση με τη θερμοκρασία και φυσικά διαθέσιμο αναπάσα στιγμή .

Για τον έλεγχο της χωρική ανάλυσης το ομοίωμα τοποθετείται στο κέντρο του μαγνήτη και χρησιμοποιείται σε ένα ομοιόμορφο κύλινδρο ο οποίος παράγει σήμα, η συχνότητα RF ρυθμίζεται για την επίτευξη του μέγιστου σήματος . Όσον αφορά το λόγο σήματος προς θόρυβο μπορεί να υπολογιστεί είτε με το κλασικό τρόπο υπολογίζοντας από ένα ROI τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση του σήματος ,είτε με την λήψη δύο διαδοχικών σαρώσεων με παρόμοιες παραμέτρους σάρωσης οι οποίες στην συνέχεια μπορούν να αφαιρεθούν είτε με τη δημιουργία εικόνας διαφοράς pixel-pixel , συνήθως χρησιμοποιείται το 80% του ομοιώματος ενώ όταν πρόκειται για μια μόνο φέτα τότε χρήσιμο θεωρείται το

μέρος που έχει τιμή διπλάσια από το πάχος τομής Επίσης για τη γεωμετρική παραμόρφωση χρησιμοποιείται το 60% του ομοιώματος ώστε να καλύπτεται όσο το δυνατόν μεγαλύτερο οπτικό πεδίο, τα αντικείμενα μέσα σε αυτό θα πρέπει να έχουν σωστό μέγεθος ώστε να μπορεί να μετρηθεί η θέση σε κανονικό επίπεδο. Για το πάχος τομής το ομοίωμα είναι δύο ράμπες που είναι συνδεδεμένες μεταξύ τους χιαστί με σταθερή γωνία μεταξύ τους ενώ για τη θέση τομής περιέχει σημεία αναφοράς και εξωτερικά σημάδια για τον εντοπισμό της θέσης και έχει γενικά κεκλιμένη επιφάνεια και με γνωστό βήμα το οποίο όταν αλλάζει τοποθεσία θα παράγει μετατοπισμένες εικόνες.[33]

3.3.15 Ομοίωμα NEMA IQ

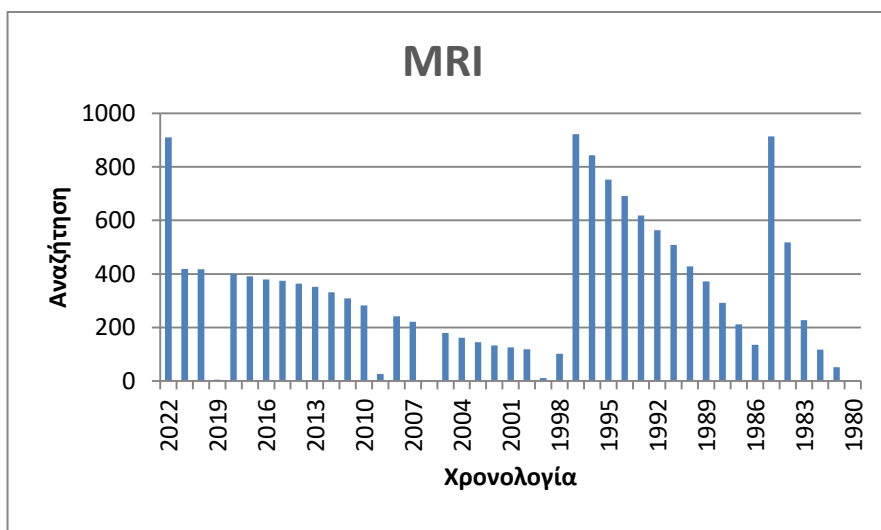
Το ομοίωμα NEMA IQ αυτό είναι ένα 3D υβριδικό ομοίωμα βασισμένο σε ομοίωμα που χρησιμοποιείται για CT απεικόνιση το οποίο χρησιμοποιείται σε ένα μηχάνημα που συνδυάζει το MRI και το PET και σε αυτό εφαρμόζονται μέθοδοι διόρθωσης της εξασθένησης AC η οποία προκαλείται από τον ανθρώπινο ιστό που βασίζονται στο σύστημα πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού . Έχει τη μορφή ενός μέρος του σώματος, ζυγίζει 9.5 L, είναι κατασκευασμένο από ακρυλικό γυαλί και αποτελείται από 6 κοίλες γυάλινες σφαίρες με διάμετρο 10mm, 13mm, 17mm,22mm,28mm,37mm καθώς και από ένα κυλινδρικό ένθετο το οποίο περιέχει φελιζόλ το οποίο έχει παρόμοιες ιδιότητες με ένα πνευμονικό ιστό. Επίσης εξωτερικά υπάρχει ένα περίβλημα που έχει πάχος 3mm κατά μήκος του σώματος. Για τον υπολογισμό της εξασθένησης λαμβάνεται υπόψη ολόκληρο το υγρό που υπάρχει εσωτερικά μέσα το ομοίωμα, αφού δίνει τη δυνατότητα για τη λήψη ενός πολύ καλού σήματος αλλά δεν λαμβάνει υπόψη του το περίβλημα του ομοιώματος . Επιπλέον περιέχει ένα ενσωματωμένο πηνίο εκπομπής ραδιοσυχνοτήτων το οποίο λειτουργεί για την μετάδοση των ραδιοσυχνοτήτων και λήψη του σήματος. Βασικές προϋποθέσεις που πρέπει να έχει το ομοίωμα ώστε να γίνονται οι μετρήσεις MR , πρώτα από όλα το υγρό μέσα στο ομοίωμα θα πρέπει να είναι κατανεμημένο με ομοιογενή τρόπο , το εξωτερικό περίβλημα θα πρέπει να είναι φτιαγμένο από Plexiglas ώστε να αναγνωρίζεται. Γενικότερα υπάρχει και η αντίστοιχη διαδικασία για PET/CT , το AC είναι πιο απλή και γρήγορη μέθοδος όμως απαιτεί μεγάλη σάρωση ώστε να μην υπάρχουν πολλές ιδιότητες θορύβου.[32]



Εικόνα 24 : Ομοίωμα NEMA IQ από την εταιρία Leeds Test Object

4.Γραφικές παραστάσεις

Με βάση τον ιστότοπο pubmed μπορούν να προκύψουν οι αναζητήσεις επιστημονικών άρθρων για τους ελέγχους και τα ομοιώματα του συστήματος του μαγνητικού συντονισμού κατά τη διάρκεια των χρόνων τα οποία συμβάλουν στη δημιουργία των παρακάτω γραφικών παραστάσεων.



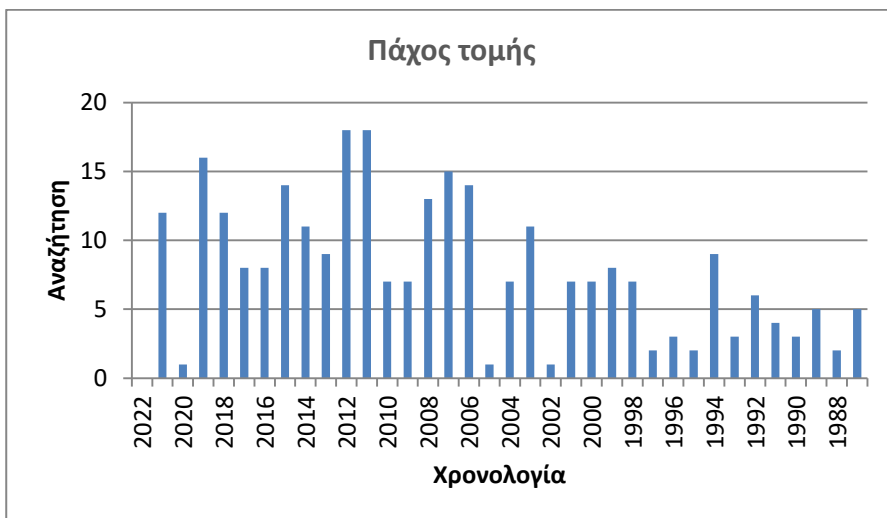
Διάγραμμα 1: Γραφική παράσταση για την απεικόνισή μαγνητικού συντονισμού

Παρατηρούμε ότι το 1985 οι τιμές των αναζητήσεων των άρθρων αυξάνονται απότομα ενώ την επόμενη χρονιά ακριβώς μειώνονται απότομα. Οι επόμενες χρονιές που ακολουθούν έως το 1997 έχουν μια ομαλή άνοδο των τιμών όπως και το ίδιο ισχύει και από το 1998 έως και το 2021. Οι περισσότερες αναζητήσεις στο συγκεκριμένο ιστότοπο για το MRI εμφανίζονται κατά το 1985, 1997 και 2021. Για την αναζήτηση αυτή χρησιμοποιήθηκε ο αγγλικός όρος Magnetic Resonance Imaging .



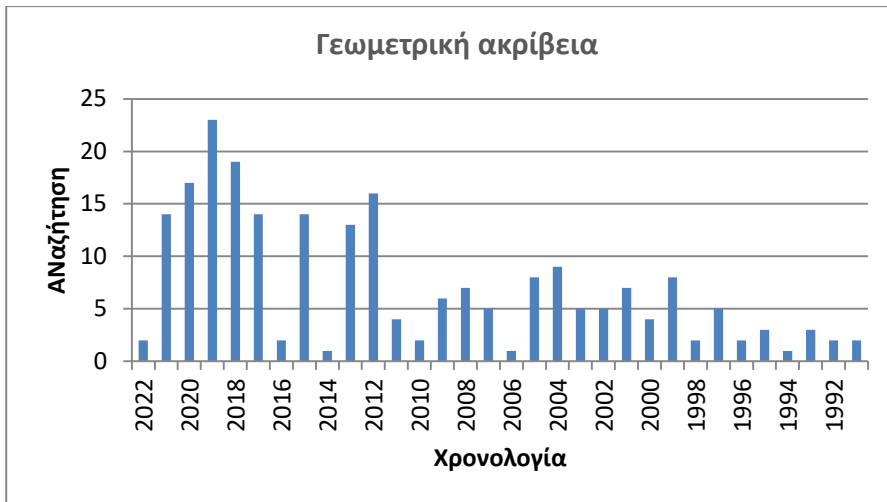
Διάγραμμα 2 : Γραφική παράσταση για τον έλεγχο ποιότητας MRI

Σε αυτή την περίπτωση φαίνεται να υπάρχουν αυξομειώσεις αναζητήσεων από το 2014 έως και σήμερα με πιο μεγάλες τιμές να παρουσιάζονται το 2016 και το 2020. Για τις τιμές αυτές χρησιμοποιήθηκε ο αγγλικός όρος Quality Assurance ή Quality Control . Παρακάτω παρουσιάζονται μερικοί από τους πιο σημαντικούς ελέγχους που διεξάγονται.



