



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ, ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ
Διευθυντής: Καθ. Ν. Γκουρτσογιάννης

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΤΙΤΛΟΣ:

ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΑΙ ΚΛΙΝΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΝΕΩΝ
ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΤΟΥ ΓΑΣΤΡΕΝΤΕΡΙΚΟΥ
ΣΩΛΗΝΑ ΜΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Ν. ΠΑΠΑΝΙΚΟΛΑΟΥ
ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΟΣ

ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2005

Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	5
Extended Summary.....	6
<i>Γενικό Μέρος</i>	10
<i>1. Εισαγωγή</i>	10
<i>2. Απεικονιστικές μέθοδοι</i>	12
<i>3. Βασικές Αρχές Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού (NMR)</i>	14
3.1 Απλοποιημένο κβαντομηχανικό μοντέλο της πυρηνικής ιδιοστροφορμής: Παράλληλα και αντιπαράλληλα πρωτόνια	14
3.2 Κλασσικό μοντέλο της πυρηνικής ιδιοστροφορμής: Μεταπτωτική κίνηση, Συχνότητα Larmor	20
3.3 Απλοποιημένο κβαντομηχανικό μοντέλο του Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού: Ραδιοκύματα και φωτόνια.....	23
3.4 Κλασσικό μοντέλο του Μαγνητικού Συντονισμού: 90° και 180° παλμοί.....	24
3.5 Το σήμα στον Πυρηνικό Μαγνητικό Συντονισμό.....	28
3.6 Διαμήκης Χαλάρωση T1.....	29
3.7 Εγκάρσια χαλάρωση T2	31
<i>4. Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού</i>	31
4.1 Εισαγωγή	31
4.2 Μαγνήτιση ιστών	32
4.3 Διέγερση	33
4.4 Αποδιέγερση	35

4.5 Δημιουργία εικόνας.....	36
4.6 Ακολουθίες παλμών	38
4.6.1 Spin Echo ακολουθίες.....	38
4.6.2 Ακολουθίες βαθμιδωτής ηχούς.....	41
4.6.3 Τεχνικές Σταθερής Κατάστασης.....	46
4.6.4 Τεχνικές Ταχείας Απεικόνισης.....	50
4.6.5 Ταχείες και Υπερταχείες Ακολουθίες.....	60
4.7 Ειδικές τεχνικές βελτίωσης της δυνατότητας χαρακτηρισμού των ιστών σε εικόνες ΜΣ.....	65
4.7.1 Τεχνικές καταστολής του σήματος του λίπους.....	65
4.7.2 Τεχνικές μεταφοράς μαγνήτισης.....	66
<i>Ειδικό Μέρος</i>	70
<i>1. Εισαγωγή.....</i>	70
<i>2. Υλικό και μέθοδοι</i>	71
<i>2.1 Φάσεις 1 & 2.....</i>	71
2.1.1 Μελέτη σε ομοιώματα	71
2.1.2 Ασθενείς.....	72
2.1.3 Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού.....	73
2.1.4 Αξιολόγηση των εικόνων.....	76
<i>2.2 Φάση 3.....</i>	78
<i>2.3 Φάση 4.....</i>	79
<i>3. Αποτελέσματα</i>	82
<i>3.1 Φάσεις 1 & 2.....</i>	82
3.1.1 Μελέτη σε ομοιώματα	82
3.1.2 Μελέτες Ασθενών.....	84

3.2 Φάση 3.....	89
3.3 Φάση 4.....	90
4. Συζήτηση.....	96
4.1 Είδος και τρόπος χορήγησης ενδοαυλικών σκιαγραφικών ουσιών για το λεπτό έντερο	96
4.2 Ακολουθίες ΜΤ στην απεικόνιση του λεπτού εντέρου	102
4.3 Κλινικές εφαρμογές μαγνητικής εντερόκλυσης.....	111
Νόσος του Crohn	111
Νεοπλάσματα του λεπτού εντέρου	119
Εντερική Απόφραξη.....	120
4.4 Μαγνητική Κολονογραφία	120
5. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	122
6. Αναφορές.....	123

Πρόλογος

Η παρούσα μελέτη έχει σαν στόχο την διερεύνηση των δυνατοτήτων εφαρμογής της μαγνητικής τομογραφίας στην μελέτη του γαστρεντερικού σωλήνα και κυρίως στο λεπτό και παχύ έντερο.

Οι εξετάσεις στα πλαίσια αυτής της μελέτης έγιναν στην μονάδα Μαγνητικής Τομογραφίας του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου και σε άμεση συνεργασία με την Γαστρεντερολογική κλινική.

Θα ήθελα αρχικά να ευχαριστήσω τον Καθηγητή Ακτινολογίας κ. Νικόλαο Γκουρτσογιάννη, για την ανάθεση της διατριβής, την αμέριστη συμπαράσταση και εμπιστοσύνη που μου έδειξε κατά την διάρκεια εκπόνησης της, όπως επίσης και την καθοριστική καθοδήγηση του, δίχως την οποία η επιτυχία αυτού του εγχειρήματος θα ήταν αβέβαια.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή Γαστρεντερολογίας κ. Ηλία Κουρούμαλη για την σημαντική βοήθεια που μου προσέφερε στην πορεία και συγγραφή της διατριβής μου.

Θερμές ευχαριστίες στον Καθηγητή Ακτινολογίας κ. Παναγιώτη Πρασόπουλο για τις ουσιαστικές επιστημονικές συμβουλές και τον γόνιμο διάλογο κατά την διάρκεια εκπόνησης της διατριβής, όπως επίσης και στον άμεσο συνεργάτη Δρ. Ιωάννη Γραμματικάκη, ο οποίος συμμετείχε ενεργά στην πραγματοποίηση των εξετάσεων αλλά και στην ανάλυση των δεδομένων.

Θα ήταν παράλειψη να μην ευχαριστήσω τον Επίκουρο Καθηγητή Γαστρεντερολογίας κ. Γεώργιο Κολιό, όπως επίσης και τους Δρ. Μαρία Ρουσομουστακάκη και Δρ. Ιωάννη Κουτρομπάκη για τα εποικοδομητικά σχόλια και την συμβολή του στην πρόοδο της μελέτης.

Τέλος ένα μεγάλο ευχαριστώ από καρδιάς στην σύζυγο μου Αθηνά και τις κόρες μου, Κωνσταντίνα και Ιωάννα, για την ηθική στήριξη αυτής της προσπάθειας αλλά και την αγάπη που καθημερινά μου δείχνουν.

Extended Summary

The advent of powerful gradient systems resulted in substantial improvement of image quality in ultrafast MR imaging and therefore novel clinical applications emerged including gastrointestinal (GI) tract imaging. Within this context, MR imaging of the small and large bowel were developed, providing luminal, transmural and extramural diagnostic information of intestinal diseases. Current clinical applications of MR imaging of the small intestine include diagnostic evaluation and follow-up of patients with inflammatory, systemic and neoplastic diseases, whereas MR Colonography can be performed in patients with incomplete colonoscopies.

Contrast Agents

Various contrast agents have been proposed for bowel MRI applications (1, 11-22). The most important characteristics of an intraluminal contrast agent suitable for gastrointestinal (GI) applications may be summarized into the following: uniform and homogeneous lumen opacification, high contrast resolution between the lumen and bowel wall, no significant adverse effects and low cost. In addition, minimal mucosal absorption and absence of artifact formation are highly desirable for an optimal contrast agent. GI contrast agents can be classified according to their effect on MR images into positive, negative and biphasic. Positive contrast agents such as ferrous ammonium citrates, manganese chloride or iron phytate, produce increased intraluminal signal intensity, while negative contrast agents such as superparamagnetic iron oxide (SPIO), result in decreased signal intensity of the bowel lumen. On T2-w images the uniform distribution of the negative contrast within the small and large bowel allows easier visualization of the dark bowel loops within the hyperintense mesenteric fat tissue, thus improving the overall image quality. Biphasic contrast agents, such as methylcellulose, mannitol, sorbitol or polyethylenoglycol (PEG) water solutions, behave as positive or negative, depending on the applied pulse sequence.

Small Bowel

Route of contrast administration

MR Enteroclysis is the only technique that provides sufficient luminal distention to guarantee accurate individual lesion detection. According to the latter technique, patients are examined in the prone position, utilizing a phase-array coil. A total amount of 1,500 to 2,000 ml of an isoosmotic water solution (PEG) is administered through a nasojejunal catheter, by means of an MR compatible pump. A controlled infusion is employed and the contrast is administered in two phases. At first, a flow rate of 80 – 150 ml/min is utilized until the contrast reaches the terminal ileum. In the second phase, the flow rate is increased up to 300 ml/min in order to create reflex atony.

Pulse sequences

Optimum small bowel imaging should include fast and ultrafast pulse sequences. The spatial resolution of these sequences should be high enough to permit demonstration of small lesions, such as ulcers or mucosal nodularity, usually present in bowel diseases. Inherent poor signal to noise ratio (SNR) of these sequences must be increased to result in clinically acceptable image quality. All these requirements can be fulfilled by using high-end MR scanners, with field strength of at least 1.5 Tesla, that can provide higher SNR. Short repetition and echo times, which are of great importance in ultra fast imaging, can be only achieved by using advanced gradient systems. Dedicated abdominal phased-array RF coils should be utilized to further increase the limited SNR of the ultrafast pulse sequences.

MR imaging examination protocols of the small bowel usually comprise T1- and T2-w sequences in axial and coronal planes. Both T1- and T2-w sequences should be fast enough to allow comfortable breath-hold acquisition times and reduce the motion related artifacts. For T1-w images, most authors are using gradient echo sequences in 2D and 3D acquisition modes with or without fat saturation prepulses, whereas for T2-w images, TSE and HASTE sequences are commonly employed. More recently, the true FISP sequence has been successfully applied in bowel imaging, providing high resolution images of the bowel wall and additional information from the mesentery. Fat-suppressed TSE or STIR sequences have been also applied to assess the activity in Crohn's disease.

A 3D version of Spoiled Gradient Echo (SGE) sequences was recently introduced. As opposed to 2D SGE, 3D SGE sequences provide increased through-plane and in-plane spatial resolution by obtaining acquisition of thin partitions (2mm) and high matrices (512), respectively. In addition, they offer higher SNR comparing to the 2D SGE sequences. The acquisition time for covering the whole small bowel is 22-25 sec. and it can be further reduced by employing slice interpolation techniques, such as VIBE, which is becoming a promising one in abdominal imaging. The combination of such sequences with positive intraluminal contrast agents, results in images, which may be used to generate virtual endoscopic views. The major disadvantage of the 3D FLASH sequence is the increased sensitivity to motion artifacts that may cause blurring of the intestinal wall; administration of antiperistaltic drugs can overcome this drawback.

The single shot variant of TSE sequence with half Fourier technique, the so called HASTE sequence, generates heavily T2-w images maintaining signals from solid tissues, although with lower resolution. The acquisition time can be as short as 1 sec per slice resulting in minimal respiratory related artifacts. Normal intestinal wall exhibits low SI, while inflammatory or neoplastic lesions exhibit high SI. The long echo train used in HASTE sequence makes it less sensitive to susceptibility artifacts, which may appear in gradient echo sequences due to presence of intraluminal air. Moreover it is not sensitive to chemical shift artifacts and therefore it can be used for accurate quantification of intestinal wall thickness. Sufficient reduction of the endoluminal SI, provided by the use of a negative contrast agent, results in depiction of bowel wall abnormalities with high conspicuity. In case of positive endoluminal contrast agents, HASTE sequence is sensitive to intraluminal flow voids related to peristaltic motion. This problem may be reduced when acquiring HASTE images after spasmolytic drug administration. Another limitation of the HASTE sequence is the poor demonstration of the mesenteric structures due to k-space filtering effects. Tissues with short T2 relaxation constant, such as lymph nodes and fibrous tissue, are missing the high order spatial frequencies thus resulting in a blurring effect due to the unique way that k-space is filled in HASTE sequence.

Large Bowel

MR imaging of the large bowel should fulfill the same technical requirements as for imaging the small intestine. The need for a larger field of view requires the use of at least two abdominal array coils. Patients should undergo bowel cleansing prior to the examination. Novel approaches, like fecal tagging, show that this prerequisite may become unnecessary. Usually the large bowel is distended using a maximum amount of 2-3 liters of pure water or gadolinium-spiked water solution, through rectal administration. Antiperistaltic drugs, like scopolamine, should be used to minimize peristaltic artifacts. The so called "dark-lumen" MR Colonography technique is a combination of administration of pure water that renders the colonic lumen with low signal intensity and i.v. gadolinium injection, which results in high SI of the colonic wall, leading to this "double contrast" appearance. Bright lumen MR Colonography incorporates the administration of gadolinium-spiked (<2%) water solution. In such an approach i.v. gadolinium administration is not necessary. However, two

acquisitions should be performed in supine and prone position to differentiate between residual stool or air and polyps, since both present as filling defects.

CLINICAL APPLICATIONS

Small Bowel

Crohn's Disease

The role of imaging has nowadays expanded to incorporate classification of Crohn disease subtypes. Accurate classification based on MR imaging findings can be achieved when using a technically demanding MRI examination protocol. MR Enteroclysis (MRE) has shown to be highly sensitive to demonstrate superficial, mural and extramural lesions in patients with Crohn disease. Subtle lesions such as mucosal nodularity, superficial ulcerations and thickening of the folds may be depicted by MRE, although to a lesser extent as compared to conventional enteroclysis, due to its lower spatial resolution. Using true FISP images, MRE can demonstrate the characteristic discrete ulceration of Crohn's disease; deep linear ulcers appear as thin lines of high signal intensity, longitudinally or transversely (fissure ulcers) oriented within the thickened bowel wall. Cobblestoning can also be appreciated on MRE images, as patchy areas of high signal intensity, sharply demarcated, along affected small bowel segments. True FISP images are superior to HASTE in demonstrating linear ulcers or cobblestoning and intramural tracts, whereas 3D FLASH images are less sensitive. Wall thickening is clearly shown by all MRE sequences, provided that the small intestinal lumen is adequately distended. Thickened wall in the absence of extensive edema exhibits low to moderate signal intensity on true FISP and HASTE images. Accurate measurements of bowel wall thickening and estimation of the length of involved segment can be performed on MRE images. Luminal narrowing and associated prestenotic small bowel dilatation are easily recognized with all sequences. MRE was in full agreement with conventional enteroclysis in detecting, localizing, estimating the length of all involved small bowel segments and in assessing thickening of bowel wall, luminal narrowing or high grade stenosis in one series. MRE has reported to have a clear advantage over conventional enteroclysis in the demonstration of exoenteric manifestations or complications of Crohn's disease. The extent of fibrofatty proliferation and its fatty or fibrotic composition can be assessed on true FISP images, while it can be only suspected on conventional enteroclysis. Fibrofatty proliferation may present with space-occupying lesion characteristics, separating and/or displacing small bowel loops. The involved mesentery may contain small lymph nodes, mostly less than 8 mm in diameter, easily detected on true FISP images by their low signal intensity against the bright mesenteric fat. Such lymph nodes are not clearly demonstrated on HASTE images, due to k-space filtering effects or on 3D FLASH images, due to saturation of mesenteric fat signal. Sinus tracts and fistulas are demonstrated by the high signal intensity of their fluid content on true FISP and HASTE images, but they may be overlooked on the 3D FLASH images, due to limited contrast resolution with surrounding tissues. Abscesses can be recognized by their fluid content and wall enhancement.

Large Bowel

Although colorectal cancer screening has been advocated as a potential clinical application of MR Colonography, currently it is limited to patients who have undergone incomplete endoscopic colonoscopy (58). The absence of radiation exposure is an attractive feature of MR Colonography for screening applications. However, technical improvements in terms of spatial resolution and minimization of artifacts are still pending. MR Colonography may have a role in staging colorectal carcinoma. As shown in a recent report, tumors were demonstrated in all cases and in 57% of them breach of the muscularis propria was correctly predicted. Future

applications of MR Colonography in staging colorectal carcinoma may be more appealing when combined with state-of-the-art MR imaging of the liver (59). Like for staging, MR Colonography can be also used for postoperative surveillance. In case of inflammatory bowel disease, MR Colonography might offer an alternative technique to colonoscopic evaluation for documenting the extent of disease and assessing disease activity (60). In patients with ulcerative colitis, estimation of disease extension using morphologic criteria known from conventional studies, has shown to be feasible (61). It has been additionally demonstrated that the use of a negative superparamagnetic oral contrast agent provides results comparable to endoscopy in the assessment of activity of ulcerative colitis (62). Moreover, wall thickness measurements are contributing to differentiate patients with mild to moderate disease from those with severe degree of clinical-endoscopic activity.

CONCLUSIONS

MR imaging is presently contributing to diagnostic assessment of GI diseases. The most important advantages of MR Imaging include superb soft tissue contrast, ability for functional information, direct multiplanar imaging and lack of radiation exposure. Adequate bowel distention, homogeneous lumen opacification, fast sequences with breath hold acquisition times, both T1- and T2-w imaging and contrast enhancement are cornerstones for an optimal MR imaging examination of the GI Tract. Especially, a comprehensive MR Imaging protocol for the small intestine should comprise SSTSE, true FISP, HASTE and fat suppressed 3D FLASH sequences. SSTSE is utilized for monitoring the infusion process and performing MR fluoroscopy, while true FISP and HASTE are mainly used for anatomic demonstration and detection of the pathology. 3D FLASH sequences after I.V. gadolinium injection may aid tissue characterization. Inflammatory or neoplastic diseases, including intestinal wall abnormalities, exoenteric disease manifestations and complications, disease activity and to a lesser extent, mucosal abnormalities can be appreciated on MR Imaging. There are strong indications that staging of gastric cancer and assessment of gastric motility can be reliably performed with MR Imaging. Currently, MR Colonography is considered as an alternative technique to CT Colonography and its most important clinical indication is in patients with incomplete endoscopy. Further technical improvements in terms of spatial resolution may increase its potential role in colorectal cancer screening programs.

Γενικό Μέρος

1. Εισαγωγή

Η διάγνωση των παθήσεων του γαστρεντερικού σωλήνα βασίζεται κυρίως σε απεικονιστικές και ενδοσκοπικές τεχνικές (1-5). Παρόλα αυτά, τόσο η ενδοσκόπηση όσο και ο απεικονιστικός έλεγχος με βάριο (βαριούχο γεύμα, εντερόκλυση ή βαριούχος υποκλυσμός) δεν παρέχουν επαρκείς πληροφορίες σχετικά με την ενδεχόμενη εξωαυλική επέκταση των παθήσεων του σωλήνα (6), ή αλλοιώσεις παρακείμενων οργάνων που προσβάλουν τον γαστρεντερικό σωλήνα και ακόμη αδυνατούν να αξιολογήσουν ενδοτοιχωματικές βλάβες (7). Η αξονική τομογραφία προσφέρει τέτοιες πληροφορίες με ικανοποιητική διαγνωστική ακρίβεια (6-10), αλλά, όπως και ο συμβατικός ακτινολογικός έλεγχος, συνεπάγεται ακτινική επιβάρυνση για τον ασθενή.

Η μαγνητική τομογραφία στερείται ακτινικής επιβάρυνσης ή άλλων ανεπιθύμητων παρενεργειών, προσφέρει πολυεπίπεδη, προβολική αλλά και τομογραφική απεικόνιση στις τρεις διαστάσεις με υψηλή αντίθεση μεταξύ των μαλακών ιστών, κάτι που θεωρητικά την καθιστά ιδανική εξέταση για την αξιολόγηση των νόσων του γαστρεντερικού σωλήνα. Στην πραγματικότητα ο γαστρεντερικός σωλήνας αποτελεί, ίσως την μοναδική ανατομική περιοχή στην οποία η μαγνητική τομογραφία δεν έχει προσφέρει ως πρόσφατα μια κλινικά ευρέως αποδεκτή και εφαρμόσιμη, εναλλακτική μέθοδο τομογραφικής απεικόνισης απαλλαγμένη από την ακτινική επιβάρυνση χωρίς την χρήση ιονιζουσών ακτινοβολιών. Οι λόγοι στους οποίους οφείλεται η μη εφαρμογή της μεθόδου αυτής στον γαστρεντερικό σωλήνα μπορούν να συνοψιστούν: α) στην παρουσία πολλαπλών φυσιολογικών κινήσεων (περίσταλη, αναπνοή) που επιδρούν αρνητικά στην ποιότητα της εικόνας

(11), β) στην απουσία ενός κατάλληλου σκιαγραφικού μέσου, το οποίο θα εξασφάλιζε την ανάδειξη του εντερικού αυλού με υψηλή ομοιογένεια, επιτρεπτό κόστος και χωρίς ανεπιθύμητες ενέργειες (12) και γ) στο υψηλό κόστος της μεθόδου και την σχετικά περιορισμένη διαθεσιμότητα της. Κατά την προηγούμενη δεκαετία, η τεχνολογική ανάπτυξη οδήγησε σε σημαντικές βελτιώσεις του λογισμικού αλλά και του εξοπλισμού των συστημάτων μαγνητικής τομογραφίας, επιτρέποντας την εφαρμογή νέων εξειδικευμένων ακολουθιών με πολύ μικρότερους χρόνους λήψης, οι οποίες είχαν ως αποτέλεσμα την βελτίωση της ποιότητας της εικόνας σε “προβληματικές” περιοχές όπως ο γαστρεντερικός σωλήνας. Παράλληλα μια σειρά νέων σκιαγραφικών ουσιών δοκιμάστηκαν (13-15) με αποτέλεσμα, κάποια από αυτά ικανοποιούν τις περισσότερες προϋποθέσεις για χρήση τους στον γαστρεντερικό σωλήνα (16).

Η παρούσα μελέτη επιχειρεί να απαντήσει στο ερώτημα: “Πώς μπορεί να επιτευχθεί η απεικόνιση του γαστρεντερικού σωλήνα και των σχετιζομένων με αυτόν νόσων με μαγνητική τομογραφία με την χρήση εξειδικευμένων ακολουθιών και καταλλήλων σκιαγραφικών μέσων;”. Τα επιμέρους ερωτήματα που ετέθησαν είναι τα ακόλουθα:

1. Ποιο σκιαγραφικό μέσο είναι κατάλληλο για εφαρμογή στην απεικόνιση του γαστρεντερικού σωλήνα σε συνδυασμό με τις επιλέξιμες ακολουθίες; Μπορούν να χρησιμοποιηθούν σκιαγραφικά που είναι ήδη διαθέσιμα ή απαιτείται η ανάπτυξη νέων; Ποια είναι τα συγκριτικά πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των επιλέξιμων σκιαγραφικών in-vivo;

2. α. Ποιες είναι οι καταλληλότερες ακολουθίες για την απεικόνιση του γαστρεντερικού σωλήνα; Οι ακολουθίες αυτές θα πρέπει να παρέχουν υψηλή διακριτική ικανότητα, υψηλή αντίθεση και μειωμένη ευαισθησία σε τεχνικά σφάλματα. Θα πρέπει να είναι πάρα πολύ γρήγορες έτσι ώστε να εξασφαλίζεται το “πάγωμα” της κίνησης και η διεκπεραίωση της εξέτασης να πραγματοποιείται σε εύλογο χρονικό διάστημα.

β. Μπορούν οι ακολουθίες αυτές να προκύψουν από τροποποίηση του ήδη υπάρχοντος λογισμικού ή απαιτείται ανάπτυξη νέων ακολουθιών;
3. Ποιες είναι οι βέλτιστες τεχνικές παράμετροι των επιλέξιμων ακολουθιών, έτσι ώστε να επιτυγχάνεται η μεγιστοποίηση του λόγου σήματος προς θόρυβο και του λόγου αντίθεσης προς θόρυβο; Υπάρχει δυνατότητα βελτίωσης της δυνατότητας χαρακτηρισμού των αλλοιώσεων μέσω νέων μεθόδων μαγνητικής τομογραφίας;
4. Είναι δυνατή η απεικονιστική μελέτη του παχέος εντέρου με Μαγνητική Τομογραφία; Μπορούν οι τεχνικές εικονικής πραγματικότητας να εφαρμοσθούν για διαγνωστικούς σκοπούς στον γαστρεντερικό σωλήνα;

2. Απεικονιστικές μέθοδοι

Η συμβατική εντερόκλυση αποτελεί εξέταση εκλογής για την απεικονιστική διερεύνηση των παθήσεων του λεπτού εντέρου. Κύριο πλεονέκτημα της μεθόδου είναι η ικανοποιητική διάταση του εντερικού αυλού μέσω χορήγησης διαλύματος βαρίου, η οποία επιτρέπει την ανίχνευση των περισσότερων μορφολογικών αλλοιώσεων λόγω της εξαιρετικής ανατομικής ανάδειξης που

παρέχει. Η μέθοδος αυτή έχει αποδειχτεί ότι είναι ακριβής, με ευαισθησία 93.1% και ειδικότητα έως και 96.9% (1,2). Τα κύρια μειονεκτήματα της συμβατικής εντερόκλυσης είναι: (α) η αδυναμία ανάδειξης εξωαυλικών αλλοιώσεων, οι οποίες είναι δυνατόν να σχετίζονται με εντερική νόσο και (β) η έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες.

Παράλληλα με την συμβατική εντερόκλυση, τα τελευταία χρόνια τομογραφικές απεικονιστικές τεχνικές όπως η υπολογιστική τομογραφία, έχουν χρησιμοποιηθεί κυρίως για την αξιολόγηση τοιχωματικών και εξωτοιχωματικών αλλοιώσεων όπως επίσης και για τον έλεγχο τυχόν μεσεντερικής επέκτασης εντερικών νόσων (6). Πρόσφατα, η υπολογιστική εντερόκλυση εφαρμόστηκε με στόχο να συνδυάσει τα πλεονεκτήματα της εντερόκλυσης με αυτά της τομογραφικής απεικόνισης (7). Τα περιορισμένα δεδομένα που υπάρχουν σήμερα προτείνουν την χρήση αυτής της μεθόδου σε ασθενείς με συμπτώματα απόφραξης ή γνωστή κακοήθεια όπως επίσης και στην αξιολόγηση των επιπλοκών της νόσου του Crohn (7). Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού παρέχει υψηλή σκιαγραφική αντίθεση μεταξύ των μαλακών ιστών χωρίς την χρήση ιονιζουσών ακτινοβολιών. Επιπρόσθετα, είναι δυνατόν να απεικονιστούν κοίλες ανατομικές δομές με μεγάλες ελικώσεις, όπως το λεπτό έντερο, στις τρεις διαστάσεις. Οι μεγάλοι χρόνοι λήψεως των τομών, οι οποίοι ήταν υπεύθυνοι για την εμφάνιση τεχνικών σφαλμάτων λόγω φυσιολογικής αναπνευστικής κίνησης και εντερικής περίστασης, αποτέλεσαν τον βασικό λόγο μη-εφαρμογής της μαγνητικής τομογραφίας στην απεικόνιση του λεπτού εντέρου.

Πρόσφατα, μετά από σημαντικές βελτιώσεις στην απόδοση των μαγνητικών τομογράφων και την εισαγωγή υπερταχειών ακολουθιών, όπως η

true FISP, αναθερμάνθηκε το ενδιαφέρον για κλινικές εφαρμογές της μαγνητικής τομογραφίας στο λεπτό έντερο, κυρίως λόγω της σημαντικής μείωσης των τεχνικών σφαλμάτων και της βελτίωσης της ποιότητας εικόνας. Η μαγνητική εντερόκλυση αποτελεί μία νέα απεικονιστική μέθοδο για το λεπτό έντερο και τις σχετιζόμενες με αυτό παθολογικές καταστάσεις και συνδυάζει τα πλεονεκτήματα της συμβατικής εντερόκλυσης με αυτά της απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού.

3. Βασικές Αρχές Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού (NMR)

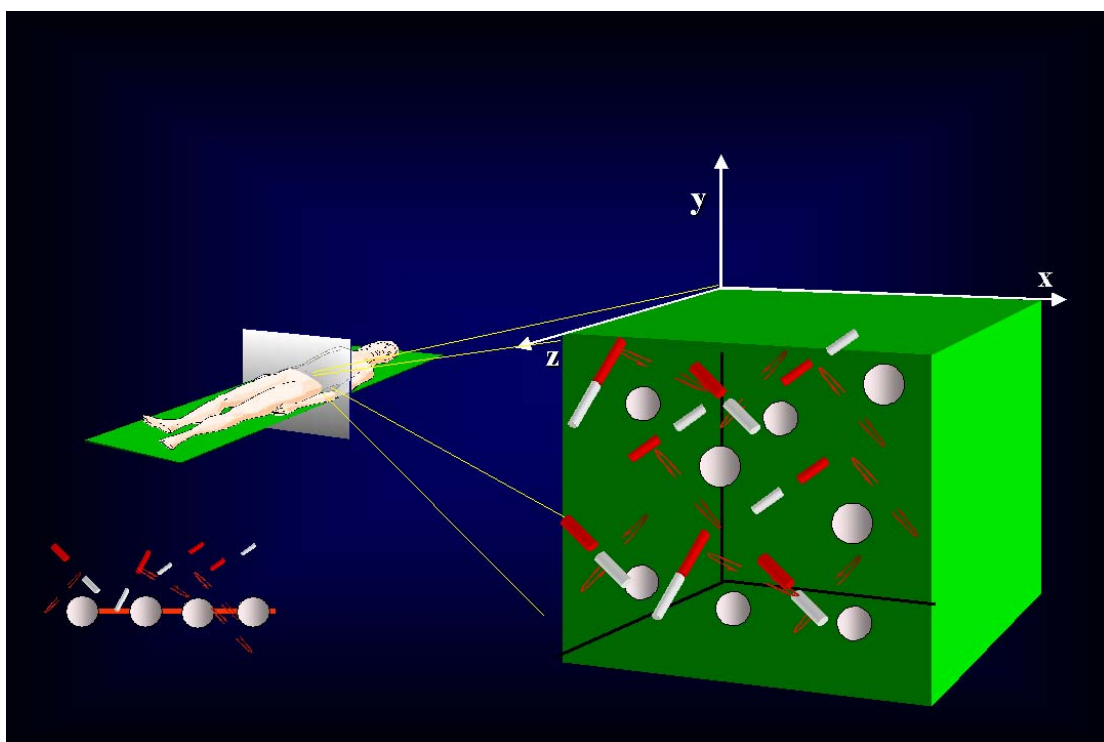
3.1 Απλοποιημένο κβαντομηχανικό μοντέλο της πυρηνικής

ιδιοστροφορμής: Παράλληλα και αντιπαράλληλα πρωτόνια

Σύμφωνα με την κβαντομηχανική περιγραφή ενός υποατομικού σωματιδίου, το πρωτόνιο έχει κβαντισμένη γωνιακή ροπή, η οποία ονομάζεται ιδιοστροφορμή (spin). Η σύνδεση της γωνιακής ροπής με την ιδιοστροφορμή αποτελεί την μαγνητική ροπή του σωματιδίου. Λόγω του ότι το άτομο του υδρογόνου έχει ένα μόνο πρωτόνιο ως πυρήνα, οι παραπάνω ιδιότητες του πρωτονίου ισχύουν συνολικά για το άτομο αυτό.

Στον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό το λαμβανόμενο σήμα δημιουργείται από τις μαγνητικές ροπές των πρωτονίων. Αυτό το σήμα είναι ένα ηλεκτρικό ρεύμα το οποίο επάγεται σε ένα πηνίο-δέκτη από τις μεταβολές των μαγνητικών ροπών. Παρόλα αυτά, η μαγνητική ροπή ενός πρωτονίου είναι πάρα πολύ μικρή για να δημιουργήσει ένα ανιχνεύσιμο επαγωγικό ρεύμα στο πηνίο-δέκτη και ως εκ τούτου θα πρέπει τα πρωτόνια με κάποιο τρόπο να “συνεργαστούν”, έτσι ώστε να δημιουργηθεί μια συνισταμένη μαγνητική ροπή, η οποία θα έχει πολύ μεγαλύτερο πλάτος.

Τα ανύσματα των μαγνητικών ροπών των πρωτονίων, σε φυσιολογική θερμοκρασία σώματος και απουσία εφαρμογής εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, βρίσκονται σε τυχαίες διευθύνσεις στον χώρο (εικόνα 1), με αποτέλεσμα να αλληλοεξουδετερώνονται και η συνολική μαγνητική ροπή του ανθρωπίνου σώματος να είναι μηδέν.

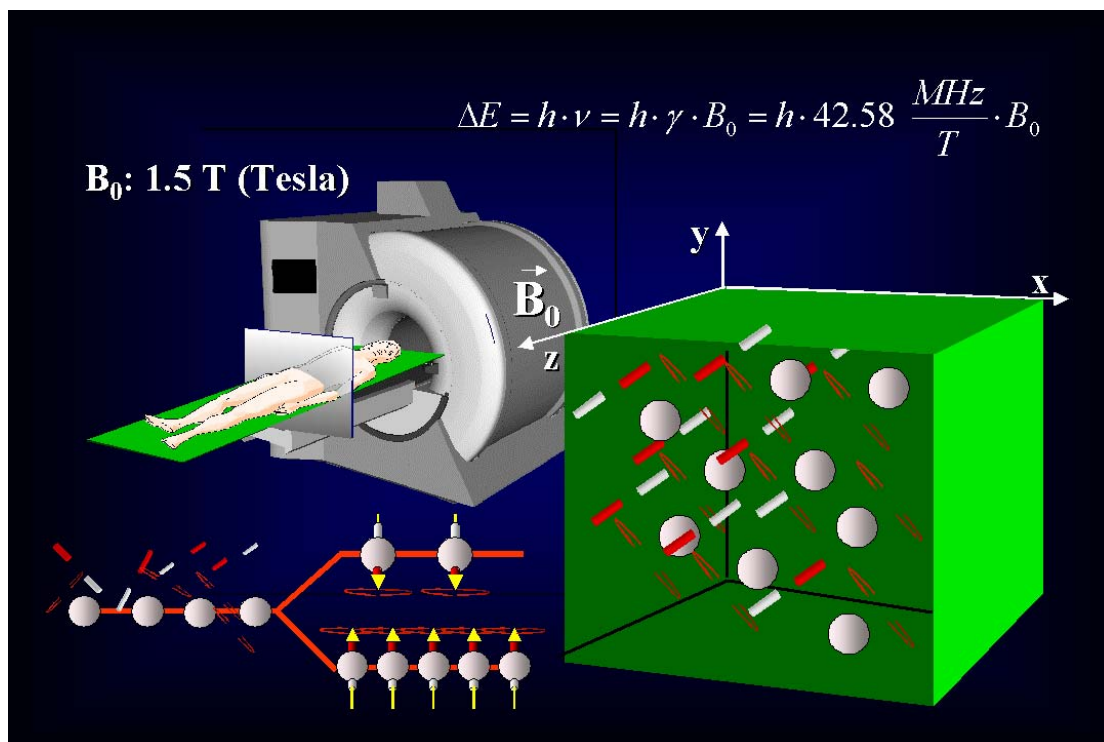


Εικόνα 1

Πριν την εισαγωγή του ασθενούς στο μαγνητικό πεδίο τα ανύσματα των μαγνητικών ροπών των πυρήνων βρίσκονται σε τυχαίες διευθύνσεις στο χώρο.