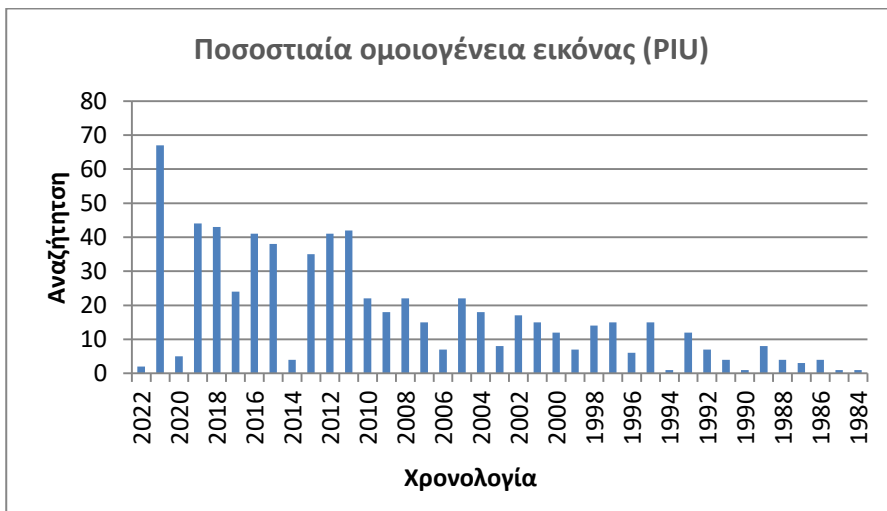
Διάγραμμα 3: Γραφική παράσταση για το τον έλεγχο του πάχους τομής

Σε αυτή τη γραφική παράσταση υπάρχουν αρκετές αυξομειώσεις κατά τη διάρκεια των χρόνων αλλά ενδεικτικά το 2011 και το 2012 είναι οι χρονιές με τις περισσότερες δημοσιεύσεις. Για την αναζήτηση των στοιχείων της γραφικής παράστασης χρησιμοποιήθηκε η αγγλική φράση slice thickness in MRI.



Διάγραμμα 4: Γραφική παράσταση για τον έλεγχο της γεωμετρικής ακρίβειας

Παρατηρείται μια άνοδο στην αναζήτηση του συγκεκριμένου ελέγχου κατά το 2012 αλλά με μεγαλύτερη τιμή να παρουσιάζεται κατά τη περίοδο του 2019, γι αυτό χρησιμοποιήθηκε η φράση geometric accuracy in mri.



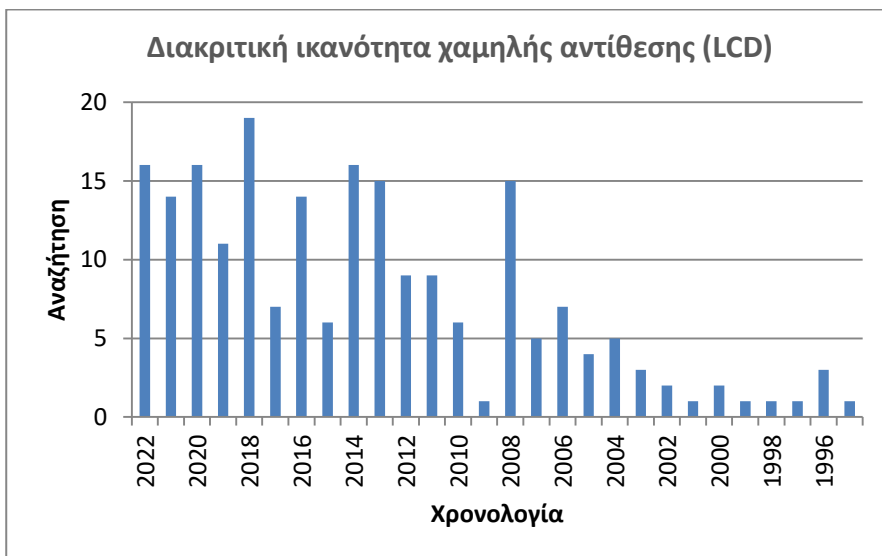
Διάγραμμα 5: Γραφική παράσταση για τον έλεγχο της ποσοστιαίας ομοιογένειας εικόνας

Σε αυτό το διάγραμμα φαίνεται να υπάρχει μια άνοδο των τιμών των αναζητήσεων από το 2010 στο 2011 με πιο έντονη αναζήτηση να εμφανίζεται κατά το 2021. Για τη δημιουργία της γραφικής παράστασης χρησιμοποιήθηκε η αγγλική φράση Percent image uniformity in MRI.



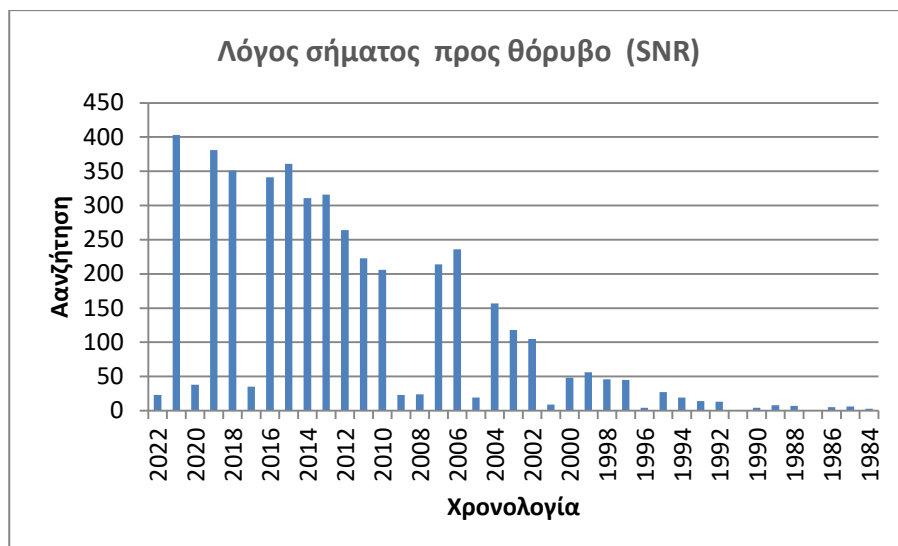
Διάγραμμα 6 : Γραφική παράσταση για τον έλεγχο της χωρικής διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης

Στο διάγραμμα αυτό παρατηρείται μια αύξηση στην τιμή των αναζητήσεων από το 2007 και μετά με πιο υψηλές τιμές να εμφανίζονται κατά το 2011 και το 2015. Για την δημιουργία της γραφικής παράστασης χρησιμοποιήθηκε High contrast resolution MRI.



Διάγραμμα 7: Γραφική παράσταση για τον έλεγχο της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης

Εδώ παρατηρείται μια μεγάλη αύξηση στην αναζήτηση των άρθρων το 2008 με μεγαλύτερη τιμή να εμφανίζεται το 2018 και για τη γραφική παράσταση έγινε χρήση του αγγλικού όρου Low contrast detectability MRI.



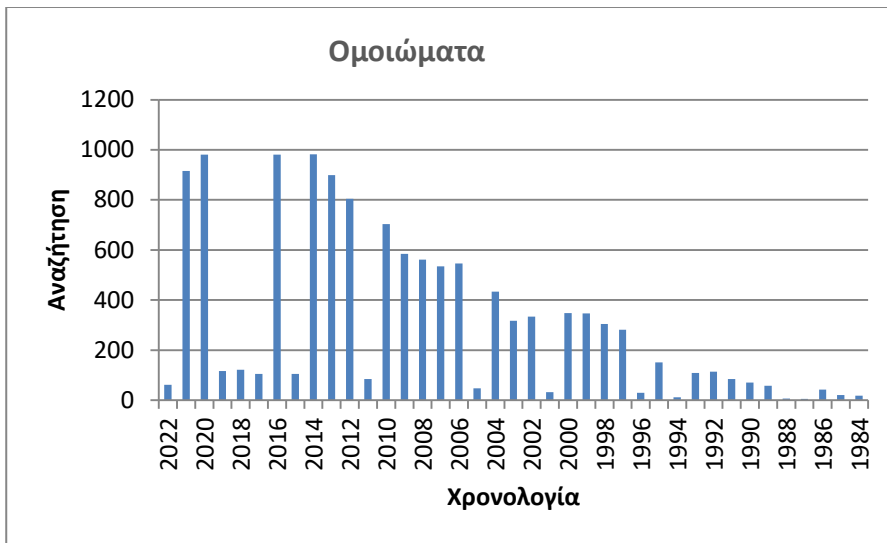
Διάγραμμα 8 : Γραφική παράσταση για τον έλεγχο του λόγου σήματος προς θόρυβο

Σε αυτή τη περίπτωση φαίνεται ο αριθμός των δημοσιεύσεων να παρουσιάζει απότομη άνοδο από το 2005 στο 2006 και με περισσότερες αναζητήσεις να εμφανίζονται το 2021 και για αυτή τη γραφική παράσταση χρησιμοποιήθηκε ο όρος signal to noise ratio MRI.



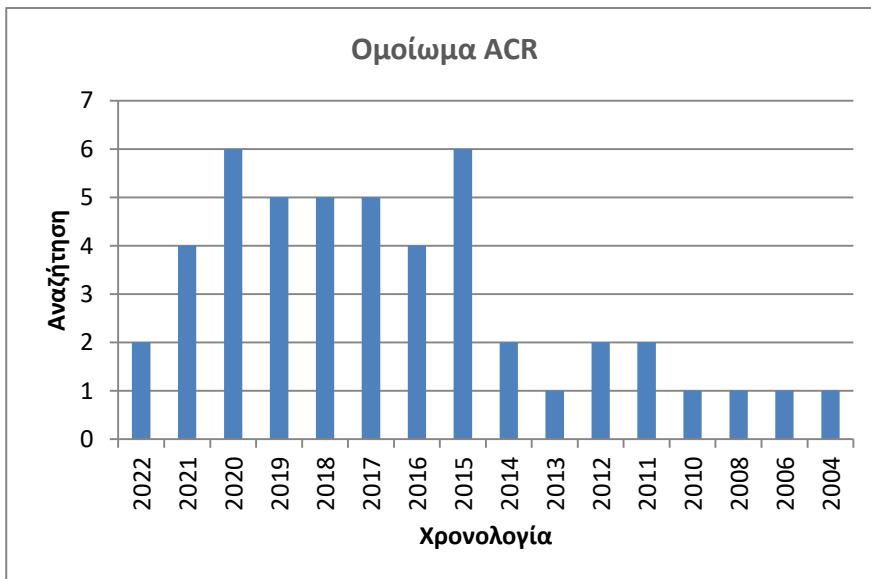
Διάγραμμα 9 : Γραφική παράσταση για τον έλεγχο της ποσοστιαίας εκτίμησης ειδώλου

Η ποσοστιαία εκτίμηση ειδώλου φαίνεται πως δε απασχόλησε πολύ τους επιστήμονες για αυτό και οι αναζητήσεις είναι ελάχιστες έως το 2017 ενώ το 2020 παρατηρείται μια μικρή αύξηση σε σχέση με τα προηγούμενα χρόνια . Για τη σύνθεση της χρειάστηκαν οι λέξεις κλειδιά Percent signal ghosting in MRI.



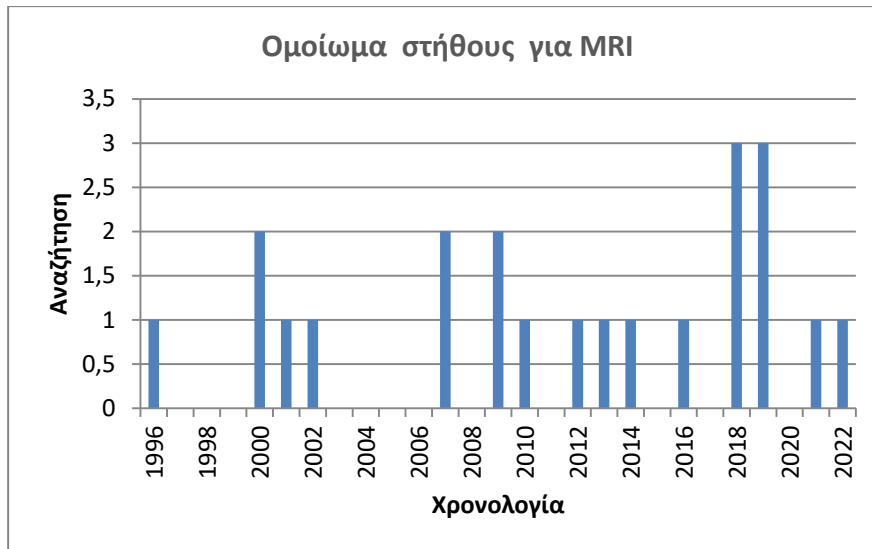
Διάγραμμα 10 : Γραφική παράσταση για τα ομοιώματα του MRI

Για το σχηματισμό της γραφικής παράστασης χρησιμοποιήθηκαν οι αγγλικές λέξεις κλειδιά Phantom MRI και φαίνεται να έχει μια διαδοχική αύξηση στην τιμή των αναζητήσεων των άρθρων από το 1997 έως και σήμερα με λίγες ενδιάμεσες απότομες μειώσεις να παρατηρούνται κατά τη διάρκεια αυτών των χρόνων με πιο υψηλές τιμές να φαίνονται κατά το 2014, 2016, 2020.