Στην περίπτωση που εφαρμόζεται ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, οι μαγνητικές ροπές των πρωτονίων δεν βρίσκονται πλέον σε τυχαίες διευθύνσεις και παραλληλίζονται ή αντιπαραλληλίζονται με αυτό (εικόνα 2). Αυτό το γεγονός έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία μιας συνισταμένης

μαγνητικής ροπής των πρωτονίων, η οποία είναι δυνατόν να προκαλέσει ανιχνεύσιμα επαγωγικά ρεύματα.

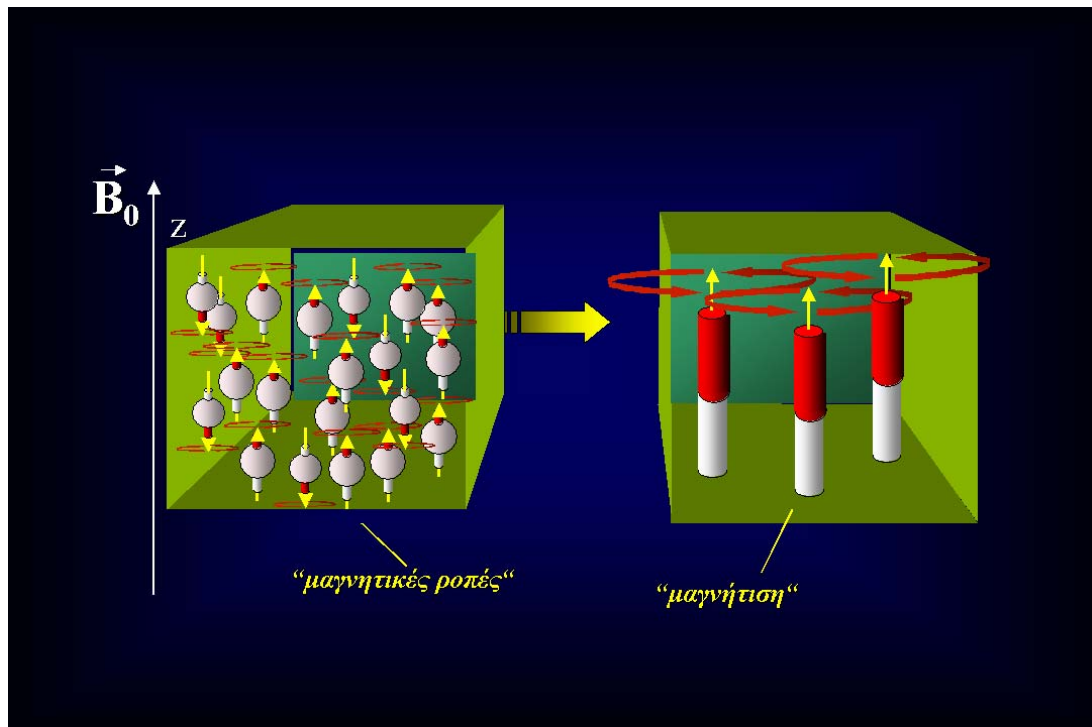


Εικόνα 2

Κατά την εισαγωγή του ασθενούς στο μαγνητικό πεδίο, οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων παραλληλίζονται (χαμηλή ενεργειακή κατάσταση) ή αντιπαραλληλίζονται (υψηλή ενεργειακή κατάσταση) με το άνωσμα της έντασης του μαγνητικού πεδίου B_0 .

Η επίδραση του στατικού μαγνητικού πεδίου στον προσανατολισμό των μαγνητικών ροπών των πρωτονίων μπορεί να εξηγηθεί χρησιμοποιώντας δύο διαφορετικά μοντέλα. Όπως ακριβώς στην Φυσική, οι ιδιότητες του φωτός μπορούν να εξηγηθούν βάσει της κλασσικής ηλεκτρομαγνητικής θεωρίας και της κβαντικής θεωρίας των σωματιδίων, έτσι και οι βασικές αρχές του φυσικού φαινομένου του Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού (NMR) μπορούν να περιγραφούν χρησιμοποιώντας είτε την κλασσική είτε την κβαντομηχανική θεωρία.

Κατά το απλοποιημένο κβαντομηχανικό μοντέλο, οι μαγνητικές ροπές των πρωτονίων παρουσία εξωτερικού στατικού μαγνητικού πεδίου, μπορούν να έχουν δύο δυνατούς προσανατολισμούς στον χώρο: είτε **παράλληλα** είτε **αντιπαράλληλα** προς το εξωτερικό στατικό μαγνητικό πεδίο **B₀**. Οι δύο αυτοί προσανατολισμοί ουσιαστικά αναπαριστούν δύο διαφορετικά **ενεργειακά επίπεδα** των πρωτονίων (εικόνα 2). Το πρωτόνιο το οποίο παραλληλίζεται με το B₀ έχει κατά τι χαμηλότερη ενέργεια από την αντίστοιχη του πρωτονίου το οποίο αντιπαραλληλίζεται. Όπως συνηθίζεται στην φύση, η κατάσταση με την χαμηλότερη ενέργεια είναι περισσότερο επιθυμητή. Ως εκ τούτου, στην περίπτωση που μια ομάδα πρωτονίων βρεθεί κάτω από την επίδραση ενός εξωτερικού στατικού μαγνητικού πεδίου, μετά την πάροδο μικρού χρονικού διαστήματος, τα πρωτόνια τα οποία θα παραλληλιστούν (χαμηλή ενέργεια) με το B₀ θα είναι περισσότερα από αυτά που θα αντιπαραλληλιστούν (υψηλή ενέργεια). Εξαιτίας αυτού του φαινομένου, θα δημιουργηθεί μια συνισταμένη μαγνητική ροπή, της οποίας η φορά και η διεύθυνση θα συμπίπτουν με αυτήν του εξωτερικού στατικού μαγνητικού πεδίου, ενώ το μέτρο του ανύσματος προκύπτει από την διαφορά των μέτρων των παράλληλων και αντιπαράλληλων συνιστωσών (εικόνα 3). Αυτό λοιπόν το συνολικό ανυσματικό μέγεθος μαγνητικής ροπής στην μονάδα της μάζας των ιστών αναφέρεται ως **άνυσμα της μαγνήτισης** ή απλά **μαγνήτιση M**. Η δημιουργία ενός ανύσματος μαγνήτισης μετά την εφαρμογή εξωτερικού στατικού μαγνητικού πεδίου σε μια ομάδα πρωτονίων αποτελεί εκδήλωση μιας διαδικασίας η οποία ονομάζεται **T₁ χαλάρωση** ή **διαμήκης χαλάρωση** ή **θερμική χαλάρωση**. Η διαδικασία αυτή θα αναλυθεί σε επόμενο κεφάλαιο.



Εικόνα 3

Η περίσσεια των μαγνητικών ροπών οι οποίες έχουν την ίδια φορά με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο αποτελούν την συνισταμένη μαγνήτιση M .

Όταν επιτευχθεί η ισορροπία μεταξύ των πληθυσμών των παράλληλων και αντιπαράλληλων, ως προς το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, πρωτονίων, το αποτέλεσμα είναι η μεγιστοποίηση του πλάτους της συνισταμένης μαγνήτισης και η επίτευξη της **θερμικής ισορροπίας** μεταξύ των δύο ομάδων πρωτονίων. Αυτή λοιπόν η συνιστάμενη μαγνήτιση, θα δημιουργήσει και το τελικό σήμα μετά από κάποιες διαδικασίες, οι οποίες θα παρουσιασθούν αναλυτικά παρακάτω.

Κατά την θερμική ισορροπία, ο λόγος του αριθμού των παράλληλα προσανατολισμένων πρωτονίων ($N_{\text{παραλ}}$) προς τον αριθμό των

αντιπαράλληλα προσανατολισμένων πρωτονίων ($N_{\text{αντιπαρ}}$) στην μονάδα μάζας του ιστού δίδεται από την **εξίσωση Boltzmann**:

$$\frac{N_{\text{παράλ}}}{N_{\text{αντιπαρ}}} = e^{\frac{\Delta E}{kT}} \quad (3-1)$$

Στην σχέση αυτή, ΔE είναι η διαφορά των ενεργειών των αντιπαράλληλα και παράλληλα προσανατολισμένων πρωτονίων, k είναι η σταθερά του Boltzmann, και T είναι η απόλυτη θερμοκρασία σε βαθμούς Kelvin ($^{\circ}\text{K}$). Το γινόμενο kT είναι κατά προσέγγιση η μέση θερμική ενέργεια, η οποία εμπεριέχεται σε κάθε μόριο λόγω των θερμικών κινήσεων.

Στην θερμική ισορροπία, η περίσσια παράλληλα προσανατολισμένων πρωτονίων στην μονάδα μάζας του ιστού, και άρα το μέγεθος του άνυσματος της μαγνήτισης, \mathbf{M} , είναι ευθέως ανάλογο της έντασης του εφαρμοζόμενου στατικού μαγνητικού πεδίου B_0 και της πυκνότητας πρωτονίων του ιστού ενώ είναι αντιστρόφως ανάλογο της απόλυτης θερμοκρασίας. Σε θερμοκρασία δωματίου και λαμβάνοντας υπόψη την ένταση των μαγνητικών πεδίων που χρησιμοποιούν οι σύγχρονοι μαγνητικοί τομογράφοι, η περίσσια παράλληλα προσανατολισμένων πρωτονίων είναι μόνο 0.3 έως 5 πρωτόνια ανά εκατομμύριο. Θα πρέπει, επίσης να ληφθεί υπόψη ότι το άνυσμα της μαγνήτισης το οποίο δημιουργείται από έναν όγκο ιστού είναι επίσης ανάλογο της πυκνότητας πρωτονίων σε αυτόν το όγκο. Παραδείγματος χάριν, σε 1 ml νερού, υπάρχουν περίπου 6×10^{22} πρωτόνια. Η δυνατότητα λήψεως ικανοποιητικού σήματος μαγνητικού συντονισμού οφείλεται, λοιπόν, στην μεγάλη περιεκτικότητα των ιστών σε νερό και λίπος.

3.2 Κλασσικό μοντέλο της πυρηνικής ιδιοστροφορμής:

Μεταπτωτική κίνηση, Συχνότητα Larmor

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, η συμπεριφορά των πρωτονίων παρουσία στατικού μαγνητικού πεδίου B_0 , μπορεί να εξηγηθεί με δύο εντελώς διαφορετικές θεωρίες. Το απλοποιημένο κβαντομηχανικό μοντέλο το οποίο περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, εξήγησε τον τρόπο με τον οποίο κατανέμονται στις δύο ενεργειακές καταστάσεις (ή προσανατολίζονται παράλληλα ή αντιπαράλληλα με το B_0) με αποτέλεσμα την δημιουργία της **διαμήκους μαγνήτισης, M_0** . Τα μαθηματικά αυτού του μοντέλου αποδεικνύουν ότι το πλάτος της μαγνήτισης M_0 είναι ανάλογο της έντασης του στατικού μαγνητικού πεδίου B_0 και της πυκνότητας πρωτονίων. Ας εξετάσουμε τώρα τις δυνατότητες μεταβολής της θέσης του ανύσματος αυτού χρησιμοποιώντας το κλασσικό μοντέλο.

Κατά την κλασσική θεωρία, εάν τοποθετηθεί ένας μαγνήτης μέσα σε ένα μαγνητικό πεδίο, το μαγνητικό πεδίο θα προσπαθήσει να περιστρέψει τον μαγνήτη έτσι ώστε το άνυσμα της μαγνήτισης του να ευθυγραμμιστεί με την διεύθυνση εφαρμογής του μαγνητικού πεδίου. Το μέγεθος που περιγράφει αυτήν την περιστροφική δύναμη που ασκείται π.χ. από το μαγνητικό πεδίο της γης σε μία βελόνα μίας πυξίδας, ονομάζεται **ροπή**. Στην περίπτωση όπου μια ροπή ασκείται σε ένα περιστρεφόμενο σώμα, ο άξονας περιστροφής του σώματος δεν θα κινηθεί στην ίδια διεύθυνση με αυτήν της περιστροφής που δημιουργήθηκε από την εφαρμογή της ροπής. Αντίθετα, ο άξονας της περιστροφής θα κινηθεί σε μια διεύθυνση κάθετα στην περιστροφική ροπή. Το αποτέλεσμα είναι μία σύνθετη κίνηση η οποία ονομάζεται **μετάπτωση**.

Το πρωτόνιο έχει **μαγνητική ροπή** και **ιδιοστροφορμή**. Ας υποθέσουμε ότι ένα πρωτόνιο τοποθετείται μέσα σε ένα στατικό μαγνητικό πεδίο B_0 έτσι ώστε ο άξονας περιστροφής του να βρίσκεται σε μια γωνία με την διεύθυνση εφαρμογής του B_0 . Το μαγνητικό πεδίο θα εφαρμόσει μια ροπή πάνω στο πρωτόνιο. Αυτή η ροπή θα προσπαθήσει να ευθυγραμμίσει το πρωτόνιο με την διεύθυνση εφαρμογής του B_0 . Λόγω της ιδιοπεριστροφής του πρωτονίου δεν είναι δυνατόν να επιτευχθεί ευθυγράμμιση με το B_0 . Αντίθετα, αυτό που θα συμβεί είναι η μεταπτωτική κίνηση του πρωτονίου γύρω από τον άξονα εφαρμογής του B_0 έχοντας σταθερή γωνία.

Στην πραγματικότητα, η γωνία του κώνου της μετάπτωσης ενός πρωτονίου θα αλλάζει με τον χρόνο (πολύ αργά συγκρινόμενη με την ταχύτητα της μετάπτωσης). Οι αλληλεπιδράσεις του πρωτονίου με άλλα γειτονικά πρωτόνια και άτομα τα οποία συνθέτουν το άμεσο περιβάλλον του είναι δυνατόν να μειώσουν την ενέργεια του πρωτονίου.

Στην θεωρητική περίπτωση όπου η θερμοκρασία του ιστού ο οποίος περιέχει το πρωτόνιο, πλησίαζε στο απόλυτο μηδέν, το πρωτόνιο θα έχανε όλη την ενέργεια του και θα ευθυγραμμίζονταν με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 . Σε υψηλότερες θερμοκρασίες από το απόλυτο μηδέν, το πρωτόνιο μπορεί επίσης να κερδίσει ενέργεια από τις θερμικές κινήσεις των ατόμων, και έτσι δεν θα γίνει ποτέ δυνατή η σταθερή ευθυγράμμιση με το μαγνητικό πεδίο.

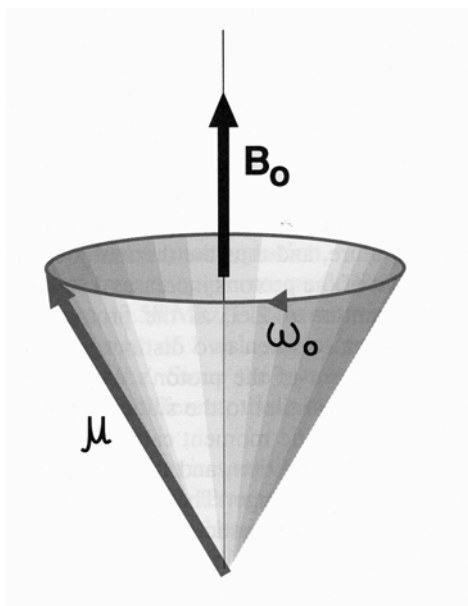
Κατά το απλοποιημένο κβαντομηχανικό μοντέλο, καθώς το πρωτόνιο κερδίζει και χάνει ενέργεια, απλά μεταπηδά από την μία ενεργειακή κατάσταση στην άλλη, ή διαφορετικά παραλληλίζεται και αντιπαραλληλίζεται με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Κατά το κλασσικό μοντέλο, η μαγνητική ροπή δεν είναι κβαντισμένη και άρα μπορεί να έχει οποιοδήποτε

προσανατολισμό και θέση σε σχέση με την διεύθυνση εφαρμογής του μαγνητικού πεδίου, επομένως το πρωτόνιο δεν έχει διακριτές τιμές ενέργειας αλλά μια συνεχή ενεργειακή κατανομή. Το πρωτόνιο κατέχει το μικρότερο ποσό ενέργειας όταν η μαγνητική ροπή του βρίσκεται παραλληλισμένη με το B_0 , ενώ έχει το μέγιστο ποσό ενέργειας όταν η μαγνητική ροπή του βρίσκεται αντιπαράλληλα με το B_0 .

Η γωνιακή συχνότητα της μεταπτωτικής κίνησης ενός πρωτονίου είναι ευθέως ανάλογη της έντασης του στατικού μαγνητικού πεδίου, B_0 :

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (3-2)$$

όπου ω_0 είναι η γωνιακή συχνότητα της μετάπτωσης, και γ είναι ο γυρομαγνητικός λόγος, ο οποίος εκφράζει την σχέση μεταξύ της μαγνητικής ροπής και της ιδιοπεριστροφής του πρωτονίου (εικόνα 4).



Εικόνα 4

Η κίνηση της μαγνήτισης M παρουσία ενός στατικού μαγνητικού πεδίου έντασης B_0 : Το άνωσμα της μαγνήτισης M εκτελεί μεταπτωτική κίνηση γύρω από το B_0 με γωνιακή συχνότητα ω_0 .

Η γωνιακή συχνότητα ω_o στην εξίσωση 3-2 μετριέται σε ακτίνια ανά δευτερόλεπτο. Μπορεί να ξαναγραφεί η σχέση αυτή μετατρέποντας τα ακτίνια ανά δευτερόλεπτο σε κύκλους ανά δευτερόλεπτο ή Hertz (Hz). Έτσι ισχύει η σχέση:

$$\omega_o = 2\pi \cdot f_o \quad (3-3)$$

και άρα η σχέση 3-2 μπορεί να ξαναγραφεί ως εξής:

$$2\pi \cdot f_o = \gamma \cdot B_o \quad \text{ή} \quad f_o = \frac{\gamma \cdot B_o}{2\pi} \quad (3-4)$$

Η συχνότητα της μετάπτωσης (f_o) επίσης ονομάζεται **συχνότητα συντονισμού** ή συχνότητα **Larmor**.

Η ποσότητα $\gamma/2\pi$ έχει μονάδες συχνότητας ανά ένταση μαγνητικού πεδίου. Η τιμή του $\gamma/2\pi$ για τα πρωτόνια είναι 42.58 MHz/T. Αυτό σημαίνει ότι σε ένταση μαγνητικού πεδίου 1 Tesla, η συχνότητα συντονισμού των πρωτονίων είναι 42.58 MHz. Μια και ο γυρομαγνητικός λόγος διαφέρει από πυρήνα σε πυρήνα, ο κάθε πυρήνας θα έχει διαφορετική συχνότητα συντονισμού στην ίδια ένταση μαγνητικού πεδίου.

3.3 Απλοποιημένο κβαντομηχανικό μοντέλο του Πυρηνικού

Μαγνητικού Συντονισμού: Ραδιοκύματα και φωτόνια.

Το μοντέλο αυτό δεν είναι πολύ χρήσιμο για την εξήγηση της κίνησης του ανύσματος της μαγνήτισης, **M**, αλλά εξηγεί πώς μπορεί να διαταραχθεί η ισορροπία μεταξύ των παράλληλα και αντιπαράλληλα προσανατολισμένων πρωτονίων. Η ισορροπία μεταξύ των δύο πληθυσμών δεν είναι στατική. Αν και ο λόγος των παράλληλων και αντιπαράλληλων πρωτονίων παραμένει

σταθερός, τα διάφορα πρωτόνια μεταπηδούν από την μία κατάσταση στην άλλη μέσω ανταλλαγής ενέργειας μεταξύ τους και με τις ενέργειες της μοριακής θερμικής κίνησης. Σε συνθήκες θερμικής ισορροπίας, ο αριθμός των πρωτονίων που μετακινούνται από την χαμηλή ενεργειακή κατάσταση στην υψηλή ενεργειακή κατάσταση είναι ακριβώς ο ίδιος με αυτόν των πρωτονίων που μετακινούνται από την υψηλή στην χαμηλή ενεργειακή κατάσταση. Η θερμική ισορροπία μπορεί να διαταραχθεί εάν προστεθεί ενέργεια στο σύστημα (πρωτόνια), η οποία θα έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση του αριθμού των πρωτονίων που μεταβαίνουν από την χαμηλή στην υψηλή ενεργειακή στάθμη και την ταυτόχρονη μείωση του αριθμού των πρωτονίων που μεταπίπτουν από την υψηλή στην χαμηλή ενεργειακή κατάσταση. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί μέσω ακτινοβολήσης του ιστού με ραδιοκύματα σε μια συγκεκριμένη συχνότητα.

3.4 Κλασικό μοντέλο του Μαγνητικού Συντονισμού: 90° και 180° παλμοί

Αν αγνοήσουμε τις αλληλεπιδράσεις του πρωτονίου με γειτονικά πρωτόνια, η μαγνητική ροπή του θα εκτελεί μεταπτωτική κίνηση γύρω από το κύριο μαγνητικό πεδίο με συχνότητα ίση με την συχνότητα Larmor:

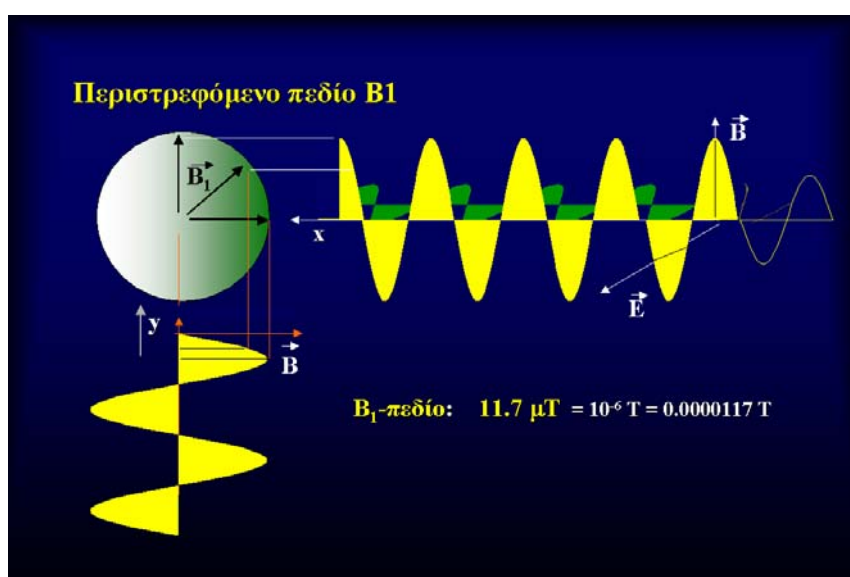
$$\omega_o = \gamma \cdot B_o \quad \text{ή} \quad f_o = \frac{\gamma \cdot B_o}{2\pi}$$

Η γωνία του σχηματιζόμενου κώνου της μεταπτωτικής κίνησης θα αλλάζει με την πάροδο του χρόνου, καθώς οι μαγνητικές ροπές των πρωτονίων θα «αισθάνονται» μια συνολική αύξηση ή μείωση της ενέργειας. Έτσι λοιπόν δίνοντας ενέργεια στα πρωτόνια με την μορφή ηλεκτρομαγνητικών πεδίων εφαρμοζόμενων στην συχνότητα Larmor είναι δυνατόν να αλλάξουμε την

θέση του ανύσματος της μαγνήτισης ως προς την διεύθυνση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Το απλό κβαντομηχανικό μοντέλο προβλέπει ότι φωτόνια με συχνότητα Larmor χρησιμοποιούνται για την μεταφορά ενέργειας από και προς το πρωτόνιο. Σ' αυτό ακριβώς το σημείο υπάρχει ταύτιση του κβαντομηχανικού και του κλασσικού μοντέλου του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού.

Η διέγερση και άρα η εναπόθεση ενέργειας στο πρωτόνιο μπορεί να επιτευχθεί μέσω ενός ταλαντούμενου ηλεκτρομαγνητικού πεδίου, B1 (εικόνα 5) Η μετάπτωση της μαγνήτισης, M, γύρω από το B1 δίδεται από την ίδια εξίσωση που χρησιμοποιήθηκε για την κίνηση γύρω από το B0:

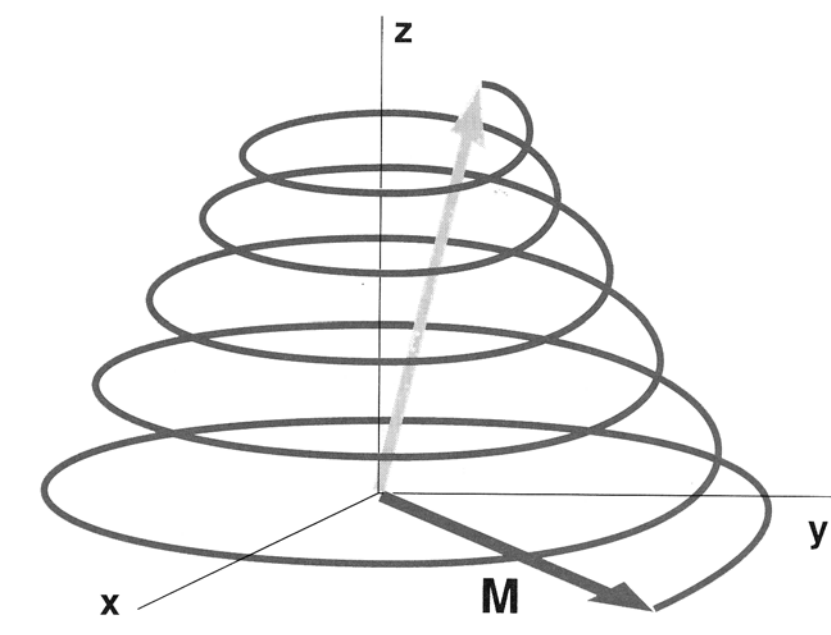
$$\omega_1 = \gamma \cdot B_0$$



Εικόνα 5

Το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο B1 παίζει τον ρόλο της διέγερσης, όπου με την εφαρμογή του μεταφέρεται ηλεκτρομαγνητική ενέργεια με την μορφή παλμού από το πηνίο-πομπό στους ιστούς με αποτέλεσμα οι πυρήνες από την κατάσταση ισορροπίας να βρίσκονται σε διεγερμένη κατάσταση λόγω της εξωτερικής ενέργειας που δέχτηκαν. Ένας παλμός 90ο ισοδυναμεί με την εφαρμογή ενός πεδίου B1 της τάξεως των 11.7 μT.

Μια και το B_1 είναι τουλάχιστον τρεις τάξεις μεγέθους μικρότερο από το B_0 , η μεταπτωτική κίνηση που περιγράφεται από την συχνότητα ω_1 είναι πολύ πιο αργή από την αντίστοιχη γύρω από το B_0 . Αν θεωρήσουμε την συνολική κίνηση του ανύσματος της μαγνήτισης M , γύρω από το B_0 , παρουσία του B_1 , θα διαπιστώσουμε ότι αυτή περιγράφεται από μια μεταπτωτική τροχιά γύρω από το B_0 , όπου η γωνία του μεταπτωτικού κώνου αλλάζει με κυκλικό τρόπο (εικόνα 6).



Εικόνα 6

Η μεταπτωτική κίνηση που εκτελεί το άνυσμα της μαγνήτισης προκύπτει από τον συνδυασμό περιστροφικής και μεταφορικής κίνησης του M μετά την εφαρμογή ενός παλμού διέγερσης.

Η μαγνήτιση, ως ανυσματικό μέγεθος, μπορεί να αναλυθεί σε δύο συνιστώσες. Η συνιστώσα κατά μήκος του διαμήκους άξονα z ονομάζεται **διαμήκης μαγνήτιση**, M_z , ενώ η συνιστώσα που κείται στο επίπεδο xy ονομάζεται **εγκάρσια μαγνήτιση**, M_{xy} .

Ας υποθεθεί ότι επιτρέπεται στα πρωτόνια των υπό μελέτη ιστών να έρθουν σε κατάσταση θερμικής ισορροπίας εφαρμόζοντας ένα εξωτερικό στατικό μαγνητικό πεδίο B_0 . Η μικρή περίσσεια πρωτονίων, με μαγνητικές ροπές παράλληλες προς το B_0 , αποτελεί την συνισταμένη μαγνήτιση, M . Εάν γίνει εκπομπή ραδιοκυμάτων στους υπό μελέτη ιστούς στην συχνότητα $Larmor$, έτσι ώστε το B_1 να βρίσκεται κατά μήκος του θετικού ημιάξονα x , η μαγνήτιση M , θα εκτελέσει μεταπτωτική κίνηση γύρω από το B_1 , όσο διαρκεί η εκπομπή ραδιοκυμάτων. Στην περίπτωση που η εκπομπή των ραδιοκυμάτων δεν είναι συνεχής αλλά παλμική, μπορεί να μετατοπισθεί η θέση του άνυσματος της μαγνήτισης σε οποιοδήποτε σημείο του χώρου. Οι παλμική διέγερση γίνεται με τους ονομαζόμενους **ραδιοπαλμούς**. Όταν η διάρκεια του ραδιοπαλμού είναι τέτοια ώστε το άνυσμα της μαγνήτισης να περιστραφεί κατά 90° (π.χ. από τον διαμήκη άξονα z στο εγκάρσιο επίπεδο xy) αυτός ο ραδιοπαλμός ονομάζεται 90° παλμός. Εάν η διάρκεια του προηγούμενου παλμού διπλασιαστεί, τότε η μαγνήτιση θα περιστραφεί κατά 180° , αυτός ο ραδιοπαλμός ονομάζεται 180° παλμός. Η γωνία περιστροφής της μαγνήτισης M μπορεί να ελεγχθεί και από την ένταση του εφαρμοζόμενου πεδίου B_1 . Η εξίσωση που περιγράφει την **γωνία νεύσης** και το αίτιο που την προκαλεί είναι η ακόλουθη:

$$\theta = \omega_1 \cdot t \quad \text{ή} \quad \theta = \gamma \cdot B_1 \cdot t$$

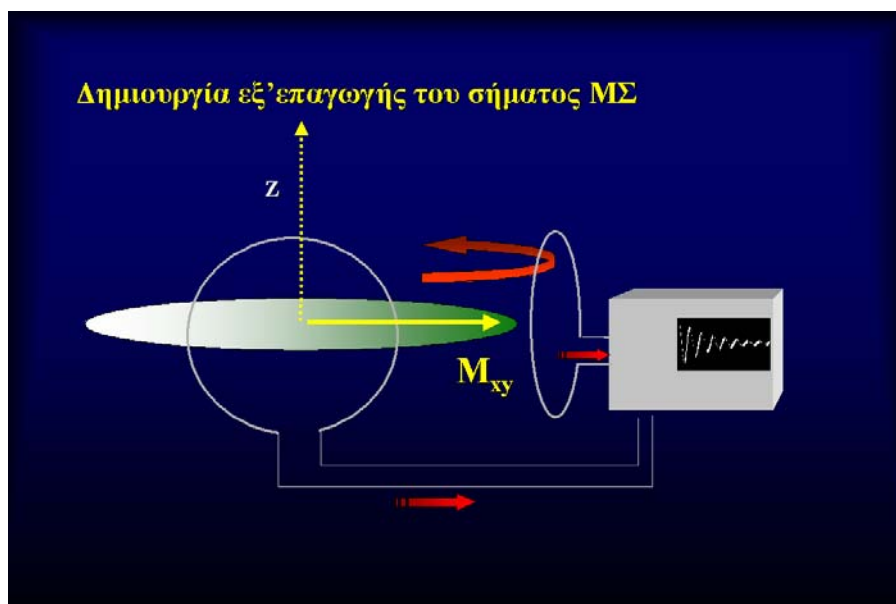
όπου θ είναι η γωνία νεύσης και t η διάρκεια εφαρμογής του ραδιοπαλμού ενώ B_1 είναι η ένταση του μαγνητικού πεδίου του ραδιοπαλμού.

Συμπερασματικά, το κλασσικό μοντέλο εξηγεί τον τρόπο με τον οποίο το άνυσμα της μαγνήτισης μπορεί από παράλληλο να γίνει αντιπαράλληλο ως προς τον άξονα z , εφαρμόζοντας έναν 180° παλμό. Το ίδιο μοντέλο εξηγεί τον

τρόπο με τον οποίο το άνυσμα της μαγνήτισης περιστρέφεται γύρω από τον διαμήκη άξονα z , προς το εγκάρσιο επίπεδο xy μετά την εφαρμογή ενός 90° παλμού. Η μεταπτωτική κίνηση του ανύσματος της μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο αποτελεί την πηγή δημιουργίας του **σήματος πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού**.

3.5 Το σήμα στον Πυρηνικό Μαγνητικό Συντονισμό

Η εφαρμογή ενός 90° παλμού μεταφέρει το άνυσμα της μαγνήτισης M από τον άξονα z στο εγκάρσιο επίπεδο xy . Στην περίπτωση που τοποθετηθεί ένα πηνίο-δέκτης κοντά στους υπό μελέτη ιστούς με τέτοιο τρόπο ώστε ο άξονας του να συμπίπτει με το εγκάρσιο επίπεδο (εικόνα 7), θα δημιουργηθεί ένα ηλεκτρικό ρεύμα εξ επαγωγής λόγω της χρονικά μεταβαλλόμενης μαγνήτισης M .



Εικόνα 7

Η μεταβολή του πλάτους της εγκάρσιας μαγνήτισης προκαλεί την δημιουργία ενός ρεύματος εξ'επαγωγής σε ένα πηνίο-δέκτη κατάλληλα τοποθετημένο κάθετα στο εγκάρσιο επίπεδο.

Το σήμα αυτό ονομάζεται **ελεύθερη επαγωγική απόσβεση (ΕΕΑ)**. Το επαγόμενο ρεύμα στο πηνίο-δέκτη δημιουργεί ένα ταλαντούμενο σήμα το οποίο έχει την ίδια συχνότητα με αυτήν της μετάπτωσης της μαγνήτισης (συχνότητα Larmor). Το πλάτος αυτού του σήματος μειώνεται με την πάροδο του χρόνου (συνήθως μετά από μερικά εκατοστά του δευτερολέπτου). Ο λόγος για τον οποίο το άνυσμα της μαγνήτισης (και κατά συνέπεια το πλάτος του σήματος ΕΕΑ) μειώνεται με την πάροδο του χρόνου, σχετίζεται με την παρουσία τοπικών ανομοιογενειών του στατικού μαγνητικού πεδίου κατά μήκος των ιστών, καθώς επίσης με τις αλληλεπιδράσεις των μαγνητικών ροπών των γειτονικών μορίων στους υπό μελέτη ιστούς. Οι ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου και οι αλληλεπιδράσεις των μαγνητικών ροπών των γειτονικών μορίων οδηγούν σε μικρές μεταβολές της μεταπτωτικής συχνότητας των πρωτονίων. Καθώς οι μαγνητικές ροπές των πρωτονίων χάνουν την συμφασικότητα μεταξύ τους στο εγκάρσιο επίπεδο, το πλάτος της εγκάρσιας συνιστώσας της μαγνήτισης μειώνεται. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την προοδευτική μείωση του πλάτους του σήματος ΕΕΑ. Στην περίπτωση πλήρους απώλειας της συμφασικότητας, η εγκάρσια συνιστώσα της μαγνήτισης M_{xy} μηδενίζεται.

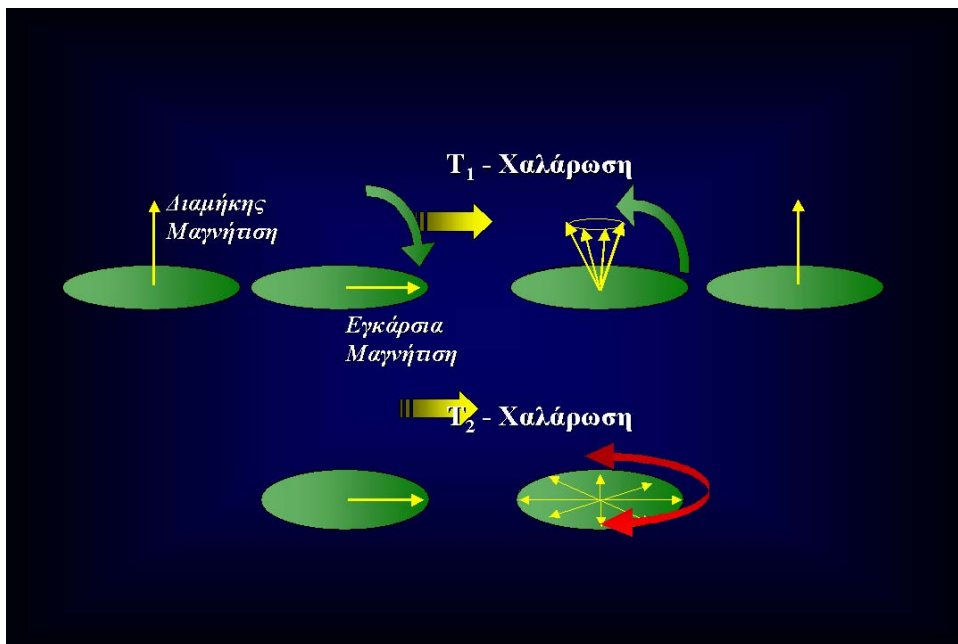
3.6 Διαμήκης Χαλάρωση T_1

Η κατάσταση θερμικής ισορροπίας ενός αριθμού πρωτονίων που βρίσκονται στους ιστούς έχει δύο βασικές ιδιότητες: α) δεν υπάρχει συνιστώσα της μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο ($M_{xy}=0$) και β) η παρουσία περίσσειας πρωτονίων με παράλληλα προσανατολισμένη την μαγνητική ροπή προς τον

άξονα εφαρμογής του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, οδηγεί στην δημιουργία ενός συνιστάμενου ανύσματος της μαγνήτισης M κατά μήκος του άξονα z , M_0 .

Η κατάσταση θερμικής ισορροπίας επανακτάται μέσω δύο διαφορετικών διαδικασιών, οι οποίες αντανakλούν τις δύο ιδιότητες της, που προαναφέρθηκαν. Η απόσβεση της εγκάρσιας συνιστώσας της μαγνήτισης λόγω απώλειας της συμφασικότητας είναι ταχύτερη από αυτήν της ανάκτησης της διαμήκουσ μαγνήτισης. Η τελευταία ονομάζεται **διαμήκης χαλάρωση T_1** . Η διαμήκης μαγνήτιση M_z αυξάνεται από το μηδέν μέχρι την τιμή M_0 , ενώ η σταθερά αυτής της αύξουσας εκθετικής συνάρτησης, η οποία περιγράφει την ανάκτηση της διαμήκουσ μαγνήτισης, ονομάζεται **T_1 σταθερά χρόνου** (εικόνα 8).

$$M_z(t) = M_0 \cdot (1 - e^{-\frac{t}{T_1}})$$



Εικόνα 8

Επάνω σειρά: Μετά την εφαρμογή ενός παλμού διέγερσης 90° μηδενίζεται η διαμήκης συνιστώσα και μεγιστοποιείται η εγκάρσια συνιστώσα. Με το πέρασμα του χρόνου ανακτάται η μαγνήτιση στον διαμήκη άξονα λόγω της T_1 χαλάρωσης και αποσβένεται στο εγκάρσιο επίπεδο λόγω της T_2 χαλάρωσης (κάτω σειρά).

Μικρή T1 σταθερά χρόνου συνεπάγεται ταχεία ανάκτηση της διαμήκους μαγνήτισης, χαρακτηριστικό των συμπαγών ιστών.

3.7 Εγκάρσια χαλάρωση T2

Η απώλεια της εγκάρσιας μαγνήτισης, η οποία οφείλεται σε αλληλεπιδράσεις των πρωτονίων με γειτονικά μόρια ονομάζεται εγκάρσια χαλάρωση T2 (εικόνα 8). Η διαδικασία αυτή λαμβάνει χώρα αμέσως μετά την παύση της εφαρμογής του ραδιοπαλμού **διέγερσης** (90°) και περιγράφεται από την ακόλουθη σχέση:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0) \cdot e^{-\frac{t}{T2}}$$

Η συνάρτηση αυτή είναι φθίνουσα εκθετική, όπου η παράμετρος T2 αποτελεί την σταθερά χρόνου της συνάρτησης. Μεγάλη T2 σταθερά χρόνου συνεπάγεται αργή ανάκτηση της διαμήκους μαγνήτισης, χαρακτηριστικό των ιστών με ελεύθερα κινούμενα πρωτόνια (υγρά).

4. Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού

4.1 Εισαγωγή

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (ΑπΜΣ) βασίζεται στην αλληλεπίδραση μεταξύ ενός μεταβαλλόμενου μαγνητικού πεδίου (διέγερση) με τους πυρήνες των ατόμων του υδρογόνου το οποίο βρίσκεται με την μορφή ύδατος στους ιστούς, παρουσία κάποιου ισχυρού στατικού μαγνητικού πεδίου (Bo). Η αντίθεση σε μία εικόνα μαγνητικού συντονισμού εξαρτάται από την πυκνότητα πρωτονίων των ιστών όπως επίσης και από τον τρόπο με τον οποίο αντιδρούν στην αρχική διέγερση (T1 και T2 χαλάρωση). Έτσι, είναι δυνατόν

να γίνει λήψη εικόνων με αντίθεση βασισμένη στην πυκνότητα πρωτονίων (ρ), όπως επίσης και στις σταθερές χαλάρωσης T1 και T2. Οι σταθερές αυτές είναι διαφορετικές για κάθε ιστό και εξαρτώνται από την βιοχημική σύσταση του ιστού (ποσότητα ύδατος, πρωτεΐνες κ.α.). Αυτός είναι και ο λόγος για τον οποίον οι εικόνες μαγνητικού συντονισμού έχουν μεγάλη αντιθετική ικανότητα ειδικά μεταξύ των μαλακών μορίων.

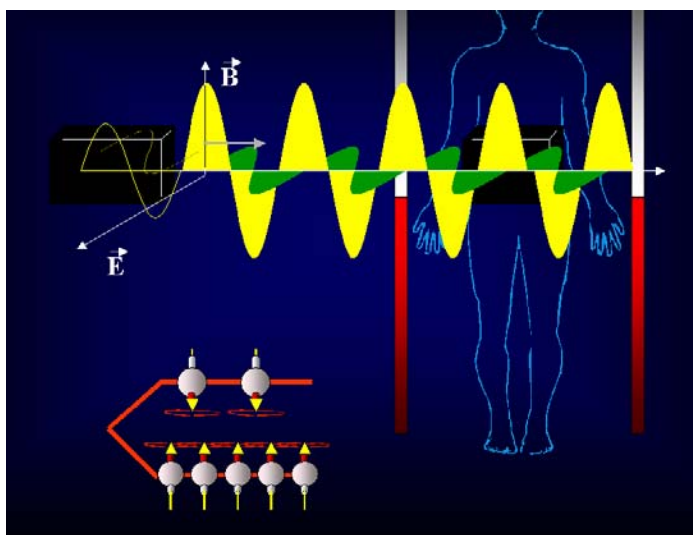
4.2 Μαγνήτιση ιστών

Το ανθρώπινο σώμα αποτελείται κατά 70% περίπου από νερό. Κάθε μόριο νερού αποτελείται από δύο άτομα υδρογόνου τα οποία συνδέονται με ένα άτομο οξυγόνου. Ο συνολικός αριθμός πυρήνων υδρογόνου στο ανθρώπινο σώμα μπορεί να φτάσει τους 5×10^{27} . Ο κάθε πυρήνας υδρογόνου έχει μία μαγνητική ροπή (σπίν) και με άλλα λόγια μπορεί να θεωρηθεί σαν ένας μικρός μαγνήτης. Στην περίπτωση που δεν εφαρμόζεται κάποιο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο τα σπινς έχουν τυχαίο προσανατολισμό στον χώρο. Όταν εφαρμόζεται ένα ισχυρό στατικό μαγνητικό πεδίο (εισαγωγή του ασθενούς στον μαγνητικό τομογράφο) τότε τα σπινς προσανατολίζονται με αυτό σε παράλληλες ή αντιπαράλληλες διευθύνσεις. Τελικά δημιουργείται μία συνισταμένη μαγνήτιση, η οποία κείται στην διεύθυνση εφαρμογής του στατικού μαγνητικού πεδίου και έχει την ίδια φορά με αυτό. Η ένταση της συνισταμένης μαγνήτισης είναι ευθέως ανάλογη με την ένταση του στατικού μαγνητικού πεδίου. Όπως ήδη αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο, κατά τον προσανατολισμό αυτό τα σπινς δεν παραμένουν σε στατικές θέσεις αλλά περιστρέφονται με μία συχνότητα η οποία δίνεται από την εξίσωση (3.2). Αν και οι πυρήνες του υδρογόνου βρίσκονται σε μεγάλες συγκεντρώσεις στο

ανθρώπινο σώμα, υπάρχουν και άλλοι πυρήνες όπως φωσφόρου, νατρίου και άνθρακα οι οποίοι υπόκεινται στο φαινόμενο του μαγνητικού συντονισμού και μπορούν να δώσουν διάφορες πληροφορίες (κυρίως φασματοσκοπία). Η λήψη μίας εικόνας ΜΣ περιλαμβάνει διάφορα στάδια τα πιο βασικά εκ' των οποίων είναι: η διέγερση, η αποδιέγερση, η λήψη του σήματος και τέλος η ανακατασκευή της εικόνας.

4.3 Διέγερση

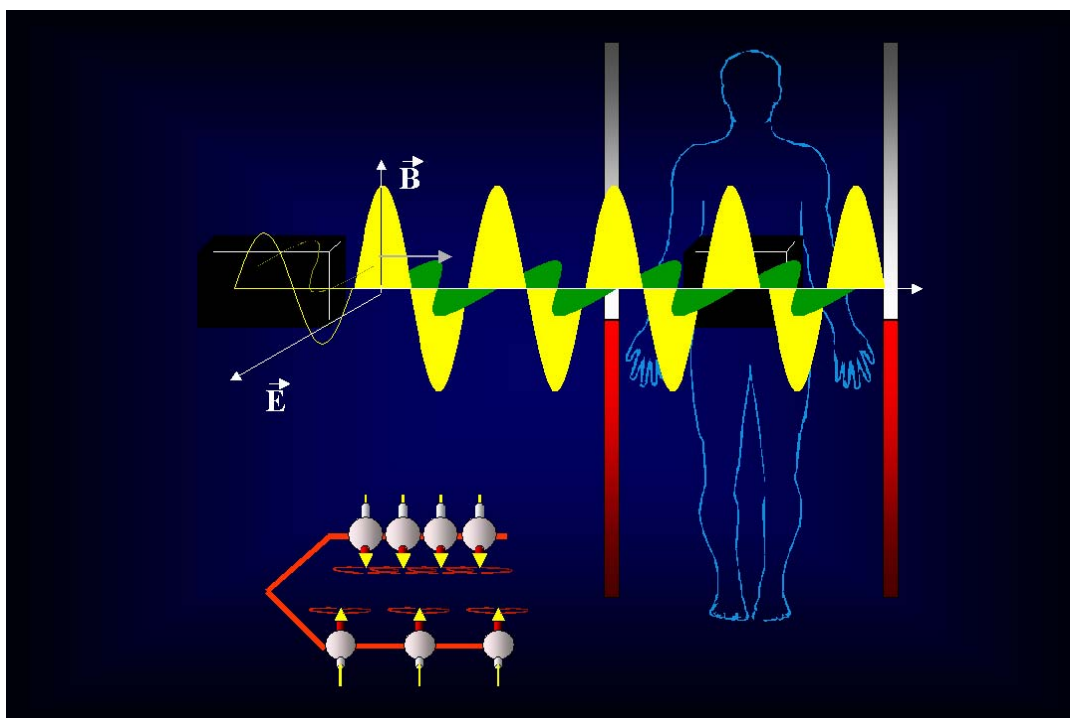
Ας εξετάσουμε τι συμβαίνει κατά την χρονική στιγμή όπου ο ασθενής εισάγεται στο στατικό μαγνητικό πεδίο (εικόνα 9). Όλοι οι πυρήνες του υδρογόνου προσανατολίζονται προς την διεύθυνση εφαρμογής του στατικού μαγνητικού πεδίου με αποτέλεσμα να δημιουργείται μία συνισταμένη μαγνήτιση στον άξονα z (ο οποίος είναι ο άξονας εφαρμογής του στατικού μαγνητικού πεδίου).



Εικόνα 9

Στην εικόνα αυτή περιγράφεται η κατανομή των σπινς κατά την είσοδο του ασθενούς στο μαγνητικό πεδίο και πριν την εφαρμογή του παλμού διέγερσης.

Κατά την έναρξη της εξέτασης ο ασθενής δέχεται την επίδραση ενός μεταβαλλόμενου μαγνητικού πεδίου, B_1 το οποίο παίζει τον ρόλο της διέγερσης. Η δράση του πεδίου B_1 προκαλεί την μετάπτωση του ανύσματος της μαγνήτισης από τον άξονα z στο επίπεδο xy όπως επίσης και περίσσεια σπινς στην στάθμη υψηλής ενέργειας (διεγερμένη κατάσταση –εικόνα 10). Από τον συνδυασμό μίας σειράς παλμών διαφόρων ειδών προκύπτουν οι διάφορες παλμοσειρές ή ακολουθίες, με τις οποίες θα ασχοληθούμε πιο κάτω.

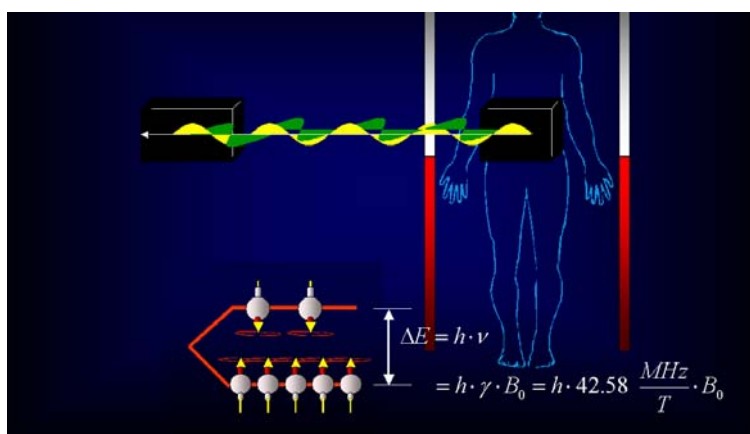


Εικόνα 10

Στην εικόνα αυτή περιγράφεται η κατανομή των σπινς κατά την είσοδο του ασθενούς στο μαγνητικό πεδίο και μετά την εφαρμογή του παλμού διέγερσης, όπου ο πληθυσμός της υψηλής ενεργειακής στάθμης είναι αριθμητικά μεγαλύτερος από τον αντίστοιχο της χαμηλής ενεργειακής στάθμης λόγω της περίσσειας ενέργειας που αποδόθηκε στο σύστημα με την εφαρμογή του παλμού διέγερσης.

4.4 Αποδιέγερση

Μετά την εφαρμογή του παλμού διέγερσης ακολουθεί η αποδιέγερση των πυρήνων, η οποία εκφράζεται από δύο σταθερές χρόνου (T_1 και T_2). Λίγο πριν την εφαρμογή του παλμού διέγερσης η μαγνήτιση στον άξονα z είναι μέγιστη και μηδενική στο εγκάρσιο επίπεδο xy . Αμέσως μετά την δράση του παλμού διέγερσης η μαγνήτιση μεγιστοποιείται στο εγκάρσιο επίπεδο και μηδενίζεται στον διαμήκη άξονα z . Με την πάροδο του χρόνου οι πυρήνες αποδιεγείρονται αυξάνοντας την μαγνήτιση στον διαμήκη άξονα και μειώνοντας την μαγνήτιση στο εγκάρσιο επίπεδο (εικόνα 11). Ο ρυθμός αύξησης της μαγνήτισης στον διαμήκη άξονα εκφράζεται από την T_1 σταθερά ενώ ο ρυθμός μείωσης της μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο εκφράζεται από την T_2 σταθερά χαλάρωσης (relaxation time). Η λήψη του σήματος γίνεται στο εγκάρσιο επίπεδο από κάποιο πηνίο-δέκτη στο οποίο εξ επαγωγής δημιουργούνται ρεύματα ανάλογα των μεταβολών της μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο.



Εικόνα 11

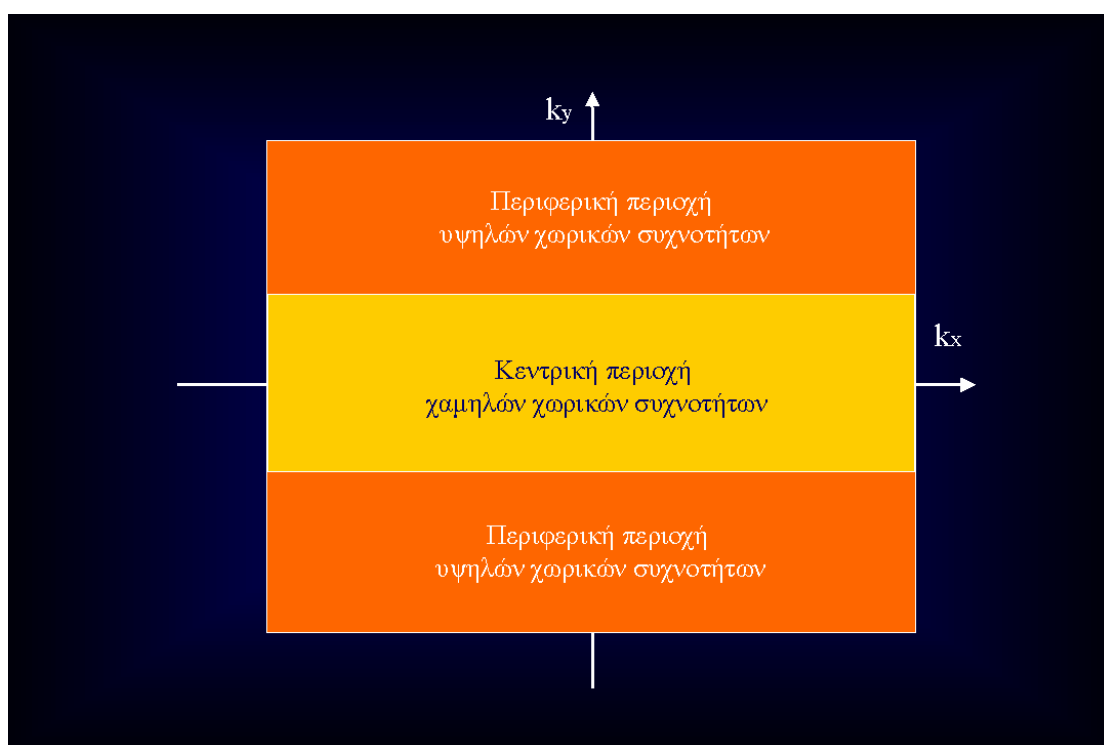
Κατά την φάση της αποδιέγερσης ένας αριθμός σπινς μεταπίπτει από την υψηλή ενεργειακή στάθμη στην χαμηλή ενεργειακή στάθμη αποδίδοντας πίσω την ενέργεια που δέχτηκε με τον παλμό διέγερσης υπό την μορφή θερμότητας.

Η χρήση ενός μόνο 90° παλμού διέγερσης δεν είναι κατάλληλη για την λήψη σημάτων τα οποία θα χρησιμοποιηθούν για την δημιουργία της εικόνας. Αυτό οφείλεται στην ταχύτατη απώλεια της μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο. Έτσι, προσθέτοντας έναν 180° είναι δυνατόν να καθυστερήσουμε την απόσβεση της μαγνήτισης, επιτρέποντας την λήψη καταλλήλων σημάτων για απεικόνιση. Ο συνδυασμός του παλμού διέγερσης 90° και του παλμού 180° , ο οποίος ονομάζεται παλμός επανεστίασης δημιούργησε την πρώτη ακολουθία παλμών η οποία ονομάζεται Spin Echo (SE).

4.5 Δημιουργία εικόνας

Το σήμα στον μαγνητικό συντονισμό δημιουργείται από τις μεταβολές του πλάτους της εγκάρσιας συνιστώσας της μαγνήτισης η οποία προέρχεται από την επιλεγμένη τομή. Το σήμα διαβάζεται κάτω από την παρουσία ενός βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της συχνότητας, g_x , έτσι ώστε να εμπεριέχεται σε αυτό ολόκληρη η πληροφορία σχετικά με την χωρική κατανομή των σπινς κατά μήκος του άξονα x . Αυτό λοιπόν το σήμα έχει μονοδιάστατο χαρακτήρα (μαγνήτιση – χρόνος). Πώς λοιπόν ένα μονοδιάστατο σήμα, όπως αυτό που περιγράφηκε, θα συνδεθεί με ένα μέγεθος δύο διαστάσεων όπως μια εικόνα; Για να γίνει αυτό, θα πρέπει να συλλεχθούν πολλαπλά σήματα και να ομαδοποιηθούν, έτσι ώστε να δημιουργηθεί ένας δισδιάστατος πίνακας από τον οποίο θα προκύψει η τελική εικόνα. Αυτός ο δισδιάστατος πίνακας ονομάζεται k -χώρος (εικόνα 12) (17). Τα σήματα από τα οποία αποτελείται ο k -χώρος δεν είναι ταυτόσημα. Καθένα από αυτά, καταγράφεται σε διαφορετικές χρονικές περιόδους ενώ πριν από την έναρξη καταγραφής τους ενεργοποιείται ένα συγκεκριμένο βαθμιδωτό

πεδίο κωδικοποίησης της φάσης, gy , για ένα μικρό χρονικό διάστημα, tr . Αυτό γίνεται με στόχο την μερική κωδικοποίηση του σήματος με χωρικές πληροφορίες κατά μήκος του άξονα y . Το πλάτος του βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της φάσης gy , που εφαρμόζεται πριν από την λήψη κάθε σήματος καθορίζει την ακριβή θέση του σήματος αυτού στον κάθετο άξονα x του k -χώρου.



Εικόνα 12

Ο k -χώρος περιγράφεται από δύο ξεχωριστές ζώνες: την ζώνη των υψηλών χωρικών συχνοτήτων (περιφέρεια) και την ζώνη των χαμηλών χωρικών συχνοτήτων (κέντρο).

Έτσι, ο k -χώρος αποτελείται από γραμμές ξεχωριστών σημάτων, καθένα από τα οποία καταγράφεται ως συνάρτηση του χρόνου κατά την διάρκεια εφαρμογής του βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της συχνότητας. Μια στήλη του k -χώρου αναπαριστά δείγματα της εγκάρσιας μαγνήτισης σε μια καθορισμένη χρονική στιγμή κατά την λήψη κάθε σήματος, τα οποία έχουν

επισημανθεί μέσω της εφαρμογής του βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της φάσης. Το σήμα δεν είναι τίποτε άλλο παρά η εγκάρσια μαγνήτιση των ιστών, η οποία προέρχεται από ολόκληρη την επιλεγμένη τομή ως καταγραφή κατά την διάρκεια εφαρμογής ενός σταθερού βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της συχνότητας μετά την επιλεκτική διέγερση των σπίνς στην εν λόγω τομή και την εφαρμογή ενός σύντομου βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της φάσης, gy.

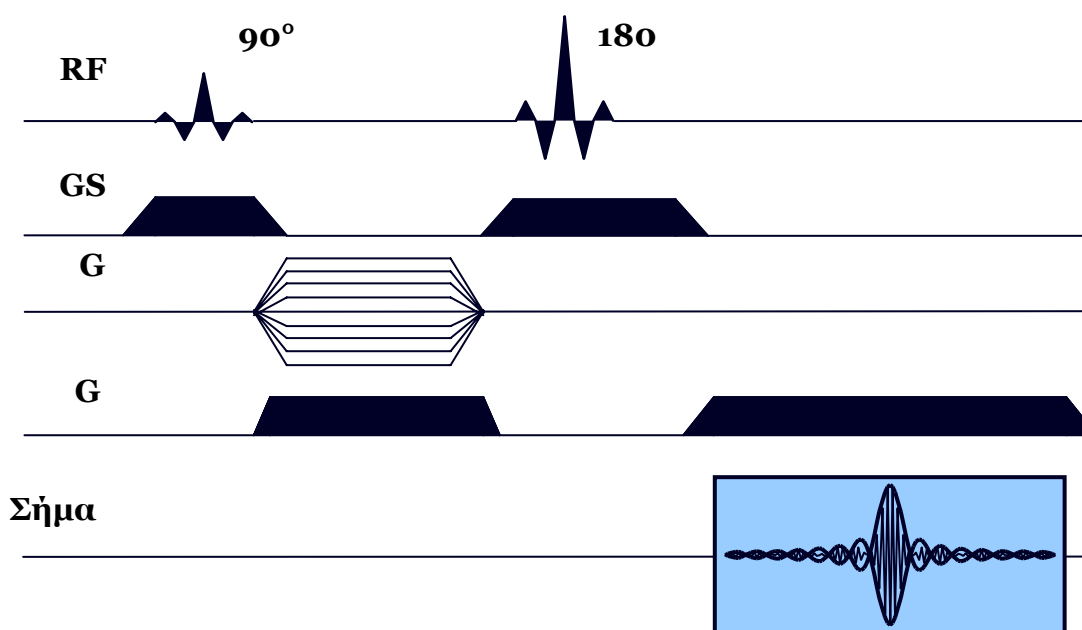
4.6 Ακολουθίες παλμών

Οι ακολουθίες παλμών μπορούν να χωριστούν σε δύο βασικές ομάδες ανάλογα με τον τρόπο που γίνεται η επανεστίαση των ανυσμάτων με στόχο την δημιουργία του σήματος. Αυτές οι δύο ομάδες είναι οι ακολουθίες ραδιοφωνικής ηχούς (Spin Echo) και οι ακολουθίες βαθμιδωτής ηχούς (Gradient Echo). Σε κάθε ομάδα υπάρχουν βασικές ακολουθίες, όπως επίσης και πιο εξειδικευμένες, σύνθετες ακολουθίες.

4.6.1 Spin Echo ακολουθίες

Η ακολουθία Spin Echo (SE) πρώτο-χρησιμοποιήθηκε από τον Hahn στην φασματοσκοπία πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (NMR Spectroscopy) στα 1950 (18). Αποτελεί ακολουθία αναφοράς κυρίως ως προς τις μεγάλες δυνατότητες που έχει στην αντίθεση της εικόνας. Η ακολουθία Spin Echo φαίνεται στην εικόνα 13, όπου απεικονίζεται ο χρονισμός και οι επιμέρους παλμοί (ραδιοφωνικοί και βαθμιδωτοί) από τους οποίους αποτελείται. Η συμπεριφορά της μαγνήτισης ενός ιστού σε επίπεδο τρισδιάστατου εικονοστοιχείου, κατά την διάρκεια εφαρμογής της ακολουθίας φαίνεται στην

εικόνα 14. Πριν την εφαρμογή του ραδιοπαλμού 90° , ένα σημαντικό ποσό μαγνήτισης βρίσκεται κατά μήκος του διαμήκη άξονα z (άξονας εφαρμογής του B_0 – εικόνα 14A). Η διαμήκης αυτή μαγνήτιση δεν είναι δυνατόν να μετρηθεί ευθέως. Η εφαρμογή του παλμού διέγερσης 90° έχει ως αποτέλεσμα την περιστροφή της μαγνήτισης από τον διαμήκη άξονα στο εγκάρσιο επίπεδο, όπου είναι δυνατόν να μετρηθεί (εικόνα 14B).

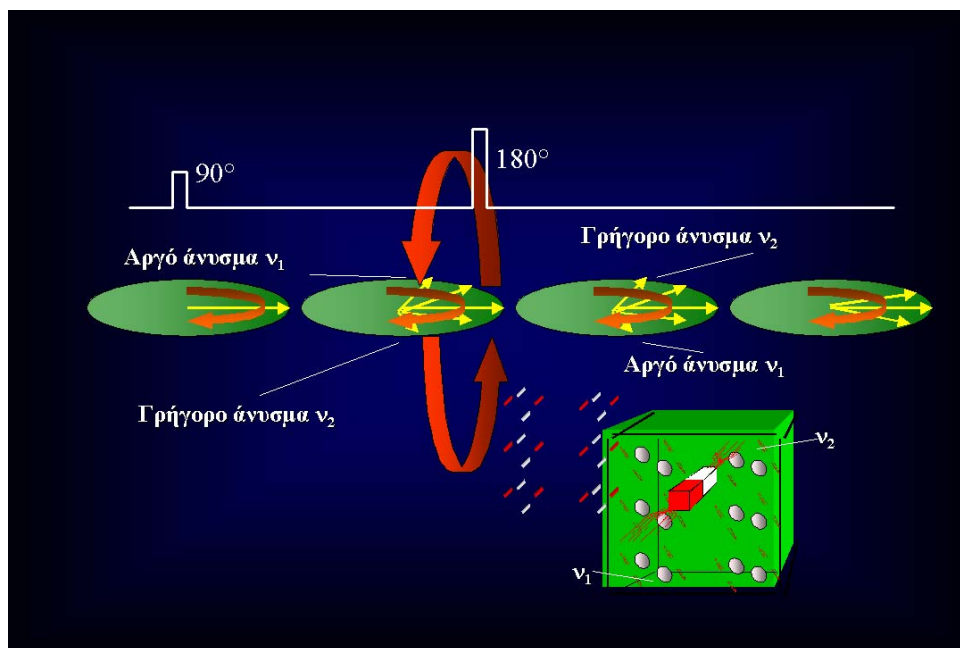


Εικόνα 13

Η ακολουθία SPIN ECHO αποτελείται από έναν παλμό διέγερσης και έναν παλμό επανεστίασης και δημιουργίας του σήματος (ηχώ). Επίσης χρησιμοποιούνται τρία ορθογώνια βαθμιδωτά πεδία για την χωρική κωδικοποίηση των σημάτων.

Αυτό είναι δυνατόν να επιτευχθεί με την τοποθέτηση ενός ευαίσθητου πηνίου δέκτη κάθετα προς το εγκάρσιο επίπεδο xy. Μετά την μεταφορά της μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο, η εγκάρσια μαγνήτιση μεταπίπτει ενώ το συνιστάμενο άνυσμα της μειώνεται σε πλάτος λόγω κυρίως φαινομένων απώλειας της συμφασικότητας των μαγνητικών δίπολων μέσα στο τρισδιάστατο εικονοστοιχείο (εικόνα 14Γ). Αυτή η απώλεια της συμφασικότητας συμβαίνει διότι τα διάφορα δίπολα βρίσκονται σε

διαφορετικά μικροσκοπικά μαγνητικά περιβάλλοντα παρότι βρίσκονται στο ίδιο τρισδιάστατο εικονοστοιχείο. Μετά το πέρας ενός μικρού χρονικού διαστήματος (ίσου με $TE/2$) μετά την εφαρμογή του 90° παλμού, εφαρμόζεται ένας παλμός 180° ο οποίος έχει ως στόχο την επανεστίαση των επιμέρους συνιστωσών της εγκάρσιας μαγνήτισης (εικόνα 14Δ).



Εικόνα 14

Η εφαρμογή του 90° έχει ως αποτέλεσμα την διέγερση του συστήματος (αύξηση της ενέργειας του) ενώ ο 180° είναι αυτός που επανεστιάζει τα ανύσματα της μαγνήτισης και δημιουργείται το σήμα.