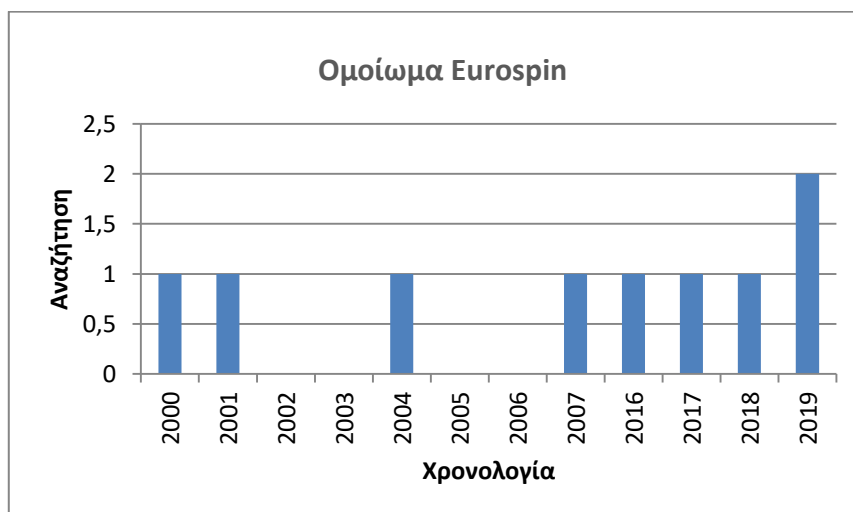
Διάγραμμα 11 : Γραφική παράσταση ομοιώματος ACR

Το ομοίωμα αυτό αποτελεί το πιο βασικό για τον έλεγχο ποιότητας. Η γραφική παράσταση σχηματίστηκε με βάση τις λέξεις κλειδιά MRI phantom ACR, και φαίνεται ότι παρουσιάζει μια αύξηση το 2015 σε σχέση με το 2014 ενώ το 2015 μαζί με το 2020 αποτελούν ενδεικτικές χρονολογίες όπου παρατηρούνται οι περισσότερες δημοσιεύσεις.



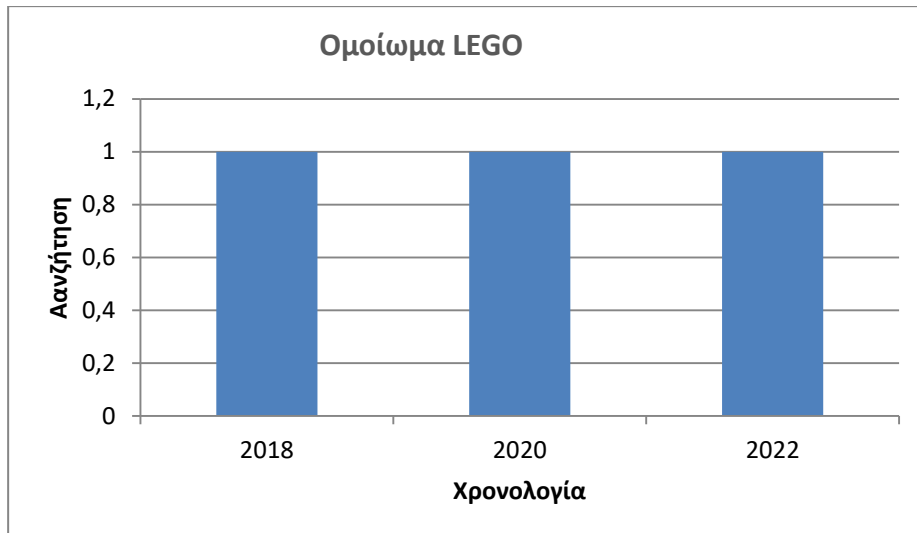
Διάγραμμα 12 : Γραφική παράσταση ομοιώματος για στήθος

Η γραφική παράσταση σχηματίστηκε με βάση τις λέξεις κλειδιά MRI breast phantom, και φαίνεται ότι κατά τη διάρκεια των χρόνων δεν υπάρχει μεγάλη αναζήτηση για αυτό το ομοίωμα, πιο συγκεκριμένα παρατηρείται μεγαλύτερη αναζήτηση άρθρων 2018-2019 όπου η τιμή τους ανέρχεται στις 3 αναζητήσεις ενώ τα προηγούμενα χρόνια ήταν από 1-2.



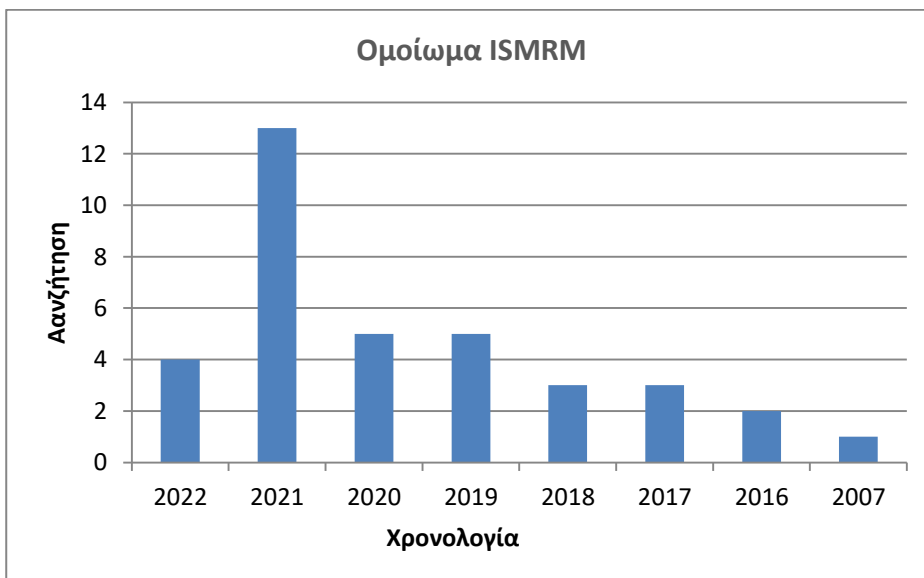
Διάγραμμα 13 : Γραφική παράσταση ομοιώματα Eurospin

Στη συγκεκριμένη γραφική παράσταση υπάρχει μεγάλη αναζήτηση σχετικών άρθρων το 2019 ενώ τα υπόλοιπα χρόνια φαίνεται ότι δε απασχολεί ιδιαίτερα τους επιστήμονες το συγκεκριμένο ομοίωμα αφού η τιμή των αναζητήσεων είναι 1 ανά χρόνο και έγινε χρήση των λέξεων phantom eurospin MRI.



Διάγραμμα 14 : Γραφική παράσταση ομοιώματος LEGO

Σε αυτό το διάγραμμα παρατηρείται ίδιος αριθμός αναζητήσεων και στα 3 εμφανιζόμενα χρόνια κάτι που δείχνει ότι το συγκριμένο ομοίωμα δεν αποτελεί πηγή μελέτης των επιστημόνων. Γι αυτή τη γραφική παράσταση χρησιμοποιήθηκαν οι λέξεις phantom lego MRI.



Διάγραμμα 15 : Γραφική παράσταση ομοιώματος ISMRM

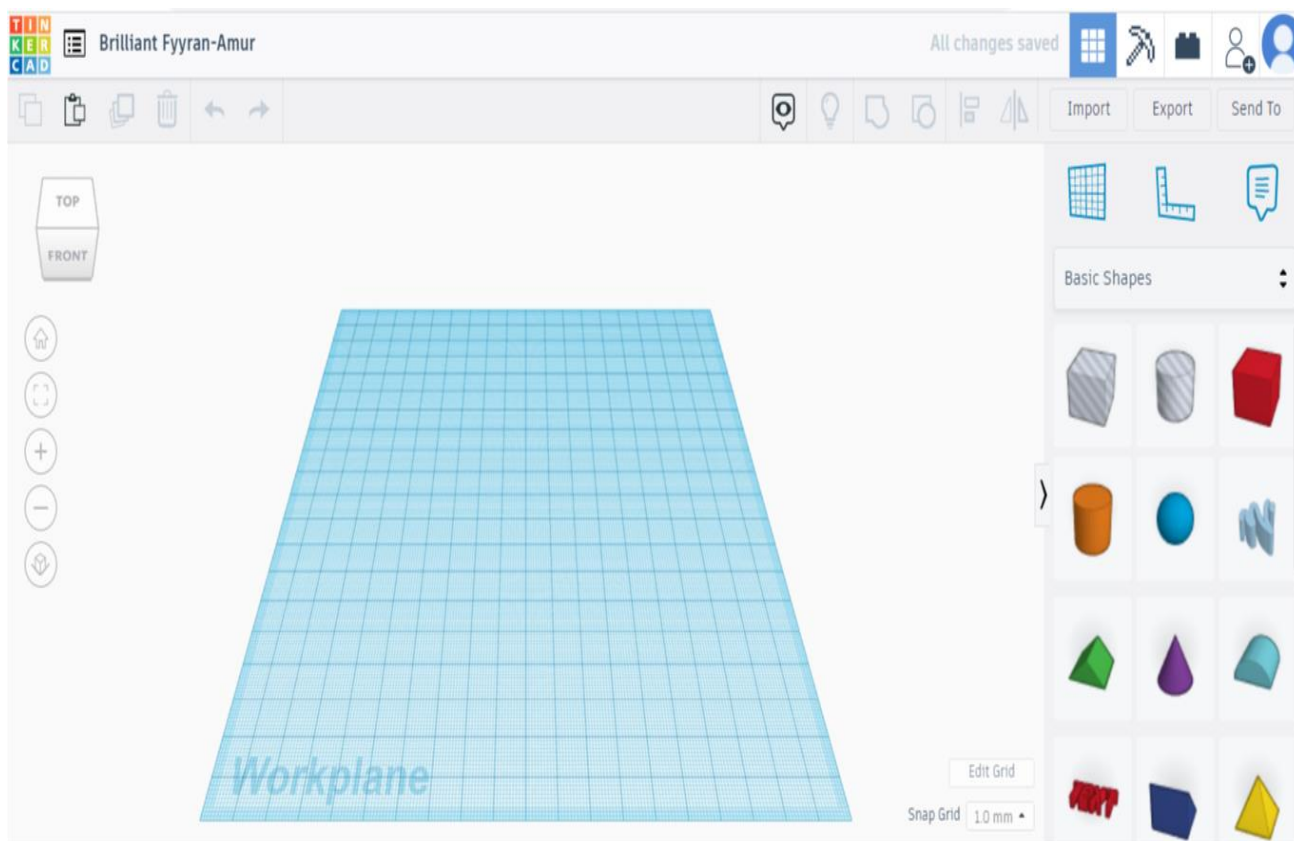
Σε αυτό το διάγραμμα παρατηρείται ότι οι αναζητήσεις φαίνεται να είναι από 1-4 κατά τη διάρκεια των χρόνων με μοναδική χρονολογία το 2021 να παρουσιάζεται μεγαλύτερος αριθμός αναζητήσεων. Γι αυτή τη γραφική παράσταση χρησιμοποιήθηκαν οι λέξεις κλειδιά phantom MRI ISMRM.