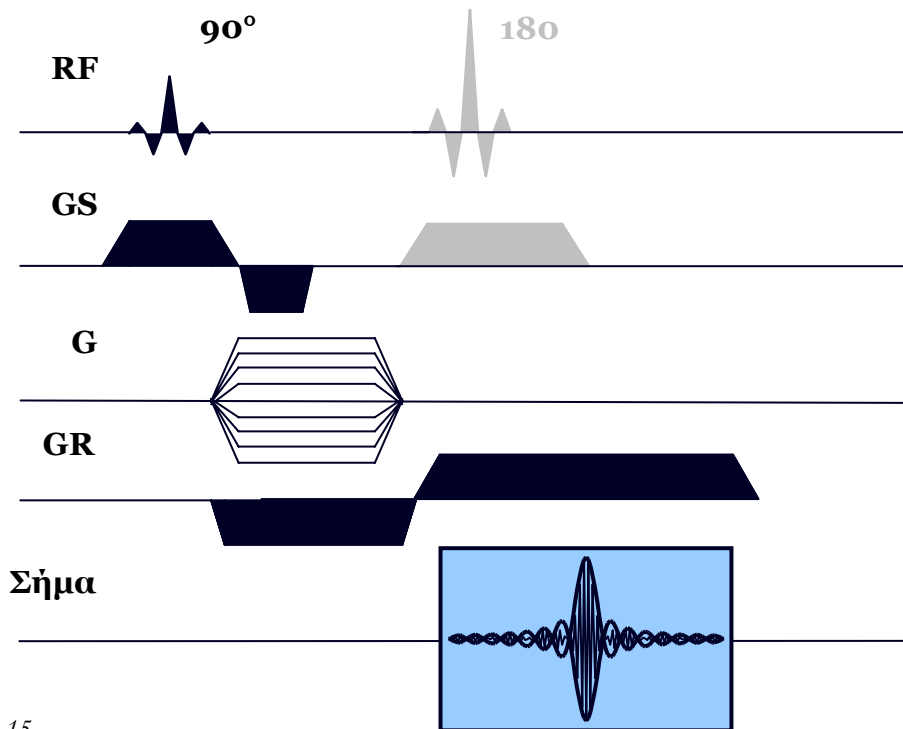
Μετά το πέρας μικρού χρονικού διαστήματος και την μεγιστοποίηση της επανεστίασης των ανυσμάτων ακολουθεί και πάλι απώλεια της συμφασικότητας, που συνήθως προσομοιάζεται με το άνοιγμα μίας βεντάλιας, η οποία έχει ως αποτέλεσμα της μείωση έως και τελική απόσβεση του σήματος.

Η βασική ιδέα στην οποία στηρίζεται αυτή η ακολουθία είναι η χρήση ενός εκλεκτικού βαθμιδωτού πεδίου για την κωδικοποίηση της θέσης της

τομής, ενός βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της φάσης του σήματος και ενός βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της συχνότητας του σήματος. Τα δύο τελευταία βαθμιδωτά πεδία είναι υπεύθυνα για την δισδιάστατη χωρική κωδικοποίηση των σημάτων (x,y συντεταγμένες). Επίσης, χρησιμοποιούνται δύο ραδιοφωνικοί παλμοί 90° και 180° για την διέγερση και την επανεστίαση των μαγνητίσεων των πυρήνων, αντίστοιχα.

4.6.2 Ακολουθίες βαθμιδωτής ηχούς

Διάφορες ακολουθίες παλμών χρησιμοποιήθηκαν και προτάθηκαν για την μείωση του μεγάλου χρόνου λήψεως των εικόνων σε μία εξέταση μαγνητικής τομογραφίας. Μια σημαντική ομάδα ακολουθιών που συγκαταλέγεται στις ταχείες ακολουθίες είναι οι ακολουθίες βαθμιδωτής ηχούς (19). Σήμερα αυτού του τύπου οι ακολουθίες θεωρούνται συμβατικές, όπου στην συμβατική απεικόνιση, ο χρόνος λήψης των εικόνων δίδεται από το γινόμενο της τιμής του χρόνου επανάληψης, του αριθμού των γραμμών του k-χώρου και τέλος του αριθμού λήψεων του σήματος. Στην περίπτωση μείωσης του χρόνου επανάληψης αυξάνεται σημαντικά ο λόγος ειδικής απορρόφησης (SAR) και άρα η αποτιθέμενη θερμότητα στους ιστούς. Το πρόβλημα αυτό μπορεί να ξεπεραστεί αν αφαιρέσουμε τον 180° παλμό όπως φαίνεται και στην εικόνα 15 κάτι που θα έχει ως αποτέλεσμα την απουσία μηχανισμών απώλειας της συμφασικότητας που επηρεάζουν την αντίθεση της εικόνας. Οι μηχανισμοί αυτοί στις ακολουθίες βαθμιδωτής ηχούς είναι σταθεροί χωρικά και χρονικά και επανεστιάζονται με τον 180° παλμό στην ακολουθία Spin Echo.



Εικόνα 15

Σχηματική αναπαράσταση της ακολουθίας FLASH όπου λείπει ο 180^ο και η δημιουργία του σήματος γίνεται με χρήση ενός διπολικού βαθμιδωτού πεδίου.

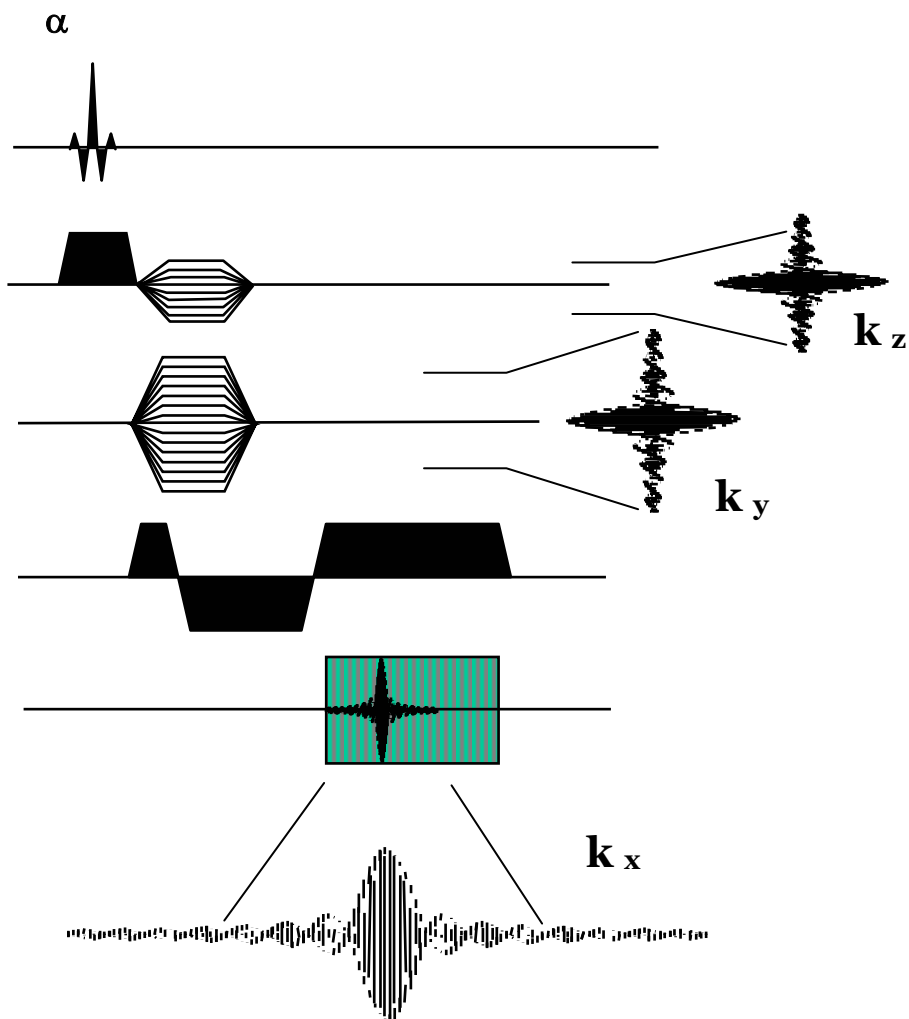
Ο εγκάρσιος χρόνος χαλάρωσης απουσία του ραδιοπαλμού επανεστίασης ονομάζεται T2*. Σε αυτόν τον χρόνο συμπεριλαμβάνονται η απώλεια της συφασικότητας λόγω T2 χαλάρωσης καθώς επίσης και επιπρόσθετοι μηχανισμοί λόγω μεταβολών της μαγνητικής επιδεκτικότητας, ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου κλπ. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ευαισθησία των ακολουθιών βαθμιδωτής ηχούς σε μεταβολές της μαγνητικής επιδεκτικότητας οι οποίες λαμβάνουν χώρα στις παρυφές μαλακών μορίων και αέρα προκαλώντας σημαντική απώλεια σήματος στις περιοχές αυτές.

Ένα άλλο ενδιαφέρον φαινόμενο στην απεικόνιση με ακολουθίες βαθμιδωτής ηχούς είναι η αποκαλούμενη απεικόνιση σε φάση (*in-phase*) και εκτός φάσης (*out of phase*). Τα πρωτόνια του λίπους και του νερού

παρουσιάζουν μια μικρή διαφορά στην συχνότητα συντονισμού. Αμέσως μετά την διέγερση, η μακροσκοπική μαγνήτιση του νερού θα κινηθεί πιο γρήγορα από αυτήν του λίπους στο εγκάρσιο επίπεδο. Στην απεικόνιση με spin echo ακολουθίες αυτό δεν αποτελεί πρόβλημα διότι ο 180° παλμός θα τοποθετήσει την μαγνήτιση του λίπους μπροστά από την αντίστοιχη του νερού. Κατά την χρονική στιγμή λήψεως της ηχούς τα δύο ανύσματα θα βρίσκονται *εντός φάσης*. Σε αυτήν την περίπτωση το μόνο που υπολείπεται είναι η ολίσθηση μεταξύ της εικόνας του νερού και του λίπους, της οποίας ο βαθμός εξαρτάται από το εύρος συχνοτήτων του δέκτη. Στην περίπτωση αφαίρεσης του 180° παλμού, η απώλεια της συμφασικότητας της εγκάρσιας μαγνήτισης που προέρχεται από το νερό και η αντίστοιχη του λίπους θα λάβουν χώρα μετά την διέγερση. Αμέσως μετά θα δημιουργηθεί μία κατάσταση κατά την οποία οι μαγνητίσεις των πρωτονίων του νερού και του λίπους θα δείχνουν προς την ίδια κατεύθυνση, κάτι που θα είναι σε άμεση εξάρτηση με την τιμή του χρόνου ηχούς. Η προηγούμενη κατάσταση ονομάζεται *εντός φάσης*. Είναι δυνατόν επίσης να υπάρξει η άλλη ακραία κατάσταση όπου οι μαγνητίσεις των πρωτονίων του νερού και του λίπους θα δείχνουν προς αντίθετες κατευθύνσεις. Η κατάσταση αυτή ονομάζεται *εκτός φάσης*. Η εναπομείνασα μαγνήτιση σε επίπεδο τρισδιάστατου εικονοστοιχείου μπορεί ακόμη και να μηδενιστεί, εξαρτώμενη από το περιεχόμενο σε πυρήνες νερού και λίπους στο εν λόγω τρισδιάστατο εικονοστοιχείο, έχοντας ως αποτέλεσμα την απώλεια σήματος. Οι *εντός* και *εκτός φάσης* καταστάσεις, οι οποίες εξαρτώνται από την τιμή του χρόνου ηχούς, στην απεικόνιση βαθμιδωτής ηχούς είναι συνάρτηση της διαφοράς στην συχνότητα συντονισμού των πυρήνων του λίπους και των πυρήνων του νερού. Ανάλογα με το είδος του μορίου λίπους, η

διαφορά στην συχνότητα συντονισμού μπορεί να βρίσκεται μεταξύ 3.2 και 3.5 rpm.

Η μείωση του χρόνου επανάληψης θα έχει ως αποτέλεσμα την μείωση του λόγου σήματος προς θόρυβο, διότι η διαμήκης μαγνήτιση έχει περιορισμένο χρόνο στην διάθεση της για να ανακτηθεί. Από την φασματοσκοπία είναι ευρέως γνωστό ότι γωνίες διέγερσης μικρότερες από 90° τείνουν να δημιουργούν περισσότερο σήμα. Η γωνία διέγερσης κατά την οποία το δημιουργούμενο σήμα είναι μέγιστο ονομάζεται γωνία Ernst (20). Η βασική ακολουθία βαθμιδωτής ηχούς σε συνδυασμό με την χρήση μικρής γωνίας διέγερσης ονομάστηκε FLASH (Fast Low Angle SHot) (21). Με δεδομένο την χρήση μικρών χρόνων επανάληψης στην ακολουθία FLASH είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με τρισδιάστατη λήψη των δεδομένων (3d FLASH – εικόνα 16). Το λογισμικό ανακατασκευής των εικόνων δεν ενδιαφέρεται για το ως προς ποια διεύθυνση θα εφαρμοστεί το βαθμιδωτό πεδίο κωδικοποίησης της φάσης. Με στόχο να διαχωρίσουμε δύο ορθογώνιες διευθύνσεις κωδικοποίησης της φάσης, η μόνη προϋπόθεση είναι το γεγονός ότι για κάθε ένα βήμα κωδικοποίησης της φάσης στην μία διεύθυνση, θα πρέπει να επαναλαμβάνονται όλα τα βήματα κωδικοποίησης της φάσης στην άλλη διεύθυνση. Το προφανές πλεονέκτημα των τρισδιάστατων λήψεων είναι η κάλυψη μιας περιοχής απεικόνισης χωρίς την ανάγκη χρήσης διάκενων



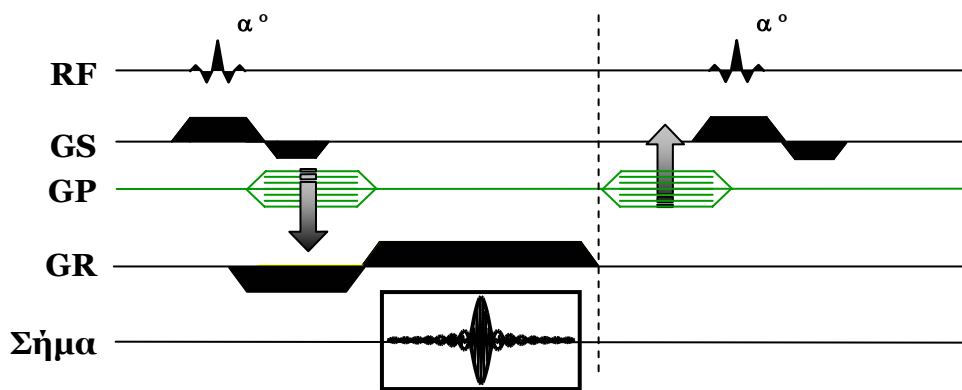
Εικόνα 16

Σχηματική αναπαράσταση της ακολουθίας VIBE. Στην περίπτωση αυτή το σήμα μας δημιουργείται χρησιμοποιώντας όπως και στην FLASH ένα διπολικό βαθμιδωτό πεδίο με την διαφορά ότι στην VIBE εμφανίζεται ένα βαθμιδωτό πεδίο επιλογής της τομής της μορφής του βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της φάσης.

μεταξύ των τομών. Το άλλο σημαντικότερο ίσως πλεονέκτημα έχει να κάνει με το γεγονός ότι κάθε μετρούμενη γραμμή περιέχει πληροφορίες από ολόκληρο τον όγκο απεικόνισης και ως εκ τούτου παρέχει αυξημένο λόγο σήματος προς θόρυβο. Η μόνη προϋπόθεση για την τρισδιάστατη λήψη είναι η δυνατότητα επιλογής βραχέως χρόνου επανάληψης, έτσι ώστε ο συνολικός χρόνος λήψης των εικόνων να είναι σε λογικά πλαίσια.

4.6.3 Τεχνικές Σταθερής Κατάστασης

Η ιδέα της ακολουθίας FLASH εξελίχθηκε κατά την μελέτη τεχνικών σταθερής κατάστασης με στόχο την περαιτέρω μείωση του χρόνου λήψης. Η σταθερή κατάσταση στην ακολουθία FLASH αναφέρεται στην διαμήκη συνιστώσα της μαγνήτισης. Ο πρώτος παλμός διέγερσης θα κάνει χρήση ολόκληρης της μαγνήτισης. Μια και η γωνία διέγερσης είναι μικρή, η προβολή της μαγνήτισης στον z άξονα θα παραμείνει ως διαμήκης μαγνήτιση και θα αυξηθεί σε πλάτος μέχρι την εφαρμογή του επόμενου παλμού διέγερσης, ο οποίος θα έχει ως αποτέλεσμα την μείωση του πλάτους της διαμήκους συνιστώσας της μαγνήτισης. Όσο περισσότερο μειώνεται το πλάτος της διαμήκους μαγνήτισης τόσο μεγαλύτερος είναι ο ρυθμός χαλάρωσης. Μετά από μερικές διεγέρσεις, ο ρυθμός χαλάρωσης θα είναι αρκετά υψηλός έτσι ώστε να εξισορροπήσει την μείωση του πλάτους της διαμήκους μαγνήτισης λόγω της εφαρμογής των παλμών διέγερσης. Σε αυτό ακριβώς το χρονικό σημείο, λαμβάνει χώρα η σταθερή κατάσταση (steady state). Στην περίπτωση που χρησιμοποιηθεί ακόμα μικρότερη γωνία διέγερσης, είναι δυνατόν να ελαχιστοποιηθούν οι διαφορές οι οποίες βασίζονται στην T_1 ανάκτηση, έτσι ώστε η αντίθεση της εικόνας να εξαρτάται από την T_2^* σταθερά.



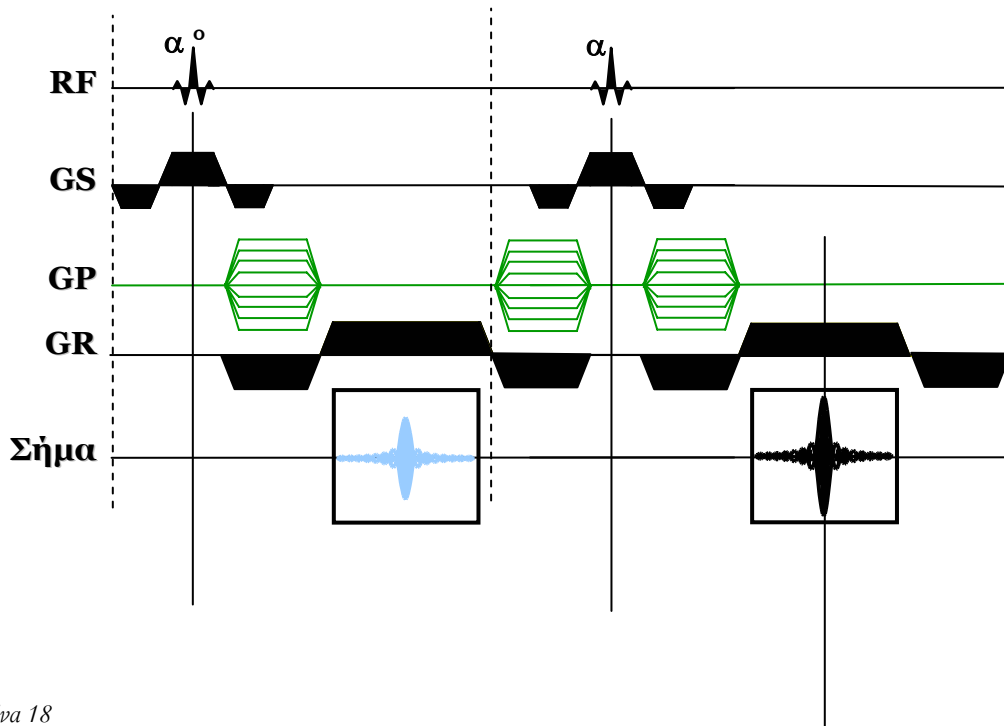
Εικόνα 17

Σχηματικό διάγραμμα της ακολουθίας FISP (σταθερής κατάστασης) όπου εφαρμόζονται ένα επιπρόσθετο βαθμιδωτό πεδίο κωδικοποίησης της φάσης αμέσως μετά την λήψη του σήματος και κατά την αντίθετη φορά από αυτήν του αρχικού βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της φάσης έτσι ώστε να εξασφαλιστεί η ανάκτηση της συμφασικότητας στον άξονα της φάσης. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία εγκάρσιας μαγνήτισης λόγω σταθερής κατάστασης.

Χρησιμοποιώντας μια σχετικά μικρή γωνία διέγερσης, η μακροσκοπική μαγνήτιση παραμένει κοντά στην θέση ισορροπίας, και ο ρυθμός T1 χαλάρωσης είναι πολύ μικρός, σχεδόν ανεξάρτητος από την τιμή της T1 σταθεράς. Η επιρροή της T1 χαλάρωσης ελαχιστοποιείται και οι διαφορές οι οποίες οφείλονται στην T2* σταθερά επικρατούν στην αντίθεση της εικόνας.

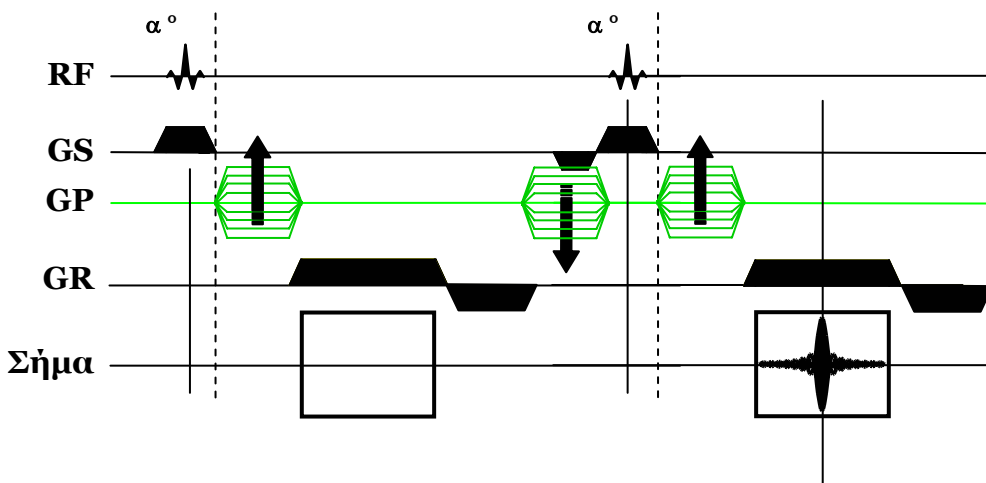
Στην περίπτωση χρήσης μεγάλης γωνίας διέγερσης, είναι δυνατόν να εμφανιστεί ένα σχετικά σημαντικό ποσό εναπομείνουσας μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο μετά την λήψη μιας γραμμής του k-χώρου. Με στόχο την αποφυγή της επίδρασης της εναπομείνουσας εγκάρσιας μαγνήτισης με την επόμενη διέγερση, αυτή η εγκάρσια μαγνήτιση μπορεί να καταστραφεί διαμέσου ενός ισχυρού βαθμιδωτού πεδίου ή εξειδικευμένου τύπου ραδιοπαλμών. Σύμφωνα με μια άλλη τεχνική, γίνεται χρήση της εγκάρσιας

μαγνήτισης με διόρθωση της μεταβολής φάσης που εισάγεται από τα βαθμιδωτά πεδία χωρικής κωδικοποίησης των σημάτων. Η ακολουθία αυτή ονομάζεται FISP (Fast Imaging with Steady state Precession) (22) και φαίνεται σχηματικά στην εικόνα 17. Η αρχική ιδέα ήταν να ανακτηθεί η συμφασικότητα και στις τρεις ορθογώνιες διαστάσεις (φάση, συχνότητα και επιλογή τομής). Παρόλα αυτά, τεχνικά προβλήματα αρχικά δεν επέτρεψαν την πρακτική υλοποίηση της ιδέας αυτής, ενώ πρόσφατα μετά από την εισαγωγή ισχυρών βαθμιδωτών πεδίων στην κλινική απεικόνιση έγινε δυνατή η υλοποίηση της ακολουθίας αυτής η οποία ονομάστηκε true FISP (εικόνα 18) (23). Η βέλτιστη αντίθεση μεταξύ των μαλακών μορίων στην ακολουθία true FISP είναι δυνατόν να επιτευχθεί με την χρήση μεγάλων γωνιών διέγερσης ($90^\circ < \alpha < 45^\circ$) όπως επίσης και μικρών χρόνων επανάληψης (TR). Στην περίπτωση που γίνει χρήση μέρους της εγκάρσιας μαγνήτισης, τότε η ακολουθία ονομάζεται ανάστροφη FISP ή PSIF (εικόνα 19) (24). Η εναπομείνασα εγκάρσια μαγνήτιση μπορεί να περιλαμβάνει συνεισφορές από βαθμιδωτές όσο και ραδιοφωνικές ηχούς. Στην περίπτωση της ακολουθίας PSIF απομονώνεται και γίνεται χρήση μόνο των ραδιοφωνικών ηχών. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η ακολουθία αυτή να είναι η μοναδική ακολουθία βαθμιδωτής ηχούς που να μπορεί να προσφέρει εικόνες T2 προσανατολισμού.



Εικόνα 18

Σχηματική αναπαράσταση της ακολουθίας true FISP. Η βασική διαφορά της ακολουθίας αυτής σε σχέση με την FISP είναι το γεγονός ότι και στις τρεις ορθογώνιες διαστάσεις (x, y, z) τα βαθμιδωτά πεδία είναι εξισορροπημένα και συμμετρικά.



Εικόνα 19

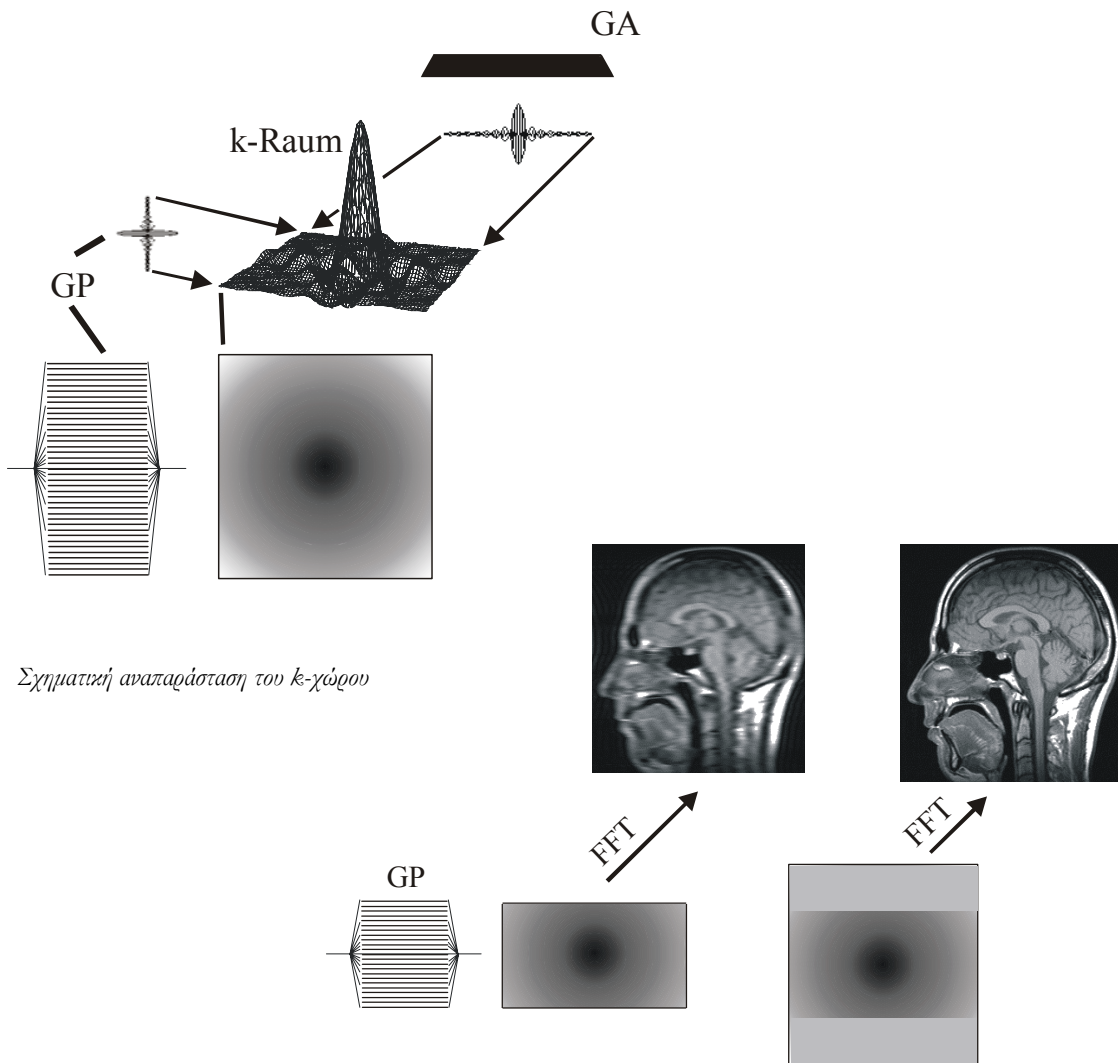
Σχηματική αναπαράσταση της ακολουθίας PSIF. Η ακολουθία αυτή είναι η μόνη ακολουθία βαθμιδωτής ηχούς στην οποία το λαμβανόμενο σήμα προκύπτει από ραδιοφωνικούς παλμούς και όχι από βαθμιδωτά πεδία.

4.6.4 Τεχνικές Ταχείας Απεικόνισης

4.6.4.1 Τεχνική k-space interpolation

Το πιο χρονοβόρο μέρος στην συμβατική απεικόνιση με Spin Echo ή ακολουθίες βαθμιδωτής ηχούς είναι η πλήρωση του k-χώρου στην διεύθυνση κωδικοποίησης της φάσης. Αν κανείς μελετήσει τον k-χώρο μπορεί να διαπιστώσει ότι οι γραμμές που αντιπροσωπεύουν τις υψηλές χωρικές συχνότητες έχουν σημαντικά μικρότερο πλάτος σήματος σε σχέση με αυτές των χαμηλών χωρικών συχνοτήτων. Στην περίπτωση παράλειψης των γραμμών υψηλών χωρικών συχνοτήτων το αποτέλεσμα θα είναι η απώλεια διακριτικής ικανότητας κατά μήκος του άξονα κωδικοποίησης της φάσης (εικόνα 20). Το σχήμα του τρισδιάστατου εικονοστοιχείου θα είναι παραλληλεπίπεδο. Ο μετασχηματισμός Fourier μιας ομάδας δεδομένων από την οποία λείπουν οι γραμμές υψηλών χωρικών συχνοτήτων θα έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία μιας εικόνας χαμηλής ευκρίνειας. Η ασαφοποίηση των παρυφών των ανατομικών δομών είναι το αποτέλεσμα του τεχνικού σφάλματος τμηματοποίησης το οποίο εμφανίζεται στην περίπτωση όπου τα δεδομένα που αφορούν τις υψηλές χωρικές συχνότητες δεν έχουν ληφθεί. Μια συνηθισμένη πρακτική περιλαμβάνει την πλήρωση των περιοχών του k-χώρου από όπου δεν ελήφθησαν δεδομένα με την τιμή μηδέν (zero padding). Αυτή η μέθοδος ονομάζεται sinc-interpolation κατά την διεύθυνση της κωδικοποίησης της φάσης. Η χωρική διακριτική ικανότητα μετά από sinc-interpolation δεν επανακτάται αλλά υπάρχει λείανση των τεχνικών σφαλμάτων απώλειας της ευκρίνειας της εικόνας (εικόνα 18). Μια και το μέγεθος του τρισδιάστατου εικονοστοιχείου αυξάνεται, βελτιώνεται ο λόγος

σήματος προς θόρυβο και λόγω της μέτρησης λιγότερων γραμμών στον k -χώρο μειώνεται ο συνολικός χρόνος λήψης. Η μέθοδος του interpolation στον k -χώρο έχει εφαρμοστεί με επιτυχία και στην τρισδιάστατη απεικόνιση με παράδειγμα την πολύ γνωστή ακολουθία VIBE (Volume Interpolated Breath-hold Examination) (25).



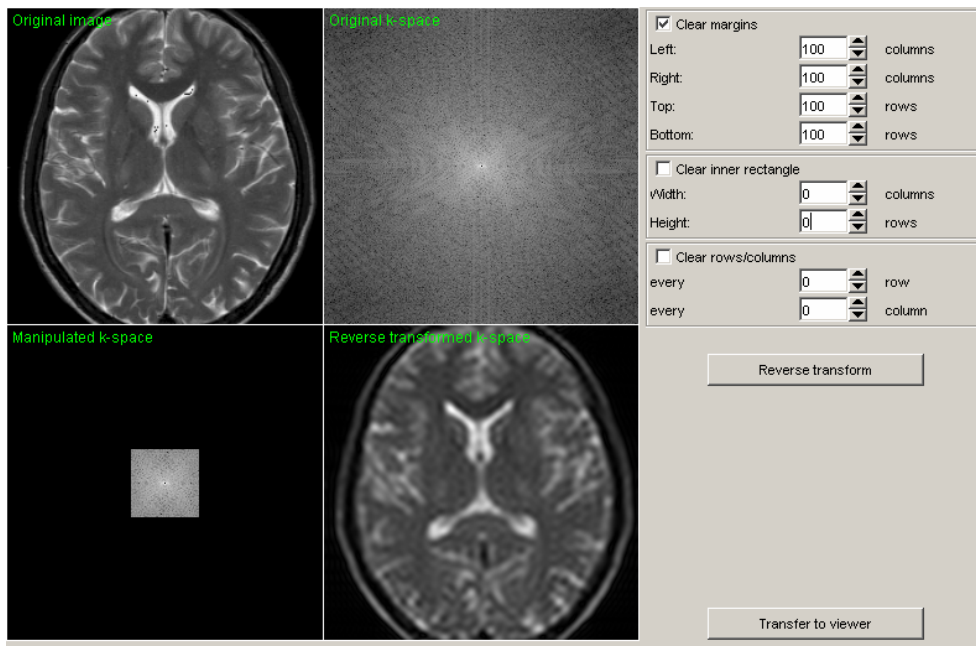
Σχηματική αναπαράσταση του k -χώρου

Εικόνα 20

Η ανακατασκευή της εικόνας που γίνεται με λήψη μόνο του κεντρικού μέρους του k -χώρου (απώλεια υψηλών χωρικών συχνοτήτων) έχει ως αποτέλεσμα την μείωση της ευκρίνειας λόγω τεχνικών σφαλμάτων τμηματοποίησης. Στην περίπτωση όπου οι περιφερικές περιοχές αντικατασταθούν με μηδενικά η εικόνα μας εμφανίζονται σαφώς μειωμένα τα τεχνικά σφάλματα λόγω τμηματοποίησης. Η μέθοδος αυτή αποκαλείται interpolation του k -χώρου.