5 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ

Ο σχεδιασμός του ομοιώματος έγινε με τη βοήθεια του προγράμματος Tinkercad . Πρόκειται για ένα πολύ γνωστό πρόγραμμα 3D σχεδιασμού το οποίο είναι διαθέσιμο δωρεάν στο διαδίκτυο και έτσι έχουν πρόσβαση όλοι οι χρήστες .Σκοπός του συγκεκριμένου προγράμματος είναι οι χρήστες να μπορούν να δημοσιεύουν και να εκτυπώνουν τα σχέδια τους. Επίσης διαθέτει μια σχετικά απλή γεωμετρία κατασκευής μοντέλων η οποία στηρίζεται σε βασικά σχήματα όπως κύβοι , κύλινδροι, όπου μέσω αυτών γίνεται η δημιουργία και άλλων πιο πολύπλοκων σχημάτων. Το πρόγραμμα αυτό αποτελείται από μερικά εργαλεία τα οποία βοηθούν στο σχεδιασμό τα οποία είναι τα εξής :

- **Project Title:** Ο χρήστης μπορεί με αυτό το εργαλείο να δώσει τίτλο στο σχέδιο και έχει τη δυνατότητα να τον αλλάζει όποτε το επιθυμεί.
- **Editing Tools:** Τα εργαλεία αυτά είναι υπεύθυνα για την αντιγραφή, την επικόλληση, την διαγραφή και την αναίρεση/επανάληψη.
- **View Controls:** Σε αυτή την επιλογή ο χρήστης μπορεί να ελέγξει τον σχεδιασμένο αντικείμενο σε όλες τις οπτικές γωνίες.
- **Workplane:** Είναι το μέρος που σχεδιάζεται το αντικείμενο και ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να περιστρέψει, να μεγαλώσει ή να μικρύνει το σχέδιο αυτό.
- **Grid Controls:** Επιτρέπει στον χρήστη να αλλάξει το μέγεθος της επιφάνειας εργασίας.
- **Model Editing Tools:** Χρησιμοποιείται για την επεξεργασία του μοντέλου.
- **Shape Tools:** Περιλαμβάνει όλα τα σχήματα που χρειάζονται για τη δημιουργία μιας κατασκευής.
- **Import/Export:** Ασχολείται με την εισαγωγή και την εξαγωγή αρχείων σε διάφορες μορφές. [36,37]

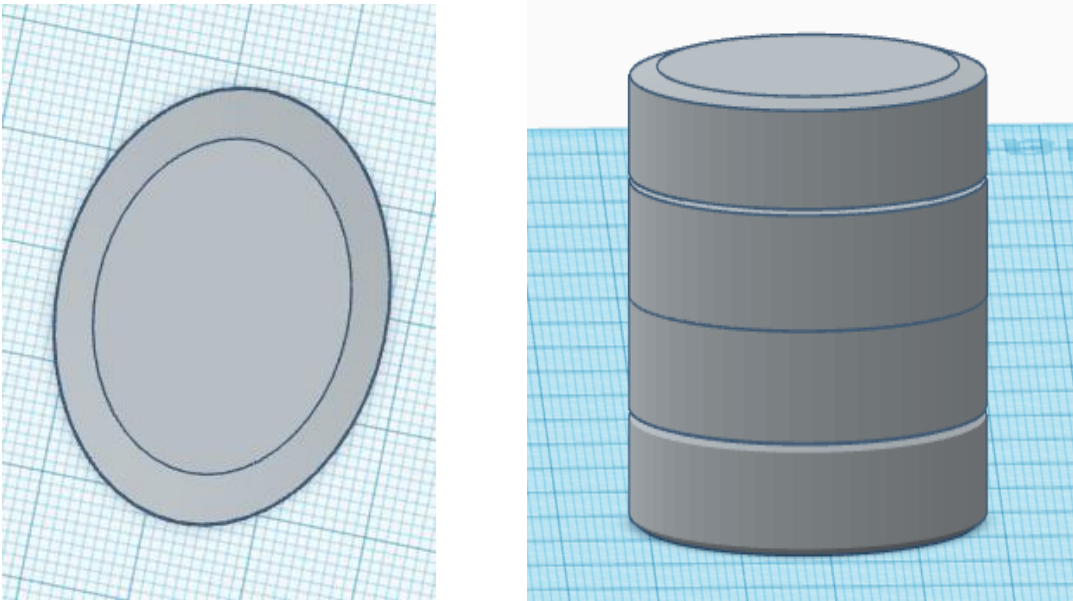
Παρακάτω περιγράφονται τα βήματα σχεδιασμού του ομοιώματος μέσα από εικόνες



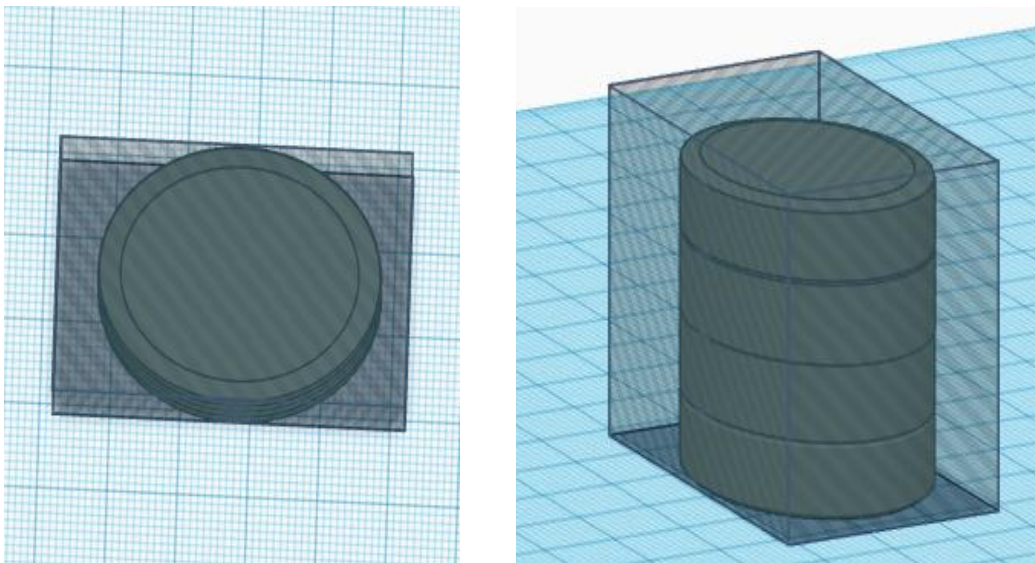
Εικόνα 25 : Πλαίσιο εργασίας του tinkercad

5.1 Γενικά χαρακτηριστικά του ομοιώματος

Πρώτα από όλα επιλέχτηκε το σχήμα που θα χρησιμοποιηθεί και αυτό είναι ο κύλινδρος και θα είναι χωρισμένος σε 4 διαφορετικές τομές ίδιου ύψους και ίδιας διαμέτρου όπου η κάθε τομή θα είναι υπεύθυνη για κάθε έλεγχο. Το συγκεκριμένο ομοίωμα θα μπορεί να λειτουργήσει είτε σαν ένα είτε σαν τέσσερα διαφορετικά ομοιώματα. Πιο συγκεκριμένα η πρώτη τομή αφορά τον έλεγχο της ποσοστιαίας εκτίμησης ειδώλων (PSG) καθώς και τον έλεγχο ποσοστιαίας ομοιογένειας εικόνας(PIU). Η δεύτερη τομή υπολογίζει το πάχος τομής καθώς και τη χωρική διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης ενώ η τρίτη τομή αφορά την γεωμετρική παραμόρφωση και η τέταρτη τομή τους χρόνους T1 και T2. Θεωρούμε ότι το ομοίωμα που θα κατασκευάσουμε θα είναι γεμισμένο είτε με γέλη είτε με 15 mM $NiCl_2$ και 70 NaCl το οποίο υποδηλώνεται από το γκρι χρώμα. Επίσης η κάθε τομή έχει ύψος 9mm και μήκος 40mm και πλάτος 30 mm ενώ ο μεγάλος κύλινδρος που δημιουργείται από τις 4 τομές έχει ύψος 27mm και μήκος 40 mm και πλάτος 30mm. Το ομοίωμα είναι τοποθετημένο σε μία ορθογώνια βάση ώστε να μεταφέρεται με ασφαλή τρόπο και είναι κατασκευασμένη από πλαστικό και έχει ύψος 40 mm 50 mm μήκος και 40mm πλάτος.



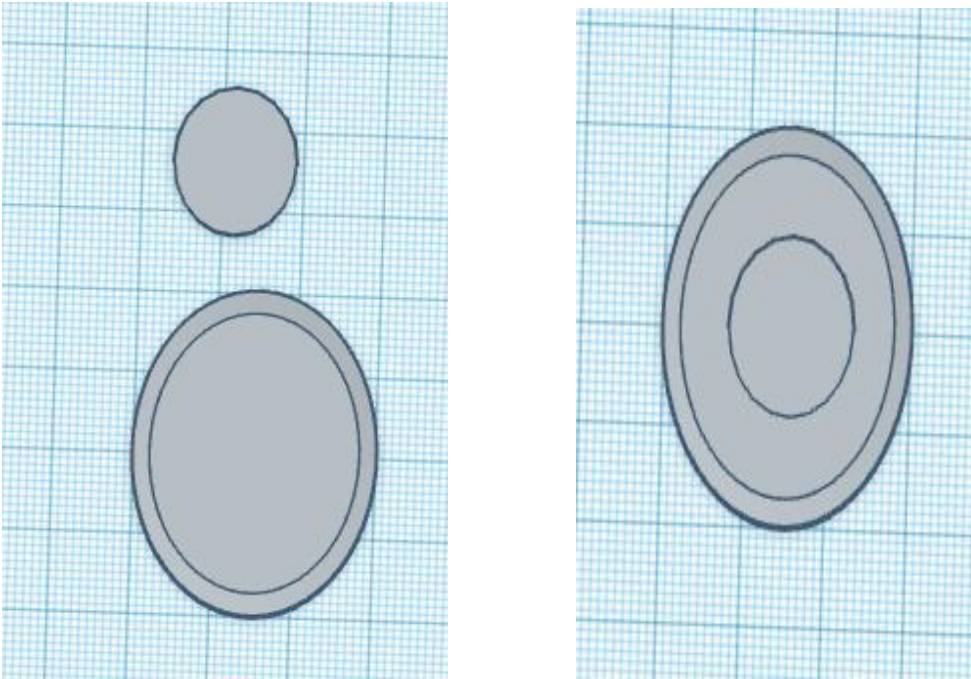
Εικόνα 26: Κάτοψη και πλάγια όψη ομοιώματος



Εικόνα 27: Κάτοψη και πλάγια όψη του ομοιώματος μέσα στο κουτί μεταφοράς του.