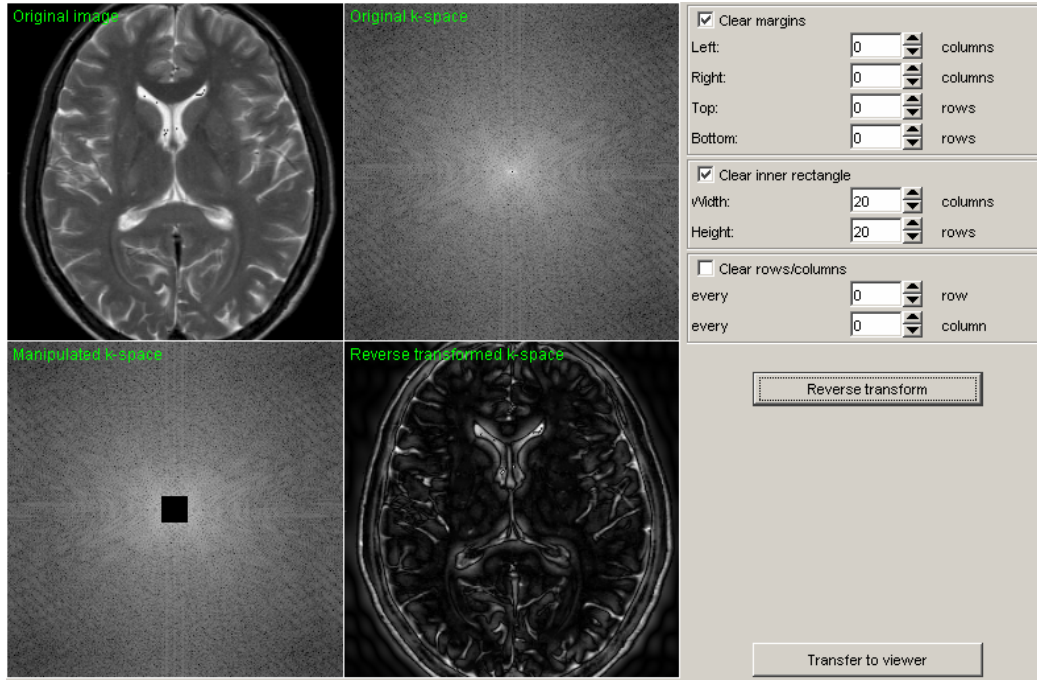
4.6.4.2 Απεικόνιση Half-Fourier

Οι περιφερικές περιοχές του k -χώρου συμπληρώνονται με δεδομένα τα οποία περιέχουν πληροφορίες σχετικά με τις υψηλές χωρικές συχνότητες των απεικονιζόμενων αντικειμένων, ενώ η κεντρική περιοχή του k -χώρου περιέχει πληροφορίες σχετικά με τις χαμηλές χωρικές συχνότητες. Ένας πολύ συνηθισμένος τρόπος πλήρωσης του k -χώρου είναι ο γραμμικός, όπου η πλήρωση γίνεται από πάνω προς τα κάτω, ξεκινώντας από την περισσότερο θετική γραμμή προχωρώντας στην μηδενική γραμμή και καταλήγοντας στην περισσότερο αρνητική γραμμή. Τι συμβαίνει λοιπόν καθώς ξεκινά η λήψη των δεδομένων; Η πρώτη γραμμή στον k -χώρο περιέχει τις υψηλές χωρικές συχνότητες των αντικειμένων και συμπληρώνεται με την βοήθεια ενός μεγάλου πλάτους θετικού βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της φάσης ικανού να προκαλέσει μία ολίσθηση φάσης 180° μεταξύ των εγκαρσίων μαγνητίσεων των γειτονικών τρισδιάστατων εικονοστοιχείων. Η κεντρική περιοχή του k -χώρου περιέχει τις πληροφορίες σχετικά με την αδρή δομή του απεικονιζόμενου αντικειμένου (εικόνα 21), ενώ η τελευταία γραμμή του k -χώρου περιέχει υψηλές χωρικές συχνότητες του αντικειμένου (εικόνα 22), η οποία συμπληρώνεται με την βοήθεια ενός ίσου πλάτους με το αρχικό βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης της φάσης με αρνητική πολικότητα αυτήν την φορά.



Εικόνα 21

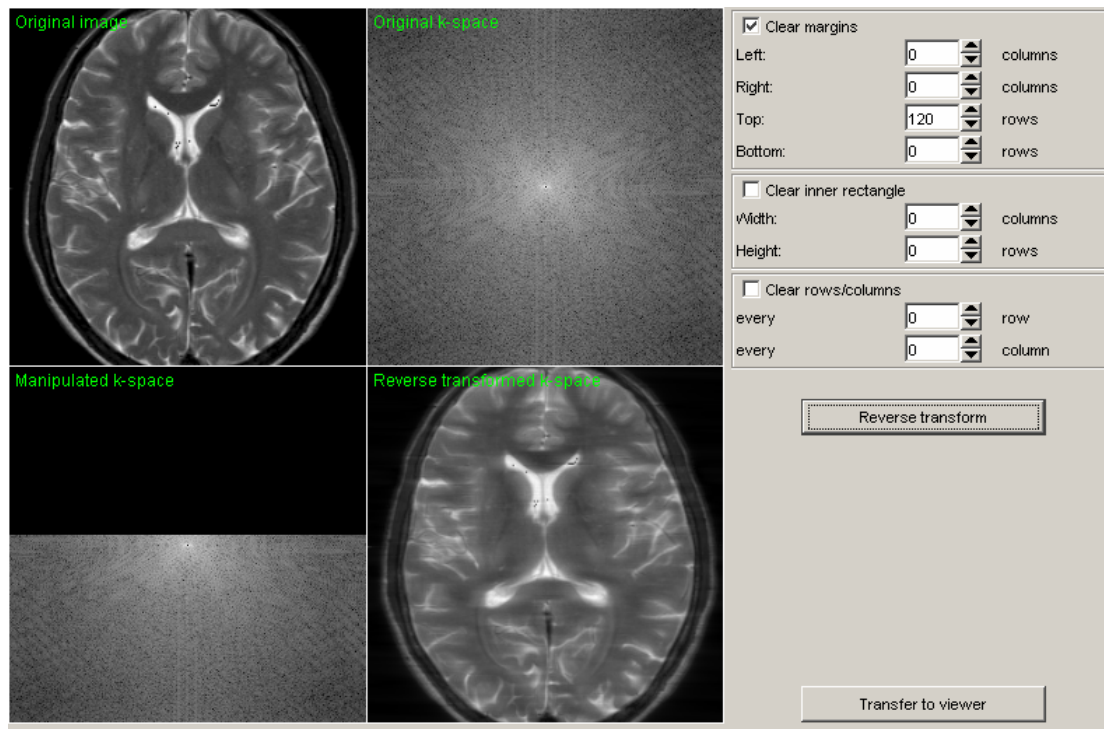
Επάνω σειρά εγκάρσια εικόνα εγκεφάλου και ο αντίστοιχος k -χώρος. Στην κάτω σειρά η ίδια εικόνα (δεξιά) έχει ανακατασκευαστεί χρησιμοποιώντας μόνο την κεντρική περιοχή του k -χώρου (αριστερά).



Εικόνα 22

Η ίδια εικόνα με την 21 μόνο που στην κάτω σειρά απεικονίζεται εικόνα η οποία έχει ανακατασκευαστεί χρησιμοποιώντας τις περιφερικές ζώνες του k -χώρου.

Βάσει της θεωρίας λοιπόν ο μισός k -χώρος λόγω συμμετρίας εμπεριέχει όλη την πληροφορία η οποία απαιτείται για την ανακατασκευή της εικόνας. Παρόλα αυτά, στην πράξη παρουσιάζονται παραμορφώσεις της φάσης οι οποίες καταστρέφουν αυτήν την συμμετρία. Αυτές οι παραμορφώσεις συμβαίνουν στις χαμηλές χωρικές συχνότητες, άρα θεωρείται αρκετό για την ικανοποιητική ποιότητα εικόνας, εάν πέρα από την λήψη του μισού k -χώρου γίνει επιπρόσθετη λήψη έως και 8 γραμμών οι οποίες ανήκουν στην κεντρική ζώνη χαμηλών συχνοτήτων. Αυτές οι 8 επιπρόσθετες γραμμές χρησιμοποιούνται για την διόρθωση των παραπάνω παραμορφώσεων της φάσης. Αυτή η μέθοδος ονομάζεται απεικόνιση Half-Fourier (εικόνα 23). Αν και είναι δυνατόν να συνδυαστεί η τεχνική αυτή με τις περισσότερες ακολουθίες, η ακολουθία εκείνη η οποία συγκεντρώνει τα περισσότερα πλεονεκτήματα όταν συνδυάζεται με την τεχνική Half-Fourier είναι η single-shot Turbo Spin Echo. Θα πρέπει τέλος να σημειωθεί ότι αν και ο χρόνος λήψης μπορεί να μειωθεί περίπου στο μισό, υπάρχει μια σημαντική μείωση του λόγου σήματος προς θόρυβο.



Εικόνα 23

Η ίδια εικόνα με την 21 μόνο που στην κάτω σειρά απεικονίζεται εικόνα η οποία έχει ανακατασκευαστεί χρησιμοποιώντας τις μισές συν 8 γραμμές του k -χώρου (Half-Fourier τεχνική).

4.6.4.3 Τεχνικές Παράλληλης Απεικόνισης

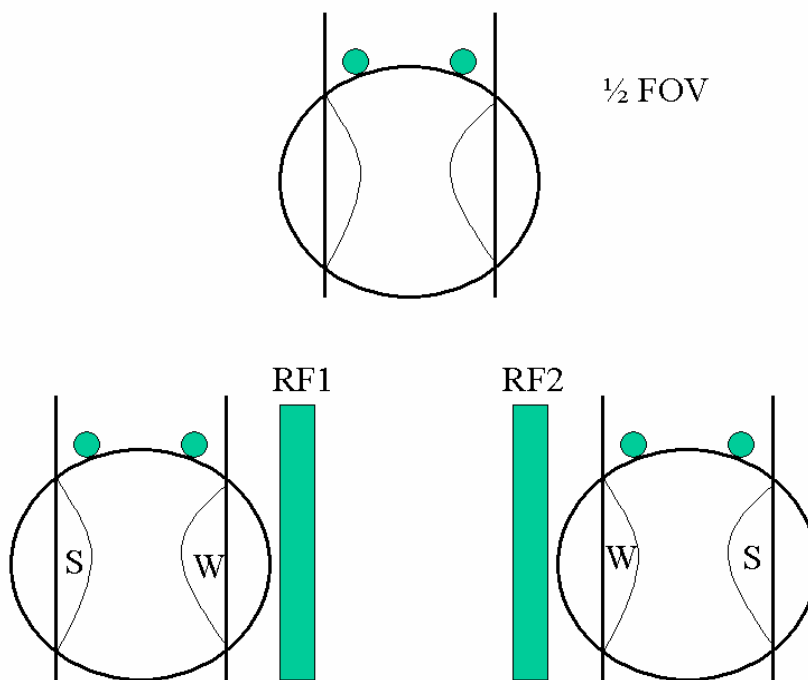
Ο συνδυασμός σημάτων τα οποία προέρχονται από διαφορετικά πηνία δέκτες μπορεί να χρησιμοποιηθεί με στόχο την μείωση του χρόνου λήψεως σε διάφορες ακολουθίες. Αυτός ο τρόπος μείωσης του χρόνου εξέτασης ονομάζεται **παράλληλη απεικόνιση** (26-28). Ένα από τα πιο ενδιαφέροντα χαρακτηριστικά των τεχνικών παράλληλης απεικόνισης είναι το γεγονός ότι η απόδοσή τους δεν εξαρτάται από την συγκεκριμένη ακολουθία στην οποία και εφαρμόζονται. Γενικά, ισχύει ότι ο χρόνος λήψης οποιασδήποτε ακολουθίας μπορεί να μειωθεί κατά έναν παράγοντα που είναι περίπου όσο ο αριθμός των επιμέρους πηνίων μιας συστοιχίας δέκτη. Βέβαια, θα πρέπει να τονιστεί ότι για την εφαρμογή των τεχνικών παράλληλης απεικόνισης απαιτείται

πρόσθετος εξοπλισμός του μαγνητικού τομογράφου με ξεχωριστά κανάλια λήψεως του σήματος και σύνθετα συστήματα επεξεργασίας και ανακατασκευής της εικόνας.

Δύο διαφορετικές τεχνικές παράλληλης απεικόνισης έχουν προταθεί και εφαρμοστεί με επιτυχία. Σε αυτές τις τεχνικές γίνεται συνδυασμός είτε εικόνων είτε σημάτων τα οποία λαμβάνονται από πολλαπλά πηνία-δέκτες τα οποία καλύπτουν την ανατομική περιοχή ενδιαφέροντος. Στην εικόνα 24 φαίνεται μια σχηματική αναπαράσταση της βασικής αρχής της τεχνικής του «πραγματικού χώρου» η οποία ονομάστηκε από τον Pruessman (27) SENSE (Sensitivity Encoding). Στην εικόνα 25 απεικονίζεται ο τρόπος με τον οποίο παρουσιάζονται τα τεχνικά σφάλματα αναδίπλωσης λόγω μείωσης του εξεταστικού πεδίου στο μισό κατά την διεύθυνση αριστερά – δεξιά. Η μείωση αυτή μπορεί να επιτευχθεί διάμεσο διπλασιασμού της απόστασης μεταξύ δύο διαδοχικών γραμμών στον k-χώρο. Έτσι εάν π.χ. λαμβάνονται 128 γραμμές για το πλήρες εξεταστικό πεδίο, όταν μειωθεί αυτό στο μισό απαιτούνται μόνο 64 γραμμές κάτι που ισοδυναμεί με μείωση στο 50% του χρόνου λήψης. Με αυτή την μέθοδο η χωρική διακριτική ικανότητα δεν επηρεάζεται, αν και ο λόγος σήματος προς θόρυβο μειώνεται κατά έναν παράγοντα της τάξης του $2^{1/2}$ λόγω του μικρότερου αριθμού λαμβανομένων γραμμών (στο κέντρο) του k-χώρου.

Το μεγαλύτερο πρόβλημα που παρουσιάζεται μετά την εφαρμογή της τεχνικής αυτής αποτελούν τα τεχνικά σφάλματα αναδίπλωσης, όπως φαίνονται και στην εικόνα 25 όπου τα τμήματα περιφερικά του εξεταστικού πεδίου από δεξιά και αριστερά απεικονίζονται στην λάθος πλευρά. Ο τρόπος με τον οποίο μπορεί κανείς να μειώσει ή και να εξαλείψει τα τεχνικά

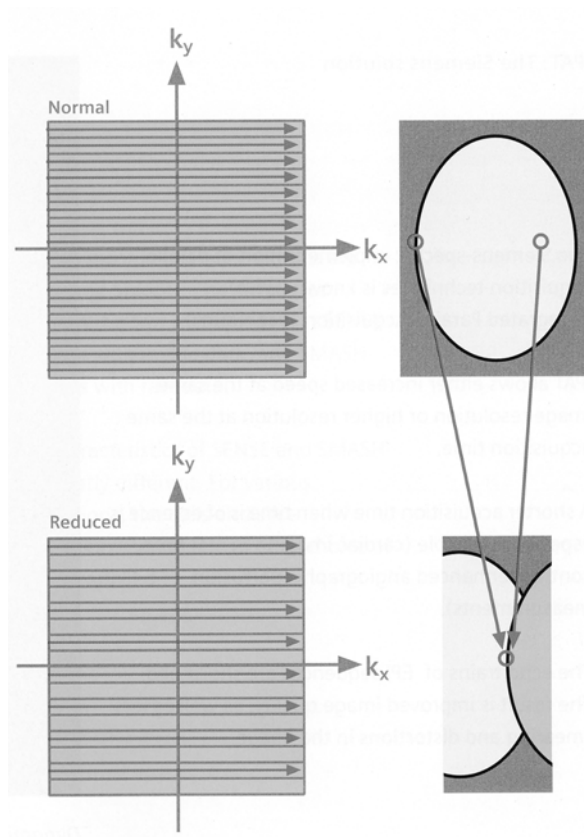
σφάλματα αυτού του είδους είναι να χρησιμοποιηθούν τουλάχιστον δύο πηνία-δέκτες ένα από δεξιά και ένα από αριστερά. Η εικόνα η οποία δημιουργείται από το πηνίο RF1 θα παρουσιάσει μεγάλο βαθμό αναδίπλωση στην αντίθετη περιοχή σε σχέση με την θέση του πηνίου (Περιοχή S) ενώ στην εγγύς του πηνίου περιοχή η αναδίπλωση είναι περιορισμένης έκτασης (Περιοχή W) (εικόνα 24).



Εικόνα 24

Βασική αρχή της τεχνικής παράλληλης απεικόνισης SENSE. Επάνω: Τεχνικά σφάλματα αναδίπλωσης κατά μήκος του άξονα κωδικοποίησης της φάσης (δεξιά-αριστερά) στην περίπτωση όπου το εξεταστικό πεδίο μειωθεί στο μισό. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την διατήρηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας και την μείωση του χρόνου λήψης στο μισό ενώ εμφανίζονται πολλαπλά τεχνικά σφάλματα αναδίπλωσης ιστών οι οποίοι βρίσκονται εκτός του εξεταστικού πεδίου. Κάτω: Απεικονίζεται ο τρόπος με τον οποίο οι περιοχές αναδίπλωσης παρουσιάζουν υψηλής έντασης σήμα (περιοχή S) ή χαμηλής έντασης σήμα (περιοχή W), σε σχέση με την θέση του πηνίου δέκτη (αριστερά ή δεξιά της απεικονιζόμενης περιοχής). Χρησιμοποιώντας το γεγονός ότι οι περιοχές αναδίπλωσης παρουσιάζονται με διαφορετικές εντάσεις σήματος στις εικόνες που λαμβάνονται χρησιμοποιώντας κάθε ένα ξεχωριστά πηνίο δέκτη, είναι δυνατόν να ανακατασκευαστεί μια εικόνα από την οποία θα λείπουν τα τεχνικά σφάλματα αναδίπλωσης τα οποία εμφανίζονται στις επιμέρους εικόνες.

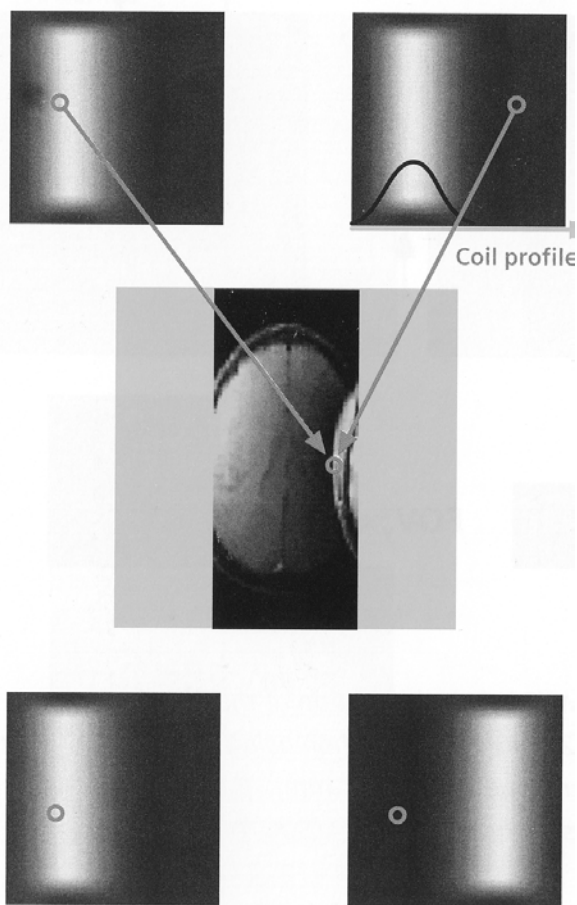
Αυτό οφείλεται στο προφίλ ευαισθησίας του πηνίου όπου τα σπινς τα οποία βρίσκονται μακριά από το πηνίο δίνουν μικρότερο σήμα από αυτά που βρίσκονται πιο κοντά στο πηνίο. Τα διαφορετικά προφίλ ευαισθησίας των δύο πηνίων από δεξιά και αριστερά είναι υπεύθυνα για τον διαχωρισμό των επιπροβαλλόμενων σημάτων τα οποία προκαλούνται από τεχνικά σφάλματα αναδίπλωσης. Οι αλγόριθμοι ανακατασκευής των εικόνων στην περίπτωση της παράλληλης απεικόνισης είναι πολύ πιο σύνθετοι από αυτούς της συμβατικής απεικόνισης (28).



Εικόνα 25

Στην πάνω σειρά της εικόνας απεικονίζεται η συμπλήρωση ολογλήρου του k -χώρου ενώ στην κάτω σειρά φαίνεται η λήψη λιγότερων δεδομένων με αποτέλεσμα την εμφάνιση τεχνικών σφαλμάτων αναδίπλωσης ιστών που βρίσκονται εκτός του εξεταστικού πεδίου.

Χρησιμοποιώντας αυτούς τους εξειδικευμένους αλγόριθμους είναι δυνατόν να προκύψουν εικόνες ελεύθερες από τεχνικά σφάλματα όπου ο χρόνος λήψης είναι μειωμένος έως και 50% λόγω συλλογής λιγότερων γραμμών στον k-χώρο οι οποίες προκύπτουν από τον συνδυασμό δύο εικόνων (οι οποίες λαμβάνονται ξεχωριστά από κάθε πηνίο). Απαραίτητη προϋπόθεση για την σωστή λειτουργία των αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας με παράλληλη απεικόνιση αποτελεί η γνώση όλων των προφίλ ευαισθησίας των πηνίων-δεκτών που εμπλέκονται στην απεικόνιση (εικόνα 26). Αυτό μπορεί να επιτευχθεί, μετρώντας ξεχωριστά τα προφίλ για κάθε τομή είτε χρησιμοποιώντας καλιμπράρισμα το οποίο προκύπτει από προηγούμενα πειράματα. Το βασικό μειονέκτημα της τεχνικής SENSE είναι η απώλεια λόγου σήματος προς θόρυβο διότι λαμβάνονται λιγότερες γραμμές στον k-χώρο, όπως επίσης και η χρήση σύνθετων αλγορίθμων ανακατασκευής της εικόνας, οι οποίοι απαιτούν την γνώση του καθενός προφίλ ευαισθησίας των διαφόρων πηνίων-δεκτών.



Εικόνα 26

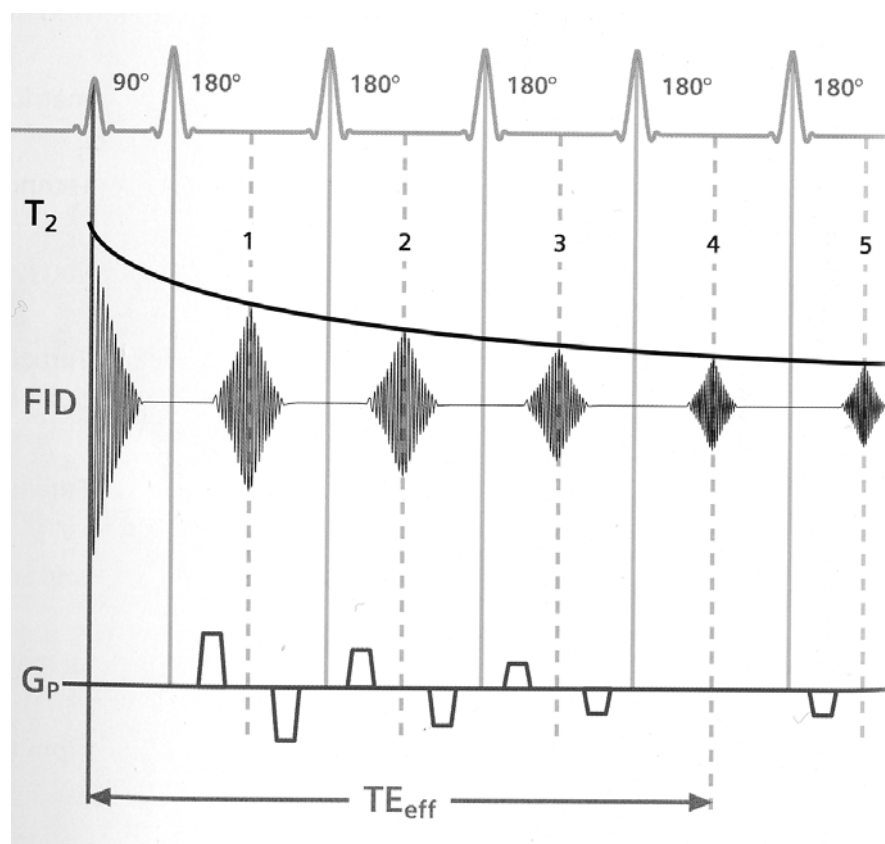
Προφίλ εναισθησίας των διαφόρων πηνίων-δεκτών που συμμετέχουν στην παράλληλη απεικόνιση.

4.6.5 Ταχείες και Υπερταχείες Ακολουθίες

4.6.5.1 Ταχεία Απεικόνιση με Spin-Echo Ακολουθίες

Η ακολουθία Turbo Spin Echo (TSE) βασίζεται σε μια αλληλουχία παλμών γνωστή ως ακολουθία CPMG (Carr – Purcell – Meiboom – Gill) (29) κατά την οποία μια σειρά παλμών 180_x° εφαρμόζονται με χρονική απόσταση μεταξύ τους ίση με 2τ μετά την εφαρμογή ενός παλμού διέγερσης 90_y° ο οποίος εφαρμόζεται χρόνο ίσο με τ πριν από την έναρξη της αλληλουχίας των 180_x°

παλμών. Η τυπική διαδοχική TSE ακολουθία, όπως και τα εμπλεκόμενα σε αυτήν βαθμιδωτά πεδία, φαίνονται στην εικόνα 27.



Εικόνα 27

Η εφαρμογή διαδοχικών 180ο παλμών επανεστίασης έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία αντίστοιχου αριθμού σημάτων.

Η βασική διαφορά της ακολουθίας TSE σε σχέση με την Spin Echo (SE) είναι το γεγονός ότι μετά την εφαρμογή ενός παλμού διέγερσης είναι δυνατόν να συμπληρωθούν περισσότερες από μία γραμμές στον k-χώρο, όπου ο αριθμός των γραμμών αυτών είναι ίσος με τον αριθμό των εφαρμοζομένων παλμών επανεστίασης και συχνά ονομάζεται παράγοντας επιτάχυνσης (Turbo Factor). Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την δραματική μείωση του χρόνου λήψεως των τομών στην ακολουθία TSE σε σύγκριση πάντοτε με τον αντίστοιχο χρόνο της ακολουθίας SE. Εκτός της μικρότερης διάρκειας λήψεως των δεδομένων στην ακολουθία Turbo Spin Echo παρουσιάζονται κάποιες σημαντικές διαφορές ως

προς την αντίθεση της εικόνας σε σχέση με τις Spin Echo ακολουθίες. Αυτές οι διαφορές μπορούν να συνοψισθούν στα παρακάτω:

α) Οι ακολουθίες TSE είναι λιγότερο ευαίσθητες στην ανίχνευση αιμορραγικών βλαβών λόγω εναπόθεσης αιμοσιδηρίνης (30) διότι η παρουσία πολλαπλών παλμών επανεστίασης έχει ως αποτέλεσμα την διόρθωση των ανομοιογενειών οι οποίες οφείλονται στην παρουσία αιμοσιδηρίνης. Για τον ίδιο ακριβώς λόγο και οι γεωμετρικές παραμορφώσεις που μπορεί να δημιουργηθούν παρουσία κάποιου μεταλλικού αντικειμένου είναι πολύ μικρότερες στις Turbo Spin Echo ακολουθίες.

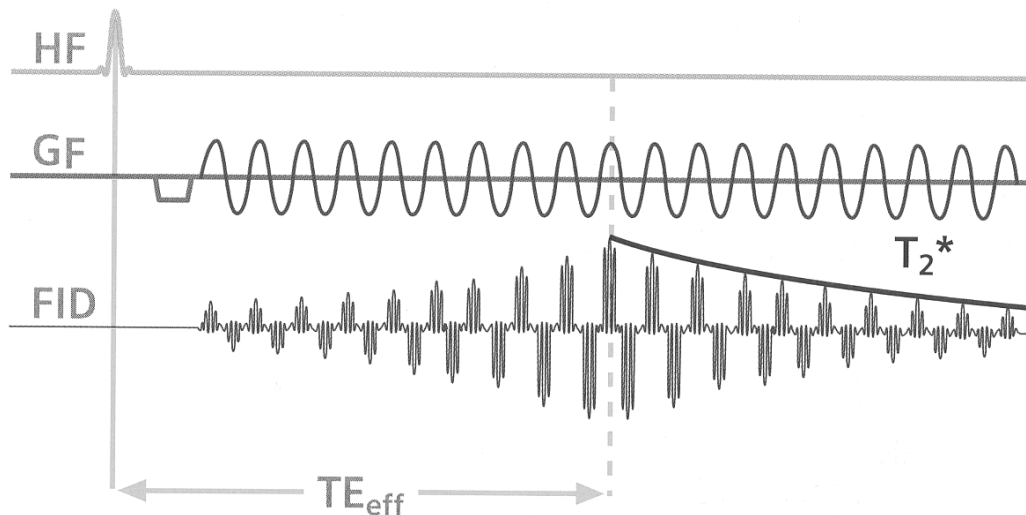
β) Στις εικόνες TSE παρουσιάζεται η επιλεκτική μείωση του σήματος ιστών οι οποίοι είναι πλούσιοι σε μακρομόρια (π.χ. λευκή ουσία, ήπαρ, μυς κλπ) λόγω φαινομένων μεταφοράς μαγνήτισης (31). Αυτό έχει ως αποτέλεσμα οι τιμές του χρόνου ηχούς που θα πρέπει να χρησιμοποιούνται στις Turbo Spin Echo ακολουθίες να είναι λίγο διαφορετικές από τις αντίστοιχες στις ακολουθίες Spin Echo. Έτσι οι τυπικές τιμές του χρόνου ηχούς για την λήψη εικόνων T2 προσανατολισμού κυμαίνονται από 110-140 ms για τις ακολουθίες Turbo Spin Echo και από 70-100 ms για τις ακολουθίες Spin Echo και,

γ) το λίπος απεικονίζεται με υψηλότερο σήμα στις ακολουθίες Turbo Spin Echo (32) λόγω φαινομένων τροχιακής σύζευξης της μαγνήτισης (J coupling effects) με αποτέλεσμα να είναι πολλές φορές απαραίτητη η εφαρμογή τεχνικών καταστολής του σήματος του λίπους σε ακολουθίες TSE. Είναι επίσης δυνατόν να προστεθεί ένας προπαλμός αναστροφής πριν την κύρια ακολουθία Turbo Spin Echo. Σε αυτήν την περίπτωση η ακολουθία που προκύπτει ονομάζεται Turbo Inversion Recovery και είναι ιδιαίτερα σημαντική διότι με κατάλληλη επιλογή του χρόνου αναστροφής (χρόνος από

την εφαρμογή του προπαλμού αναστροφής έως τον παλμό διέγερσης) είναι δυνατόν να κατασταλεί επιλεκτικά το σήμα συγκεκριμένων ιστών. Πιο συγκεκριμένα είναι δυνατόν να κατασταλεί το σήμα του λίπους οπότε η ακολουθία που προκύπτει ονομάζεται STIR ενώ αντίστοιχα η ακολουθία στην οποία καταστέλλεται το σήμα του εγκεφαλονωπιαίου υγρού ονομάζεται FLAIR. Όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενο κεφάλαιο, μια σημαντική τεχνική για την μείωση του χρόνου λήψης είναι η τεχνική Half-Fourier. Ο συνδυασμός της με την ακολουθία Turbo Spin Echo είναι ιδιαίτερα αποδοτικός ως προς την συνολική μείωση του χρόνου λήψης και επιτρέπει την λήψη μιας εικόνας με μία μόνο διέγερση (single shot). Αυτή ειδικά η ακολουθία ονομάζεται HASTE (Half-Fourier Acquired Single shot Turbo spin Echo) (33).

4.6.5.2 Ταχεία Απεικόνιση με ακολουθίες βαθμιδωτής ηχούς

Ο όρος υπερταχεία απεικόνιση αναφέρεται συνήθως στις ακολουθίες Echo Planar Imaging (EPI) (34). Κατά την ακολουθία αυτή χρησιμοποιείται ένας παλμός διέγερσης και πολλαπλά ταχέως ενεργοποιούμενα και απενεργοποιούμενα βαθμιδωτά πεδία κωδικοποίησης της φάσης και της συχνότητας (εικόνα 28), έτσι ώστε να συμπληρωθεί ολόκληρος ο k-χώρος με μία διέγερση (single-shot).



Εικόνα 28

Σχηματική αναπαράσταση της ακολουθίας EPI. Μετά την εφαρμογή του παλμού διέγερσης, συλλέγονται πολλαπλά σήματα βαθμιδωτής ηχούς. Τα δεδομένα λαμβάνονται κατά την διάρκεια της T_2^* χαλάρωσης με αποτέλεσμα ο χρόνος λήψης με την υπερταχεία ακολουθία EPI να περιορίζεται σημαντικά από την T_2^* χαλάρωση λόγω της οποίας το σήμα μειώνεται κατά την λήψη των τελευταίων ηχών.