5.2 Σχεδιασμός 1^{ης} τομής

Η πρώτη τομή αποτελείται από δύο μέρη τον μεγάλο κύλινδρο ο οποίος έχει μήκος 40 mm και πλάτος 30 mm και μέσα σε αυτόν περικλείεται ένας μικρότερος κύκλος που έχει διάμετρο 15mm, το συγκεκριμένο μέρος του ομοιώματος είναι υπεύθυνο για τον έλεγχο της ποσοστιαίας ομοιογένειας εικόνας αλλά και της ποσοστιαίας εκτίμησης ειδώλων οι οποίοι γίνονται με τρόπο που περιγράφεται αναλυτικά στο κεφάλαιο 3.



Εικόνα 28: Μεγάλος και μικρός κύλινδρο

➤ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΠΟΣΟΣΤΙΑΙΑΣ ΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΑΣ

Για την ποσοστιαία ομοιογένεια χρησιμοποιείται πρώτα από όλα η τομή 1 όπου τοποθετούνται δύο ROI όπως αναφέρεται και στις σελίδες 31 και 32 και στη συνέχεια χρησιμοποιείται ο τύπος:

$$PIU\% = 100X \left[1 - \frac{\bar{s}_{max} - \bar{s}_{min}}{\bar{s}_{max} + \bar{s}_{min}} \right] \quad (3.10)$$

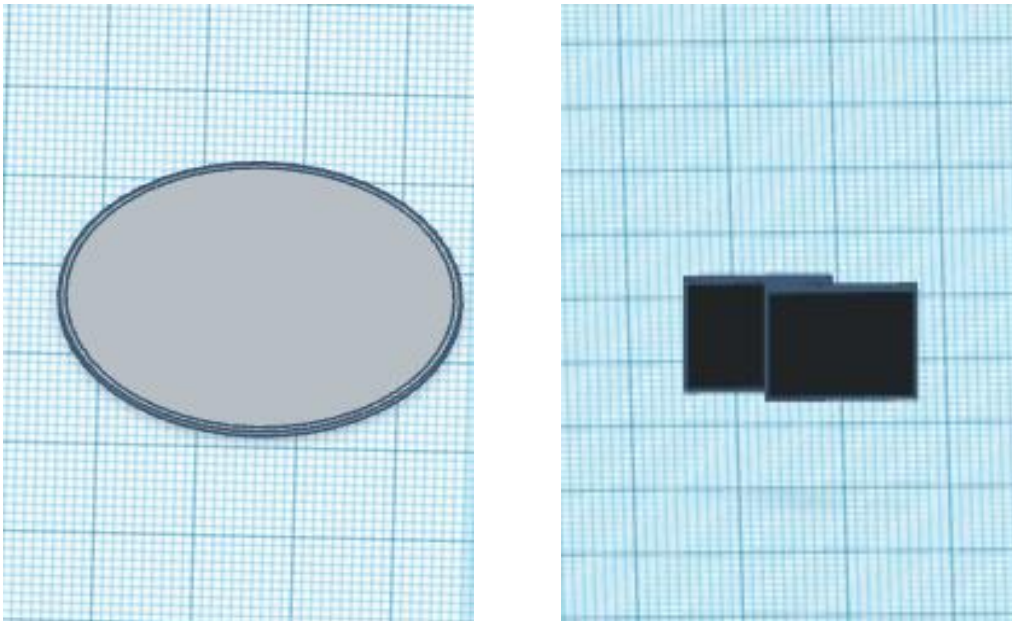
➤ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΠΟΣΟΣΤΙΑΙΑΣ ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΕΙΔΩΛΩΝ

Για την ποσοστιαία εκτίμηση ειδώλων τοποθετούνται δύο ROI και ταυτόχρονα χρησιμοποιείται ο παρακάτω τύπος, πιο αναλυτικά η διαδικασία περιγράφεται στην σελίδα 32.

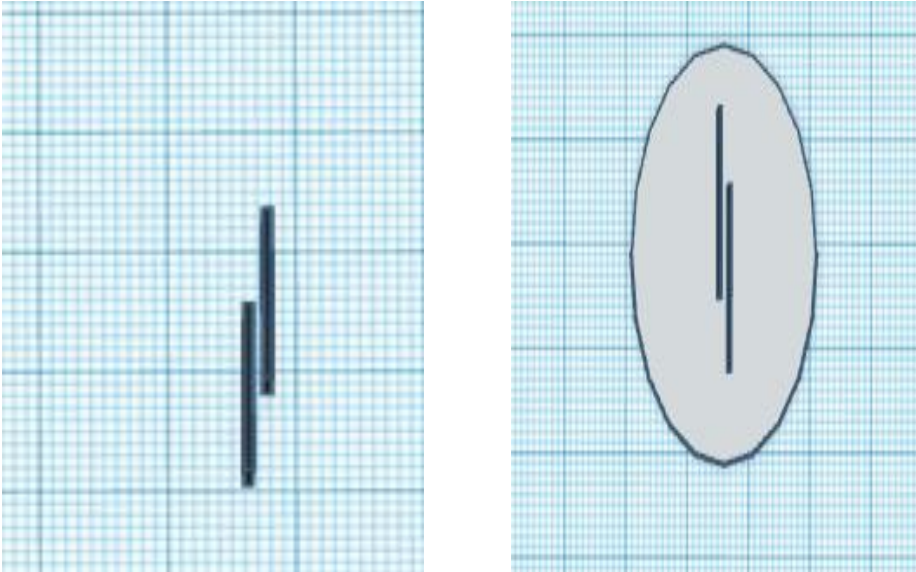
$$GR = \left| \frac{(\overline{S_{FE1}} + \overline{S_{FE2}}) - (\overline{S_{PE1}} + \overline{S_{PE2}})}{2\overline{S}} \right| \quad (3.11)$$

5.3 Σχεδιασμός 2^{ης} τομής

Η δεύτερη τομή αποτελείται από 3 μέρη και είναι υπεύθυνη για την μέτρηση του πάχους τομής αλλά και της χωρικής διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης. Το πρώτο μέρος είναι ο κύλινδρος ο οποίος όπως έχουμε αναφέρει έχει μήκος 40 mm πλάτος 30 mm και ύψος 9mm, το δεύτερο μέρος αποτελείται από δύο πλάκες με μήκος 20mm και πλάτος 1,5mm οι οποίες είναι ενωμένες μεταξύ τους ώστε να μετριέται το πάχος τομής ακριβώς όπως αναφέρεται στο κεφάλαιο 3 και συγκεκριμένα στη σελίδα 36. Επίσης η δεύτερη τομή αποτελείται και από μια ορθογώνια πλάκα η οποία εσωτερικά περιέχει 8 μικρούς κύβους ίσων διαστάσεων 2mm x 2mm ο καθένας. Για κάθε απόχρωση της αντίθεσης μαύρο, γκρι, ανοιχτό γκρι και άσπρο αντιστοιχούν 2 κύβοι.



Εικόνα 29: Στη πρώτη εικόνα αριστερά φαίνεται ο κύλινδρος στον οποίο περιλαμβάνονται όλα τα στοιχεία ενώ στη δεύτερη εικόνα φαίνεται η προόσψη των δύο πλάκων οι οποίες λειτουργούν για το πάχος τομής.

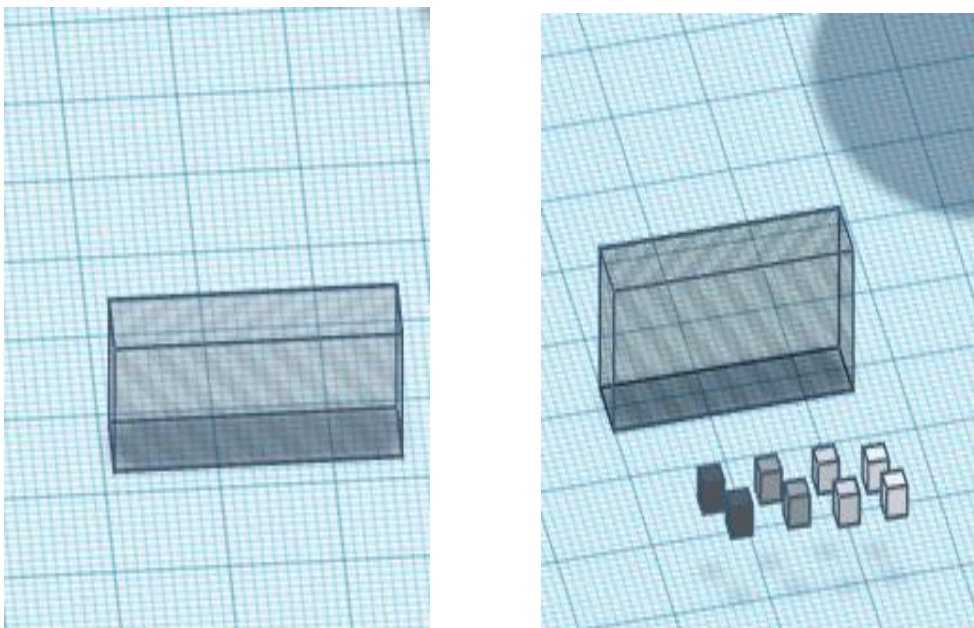


Εικόνα 30: Η πρώτη εικόνα είναι η κάτοψη των δύο πλακών. Η δεύτερη εικόνα είναι οι δύο πλάκες μέσα στο κύλινδρο.

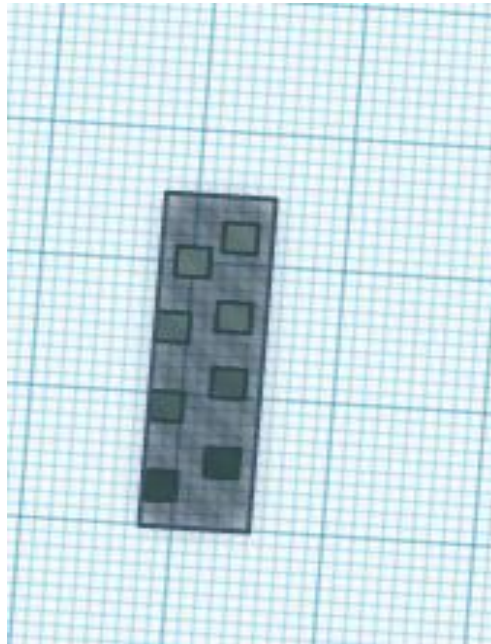
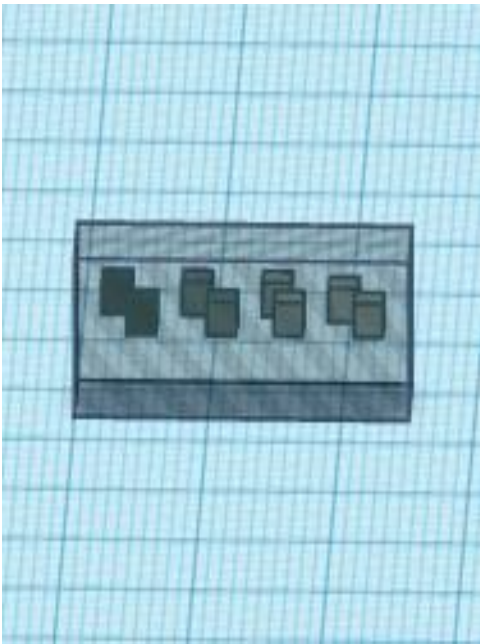
➤ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΠΑΧΟΥΣ ΤΟΜΗΣ

Για τη μέτρηση του πάχους τομής χρησιμοποιείται η 2^η τομή και συγκεκριμένα οι δύο ενωμένες ράμπες στις οποίες επιλέγεται ένα τετράγωνο ROI, η διαδικασία του ελέγχου αυτού περιγράφεται πιο αναλυτικά στη σελίδα 35 και βασίζεται στον τύπο:

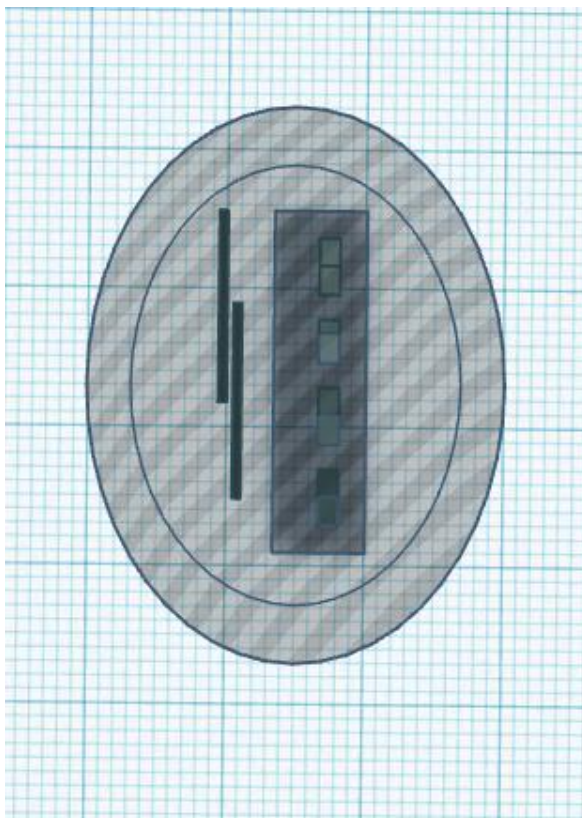
$$\text{Πάχος} = \frac{\Delta v}{\frac{\gamma}{2\pi} G} \quad (3.6)$$



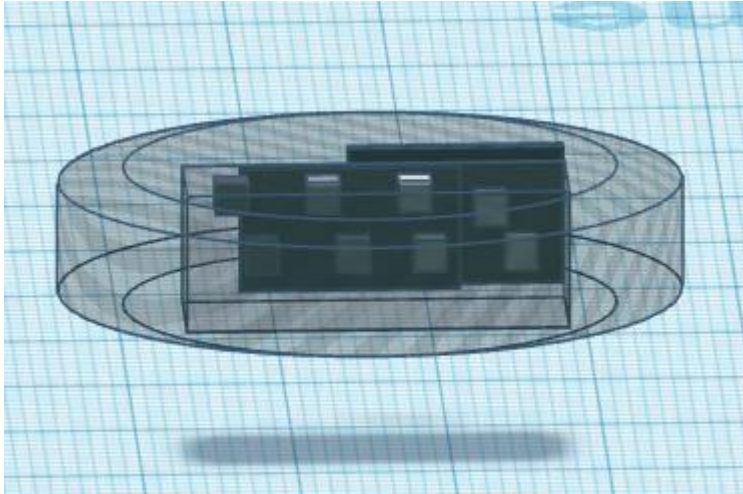
Εικόνα 31: Στη πρώτη εικόνα φαίνεται η πρόσοψη του ορθογωνίου στο οποίο περικλείονται οι πιο μικροί κύβοι που φαίνονται στη δεύτερη εικόνα οι οποίοι χρησιμεύουν για τη χωρική διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης.



Εικόνα 32: Πρόσωση του τμήματος της χωρικής διακριτικής ικανότητας . Κάτοψη του τμήματος της χωρικής διακριτικής ικανότητας.



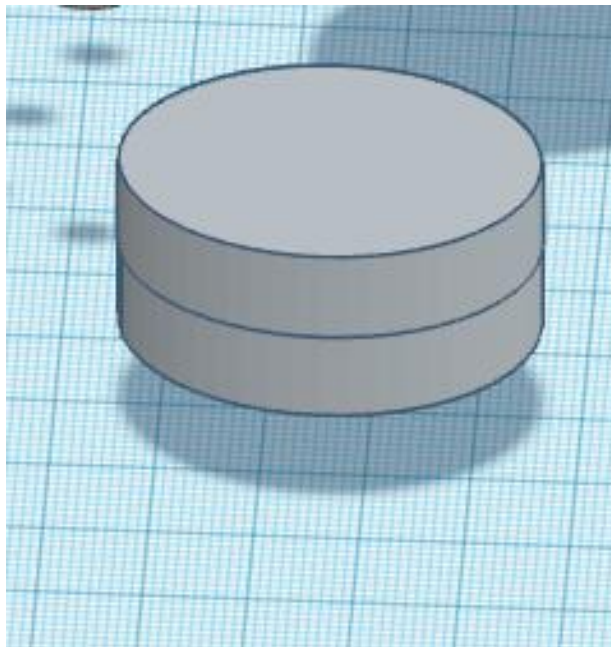
Εικόνα 33: Κάτοψη 2^{ης} τομής



Εικόνα 34: Πλάγια όψη 2^{ης} τομής

➤ **ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΧΩΡΙΚΗΣ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΥΨΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ**

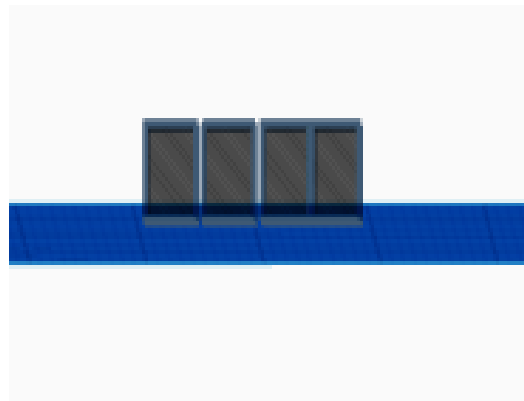
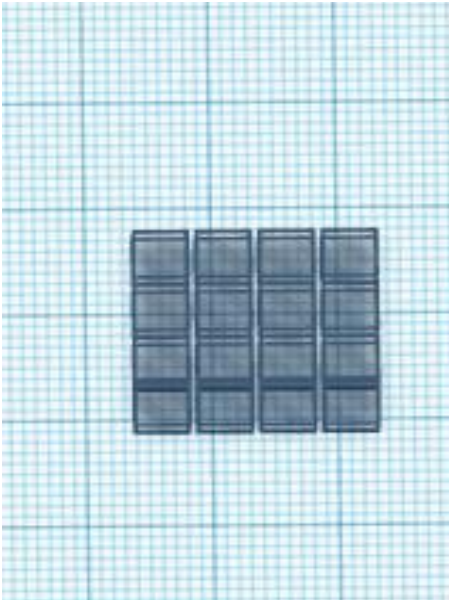
Για τον έλεγχο της χωρικής διακριτικής ικανότητας χρησιμοποιείται ένα μέρος της τομής 2 κατά τον οποίο θα πρέπει τα τετράγωνα να φαίνονται αρκετά ξεκάθαρα μεταξύ τους χωρίς να υπάρχει θόλωμα και ο τρόπος με τον οποίο γίνεται αυτό περιγράφεται αναλυτικά στο κεφάλαιο 3 και συγκεκριμένα στη σελίδα 37 .



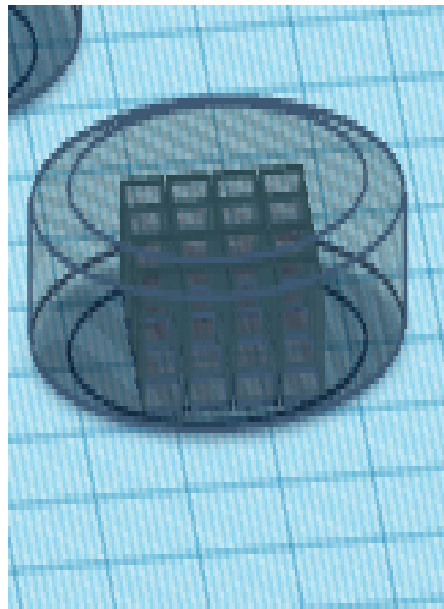
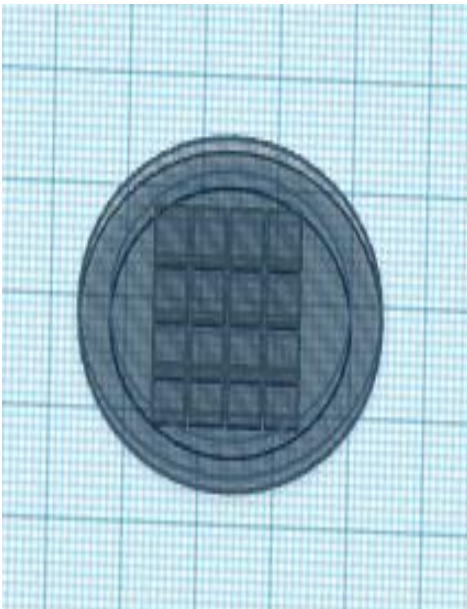
Εικόνα 35: Σε αυτή την εικόνα φαίνεται η 1^η και η 2^η τομή μαζί

5.4 Σχεδιασμός 3^{ης} τομής

Η τομή αυτή χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της γεωμετρικής παραμόρφωσης και αποτελείται από δυο μέρη τον μεγάλο κύλινδρο με 40 mm μήκος, πλάτος 30 mm και ύψος 9 mm και από μία μήτρα η οποία αποτελείται από 16 κύβους με διαστάσεις 4mm x 4mm. Η διαδικασία του ελέγχου της γεωμετρικής παραμόρφωσης περιγράφεται στο κεφάλαιο 3 και συγκεκριμένα στη σελίδα 29.



Εικόνα 36: Κάτοψη και πρόσοψη μήτρας με 16 κύβους

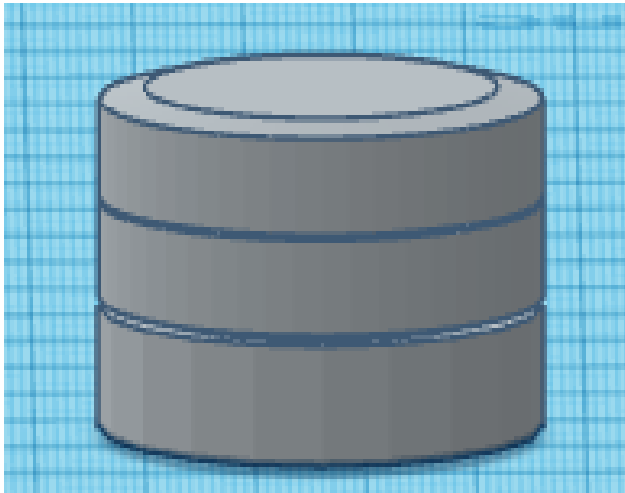


Εικόνα 37: Κάτοψη και πρόσοψη όλου του τμήματος της γεωμετρικής παραμόρφωσης

➤ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΗΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

Η γεωμετρική παραμόρφωση χρησιμοποιεί τη 3^ς τομή όπου θα πρέπει οι αποστάσεις από πάνω μέχρι κάτω και από δεξιά προς τα αριστερά να παραμένουν σταθερές, πιο αναλυτικά περιγράφεται στη σελίδα 35 και για τον υπολογισμό της χρησιμοποιείται ο τύπος :

$$\%GD = 100 \times \frac{\Delta_{actual} - \Delta_{measured}}{\Delta_{actual}} \quad (3.5)$$



Εικόνα 38: Η εικόνα αυτή περιλαμβάνει τη 1^η, τη 2^η και τη 3^η τομή

5.4 Σχεδιασμός 4^{ης} τομής

Η 4^η τομή περιλαμβάνει δύο μέρη και είναι υπεύθυνη για τη μέτρηση των χρόνων χαλάρωσης T1 και T2. Πιο συγκεκριμένα αποτελείται από έναν κύλινδρο ο οποίος όπως έχει αναφερθεί έχει μήκος 40mm και πλάτος 30 mm και από 5 φιαλίδια με μήκος 7mm και πλάτος 3 mm τα οποία είναι γεμάτα με γαδολίνιο που είναι ένα υλικό ειδικών για τη μέτρηση των χρόνων χαλάρωσης. Η διαδικασία μέτρησης περιγράφεται και αυτή στο κεφάλαιο 3 και συγκεκριμένα στη σελίδες 39-40.