Με αυτήν την ακολουθία είναι δυνατόν ο χρόνος λήψης της εικόνας να είναι από 80ms έως 120ms. Το μεγαλύτερο μειονέκτημα δεν είναι μόνο η απαίτηση εξειδικευμένου εξοπλισμού (ισχυρά βαθμιδωτά πεδία) αλλά η ευαισθησία αυτών των εικόνων σε μια σειρά από τεχνικά σφάλματα τα οποία περιορίζουν την εφαρμογή αυτής της ακολουθίας σε επίπεδο ρουτίνας. Τα τεχνικά σφάλματα μπορούν να συνοψισθούν κυρίως σε α) γεωμετρικές παραμορφώσεις ειδικά σε περιοχές μεταβολής της μαγνητικής επιδεκτικότητας (παρυφές μαλακών ιστών – αέρα) β) μεγάλη χημική μετατόπιση νερού και λίπους, η οποία κάνει απαραίτητη την χρήση τεχνικών καταστολής του σήματος του λίπους και γ) σφάλματα ανεπαρκούς δειγματοληψίας τα οποία παρουσιάζονται ως είδωλα ανατομικών δομών. Επίσης, η χωρική διακριτική ικανότητα που προσφέρουν οι ακολουθίες EPI

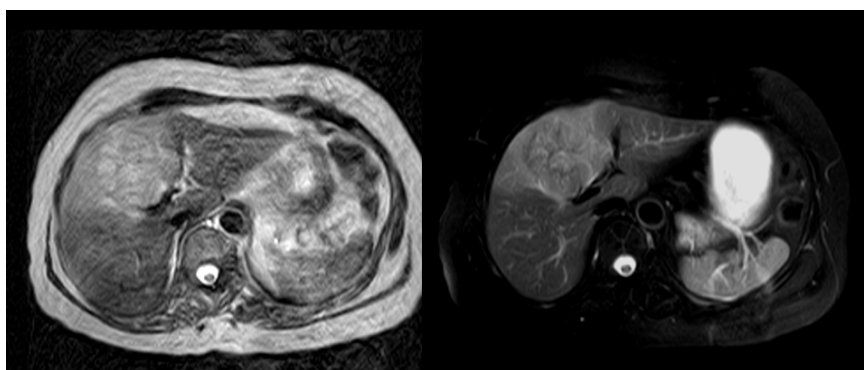
είναι σαφώς μικρότερη από την αντίστοιχη συμβατικών ακολουθιών. Οι κλινικές εφαρμογές λοιπόν είναι εξειδικευμένες και κυρίως έχουν να κάνουν με την μελέτη της διάχυσης των μορίων του νερού, με μελέτες αιμάτωσης αλλά και λειτουργικής απεικόνισης. Με πολύ λίγες εξαιρέσεις οι ακολουθίες EPI εφαρμόζονται κατά κύριο λόγο για την απεικόνιση του εγκεφάλου.

4.7 Ειδικές τεχνικές βελτίωσης της δυνατότητας χαρακτηρισμού των ιστών σε εικόνες ΜΣ

4.7.1 Τεχνικές καταστολής του σήματος του λίπους

4.7.1.1 Φασματικός κορεσμός του σήματος του λίπους

Το λίπος συνήθως απεικονίζεται με υψηλή ένταση σήματος στις εικόνες πυκνότητας πρωτονίων και T1 προσανατολισμού. Η υψηλή ένταση σήματος μειώνει την δυναμική περιοχή αντίθεσης της εικόνας ή ακόμη μπορεί να μειώσει την ευκρινή ανάδειξη περιοχών παθολογικού σήματος. Τα τεχνικά σφάλματα αναπνευστικών κινήσεων συνήθως προέρχονται από το υποδόριο λίπος (εικόνα 29).



Εικόνα 29

Εγκάρσια τομή T2 προσανατολισμού όπου η αναπνευστική κίνηση δημιουργεί τεχνικά σφάλματα (αριστερή εικόνα), ενώ μετά την εφαρμογή προσαλαμών καταστολής του σήματος του λίπους τα τεχνικά σφάλματα αυτά εξαφανίζονται.

Η συχνότητα συντονισμού των υδρογόνων του λίπους είναι περίπου 3.5 ppm χαμηλότερα από την συχνότητα συντονισμού των πυρήνων υδρογόνου του νερού, π.χ. 217 Hz για το 1.5T ή 147 Hz για το 1T. Είναι δυνατόν να καταστείουμε το σήμα του λίπους μέσω της εφαρμογής ενός φασματικά επιλεκτικού προπαλμού κορεσμού (εικόνα 30). Η επιτυχία της μεθόδου αυτής εξαρτάται σε πολύ μεγάλο βαθμό από το πόσο ομοιογενές είναι το μαγνητικό πεδίο (35-37). Αυτό συμβαίνει διότι σε περίπτωση ανομοιογενούς μαγνητικού πεδίου είναι δυνατόν να μεταβληθούν οι συχνότητες συντονισμού των πυρήνων του νερού ή του λίπους ή και των δύο. Αυτό θα είχε ως αποτέλεσμα τον μη αποτελεσματικό κορεσμό του λίπους διότι, όπως προαναφέρθηκε, ο προπαλμός κορεσμού είναι φασματικά επιλεκτικός, δηλαδή εφαρμόζεται σε μια στενή περιοχή συχνοτήτων. Ένας από τους πιο συνηθισμένους λόγους εμφάνισης ανομοιογενειών στο μαγνητικό πεδίο είναι η παρουσία μεταλλικών αντικειμένων σε αυτό. Είναι πολύ σημαντικό λοιπόν, πριν την έναρξη λήψης των δεδομένων, να εφαρμόζονται εξειδικευμένες μέθοδοι εξομάλυνσης του μαγνητικού πεδίου με τον ασθενή να βρίσκεται μέσα σε αυτό διότι, ως γνωστόν, ακόμη και η παρουσία του σώματος του ασθενούς είναι δυνατόν να προκαλέσει ανομοιογένειες στο μαγνητικό πεδίο.

4.7.2 Τεχνικές μεταφοράς μαγνήτισης

Η εφαρμογή τεχνικών μεταφοράς μαγνήτισης έχει ως αποτέλεσμα την αλλαγή της έντασης σήματος ορισμένων ιστών λόγω επιλεκτικής αλληλεπίδρασης των πρωτονίων του νερού με τα πρωτόνια των μακρομορίων. Οι τεχνικές μεταφοράς μαγνήτισης βασίζονται σε καλώς ορισμένες βιοφυσικές και βιοχημικές ιδιότητες των ιστών. Μια και διαφορετικοί ιστοί έχουν

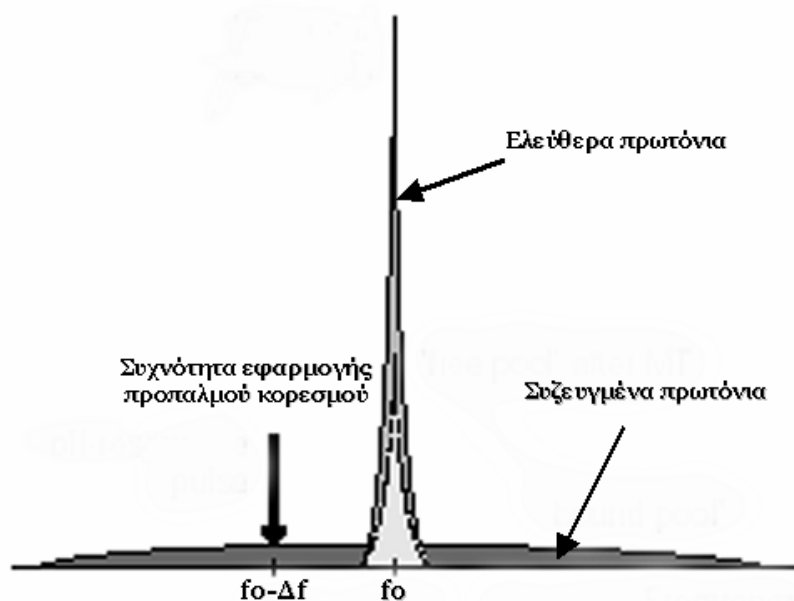
διαφορετική μακρομοριακή σύσταση, ο βαθμός αλληλεπίδρασης ή η μεταφορά της μαγνήτισης μπορεί να διαφέρει σημαντικά με αποτέλεσμα την δημιουργία εικόνων υψηλής αντίθεσης βασισμένης στην μακρομοριακή σύσταση των ιστών.

Οι τεχνικές μεταφοράς μαγνήτισης δεν είναι τίποτε άλλο παρά εξειδικευμένοι παλμοί που εφαρμόζονται πριν την κύρια ακολουθία (προπαλμοί), έτσι ώστε να προετοιμάσουν την μαγνήτιση. Η ημερομηνία σταθμός για την κλινική εφαρμογή των τεχνικών μεταφοράς μαγνήτισης είναι το 1989, όταν οι Wolf και Balaban (38) ήταν οι πρώτοι που εφάρμοσαν μεθόδους μεταφοράς μαγνήτισης σε διάφορες ανατομικές περιοχές του ανθρώπινου σώματος.

Στα βιολογικά συστήματα οι πυρήνες του υδρογόνου είναι δυνατόν να ανήκουν σε δύο ομάδες ή «δεξαμενές». Η επονομαζόμενη δεξαμενή ελεύθερων πρωτονίων αποτελείται από ελεύθερα πρωτόνια (χρόνοι συσχέτισης 3×10^{-12}) που κινούνται μέσα στο νερό και σε μερικούς ιστούς με λίπος. Αυτή η δεξαμενή έχει μια στενή φασματική γραμμή (10-100Hz) και μια σχετικά μεγάλη T2 σταθερά (>10-100 ms). Κατά την συμβατική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού το σήμα το οποίο συλλέγεται προέρχεται κατά κύριο λόγο από αυτήν την δεξαμενή. Η δεύτερη δεξαμενή ή αλλιώς η δεξαμενή δεσμευμένων πρωτονίων αποτελείται από πρωτόνια τα οποία περιορίζονται ως προς την δυνατότητα κίνησης τους λόγω του ότι είναι συζευγμένα σε μεγάλα μακρομόρια όπως πρωτεΐνες ή κυτταρικές μεμβράνες. Αυτή η δεξαμενή έχει μια πολύ ευρεία φασματική γραμμή (10-50 kHz) και άρα πολύ μικρούς χρόνους T2 (<0.1ms). Αυτού του τύπου τα πρωτόνια δεν είναι ορατά στην συμβατική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού, δηλαδή δεν

συνεισφέρουν στο λαμβανόμενο σήμα διότι έχουν πολύ μικρή T2 σταθερά. Να σημειωθεί ότι και οι δύο δεξαμενές έχουν την ίδια κεντρική συχνότητα συντονισμού (εικόνα 30) και ότι η μοναδική διαφορά είναι η πολύ μεγάλη διασπορά ως προς τις συχνότητες που παρουσιάζουν τα συζευγμένα πρωτόνια.

Υπό φυσιολογικές συνθήκες μαγνητικού συντονισμού, η μαγνήτιση ανταλλάσσεται μεταξύ της 'ελεύθερης' και της 'συζευγμένης' δεξαμενής πρωτονίων και αντιστρόφως, έχοντας ως αποτέλεσμα μια κατάσταση ισορροπίας η οποία είναι χαρακτηριστική για κάθε είδος ιστού.

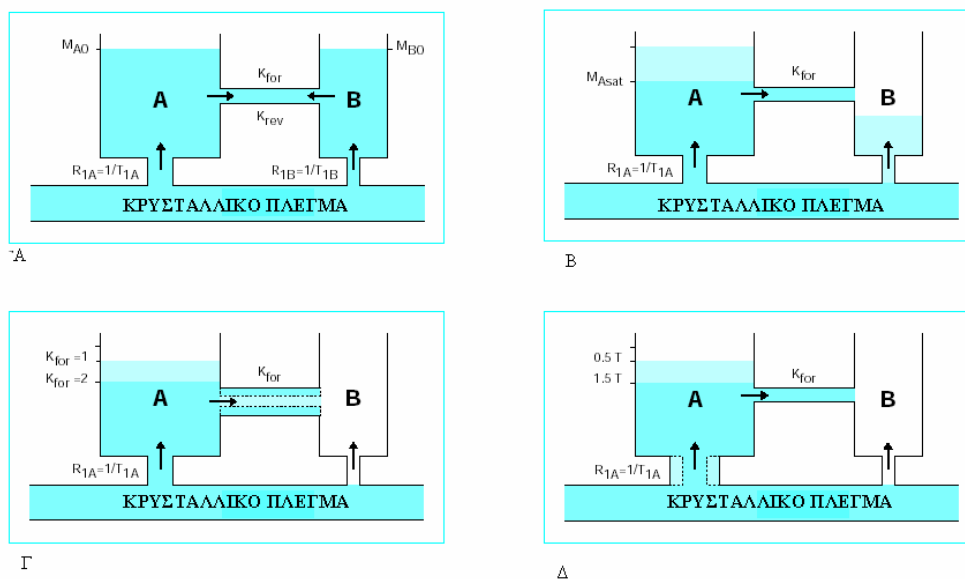


Εικόνα 30

Φάσμα συχνοτήτων συντονισμού των ελευθέρων και συζευγμένων πρωτονίων των ιστών.

Στην περίπτωση που με κάποιον τρόπο διαταραχθεί η μαγνήτιση σε μία από τις δύο δεξαμενές αυτό θα έχει ως αποτέλεσμα να επηρεαστεί και η άλλη δεξαμενή. Μια ειδική κατάσταση συμβαίνει όταν, λόγω κάποιου εξωτερικού αίτιου, προκαλείται επιλεκτικός κορεσμός στην 'δεσμευμένη' δεξαμενή. Αυτό

θα έχει ως αποτέλεσμα τον μηδενισμό της μαγνήτισης της ‘δεσμευμένης’ δεξαμενής και άρα, κατ’ αυτόν τον τρόπο, θα δημιουργηθεί μια διαφορά στην μαγνήτιση μεταξύ των δύο δεξαμενών. Αυτό που θα συμβεί λόγω φαινομένων διασταυρούμενης χαλάρωσης, θα είναι η μεταφορά ποσού μαγνήτισης από την ‘ελεύθερη’ στην ‘δεσμευμένη’ δεξαμενή (εικόνα 31).



Εικόνα 31

Το ‘συγκοινωνούν’ μοντέλο (εικόνα Α). Η δεξαμενή Α είναι η ‘ελεύθερη’ δεξαμενή ενώ η Β είναι η ‘σζευγμένη’ δεξαμενή. Η διαμήκης μαγνήτιση της δεξαμενής Α ονομάζεται M_{A0} και για την δεξαμενή Β, M_{B0} . Οι διαμήκεις ρυθμοί χαλάρωσης απουσία ανταλλαγής μαγνήτισης ονομάζονται R_{1A} και R_{1B} . Οι ρυθμοί μεταφοράς μαγνήτισης μεταξύ της Α και Β δεξαμενής ονομάζονται K_{for} και K_{rev} . Το επίπεδο ύδατος στο σχήμα αναπαριστά το ποσό μαγνήτισης κάθε δεξαμενής. Στην περίπτωση όπου η δεξαμενή Β υποστεί επιλεκτικό κορεσμό (εικόνα Β), θα εδραιωθεί μία νέα κατάσταση ισορροπίας κατά την οποία η δεξαμενή Α θα έχει λιγότερη διαμήκη μαγνήτιση (M_{Asat}). Η μεγαλύτερη τιμή του ρυθμού μεταφοράς μαγνήτισης K_{for} θα έχει ως αποτέλεσμα την μικρότερη τιμή της M_{Asat} (εικόνα Γ). Ενώ τέλος, μια μεγαλύτερη τιμή του διαμήκους χρόνου χαλάρωσης T_{1A} θα έχει ως αποτέλεσμα την μικρότερη τιμή της M_{Asat} (εικόνα Δ).

Ειδικό Μέρος

1. Εισαγωγή

Η παρούσα μελέτη πραγματοποιήθηκε σε 4 φάσεις, ως ακολούθως:

1. Πραγματοποιήθηκε αξιολόγηση διαφόρων σκιαγραφικών ουσιών, όπως νερό, διαλύματα βαρίου, διαλύματα γαδολινίου, σε σχέση με την βέλτιστη συγκέντρωση των διαλυμένων ουσιών. Η βέλτιστη σκιαγραφική ουσία χορηγήθηκε σε ασθενείς με παθολογία του γαστρεντερικού σωλήνα και εκτιμήθηκε η απόδοση τους σε σχέση με τον βαθμό διάτασης του αυλού, την ομοιογένεια σκιαγράφησης, την παρουσία τεχνικών σφαλμάτων και την ανάδειξη του τοιχώματος.
2. Έγινε αξιολόγηση των διαθέσιμων ταχέων ακολουθιών (true FISP, FLASH και HASTE) και προσαρμογή των κυρίων παραμέτρων τους για την απεικόνιση του γαστρεντερικού σωλήνα. Ακολούθησαν μετρήσεις του λόγου σήματος προς θόρυβο, αντίθεσης προς θόρυβο και σχετικής αντίθεσης για τις παραπάνω ακολουθίες.
3. Αναπτύχθηκε νέα μέθοδος απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο της κινητικότητας του εντέρου (real-time true FISP), ενώ επίσης αναπτύχθηκε μια νέα μέθοδος μεταφοράς μαγνήτισης η οποία βοηθά στην διαφοροδιάγνωση μεταξύ ινωτικής και οιδηματώδους πάχυνσης του εντερικού τοιχώματος.
4. Εφαρμόστηκαν μέθοδοι εικονικής ενδοσκόπησης και αναπτύχθηκαν τεχνικές αποφυγής του καθαρισμού του εντέρου πριν από την εξέταση.

2. Υλικό και μέθοδοι

2.1 Φάσεις 1 & 2

2.1.1 Μελέτη σε ομοιώματα

Δεκαέξι φιαλίδια τα οποία περιείχαν 20% θειικό βάριο και διαφορετικές συγκεντρώσεις γαδολινίου (0, 2.5, 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 17.5, 20, 22.5, 25, 30, 32.5, 35, 40 and 45 ml/l), ένα φιαλίδιο με ισο-οσμωτικό υδατικό διάλυμα και ένα φιαλίδιο με ύδωρ τοποθετήθηκαν στον μαγνητικό τομογράφο. Το ισο-οσμωτικό υδατικό διάλυμα προετοιμάσθηκε χρησιμοποιώντας 17.6 mmol/l πολυαιθυλενογλυκόλης, 125 mmol/l sodium, 10 mmol/l of potassium, 40 mmol/l of sulphate, 35 mmol/l of chloride and 20 mmol/l of bicarbonate. Οι συγκεντρώσεις της πολυαιθυλενογλυκόλης και των ηλεκτρολυτών ήταν υπεύθυνες για την ισο-οσμωτική συμπεριφορά του διαλύματος. Οι χρόνοι χαλάρωσης (T1 και T2 σταθερές) των διαλυμάτων μετρήθηκαν διαμέσου μίας Spin Echo ακολουθίας πολλαπλών ήχων (16 ήχοι ξεκινώντας από τα 22.5 ms για την μέτρηση της T2 σταθεράς) και πολλαπλές Spin echo ακολουθίες με διαφορετικούς χρόνους επανάληψης (50ms, 100ms, 200ms, 300ms, 400ms, 500ms, 700ms, 1000ms, 2000ms, 3000ms και χρόνος ηχούς 15ms για την μέτρηση της T1 σταθεράς). Η βέλτιστη γωνία νεύσης για την επίτευξη του μέγιστου σήματος των διαλυμάτων υπολογίστηκε διαμέσου της ακόλουθης εξίσωσης η οποία ισχύει όταν ο χρόνος επανάληψης είναι πολύ μικρότερος από την T2 σταθερά και περιγράφει την συνιστώσα της εγκάρσιας μαγνήτισης (Mxy) σε σταθερή κατάσταση για την ακολουθία true FISP (23):

$$M_{xy} = (M_0 \cdot \sin a) / (1 + T_1/T_2 - (T_1/T_2 - 1) \cos a) \quad (1)$$

Όπου a είναι η γωνία νεύσης.

Έγιναν μετρήσεις του λόγου σήματος ως προς θόρυβο (Σ/Θ), τοποθετώντας μία περιοχή ενδιαφέροντος κυκλικού σχήματος σε κάθε φιαλίδιο σε εικόνες true FISP, 3d FLASH με καταστολή του σήματος του λίπους σε διαφορετικές γωνίες νεύσης (10, 20, 30, 40 and 45 μοίρες) και σε εικόνες HASTE με τεχνική καταστολής του σήματος του λίπους (οι πιο σημαντικές παράμετροι φαίνονται στον πίνακα 1). Η βέλτιστη συγκέντρωση γαδολινίου καθορίστηκε από τον βαθμό μείωσης της έντασης του σήματος στις HASTE ακολουθίες και τον βαθμό αύξησης του σήματος στις ακολουθίες true FISP και 3d FLASH. Μετρήθηκε επίσης η μαγνητική χαλαρωσιμότητα του μίγματος γαδολινίου και βαρίου.

Πίνακας 1: Οι πιο σημαντικές παράμετροι των ακολουθιών της μαγνητικής εντερόκλυσης

Παράμετροι	HASTE	True FISP	3d FLASH
Πάχος τομής	6mm	4mm	2.5 mm
Αριθμός τομών	15	24	20
Εξεταστικό πεδίο	380mmX380m	380mmX380m	380mmX380m
Χρόνος επανάληψης	Άπειρο	6.5 ms	4.8 ms
Χρόνος ηχούς	90ms	3.1 ms	1.8 ms
Γωνία νεύσης	150	70°	40°
Παράγοντας	128	-	-
Χρόνος λήψης ανά τομή	1.5s	1.5 s	-
Χρόνος λήψης ανά όγκο	-	-	22 s

2.1.2 Ασθενείς

Εξήντα ένας ασθενείς συμπεριελήφθησαν στην παρούσα μελέτη με υποψία διαφόρων παθολογιών του λεπτού εντέρου (n=27) ή σε επαναληπτικές εξετάσεις ασθενών με ιστολογικά επιβεβαιωμένη νόσο του Crohn's (n=34). Οι

ασθενείς χωρίστηκαν σε δύο ομάδες (Α και Β). Στους ασθενείς της ομάδας Α χορηγήθηκε ισο-οσμωτικό υδατικό διάλυμα, ενώ στους ασθενείς της ομάδας Β χορηγήθηκε το βέλτιστο διάλυμα βαρίου και γαδολινίου που προέκυψε από την μελέτη στα ομοιώματα.

Όλοι οι ασθενείς που συμμετείχαν στην μελέτη είχαν ένδειξη για την πραγματοποίηση συμβατικής εντερόκλυσης ενώ πραγματοποιήθηκε και εξέταση μαγνητικής εντερόκλυσης 3 έως 5 ώρες πριν την συμβατική εντερόκλυση (Ομάδα Α) ή αμέσως μετά το πέρας της συμβατικής εντερόκλυσης (Ομάδα Β).

2.1.3 Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού

Ομάδα Α

Οι ασθενείς τοποθετήθηκαν σε πρηνή θέση στην εξεταστική τράπεζα του μαγνητικού τομογράφου χρησιμοποιώντας ένα πηνίο συνεργίας για την λήψη του σήματος, ενώ χορηγήθηκε 1,500 έως 2,000 ml υδατικού ισο-οσμωτικού διαλύματος διαμέσου ρινονησιδικού καθετήρα και συμβατής χειροκίνητης αντλίας συμβατής με τον μαγνητικό τομογράφο. Η χορήγηση του σκιαγραφικού έγινε σε δύο φάσεις. Κατά το πρώτο στάδιο χρησιμοποιήθηκε ρυθμός έγχυσης 80 – 150 ml/min η οποία διήρκεσε μέχρις ότου το σκιαγραφικό να φτάσει στο τυφλό. Κατά την δεύτερη φάση, ο ρυθμός έγχυσης αυξήθηκε έως και 300 ml/min με στόχο την δημιουργία αντανεκλαστικής ατονίας. Όλες οι εξετάσεις πραγματοποιήθηκαν σε σύστημα μαγνητικής τομογραφίας έντασης 1.5T (Vision Plus, Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany) με μέγιστη ένταση βαθμιδωτών πεδίων 25 mT/m. Η ακολουθία Single shot TSE εφαρμόστηκε κάθε 7 δευτερόλεπτα με σκοπό την παρακολούθηση της διαδικασίας της χορήγησης του σκιαγραφικού

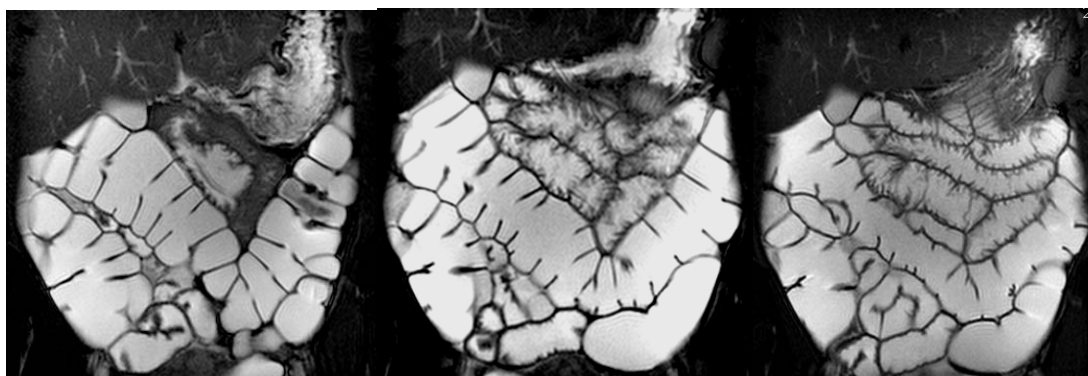
και του ελέγχου του βαθμού της διάτασης του εντερικού αυλού. Μόλις σκιαγραφήθηκε το τυφλό, σταμάτησε η χορήγηση του σκιαγραφικού και εφαρμόστηκε η ακολουθία True FISP λαμβάνοντας συνολικά 24 τομές πάχους 4 χιλιοστών σε στεφανιαίο επίπεδο. Η λήψη των εικόνων έγινε με τεχνική συγκράτησης της αναπνοής. Πριν την λήψη της ακολουθίας true FISP μια ειδική διαδικασία τρισδιάστατης εξομάλυνσης του μαγνητικού πεδίου (3d shimming) έλαβε χώρα έτσι ώστε να ελαχιστοποιηθούν τα τεχνικά σφάλματα λόγω ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου (Bo artifacts).

Η ακολουθία true FISP ανήκει στην κατηγορία των σύμφωνων ακολουθιών βαθμιδωτής ηχούς σταθερής κατάστασης (coherent steady state) (22-24) κατά τις οποίες το λαμβανόμενο σήμα συντίθεται από την επιπροβολή ενός σήματος ελεύθερα αποσβενόμενης επαγωγής και μιας ραδιοφωνικής ηχούς. Σε αντίθεση με τις συνηθισμένες ακολουθίες σταθερής κατάστασης η εγκάρσια μαγνήτιση ισορροπίας στην ακολουθία true FISP διατηρείται ακόμα και παρουσία κίνησης διότι στην ακολουθία αυτή γίνεται χρήση εξισορροπημένων και συμμετρικών βαθμίδων (23). Η true FISP ακολουθία επιλέχθηκε λόγω κυρίως του μικρού χρόνου λήψεως ανά τομή έτσι ώστε να μειωθούν τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης. Αμέσως μετά, χορηγήθηκε ενδοφλεβίως 1mg γλουκαγόνου (Glucagen, Novo Nordisk, Bagsvaerd, Denmark) και περίπου δύο λεπτά μετά έγινε ενδοφλέβια έγχυση παραμαγνητικού σκιαγραφικού (Gd-BOPTA (n=31) ή Gadobutrol (n=30)). Η ακολουθία 3d FLASH με προπαλμούς καταστολής του σήματος του λίπους εφαρμόστηκε σε στεφανιαίο και εγκάρσιο επίπεδο 75 δευτερόλεπτα μετά την έγχυση του παραμαγνητικού σκιαγραφικού. Τέλος, έγινε λήψη της

ακολουθίας HASTE σε στεφανιαίο και εγκάρσιο επίπεδο. Οι πιο σημαντικές παράμετροι των ακολουθιών φαίνονται στον πίνακα 1.

Ομάδα Β

Μετά την πραγματοποίηση της συμβατικής εντερόκλυσης με χορήγηση 1.2 λίτρων του βέλτιστου διαλύματος γαδολινίου- BaSO₄ διαμέσου ενός ρινογαστρικού καθετήρα, ο ασθενής μεταφέρθηκε στην μονάδα μαγνητικής τομογραφίας με τον ρινογαστρικό καθετήρα. Μία επιπρόσθετη ποσότητα (200-300ml) σκιαγραφικού χορηγήθηκε στον ασθενή λίγο πριν την έναρξη της μαγνητικής εντερόκλυσης έτσι ώστε να εξασφαλισθεί η βέλτιστη διάταση της νήστιδος (εικόνα 32).



Εικόνα 32

Στεφανιαίες *time* FISP εικόνες σε ένα ασθενή χωρίς παθολογικά ευρήματα. Στην εικόνα στα αριστερά διαπιστώνεται ανεπαρκής διάταση του αυλού των ελίκων της νήστιδος. Η λήψη αυτή έγινε αμέσως μετά το τέλος της συμβατικής εντερόκλυσης και με καθυστέρηση περίπου 5 λεπτών. Αντίθετα μετά την χορήγηση επιπρόσθετης ποσότητας σκιαγραφικού 100 ml (εικόνα στο κέντρο) και 300ml (εικόνα στα δεξιά) ο αυλός των ελίκων της νήστιδος παρουσιάζει ικανοποιητική διάταση.

Το διάλυμα χορηγήθηκε χρησιμοποιώντας μία χειροκίνητη αντλία. Οι ασθενείς εξετάστηκαν σε πρηνή θέση χρησιμοποιώντας ένα εξειδικευμένο πηνίο συνεργίας για την λήψη του σήματος από την περιοχή της κοιλιάς. Ο

μαγνητικός τομογράφος στον οποίο έγιναν οι εξετάσεις ήταν έντασης μαγνητικού πεδίου 1.5 Tesla (Vision Plus, Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany) ενώ η μέγιστη ένταση των βαθμιδωτών πεδίων ήταν 25 mT/m. Οι ακολουθίες που χρησιμοποιήθηκαν ήταν οι επόμενες: true FISP, T1w 3d FLASH με τεχνική καταστολής του σήματος του λίπους και HASTE T2w με τεχνική καταστολής του σήματος του λίπους. Η βελτιστοποίηση της ομοιογένειας του μαγνητικού πεδίου πριν την εξέταση έγινε με φασματοσκοπική ογκομετρική τεχνική (shim3d, Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany) και αμέσως μετά έγινε λήψη στεφανιαίων τομών με ακολουθία true FISP. Για την μείωση της περισταλτικής κίνησης χορηγήθηκε ενδοφλεβίως 1mg Glucagon (GlucaGen, Novo Nordisk, Bagsvaerd, Denmark) και ακολούθησε η λήψη στεφανιαίων τομών με τις ακολουθίες 3d FLASH και HASTE με προπαλμούς καταστολής του σήματος του λίπους κατά την διάρκεια αναπνευστικής άπνοιας. Ο συνολικός χρόνος της εξέτασης κυμάνθηκε από 15 έως 20 λεπτά. Οι εικόνες 3d FLASH μεταφέρθηκαν σε εξειδικευμένο σταθμό επεξεργασίας διαμέσου τοπικού δικτύου για την δημιουργία εικόνων εικονικής ενδοσκόπησης του εντέρου χρησιμοποιώντας το λογισμικό fly-through (3D Virtuoso, Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany).

2.1.4 Αξιολόγηση των εικόνων

Οι εικόνες με ακολουθίες true FISP, 3d FLASH and HASTE αξιολογήθηκαν ξεχωριστά από δύο ακτινολόγους (Ομάδες A και B ξεχωριστά). Μία πεντάβαθμη κλίμακα (0: κακό, 1: μέτριο, 2: καλό, 3:πολύ καλό και 4:άριστο) χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση των παρακάτω παραμέτρων: διάταση του εντερικού αυλού, ομοιογένεια της σκιαγράφησης του εντερικού αυλού

και συνολική ποιότητα εικόνας στις εξετάσεις συμβατικής και μαγνητικής εντερόκλυσης (Ομάδες Α και Β) όπως και στην εικονική μαγνητική εντεροσκόπηση (Ομάδα Β). Η ευκρίνεια του εντερικού τοιχώματος επίσης αξιολογήθηκε χρησιμοποιώντας μια πεντάβαθμη κλίμακα όπου ο βαθμός 0 δόθηκε στην περίπτωση που δεν απεικονιζόταν το εντερικό τοίχωμα, ο βαθμός 1, στην περίπτωση ανάδειξης μέρους του εντερικού τοιχώματος σε λιγότερη έκταση από τα 2/3 του συνολικού μήκους του, ο βαθμός 2, στην περίπτωση ανάδειξης μέρους του εντερικού τοιχώματος σε μεγαλύτερη έκταση από τα 2/3 του συνολικού μήκους του, και /ή συνολικής ανάδειξης του εντερικού τοιχώματος, που σε πολλές περιοχές η ανάδειξη των παρυφών του ήταν μέτρια, βαθμός 3, στην περίπτωση συνολικής ανάδειξης του εντερικού τοιχώματος, που σε λίγες περιοχές η ανάδειξη των παρυφών του ήταν μέτρια, βαθμός 4, στην περίπτωση άριστης ανάδειξης του εντερικού τοιχώματος σε όλο του το μήκος.

Η συμβατική εντερόκλυση ήταν διαθέσιμη κατά την αξιολόγηση των εικόνων της μαγνητικής εντερόκλυσης. Τα τεχνικά σφάλματα τα οποία συνοψίσθηκαν σε διάφορους τύπους όπως: φαινόμενα χημικής μετατόπισης, είδωλα, μεταβολές μαγνητικής επιδεκτικότητας και τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης, αξιολογήθηκαν υποκειμενικά για κάθε τμήμα του εντέρου χρησιμοποιώντας μια πεντάβαθμη κλίμακα (0: χωρίς τεχνικά σφάλματα, 1: λίγα τεχνικά σφάλματα, 2: μέτρια τεχνικά σφάλματα, 3: πολλά τεχνικά σφάλματα, 4: μη-διαγνωστικές εικόνες λόγω παρουσίας πάρα πολλών τεχνικών σφαλμάτων). Η στατιστική ανάλυση έγινε με το Wilcoxon's rank test έτσι ώστε να αξιολογηθεί η στατιστική δύναμη των διαφορών στην βαθμολογία σχετικά με την διάταση και ομοιογένεια σκιαγράφησης του

εντερικού αυλού καθώς επίσης και για την ευκρίνεια ανάδειξης του εντερικού τοιχώματος στην νήστιδα, τον ειλεό και τον τελικό ειλεό. Ως στατιστικά σημαντικές θεωρήθηκαν οι διαφορές εκείνες όπου το πολυώνυμο p ήταν μικρότερο από 0.05.

2.2 Φάση 3

Δέκα ασθενείς με νόσο του Crohn συμμετείχαν στην φάση 3 όπου επιπρόσθετα με το κανονικό πρωτόκολλο μαγνητικής εντερόκλυσης εφαρμόστηκαν ακολουθίες υπερταχείας απεικόνισης σχεδόν σε πραγματικό χρόνο με χρόνο λήψης ανά εικόνα 250ms. Η ακολουθία που χρησιμοποιήθηκε για την απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο ήταν η true FISP με προπαλμούς καταστολής του σήματος του λίπους σε συνδυασμό με τεχνικές παράλληλης απεικόνισης (GRAPPA & SENSE). Ο συνολικός αριθμός των εικόνων ανά λήψη ήταν 100 κατά την διάρκεια τεχνικής συγκράτησης της αναπνοής (20 δευτερόλεπτα). Έγιναν εντοπισμένες λήψεις στην περιοχή στενώσεων του αυλού για να μελετηθεί η κινητικότητα του εντέρου. Επιπρόσθετα, αναπτύχθηκε εξειδικευμένη ακολουθία FISP με προπαλμούς μεταφοράς μαγνήτισης για τον υπολογισμό του λόγου μεταφοράς μαγνήτισης του εντερικού τοιχώματος. Χρησιμοποιήθηκαν προπαλμοί εκτός συντονισμού 1.5kHz μακριά από την συχνότητα συντονισμού του νερού. Πραγματοποιήθηκαν δύο λήψεις μια χωρίς και μια με προπαλμούς μεταφοράς μαγνήτισης και υπολογίστηκε η επί τοις εκατό ποσοστιαία μεταβολή του σήματος του παθολογικού τοιχώματος.

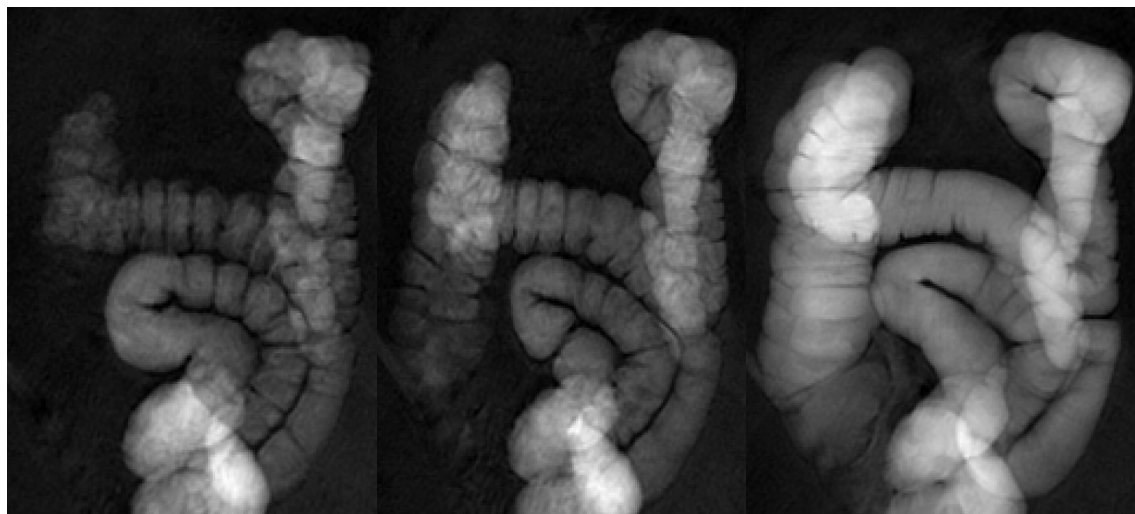
2.3 Φάση 4

Μετά την φάση ανάπτυξης και βελτιστοποίησης ακολουθιών όπως και του ενδοαυλικού σκιαγραφικού για την μελέτη του λεπτού και παχέος εντέρου με μαγνητική τομογραφία, έγινε εφαρμογή τεχνικών εικονικής ενδοσκόπησης σε ασθενείς με πολύποδες στο παχύ έντερο και τέλος αναπτύχθηκε μια νέα μέθοδος αποφυγής καθαρισμού του εντέρου σε εξέταση Μαγνητικής Κολονογραφίας.

Μαγνητική Κολονογραφία

Η εξέταση του παχέος εντέρου με μαγνητικό συντονισμό (Μαγνητική Κολονογραφία) έγινε σε 20 ασθενείς οι οποίοι παραπέμφθηκαν για συμβατική κολονοσκόπηση, με υποψία παρουσίας πολύποδα ή μάζας στο παχύ έντερο. Η συμβατική κολονοσκόπηση πραγματοποιήθηκε 3 – 5 ημέρες μετά την Μαγνητική Κολονογραφία. Ζητήθηκε από τους ασθενείς να πιουν 200ml πυκνού θειικού βαρίου (Micropaque; Guerbet, Sulzbach, Germany; 1mg barium sulfate/ml) μετά από κάθε κύριο γεύμα, ξεκινώντας 48 ώρες πριν την εξέταση. Οι ασθενείς εξετάστηκαν σε πρηνή και ύπτια θέση, ενώ για την μείωση της περισταλτικής κίνησης του εντέρου χορηγήθηκε ενδοφλεβίως 1 mg γλουκαγόνου (Glucagen, Novo Nordisk, Bagsvaerd, Denmark) . Αμέσως μετά επακολούθησε πλήρωση του παχέος εντέρου ενδο-ορθικά χρησιμοποιώντας 2.000 έως 2.500 ml ύδατος με τον ασθενή τοποθετημένο σε πρηνή θέση στην εξεταστική τράπεζα. Κατά την διάρκεια χορήγησης του νερού γινόταν λήψη SSTSE εικόνων έτσι ώστε να παρακολουθείται ο βαθμός διάτασης και η συνολική σκιαγράφιση του παχέος εντέρου (εικόνα 33). Μετά την συνολική πλήρωση και διάταση του αυλού επακολούθησε ενδοφλέβια

έγχυση παραμαγνητικού σκιαγραφικού και λήψη ακολουθιών 3d VIBE (FLASH) σε στεφανιαίο επίπεδο με τομές πάχους 1.5mm και δυνατότητα πολυεπίπεδης ανασύνθεσης. Η χρονική καθυστέρηση μεταξύ της έναρξης της έγχυσης του σκιαγραφικού και της έναρξης της λήψεως της ακολουθίας ήταν περίπου 75 sec.



Εικόνα 33

Διαδοχικές στεφανιαίες λήψεις με Single Shot TSE ακολουθία κατά την διάρκεια χορήγησης του νερού ενδοορθικά.

Αμέσως μετά το πέρας της λήψης της 3d VIBE ακολουθίας ακολούθησε η λήψη της turbo FLASH με παλμό αναστροφής. Στους πρώτους 10 ασθενείς εφαρμόστηκαν πολλαπλοί χρόνοι αναστροφής (TI: 10ms, 250ms, 500ms and 1000ms) έτσι ώστε να επιλεγθεί ο κατάλληλος χρόνος αναστροφής που εξασφαλίζει την ομοιογενή καταστολή του ενδοαυλικού σήματος.

Έγινε ποιοτική αξιολόγηση των δύο ακολουθιών από δύο έμπειρους ακτινολόγους, η οποία αφορούσε την απόδοση της καταστολής του σήματος των κοπράνων, την ευκρινή ανάδειξη του τοιχώματος του εντέρου και το επίπεδο τεχνικών σφαλμάτων στις εικόνες. Η βαθμολόγηση έγινε χρησιμοποιώντας μία πεντάβαθμη κλίμακα (0: χωρίς τεχνικά σφάλματα, 1:

λίγα τεχνικά σφάλματα, 2: μέτρια τεχνικά σφάλματα, 3: πολλά τεχνικά σφάλματα, 4:μη-διαγνωστικές εικόνες λόγω παρουσίας πάρα πολλών τεχνικών σφαλμάτων). Η αξιολόγηση της απόδοσης της καταστολής του σήματος των κοπράνων έγινε βάση μιας 3-βαθμης κλίμακας (0 : φτωχή, απεικονιζόμενο περιεχόμενο με υψηλό σήμα, 1 : μέτρια, απεικονιζόμενο περιεχόμενο με χαμηλότερο σήμα από αυτό του τοιχώματος, και 2 : υψηλή, μη απεικονιζόμενο περιεχόμενο). Η ποσοτική αξιολόγηση περιελάμβανε τον υπολογισμό του λόγου αντίθεσης προς θόρυβο και της σχετικής αντίθεσης μεταξύ του εντερικού τοιχώματος και του αυλού, σύμφωνα με τις ακόλουθες σχέσεις:

$$\text{CNR}_{AB} = \frac{SI_A - SI_B}{noise} \quad (1)$$

$$\text{ReCon}_{AB} = \frac{SI_A - SI_B}{SI_A + SI_B} \quad (2)$$

Όπου CNR ο λόγος σήματος προς θόρυβο μεταξύ του τοιχώματος και του αυλού, και ReCon η σχετική αντίθεση.

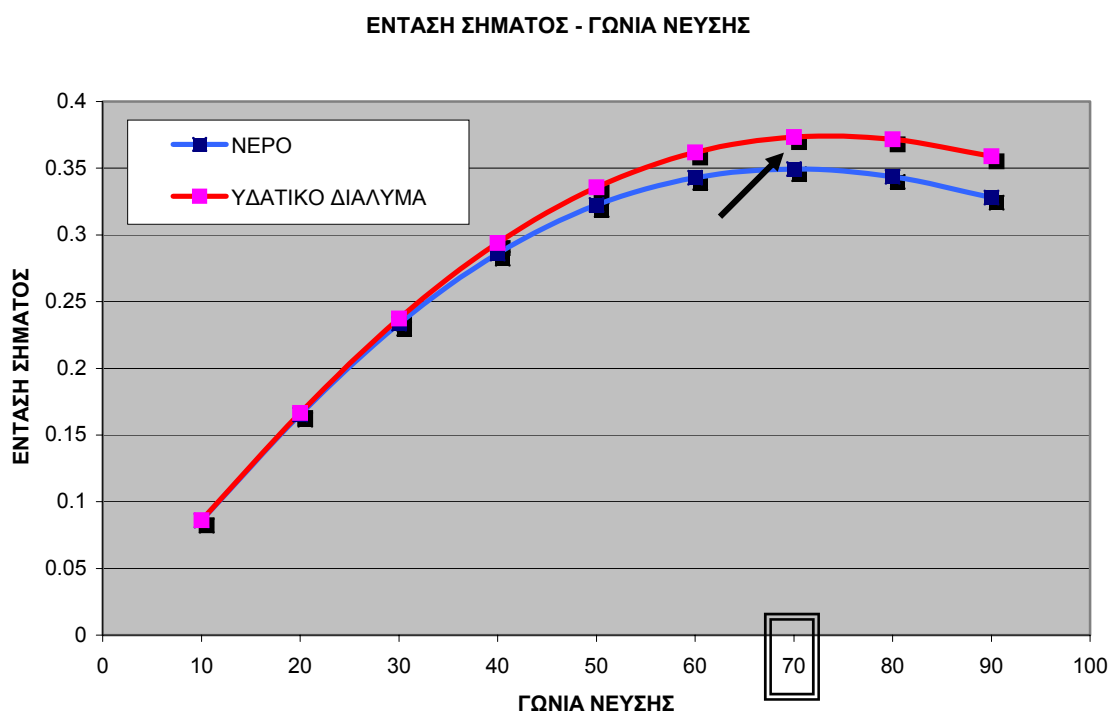
Ο θόρυβος μετρήθηκε ως την τυπική απόκλιση μιας μέτρησης που έγινε με μία κυκλική περιοχή ενδιαφέροντος η οποία τοποθετήθηκε στον αέρα. Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με την βοήθεια του Student t-test για τον έλεγχο των διαφορών μεταξύ των λόγων αντίθεσης προς θόρυβο και σχετικής αντίθεσης μεταξύ των δύο ακολουθιών. Το Wilcoxon's signed test χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση των διαφορών μεταξύ των ακολουθιών σχετικά με το επίπεδο τεχνικών σφαλμάτων, την απόδοση καταστολής του σήματος του εντερικού περιεχομένου και την ευκρινή ανάδειξη του τοιχώματος. Η τιμή του πολωνύμου p που χρησιμοποιήθηκε ως κατώφλι σημαντικότητας ήταν 0.05.

3. Αποτελέσματα

3.1 Φάσεις 1 & 2

3.1.1 Μελέτη σε ομοιώματα

Η σταθερά T1 του ισο-οσμωτικού υδατικού διαλύματος μετρήθηκε στα 2,500 msec ενώ η T2 σταθερά του ίδιου διαλύματος ήταν 1,400 ms. Η γωνία νεύσης κατά την οποία το ισο-οσμωτικό υδατικό διάλυμα παρουσίασε μέγιστο σήμα μετά από αριθμητική ανάλυση χρησιμοποιώντας την εξίσωση 1 ήταν 70° (εικόνα 34).

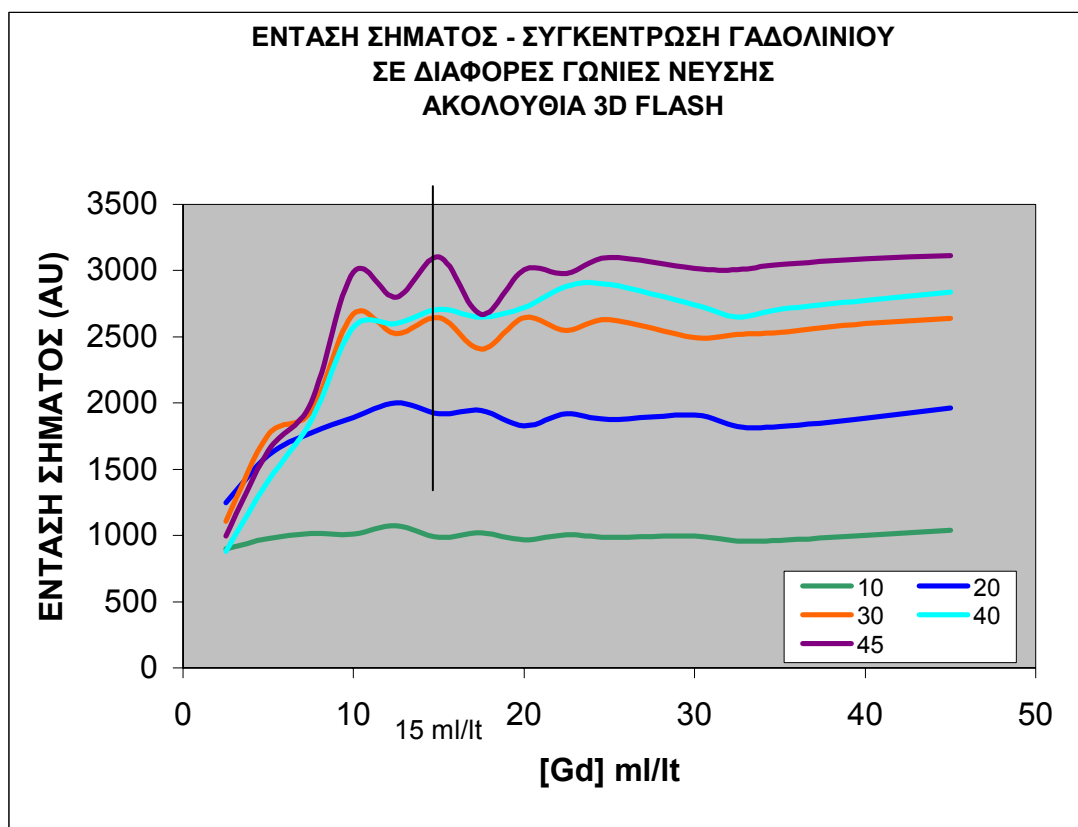


Εικόνα 34

Γραφική παράσταση της έντασης σήματος – γωνίας νεύσης στην ακολουθία true FISP για ισο-οσμωτικό υδατικό διάλυμα (κόκκινο) και απλό νερό (μπλέ).

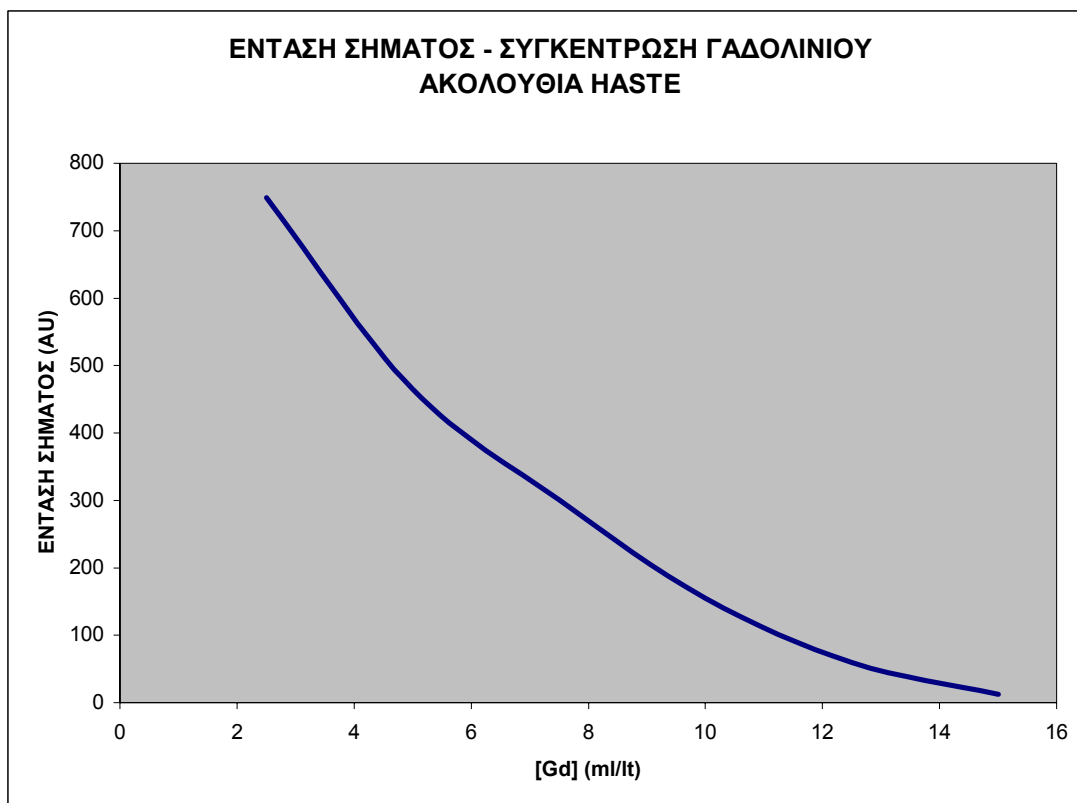
Η ελάχιστη συγκέντρωση γαδολινίου η οποία προστιθέμενη σε 20% εναιώρημα BaSO₄ εξασφάλισε ομοιογενώς χαμηλή ένταση σήματος στις

HASTE ακολουθίες και υψηλή ένταση σήματος στις trueFISP και 3d FLASH ακολουθίες ήταν 15 ml/lt (εικόνα 35). Η διαμήκης χαλαρωσιμότητα του μείγματος γαδολινίου και βαρίου ήταν 3 L mmol⁻¹ sec⁻¹ ενώ η εγκάρσια χαλαρωσιμότητα μετρήθηκε στα 2.17 L mmol⁻¹ sec⁻¹.



Εικόνα 35

Γραφική παράσταση έντασης σήματος – συγκέντρωσης γαδολινίου σε διάφορες γωνίες νέυσης για την ακολουθία 3d FLASH. Η συγκέντρωση 15 ml/lt αποδεικνύεται η βέλτιστη ως προς την μεγιστοποίηση της έντασης σήματος στις ακολουθίες 3d FLASH.



Εικόνα 36

Γραφική παράσταση έντασης σήματος – συγκέντρωσης γαδολινίου στην ακολουθία ΗASTE.

3.1.2 Μελέτες Ασθενών

Ομάδα Α

Κανένας ασθενής δεν παρουσίασε οποιαδήποτε αντίδραση κατά την διάρκεια της εξέτασης της Μαγνητικής Εντερόκλυσης. Στον πίνακα 2 φαίνονται οι τιμές του λόγου σήματος προς θόρυβο, όπως επίσης και αντίθεση προς θόρυβο και σχετική αντίθεση μεταξύ του διαφόρων ανατομικών δομών. Στον πίνακα 3 φαίνεται η αξιολόγηση των τεχνικών σφαλμάτων σε εικόνες true FISP, ΗASTE και 3d FLASH και στα τρία τμήματα του λεπτού εντέρου.

Πίνακας 2

Αποτελέσματα της ποσοτικής αξιολόγησης (μέση τιμή ± τυπική απόκλιση) και για τις τρεις ακολουθίες.

	Σ/Θφτ	Σ/Θπτ	Α/Θφτα	Α/Θπτα	ΣΑφτα	ΣΑπτα
True FISP	49.1 ± 11	30.5 ± 9	49.4 ± 17	67.9 ± 18	33.5 ± 10	52.8 ± 9
HASTE	23 ± 3	15.2 ± 3	29.3 ± 11	37.1 ± 11	38.1 ± 10	54.4 ± 10
3d FLASH	23.3 ± 4	34.4 ± 9	18.8 ± 3	29.9 ± 8	67.6 ± 4	76.1 ± 6

Σ/Θφτ: λόγος σήματος προς θόρυβο του φυσιολογικού εντερικού τοιχώματος

Σ/Θπτ: λόγος σήματος προς θόρυβο του παχυσμένου εντερικού τοιχώματος

Α/Θφτα: λόγος αντίθεσης προς θόρυβο μεταξύ του φυσιολογικού τοιχώματος και του αυλού

Α/Θπτα: λόγος αντίθεσης προς θόρυβο μεταξύ του παχυσμένου τοιχώματος και του αυλού

ΣΑφτα: σχετική αντίθεση μεταξύ του φυσιολογικού τοιχώματος και του αυλού

ΣΑπτα: σχετική αντίθεση μεταξύ του παχυσμένου τοιχώματος και του αυλού

Πίνακας 3

Μέσες τιμές των τεχνικών σφαλμάτων στις εικόνες μαγνητικής εντερόκλυσης με ισοοσμωτικό υδατικό διάλυμα

Τεχνικά Σφάλματα	TrueFISP	3d FLASH	HASTE
Χημική Μετατόπιση Ειδώλα	1.89 ± 0.2	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0
Μαγνητική Επιδεκτικότητα Κίνηση	1.07 ± 0.1	0.11 ± 0.04	0.0 ± 0.0
	0.0 ± 0.0	0.92 ± 0.1	0.4 ± 0.05

Συνολικά, τα τεχνικά σφάλματα λόγω χημικής μετατόπισης ήταν μέτρια έως λίγα στην ακολουθία true FISP ενώ δεν υπήρχαν στις ακολουθίες HASTE και 3d FLASH. Τεχνικά σφάλματα ειδώλων δεν παρουσιάστηκαν σε καμία από τις παραπάνω ακολουθίες ενώ τα τεχνικά σφάλματα λόγω μεταβολής της

μαγνητικής επιδεκτικότητας ήταν λίγα στην ακολουθία true FISP, ελάχιστα στην ακολουθία 3d FLASH και δεν υπήρχαν στην ακολουθία HASTE. Τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης δεν υπήρχαν στην ακολουθία true FISP, ενώ αντίθετα ήταν λίγα στις ακολουθίες 3d FLASH (περίσταση, αναπνοή) και HASTE (περίσταση).

Η ομοιογένεια σκιαγράφησης του εντερικού αυλού ήταν πολύ καλή έως άριστη στην νήστιδα, καλή στον ειλεό και τελικό ειλεό, όπως φαίνεται και στον πίνακα 4.

Πίνακας 4: Μέσες τιμές της ευκρίνειας ανάδειξης του τοιχώματος, της ομοιογένειας της σκιαγράφησης του αυλού, της συνολικής ποιότητας εικόνας και της διάτασης του αυλού στις εικόνες μαγνητικής εντερόκλυσης με χρήση ισο-οσμωτικού υδατικού διαλύματος.

	TrueFISP	HASTE	3d FLASH
Ευκρίνεια ανάδειξης τοιχώματος	3.55 ± 0.7	3.22 ± 0.6	3.22 ± 0.8
Ομοιογένεια σκιαγράφησης του αυλού	3.11 ± 0.8	3.0 ± 0.7	4.0 ± 0.0
Συνολική ποιότητα εικόνας	3.66 ± 0.5	3.33 ± 0.7	3.55 ± 0.5
Διάταση αυλού	3.9 ± 0.3	4.0 ± 0.0	3.78 ± 0.4

Οι διαφορές σχετικά με την ομοιογένεια σκιαγράφησης του εντερικού αυλού ήταν μη-σημαντικές μεταξύ της νήστιδος και του τελικού ειλεού ($p=0.22$), μεταξύ του ειλεού και του τελικού ειλεού ($p=0.66$) και μεταξύ της νήστιδος και του ειλεού ($p=0.5$). Η διάταση του εντερικού αυλού και η σαφήνεια ανάδειξης του εντερικού τοιχώματος ήταν πολύ καλή έως άριστη στην νήστιδα και τον ειλεό και πολύ καλή στον τελικό ειλεό (πίνακας 4). Οι διαφορές στην βαθμολόγηση σχετικά με την διάταση του εντερικού αυλού μεταξύ της νήστιδος και του ειλεού ($p=0.74$) και του τελικού ειλεού ($p=0.015$) όπως επίσης και οι αντίστοιχες διαφορές μεταξύ ειλεού και τελικού ειλεού

($p=0.18$). Η σαφήνεια ανάδειξης του εντερικού τοιχώματος βαθμολογήθηκε στατιστικώς σημαντικά υψηλότερα στην νήσιδα και τον ειλεό σε σχέση με τον τελικό ειλεό ($p<0.05$). Η συνολική ποιότητα εικόνας ήταν πολύ καλή έως άριστη (μέση τιμή \pm τυπική απόκλιση: 3.46 ± 0.65).

Ομάδα Β

Οι μέσες τιμές της παρουσίας τεχνικών σφαλμάτων στις τρεις ακολουθίες φαίνονται στον πίνακα 5.

Πίνακας 5: Μέσες τιμές των τεχνικών σφαλμάτων στις εικόνες μαγνητικής εντερόκλυσης με χρήση διαλύματος γαδολινίου- BaSO₄

	TrueFISP	HASTE	3d FLASH
Χημική μετατόπιση	1.7 ± 0.3	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0
Μαγνητική επιδεκτικότητα	1.0 ± 0.2	0.0 ± 0.0	0.1 ± 0.02
Κίνηση	0.0 ± 0	0.4 ± 0.1	0.9 ± 0.1
Είδωλα	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0

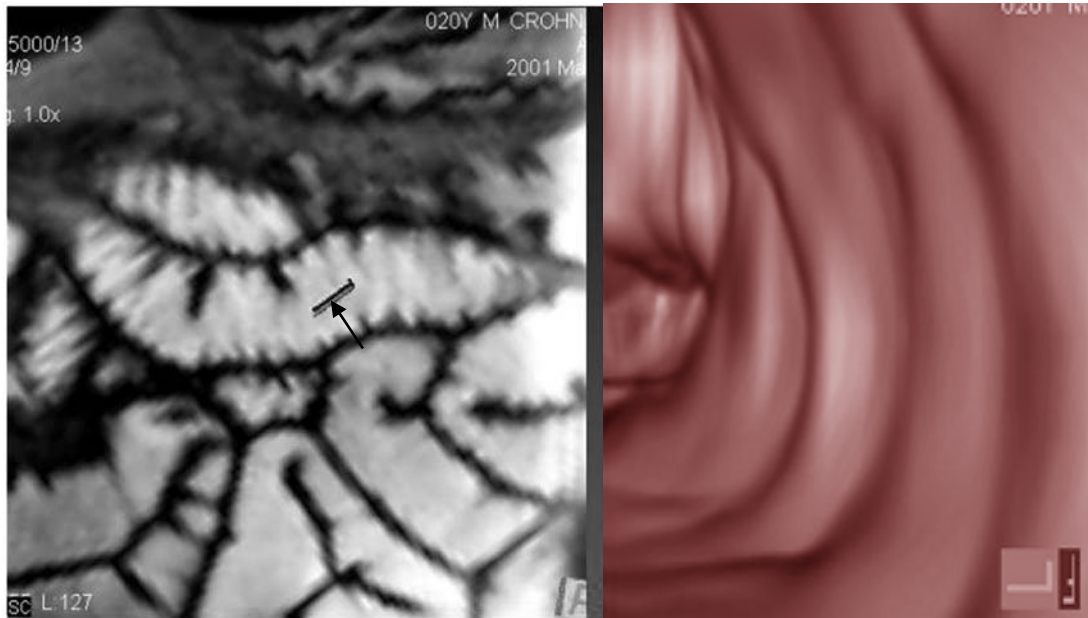
Τα τεχνικά σφάλματα χημικής ολίσθησης ήταν μέτρια στις ακολουθίες true FISP, ενώ δεν υπήρχαν στις ακολουθίες HASTE και 3d FLASH ($p<0.01$). Τα τεχνικά σφάλματα μεταβολής της μαγνητικής επιδεκτικότητας ήταν λίγα στις ακολουθίες true FISP, πολύ λίγα στις 3d FLASH ($p<0.01$) και απουσίαζαν από τις ακολουθίες HASTE ($p<0.01$). Τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης ήταν σημαντικά λιγότερα στις ακολουθίες true FISP συγκριτικά με αυτά στις 3d FLASH ($p<0.01$) και HASTE ($p=0.375$). Τα τεχνικά σφάλματα ειδώλου δεν εμφανίστηκαν σε καμιά από τις τρεις ακολουθίες. Η ομοιογένεια της σκιαγράφησης του αυλού ήταν πολύ καλή στην συμβατική εντερόκλυση, όπως και στις τρεις ακολουθίες της μαγνητικής εντερόκλυσης (πίνακας 6), χωρίς να

παρουσιαστούν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ τους. Η ευκρίνεια ανάδειξης του εντερικού τοιχώματος ήταν άριστη στις true FISP και 3d FLASH ακολουθίες, ενώ στην HASTE ακολουθία αναδείχθηκε το εντερικό τοίχωμα σε όλο του το μήκος με μερικές περιοχές χαμηλής ευκρίνειας (πίνακας 6). Οι διαφορές στις μέσες τιμές μεταξύ των ακολουθιών HASTE και true FISP ή 3d FLASH σχετικά με την ευκρίνεια ανάδειξης του εντερικού τοιχώματος ήταν στατιστικά σημαντικές ($p < 0.01$). Η διάταση του εντερικού αυλού ήταν άριστη και στις τρεις ακολουθίες και δεν βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές (πίνακας 6). Τέλος, η true FISP ακολουθία παρείχε σημαντικά καλύτερη συνολική ποιότητα εικόνας ($p < 0.01$) σε σχέση με την ακολουθία HASTE, ενώ συγκρινόμενη με την αντίστοιχη της ακολουθίας 3d FLASH η διαφορά δεν ήταν στατιστικά σημαντική ($p = 0.12$) (πίνακας 3). Η γραφική παράσταση στην εικόνα 2 συνοψίζει τα προηγούμενα αποτελέσματα.

Πίνακας 6: Μέσες τιμές της ευκρίνειας ανάδειξης του τοιχώματος, της ομοιογένειας της σκιαγράφησης του αυλού, της συνολικής ποιότητας εικόνας και της διάτασης του αυλού στις εικόνες μαγνητικής και συμβατικής εντερόκλυσης με χρήση διαλύματος γαδολινίου- BaSO₄. Η ευκρίνεια ανάδειξης του τοιχώματος αξιολογήθηκε μόνο στις εικόνες μαγνητικής εντερόκλυσης.

	TrueFISP	HASTE	3d FLASH	CE
Ευκρίνεια ανάδειξης τοιχώματος	3.9 ± 0.2	2.9 ± 0.4	3.4 ± 0.3	-
Ομοιογένεια σκιαγράφησης του αυλού	3.5 ± 0.6	3.1 ± 0.7	3.3 ± 0.1	3.8 ± 0.2
Συνολική ποιότητα εικόνας	3.8 ± 0.3	2.8 ± 0.4	3.3 ± 0.2	3.8 ± 0.1
Διάταση αυλού	3.6 ± 0.2	3.6 ± 0.2	3.5 ± 0.2	3.6 ± 0.1

Επίσης έγινε ανακατασκευή εικονικών ενδοσκοπικών εικόνων (εικόνα 37) του λεπτού εντέρου (μέση τιμή συνολικής ποιότητας εικόνας: 2.9). Η δημιουργία των εικόνων αυτών διήρκεσε όχι περισσότερο από 30 λεπτά.