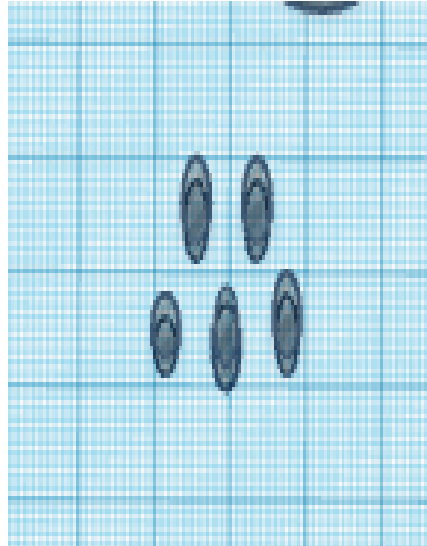
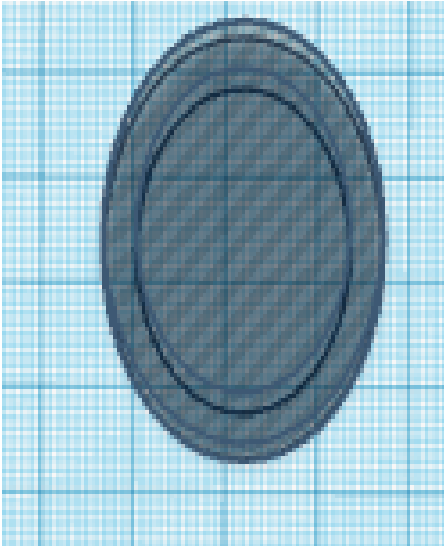
➤ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΧΡΟΝΩΝ ΧΑΛΑΡΩΣΗΣ T1 ΚΑΙ T2

Για τη μέτρηση των χρόνων χαλάρωσης χρησιμοποιείται ένα ROI με κέντρο τα φιαλίδια η διαδικασία η οποία ακολουθείται αναλύεται στις σελίδες 39 και 40 και ο έλεγχος για το χρόνο T1 βασίζεται στον τύπο

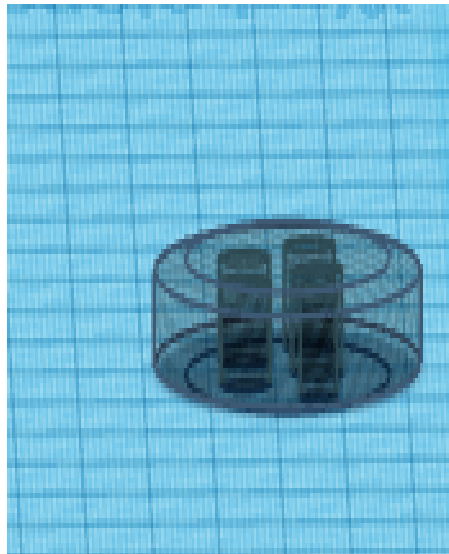
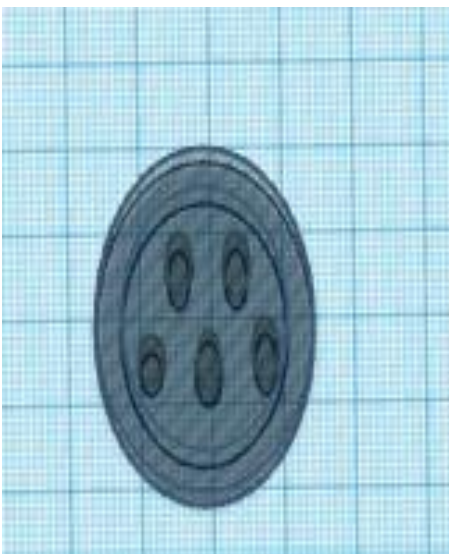
$$S(a) = S_{90} \sin(a) \frac{1 - e^{-\frac{TR}{T1}}}{1 - e^{-\frac{TR}{T1} \cos(a)}} \quad (3.13)$$

Και για T2 γίνεται με παρόμοιο τρόπο και ο τύπος που χρησιμοποιείται είναι

$$S(TE) = S_0 e^{-\frac{TE}{T_2}} \quad (3.14)$$



Εικόνα 39: Κκάτοψη κελίνδρου και πέντε φιαλίδια που είναι υπεύθνη για τη μέτρηση T1 και T2.



Εικόνα 40 : Πρόσοψη και πλάγια όψη ολόκληρου του τμήματος ,

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η συγκεκριμένη διπλωματική Εργασία είχε ως στόχο την μελέτη και την ανάλυση των ομοιωμάτων που συμβάλλουν στον έλεγχο ποιότητας στα συστήματα απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού όπου θεωρώ πως κατάφερα να αναλύσω αρκετά ομοιώματα παρόλο που σίγουρα υπάρχουν πολύ περισσότερα. Πρώτα από όλα αναφέρομαι στο MRI και συγκεκριμένα στα γενικά στοιχεία του και στους έλεγχους ποιότητας που πρέπει να διεξάγονται. Στη συνέχεια μελετήθηκαν 15 ομοιώματα, για κάθε ένα από αυτά αναλύθηκαν κάποια τεχνικά χαρακτηριστικά τους αλλά και μερικοί έλεγχοι που πραγματοποιούνται με την βοήθεια τους. Βέβαια υπήρξαν και ορισμένα προβλήματα σε αυτό γιατί σε κάποια ομοιώματα δεν εμφανίζονταν στο διαδίκτυο πολλά στοιχεία σχετικά με αυτά.

Η ανάλυση των ομοιωμάτων βασίστηκε σε επιστημονικά άρθρα και manual και έγινε με απλό τρόπο ώστε να γίνονται απόλυτα κατανοητά. Με βάση λοιπόν τα 15 αυτά ομοιώματα και την αναζήτηση αυτών στον ιστότοπο pubmed δηλαδή μια από τις πιο γνωστές ιατρικές βάσεις δεδομένων δημιουργήθηκαν οι αντίστοιχες γραφικές παραστάσεις όπου στον ένα άξονα έχουμε τον αριθμό των αναζητήσεων και στον άλλον τη χρονολογία που αντιστοιχούν οι αναζητήσεις. Οι χρονολογίες είναι σχετικά πρόσφατες και συγκεκριμένα από το 1988 έως και σήμερα και συνήθως η επιλογή του άρθρου από το οποίο θα άντλησα τα διαγράμματα ήταν αυτό που είχε περισσότερες πληροφορίες με το θέμα μας. Μέσα λοιπόν από αυτή την ανάλυση γίνεται κατανοητό πως το ομοίωμα που χρησιμοποιείται περισσότερο και ταυτόχρονα αναζητείται από τους χρήστες περισσότερο είναι το ACR.

Τέλος ακολούθησε το σχέδιο ενός πρότυπου ομοιώματος το οποίο κατέληξα να είναι κυλινδρικό ώστε να είναι αρκετά κοντά στις ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος και επειδή είναι ανέφικτο να πραγματοποιούνται όλοι οι έλεγχοι με αυτό η δική μου οπτική ήταν να αποτελείται από τέσσερις τομές όπου είτε θα χρησιμοποιούνται ξεχωριστά είτε σαν ένα ολοκληρωμένο ομοίωμα. Η πρώτη τομή αφορά την ποσοστιαία ομοιογένειας εικόνας αλλά και της ποσοστιαία εκτίμηση ειδώλων, η δεύτερη τομή το πάχος τομής και τη χωρική διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης. Ενώ η τρίτη τομή είναι υπεύθυνη για τον έλεγχο της γεωμετρικής παραμόρφωσης.

Συμπερασματικά η εργασία αυτή με βοήθησε ώστε να κατανοήσω καλύτερα το MRI σαν σύστημα, τους ελέγχους ποιότητας που πρέπει να γίνονται ώστε το μηχάνημα να λειτουργεί με τον καλύτερο τρόπο καθώς και το πως τα ομοιώματα συμβάλλουν σε αυτούς

Βιβλιογραφία

1. Α.Καρατόπης, Ι.Κανδαράκης : Ιατρική Φυσική - Βιοιατρική τεχνολογία: Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Αράκυνθος, 2007.
2. Α. Επιστάτου : Διπλωματική Εργασία(Πανεπιστήμιο Πατρών) : Πιστοποίηση και Εφαρμογή των Νέων Πρωτοκόλλων Ποιοτικού Ελέγχου Συστημάτων Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού
3. Basler, W. D. (1985). Introduction to nuclear magnetic resonance. *Advances in Colloid and Interface Science*, 23, pp 3–20.
4. Barrie Condon (2011), *Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy: How useful is it for prediction and prognosis?*, EPMA journal 2, pp403-410
5. Katti, Girish & Ara, Syeda & Shireen, Dr. (2011). *Magnetic resonance imaging (MRI) – A review*. *Intl J Dental Clin*. 3.
6. Evert J Blink (2004) *Basic MRI Physic*, ebook, 1.3, pp76
7. L.J. Erasmus, D. Hurter, M. Naude, H.G. Kritzinger, S. Acho (9 Ιουνίου2004), *A short overview of MRI artefacts*, *South African Journal of Radiology* , VOL8 No2, pp2-40
8. E M Bellon, E M Haacke, P E Coleman, D C Sacco, D A Steiger, R E Gangarosa(1986), *MR artifacts: a review*, *AJR Am J Roentgeno (American journal of roentgenology)*, VOL 147, Number 6, pp 1271-1281
9. Martin J. Graves, PhD, and Donald G. Mitchell, MD (2013) , *Body MRI Artifacts in Clinical Practice: A Physicist’s and Radiologist’s Perspective*, *MR Physics for Clinicians* , VOL38, Issue2, pp 269-287
10. Nathan E. Yanasak, PhD Michael J. Kelly, MD(2014) , *MR Imaging Artifacts and Parallel Imaging Techniques with Calibration Scanning: A New Twist on Old Problems* *RadioGraphics*, VOL34, NO2, pp534-548
11. Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (2013) : *Πρωτόκολλο ελέγχων ακτινοπροστασίας , ασφάλειας και ποιότητας συστημάτων απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού*, Available at : [\(https://eeae.gr/docs/misc/_mri_protocols.pdf \)](https://eeae.gr/docs/misc/_mri_protocols.pdf)
12. Πρωτόκολλο Ελέγχων Ακτινοπροστασίας(2013) , *Ασφάλειας και Ποιότητας Συστημάτων Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού*, Available at : [\(https://www.efie.gr//media/com_protocol/arxeiaprotokola/PrwtokolloElenchwnAktinoprostasiasAsfaleiaskaiPoiiohtasMRIEEAE2013.pdf \)](https://www.efie.gr//media/com_protocol/arxeiaprotokola/PrwtokolloElenchwnAktinoprostasiasAsfaleiaskaiPoiiohtasMRIEEAE2013.pdf)
13. American Association of Physics in Medicine (AAPM) (2010) No.100: Acceptance testing and quality assurance procedures for magnetic resonance imaging facilities.
14. American College of Radiology(2021) : *Large and medium phantom test guidance for the MRI* , *MRI Accreditation Program*, pp1-39 Available at : [\(https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/ACR-Large--Med-Phantom-GuidanceFinal.pdf \)](https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/ACR-Large--Med-Phantom-GuidanceFinal.pdf)

15. Ihalainen, T., Sipil, O., & Savolainen, S. (2004). MRI quality control: six imagers studied using eleven unified image quality parameters. *European Radiology*, 14(10).
16. American College of Radiology(ACR): Committee on Quality Assurance in Magnetic Resonance Imaging Manual 2015, Available at :(https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Clinical-Resources/QC-Manuals/MR_QCManual.pdf)
17. Price RR, Axel L, Morgan T, Newman R, Perman W, Schneiders N, Selikson M, Wood ML, Thomas SR. Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging. *AAPM Report #28. Med Phys* 1990; 17(2): pp 287-295
18. Och JG, Clarke GD, Sobol WT, Rosen CW, Mun SK. Acceptance testing of magnetic resonance imaging systems: Report of AAPM nuclear magnetic resonance task group #6. *Med Phys* 1992; 19(1): pp 217-227.
19. Karl F Stupic , Maureen Ainslie , Michael A Boss , Cecil Charles , Andrew M Dienstfrey , Jeffrey L Evelhoch , Paul Finn ,Zydrunas Gimbutas , Jeffrey L Gunter , Derek L G Hill , Clifford R Jack , Edward F Jackson , Todor Karaulanov , Kathryn E Keenan , Guoying Liu , Michele N Martin , Pottumarthi V Prasad , Nikki S Rentz , Chun Yuan , Stephen E Russek (2021)
A standard system phantom for magnetic resonance imaging ,86(3) ,pp 1194-1211
20. Εγχειρίδιο οδηγιών χρήσης ομοιώματος Pro MRI από την εταιρία STANDARD IMAGING Available at : (<https://www.standardimaging.com/products/pro-mri-phantom-kit>)
21. Εγχειρίδιο οδηγιών χρήσης ομοιώματος MRI από την εταιρία KYOTOKAGAKU Available at: (https://www.kyotokagaku.com/products_data/ph31_manual_en.pdf)
22. Kathryn E. Keenan PhD,Lisa J. Wilmes PhD,Sheye O. Aliu PhD,David C. Newitt PhD,Ella F. Jones PhD,Michael A. Boss PhD,Karl F. Stupic PhD,Stephen E. Russek PhD,Nola M. Hylton PhD (7 May 2016)Design of a breast phantom for quantitative MRI, *Journal Of Magnetic Resonance Imaging*,44(3),pp 610-9
23. Εγχειρίδιο οδηγιών χρήσης του ομοιώματος Magphan από την εταιρία The PhantomLaboratory Available at:
(<https://static1.squarespace.com/static/5367b059e4b05a1adcd295c2/t/5d976d1da8ebf2608b0d1745/1570204977128/MagphanRTManual20180417.pdf>
https://static1.squarespace.com/static/5367b059e4b05a1adcd295c2/t/61a7d310d6e16e3ababbc7ef/1638388498695/MagphanRT+DataSheet_Dec2021.pdf)
24. Εγχειρίδιο οδηγιών χρήσης του ομοιώματος Quasar MRI Motion Phantom από την εταιρία MODUSQA Available at :
(<https://modusqa.com/wp-content/uploads/2020/02/Modus-QA-Product-Data-Sheet-MRI4D.pdf>)
25. Data sheet του ομοιώματος Multi Modality DCE Perfusion Flow Phantom ,Available at :
(<http://www.simutec.com/Docs/DCE%20Perfusion%20Flow%20Phantom%20for%20CT%20MRI%20&%20PET%20Flyer%20HR.pdf>)
26. Datasheet από το ομοίωμα PDFF από την εταιρία Calimetrix ,Available at :
(<https://www.calimetrix.com/pdf>)

27. Data sheet του MR Distortion & Image Fusion Head Phantom από την εταιρία CIRS
Available at :(<https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/mr-distortion-image-fusion-head-phantom/>)
28. Kathryn E. Keenan, Maureen Ainslie, Alex J. Barker, Michael A. Boss, Kim M. Cecil, Cecil Charles, Thomas L. Chenevert, Larry Clarke, Jeffrey L. Evelhoch, Paul Finn, Daniel Gembris, Jeffrey L. Gunter, Derek L.G. Hill, Clifford R. Jack Jr., Edward F. Jackson, u, Stephen E. Russek, Samir D. Sharma, Michael Steckner, Karl F. Stupic, Joshua D. Trzasko, Chun Yuan, Jie Zheng (30 October 2017), Quantitative magnetic resonance imaging phantoms: A review and the need for a system phantom, International Society for Magnetic Resonance ,79(1), pp 48-61
29. Datasheet από την εταιρία True Phantom Solutions Available at :
(<https://truephantom.com/?s=mri+phantom>)
30. Susanne Ziegler, corresponding author Bjoern W. Jakoby, Harald Braun, Daniel H. Paulus, and Harald H. Quick(2019) NEMA image quality phantom measurements and attenuation correction in integrated PET/MR hybrid imaging, EJNMMI Physics,2(1),pp18
31. EEC Concerted Research Project(2004)Protocols and Test Objects for the Assessment of MRI Equipment , Magnetic resonance imaging 6 (2),pp 195-199
32. R.A.Lerski*,J.,D.de CertainesPerformance (2004),Assessment and Quality Control in MRI by Eurospin Test Objects and Protocols, Magnetic resonance imaging 11 (6), pp 817-33
33. P. Walker, R.A. Lerski, R. Marthur-De, J. Binet, F. Yane(1988), Preparation of Agarose Gels as Reference Substances for NMR Relaxation Time Measurement, Magnetic resonance imaging 6 (2), pp 215-22
34. Hyo-Min Cho¹ , Cheolpyo Hong² , Changwoo Lee¹ , Huanjun Ding³ , Taeho Kim⁴ & BongyoungAhn, (8 September) LEGO-compatible modular mapping phantom for magnetic resonance imaging, , Sci Rep **10**, 14755 (2020),
35. [Tinkercad | From mind to design in minutes. [online] Available at: [Accessed 12 March 2021].
36. Κουβεδακη Σπυριδούλα, (2021) "Μελέτη και σχεδιασμός ομοιώματος ποιότητας εικόνας απεικόνισης άκρων υποειδούς με ακτίνες-X", Τμήμα Μηχανικών Βιοιατρικής, Διπλωματική Εργασία, Επιβλέπων Νεκτάριος Καλύβας

Βιβλιογραφία εικόνων

Εικόνα 1: Wikipedia , MRI . {Online} Available at

«https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%A0%CF%85%CF%81%CE%B7%CE%BD%CE%B9%CE%BA%CF%8C%CF%82_%CE%BC%CE%B1%CE%B3%CE%BD%CE%B7%CF%84%CE%B9%CE%BA%CF%8C%CF%82_%CF%83%CF%85%CE%BD%CF%84%CE%BF%CE%BD%CE%B9%CF%83%CE%BC%CF%8C%CF%82 » (Accessed 12 December 2019)

Εικόνα 2: Wikipedia, MRI brain .{Online} Available at

«<https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%91%CF%81%CF%87%CE%B5%CE%AF%CE%BF%CE%BD%CE%B9%CF%83%CE%BC%CF%8C%CF%82> » (Accessed 6 May 2009)

Εικόνα 3: Wikipedia , Spin Echo . {Online} Available at

«https://en.wikipedia.org/wiki/Spin_echo »(Accessed 30 May 2011)

Εικόνα 4: Supertechx , Phantom ACR .{ Online} Available at« <https://www.supertechx-ray.com/MRI/MRI-ACR-PH-1-E.php> »

Εικόνα 5: Newmatic, Phantom ACR. {Online} «

<https://www.newmaticmedical.com/product/ACR-MRI-Phantom-ACRMRP>» (Accessed 2 February 2022)

Εικόνα 6: OMNIPHANTOM , Phantom ISMRM. {Online } Available at «

<http://omniphantom.com/> »

Εικόνα 7: Standrimaging, Phantom Pro-MRI .{Online} Available at «

<https://www.standardimaging.com/products/pro-mri-phantom-kit>»

Εικόνα 8: Kyotokagaru, Phantom MHR. {Online} Available at «

https://www.kyotokagaku.com/en/products_data/ph-31/ » (Accessed 9 July 2020)

Εικόνα 9: Erler- Zinner , Breast Phantom . {Online } Available at « [https://erler-](https://erler-zimmer.de/shop/en/11178)

[zimmer.de/shop/en/11178](https://erler-zimmer.de/shop/en/11178)»

Εικόνα 10: Else internal production , Eurospin phantom. {Online} Available at «

<https://www.elsesolutions.com/en/prodotti/radiodiagnostica/fantocci-risonanza/fantoccio-eurospin/> »

Εικόνα 11: Phantomlab, Magphan RT 820. {Online} Available at «

<https://www.phantomlab.com/magphan-rt> » (Accessed 17 April 2018)

Εικόνα 12: Phantomlab, Magphan RT1 1090. {Online} Available at «

<https://www.phantomlab.com/magphan-rt> » (Accessed 17 April 2018)

Εικόνα 13: Phantomab, Magphan RT 1230. {Online} Available at « <https://www.phantomlab.com/magphan-rt> » (Accessed 17 April 2018)

Εικόνα 14: Hyo Min Cho¹ , Cheolpyo Hong² , Changwoo Lee¹ , Huanjun Ding³ , Taeho Kim⁴ & BongyoungAhn, (8 September) LEGO-compatible modular mapping phantom for magnetic resonance imaging, Available at :Scientific Reports {Online } Available at «<https://www.nature.com/articles/s41598-020-71279-1>» (Accessed 8 September 2020)

Εικόνα 15: Modusqa , QUASAR™ MRI^{4D} Motion Phantom. {Online} Available at « <https://modusqa.com/products/quasar-mri4d-motion-phantom/> »

Εικόνα 16: Modusqa , QUASAR™ MRI^{4D} Motion Phantom. {Online} Available at « <https://modusqa.com/products/quasar-mri4d-motion-phan>

Εικόνα 17: TruePhantom , Adult full human body phantom. {Online} Available at « <https://truephantom.com/product/adult-human-body-for-x-ray-ct-mri-training/tom/> »

Εικόνα 18: TruePhantom ,Pediatric full human body phantom. {Online} Available at «<https://truephantom.com/product/pediatric-full-human-body-phantom-for-x-ray-ct-mri-training/> »

Εικόνα 19: TruePhantom , Dog phantom. {Online} Available at « <https://truephantom.com/product/dog-phantom-research/> »

Εικόνα 20: Large Field MR Image Distortion Phantom . {Online } Available at « <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/large-field-mr-image-distortion-phantom/> »

Εικόνα 21: CIRS, MR Distortion & Image Fusion Head Phantom . {Online } Available at «<https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/large-field-mr-image-distortion-phantom/>»

Εικόνα 22 : Simutec, DCE Perfusion Flow Phantom . {Online } Available at «<http://www.simutec.com/Docs/DCE%20Perfusion%20Flow%20Phantom%20for%20CT%20MRI%20&%20PET%20Flyer%20HR.pdf>»

Εικόνα 23: Calimetrix, Spherical MRI. {Online} Available at «<https://www.calimetrix.com/products> »

Εικόνα 24 : Leeds Test Object , Phantom NEMA IQ .{ Online } Available at «<https://www.leedstestobjects.com/index.php/phantom/pet-iq-phantom/>»

Εικόνα 25-40: [Tinkercad | From mind to design in minutes. [online] Available at: [Accessed 12 March 2021]