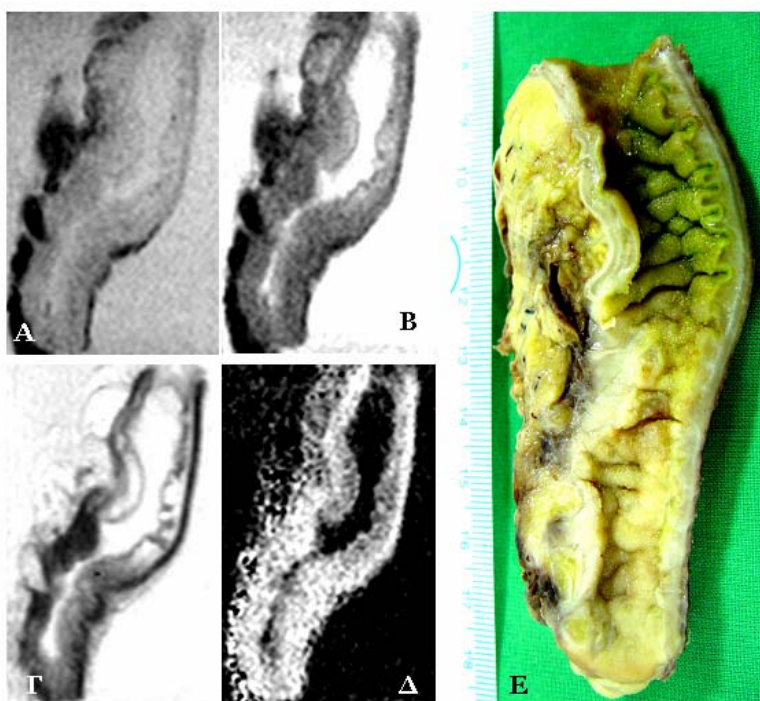
Εικόνα 37

Εικόνα εικονικής ενδοσκόπησης του λεπτού εντέρου σε έλικα της νήστιδας (δεξιά). Στην εικόνα αριστερά απεικονίζεται η θέση (βέλος) του εικονικού ενδοσκοπίου.

3.2 Φάση 3

Δώδεκα περιοχές του λεπτού εντέρου με στένωση ελέγχθηκαν από τις οποίες οι 3 ήταν υψηλού βαθμού ενώ οι υπόλοιπες χαμηλού βαθμού χρησιμοποιώντας την υπερταχεία έκδοση της ακολουθίας true FISP για τον έλεγχο της κινητικότητας του εντέρου. Εκτός των μορφολογικών χαρακτηριστικών τα οποία βοηθούν στον χαρακτηρισμό του τύπου της στένωσης όπως π.χ. ύπαρξη προστενωτικής διάτασης, η μελέτη της κινητικότητας έδωσε άμεσες πληροφορίες σχετικά με τον τύπο της στένωσης αναδεικνύοντας ακινητικά ή υποκινητικά τμήματα του εντέρου.

Η εφαρμογή της τεχνικής μεταφοράς μαγνήτισης είχε ως αποτέλεσμα τον καλύτερο διαχωρισμό του παθολογικού υποστρώματος της στένωσης ως οιδηματώδους ή ινωτικού τύπου (εικόνα 38). Στην περίπτωση παρουσίας κολλαγόνου (ινωτικού τύπου στενώσεις) η μέση τιμή του λόγου μεταφοράς μαγνήτισης ήταν $45.3 \pm 2.6 \%$, ενώ στην περίπτωση παρουσίας οιδήματος η μέση τιμή ήταν $35.2 \pm 7.1 \%$ ($p < 0.05$).



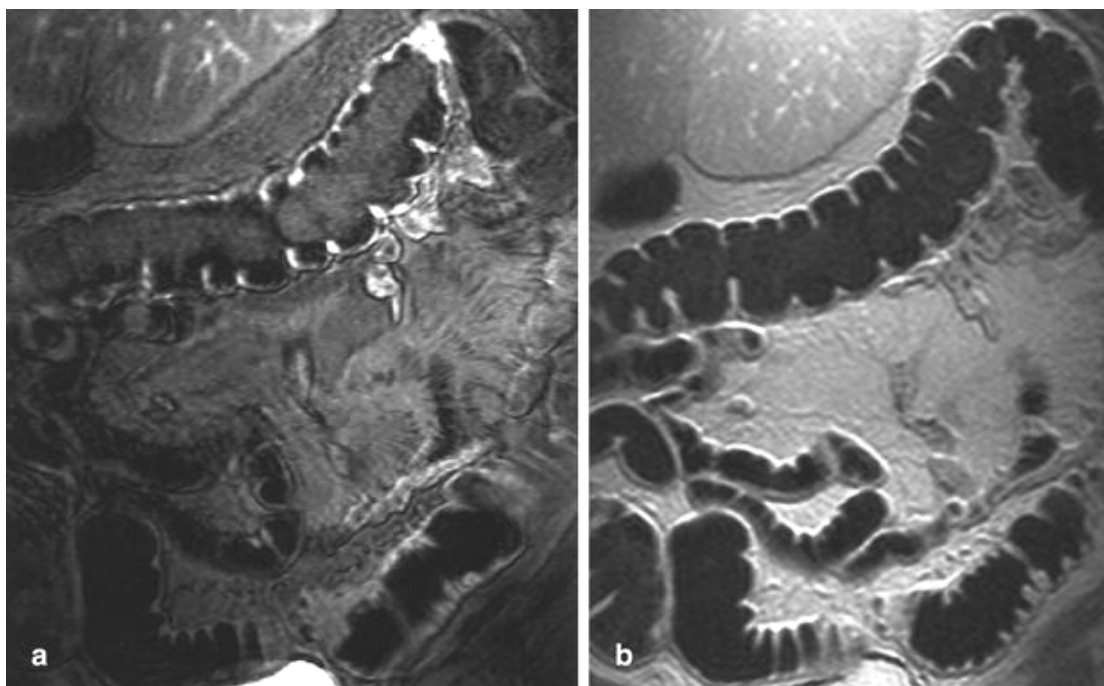
Εικόνα 38

Χειρουργικό παρασκεύασμα από ασθενή με νόσο του Crohn. (Α) Εικόνα πριν την εφαρμογή προπαλμού μεταφοράς μαγνήτισης, (Β) Εικόνα μετά την εφαρμογή προπαλμού μεταφοράς μαγνήτισης, (Γ) Εικόνα T2 προσανατολισμού όπου οι περιοχές ίνωσης απεικονίζονται με χαμηλής έντασης σήμα ενώ περιοχές οιδήματος απεικονίζονται με υψηλής έντασης σήμα, (Δ) χάρτης λόγου μεταφοράς μαγνήτισης όπου οι οιδηματώδεις περιοχές παρουσιάζουν χαμηλότερο λόγο μεταφοράς μαγνήτισης από τις ινωτικές λόγω απουσίας μακρομορίων (κολλαγόνου). (Ε) μακροσκοπικό παρασκεύασμα.

3.3 Φάση 4

Η από του στόματος χορήγηση πυκνού βαρίου ήταν αποδεκτή από όλους τους ασθενείς. Ο συνδυασμός του σεσημασμένου με βάριο εντερικού

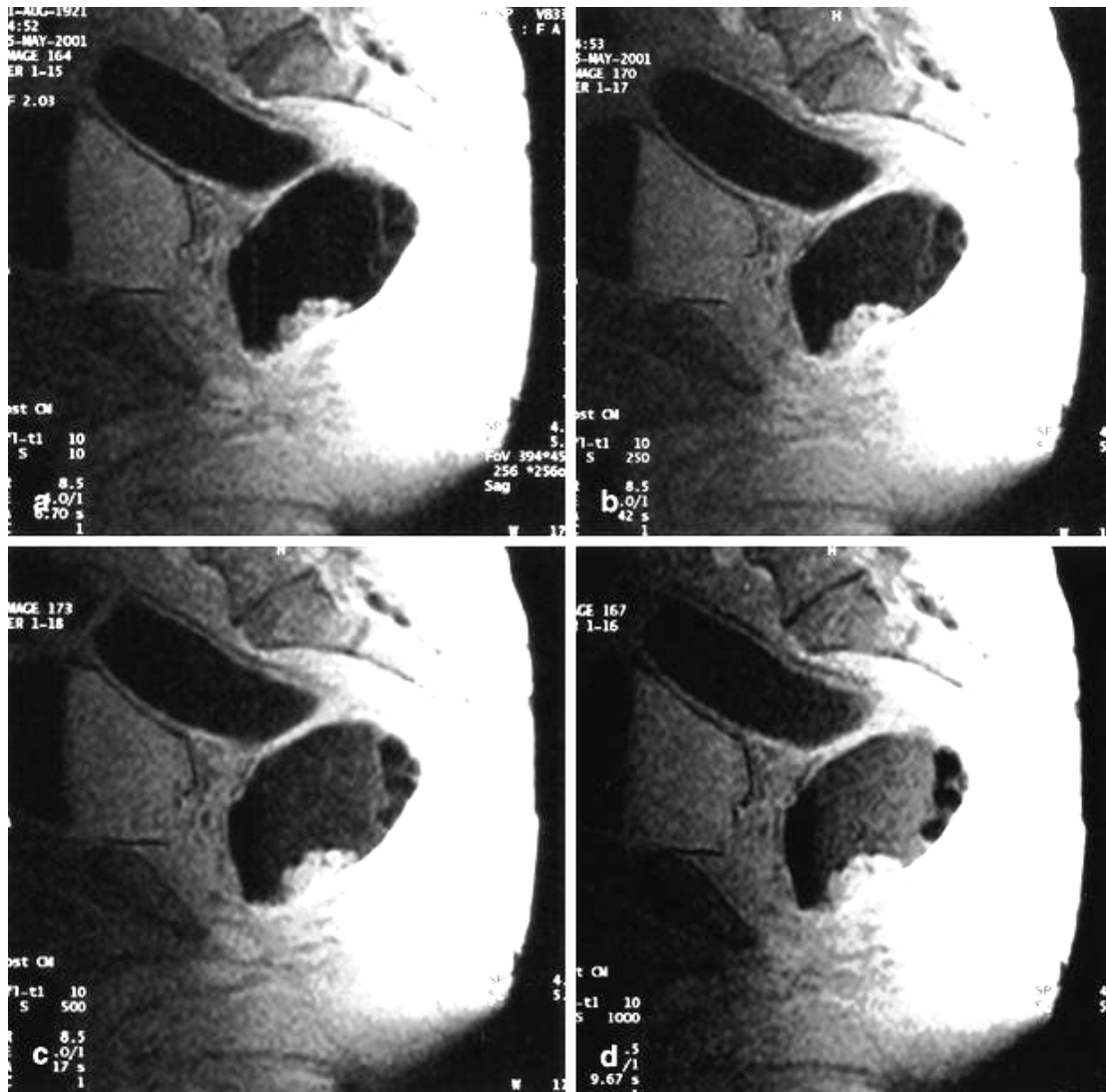
περιεχομένου, του ενδοαυλικού νερού και των εναπομεινάντων φυσαλίδων αέρα είχαν ως αποτέλεσμα την απεικόνιση του αυλού με χαμηλή ένταση σήματος στις 15 από τις 15 περιπτώσεις (100%) στις 2d turbo FLASH εικόνες και σε 10 από τις 15 περιπτώσεις (66.7%) στις 3d VIBE εικόνες (εικόνα 39).



Εικόνα 39

Στεφανιαία τομή με ακολουθία (α) 3d VIBE και (β) 2d turbo FLASH όπου στην (β) η καταστολή του σήματος του εντερικού περιεχομένου είναι εμφανώς καλύτερη από αυτήν στην εικόνα (α) λόγω της εφαρμογής ενός προπαλμού αναστροφής της μαγνήτισης.

Η μέση βαθμολογία σχετικά με την απόδοση της καταστολής του σήματος του εντερικού περιεχομένου ήταν 1.8 ± 0.3 και 1.1 ± 0.2 για τις 2d turbo FLASH και 3d VIBE, αντίστοιχα ($p < 0.05$). Ο χρόνος αναστροφής που παρείχε την βέλτιστη καταστολή του σήματος του εντερικού περιεχομένου ήταν 10ms (εικόνα 40).



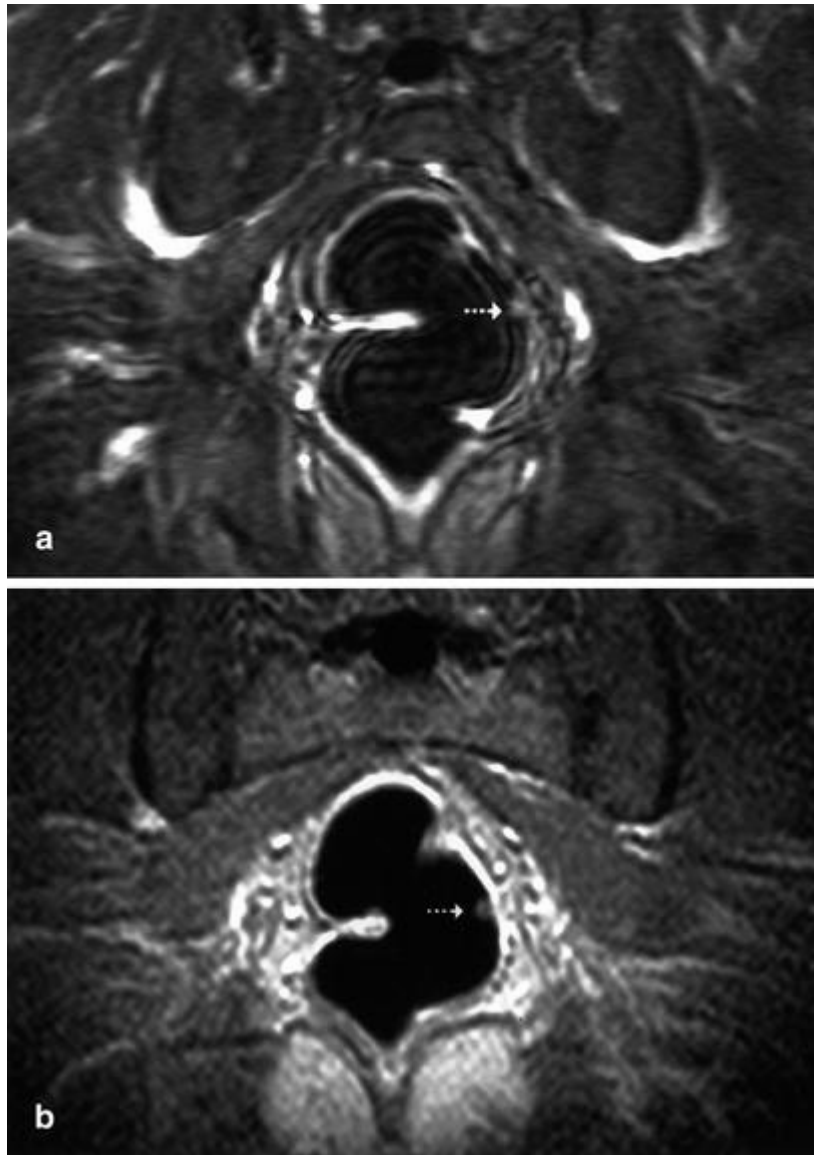
Εικόνα 40

Οβελιαίες τομές 2d turbo FLASH σε έναν ασθενή με ένα σχετικά μεγάλο πολύποδα (>15mm). Έγινε εφαρμογή διαφόρων χρόνων αναστροφής έτσι ώστε να επιλεγεί ο χρόνος εκείνος που εξασφαλίζει καλύτερη καταστολή του σήματος του εντερικού περιεχομένου. Στην εικόνα (a) χρησιμοποιήθηκε χρόνος 10ms, στην (b) 250ms, στην (c) 500ms και τέλος στην (d) 1000 ms. Όπως αποδεικνύεται από τις εικόνες αυτές, καθώς αυξάνεται ο χρόνος αναστροφής εξασθενεί η απόδοση του προπαλιμού ως προς την δυνατότητα αξιόπιστης καταστολής του σήματος του εντερικού περιεχομένου.

Επιπρόσθετα, στις εικόνες 2d turbo FLASH τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης (μέση τιμή: 0.8, τυπική απόκλιση: 0.2) ήταν λιγότερα ($p < 0.05$) από τα αντίστοιχα στις εικόνες 3d VIBE (μέση τιμή: 2.3, τυπική απόκλιση: 0.4). Η ανάδειξη του τοιχώματος του παχέος εντέρου σε όλο του το μήκος

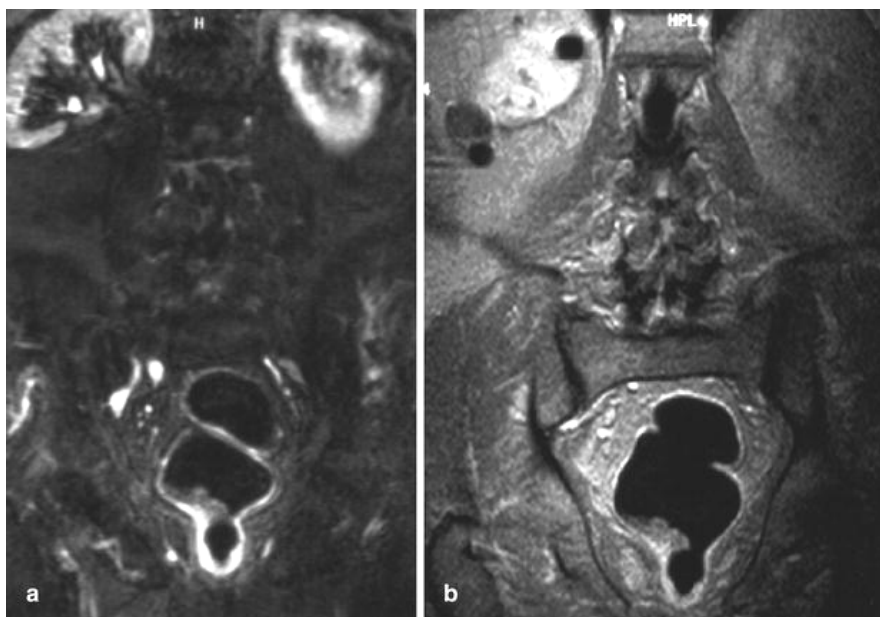
επιτεύχθηκε σε 13 από τους 15 ασθενείς (86.6%) στις εικόνες 2d turbo FLASH και σε 14 από τους 15 ασθενείς (93.3%) στις εικόνες 3d VIBE. Η ευκρίνεια ανάδειξης του τοιχώματος ήταν καλύτερη στις εικόνες 3d VIBE (μέση τιμή: 3.3, τυπική απόκλιση: 0.8) από την αντίστοιχη στις εικόνες 2d turbo FLASH (μέση τιμή: 2.7, τυπική απόκλιση: 0.2) αν και η διαφορά δεν ήταν στατιστικά σημαντική ($p=0.091$). Η ακολουθία 2d turbo FLASH παρείχε μικρότερο λόγο αντίθεσης προς θόρυβο (μέση τιμή: 18.3, τυπική απόκλιση: 2.5) και σχετική αντίθεση (μέση τιμή: 61.8% τυπική απόκλιση: 12.3%) μεταξύ του τοιχώματος του εντέρου και του αυλού, σε σύγκριση με την ακολουθία 3d VIBE (λόγος αντίθεσης προς θόρυβο, μέση τιμή: 32.5, τυπική απόκλιση: 5.3, σχετική αντίθεση, μέση τιμή: 73.7%, τυπική απόκλιση: 10.2%). Οι διαφορές στις μέσες τιμές του λόγου αντίθεσης προς θόρυβο μεταξύ των ακολουθιών 2d turbo FLASH και 3d VIBE ήταν στατιστικά σημαντικές ($p<0.005$) κάτι που δεν συνέβη με τις αντίστοιχες διαφορές στην σχετική αντίθεση ($p=0.36$).

Σε μία περίπτωση ένας πολύποδας μικρότερος από 8 mm αναγνωρίστηκε και στις δύο ακολουθίες αν και η ανάδειξη του στην 2d turbo FLASH ήταν καλύτερη (εικόνα 41), ενώ σε μία άλλη περίπτωση ένας μεγάλος πολυλοβωτός πολύποδας (>15mm) απεικονίστηκε το ίδιο καλά και στις δύο ακολουθίες (εικόνα 42).



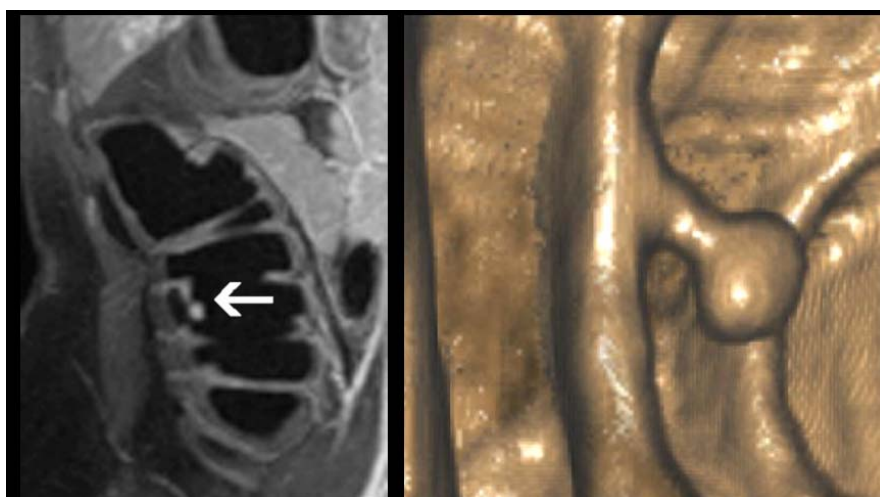
Εικόνα 41

Στεφανιαία εικόνα (a) 3d VIBE και (b) 2d turbo FLASH σε έναν ασθενή με έναν πολύποδα διαμέτρου < 8 mm. Η ομοιογενής καταστολή του ενδοαυλικού σήματος καθώς και η απουσία τεχνικών σφαλμάτων κίνησης στην εικόνα 2d turbo FLASH έχει ως αποτέλεσμα την ευκρινή ανάδειξη του μικρού αυτού πολύποδα σε σύγκριση με την εικόνα 3d VIBE λόγω της παρουσίας τεχνικών σφαλμάτων κίνησης καθώς και ανομοιογενούς απεικόνισης του αυλού.



Εικόνα 42

Στεφανιαίες τομές (a) 3d VIBE και (b) 2d turbo FLASH όπου αναδεικνύεται ένας μεγάλος πολύποδας. Αν και η δυνατότητα καταστολής του σήματος του λίπους στην εικόνα (a) παρέχει υψηλή αντίθεση μεταξύ του αυλού και του εντερικού τοιχώματος, ο πολύποδας αναδεικνύεται με μεγάλη σαφήνεια στην εικόνα (b) λόγω της απουσίας τεχνικών σφαλμάτων κίνησης.



Εικόνα 43

Ανάδειξη μικρού πολύποδα (διάμετρος 5 mm) στο τυφλό σε στεφανιαία τομή με ακολουθία 3d vibe μετά από έγχυση γαδολινίου (αριστερά) και σε ανασύνθεση εικονικής κολονοσκόπησης όπου απεικονίζεται ο αυχένας του πολύποδα.

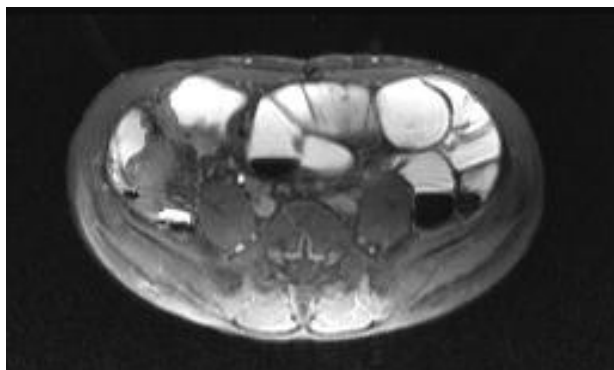
4. Συζήτηση

4.1 Είδος και τρόπος χορήγησης ενδοαυλικών σκιαγραφικών ουσιών για το λεπτό έντερο

Η σκιαγράφιση του αυλού του λεπτού εντέρου με την χρήση κατάλληλων σκιαγραφικών μέσων είναι θεμελιώδης στην ΜΤ του λεπτού εντέρου. Το ιδανικό ενδοαυλικό σκιαγραφικό μέσο θα πρέπει να παρέχει ομοιογενές σήμα στον αυλό και σαφή διάκριση μεταξύ αυλού – εντερικού τοιχώματος, να μην απορροφάται από τον βλεννογόνο σε σημαντικές ποσότητες, να μην παρουσιάζει σοβαρές ανεπιθύμητες ενέργειες και να έχει σχετικά χαμηλό κόστος. Σημαντικός αριθμός ενδοαυλικών σκιαγραφικών έχουν προταθεί (39-42) τα οποία αποδίδουν είτε υψηλό σήμα (θετικά σκιαγραφικά όπως π.χ. διαλύματα γαδολινίου – εικόνα 44) είτε χαμηλό σήμα (αρνητικά σκιαγραφικά όπως διαλύματα οξειδίων του σιδήρου) είτε εμφανίζουν συμπεριφορά εξαρτημένη από το είδος της ακολουθίας (διφασικά σκιαγραφικά, π.χ. νερό, εικόνα 45) δηλαδή χαμηλή ένταση σήματος σε εικόνες T1 προσανατολισμού και υψηλή ένταση σήματος σε εικόνες T2 προσανατολισμού. Στη διεθνή βιβλιογραφία δεν υπάρχει συγκριτική αξιολόγηση των σκιαγραφικών αυτών και η επιλογή ανάμεσα σε αυτά που συγκεντρώνουν τις προϋποθέσεις που αναφέρθηκαν θα πρέπει να γίνεται με βάση τις λοιπές παραμέτρους του πρωτοκόλλου εξέτασης στη ΜΤ (ακολουθίες, τρόπος χορήγησης κτλ).

Στην μελέτη αυτή για πρώτη φορά παρουσιάζεται η χρήση ενός ισοοσμωτικού υδατικού διαλύματος με πολυαιθυλενογλυκόλη και ηλεκτρολύτες ως διφασικό σκιαγραφικό το οποίο χορηγήθηκε διαμέσου ρινογαστρικού καθετήρα με τον ασθενή να βρίσκεται μέσα στον μαγνητικό τομογράφο για την απεικονιστική μελέτη του εντέρου. Άλλες ομάδες έχουν προτείνει την από

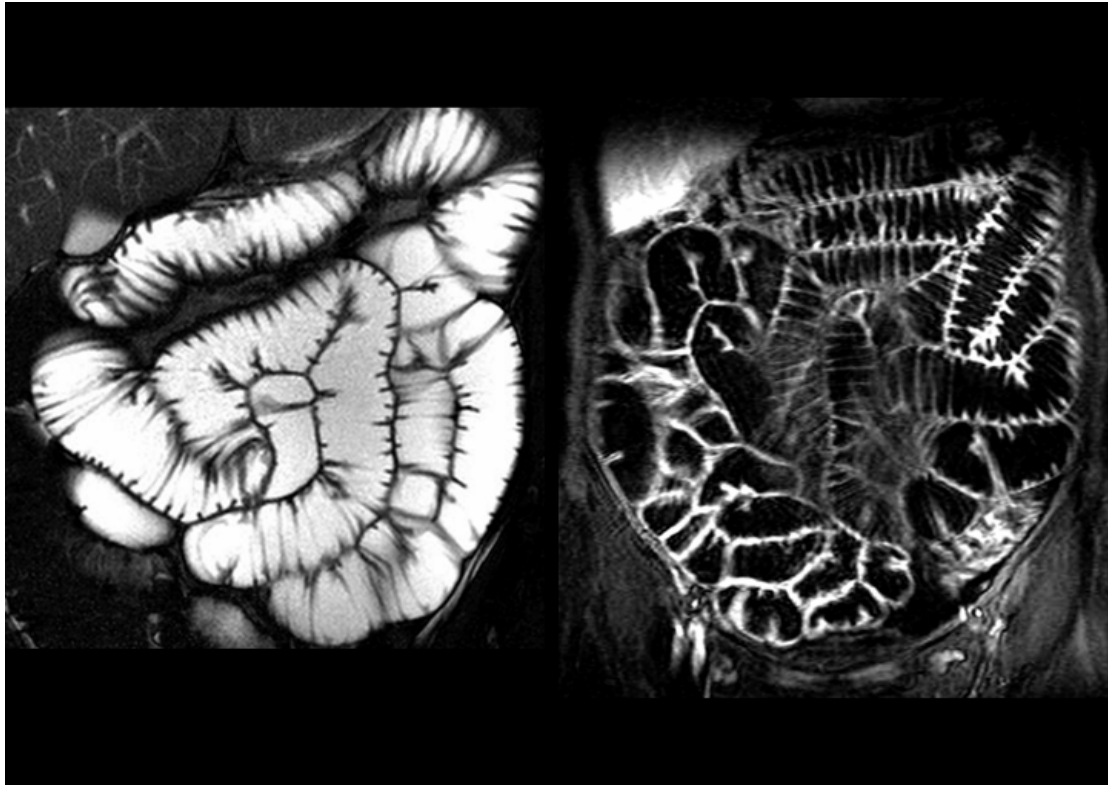
του στόματος χορήγηση νερού (15,40). Η χρήση ενός μη ισο-οσμωτικού υδατικού διαλύματος έχει ως αποτέλεσμα την ανομοιογενή σκιαγράφιση του αλλά και την μη ικανοποιητική διάταση του εντερικού αυλού κυρίως λόγω της απορρόφησης του νερού από το έντερο (16).



Εικόνα 44

Εγκάρσια τομή T1 προσανατολισμού 2d FLASH με καταστολή του σήματος του λίπους. Το ενδοαυλικό σκιαγραφικό που χρησιμοποιήθηκε ήταν μίγμα γαδολινίου και θεικού βαρίου με αποτέλεσμα να δρα ως θετικό σκιαγραφικό λόγω της παρουσίας του παραμαγνητικού γαδολινίου.

Η οδός χορήγησης του ενδοαυλικού σκιαγραφικού μπορεί να είναι πιο σημαντική από αυτό καθαυτό το είδος το σκιαγραφικού μέσου. Μέχρι σήμερα, έχουν προταθεί δύο τρόποι χορήγησης: από του στόματος και μέσω ρινογαστρικού καθετήρα μετά από καθετηριασμό του δωδεκαδάκτυλου. Η χορήγηση από του στόματος είναι ευχερής αλλά πολύ συχνά δεν επιτυγχάνει επαρκή διάταση των εντερικών ελίκων, κυρίως στην περιοχή του ειλεού (15), συνθήκη αναγκαία ιδίως για την ανάδειξη αρχόμενων ή μικρής έκτασης αλλοιώσεων. Πρόσφατα έχει προταθεί η χορήγηση ουσιών όπως Metamucil με ικανοποιητικά αποτελέσματα ως προς την διάταση του λεπτού εντέρου (43), αλλά δεν υπάρχει επί του παρόντος τεκμηρίωση της κλινικής αξίας του σκιαγραφικού αυτού.



Εικόνα 45

Το ισο-οσμωτικό υδατικό διάλυμα δρα ως θετικό σκιαγραφικό σε ακολουθίες true FISP (αριστερά) και αρνητικό σκιαγραφικό σε ακολουθίες 3d FLASH (δεξιά).

Ο καθετηριασμός του δωδεκαδάκτυλου είναι καλώς ανεκτός από τον ασθενή και τεχνικά ευχερής, όταν υπάρχει η σχετική εμπειρία. Μέσω του ρινογαστρικού καθετήρα χορηγούνται 2 λίτρα σκιαγραφικού με την βοήθεια αντλίας, με τον ασθενή να βρίσκεται σε πρηνή θέση μέσα στον μαγνητικό τομογράφο.

Βέλτιστο σκιαγραφικό έχει αποδειχθεί το ισο-οσμωτικό υδατικό διάλυμα πολυαιθυλενογλυκόλης (PEG) με ηλεκτρολύτες (16). Το σκιαγραφικό χορηγείται σε δύο φάσεις: αρχικά με ρυθμό 80-150 ml/min μέχρι να φτάσει στον τελικό ειλέο και ακολούθως με ρυθμό 200ml/min προκειμένου να προκληθεί αντανακλαστική υποτονία που επιτρέπει λήψη εικόνων χωρίς

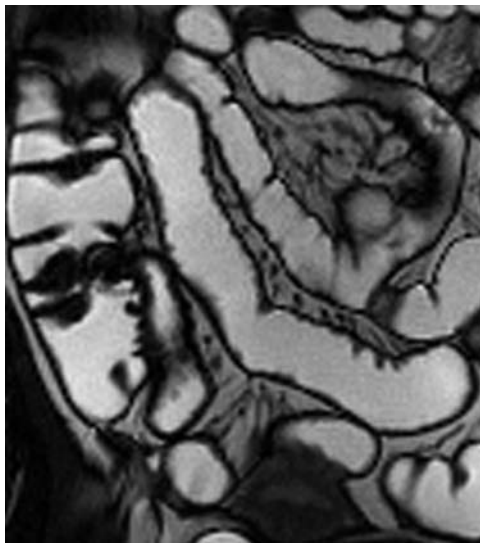
τεχνικά σφάλματα κίνησης. Ο περιορισμός της κινητικότητας του εντέρου μπορεί περαιτέρω να επιτευχθεί με τη χορήγηση 1 mg γλουκαγόνου.

Η ενδοφλέβια χορήγηση παραμαγνητικού σκιαγραφικού (π.χ. Gd-DTPA) θεωρείται απαραίτητη για τον χαρακτηρισμό χωροκατακτητικών αλλοιώσεων και την εκτίμηση της ενεργότητας της νόσου του Crohn. Η ανάδειξη του φυσιολογικού εντερικού τοιχώματος σε ακολουθίες T1 προσανατολισμού με καταστολή του σήματος του λίπους είναι ιδεώδης μετά την ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού αν οι εικόνες ληφθούν 70-80 δευτερόλεπτα μετά την ενδοφλέβια έγχυση.

Μια άλλη απεικονιστική προσέγγιση του λεπτού εντέρου περιλαμβάνει την πραγματοποίηση συνδυασμού των εξετάσεων συμβατικής εντερόκλυσης και μαγνητικής τομογραφίας η οποία πρωτοεφαρμόστηκε από τους Aschoff et al (44) ενώ ακολούθησαν και οι Holzknicht et al (13). Σε αυτές τις μελέτες η συμβατική εντερόκλυση πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας ένα μίγμα BaSO₄ και μεθυλοκυτταρίνης σε διάλυμα με θετικά (44) ή αρνητικά σκιαγραφικά μέσα (13) ενώ ακολούθησε εξέταση με μαγνητική τομογραφία. Τα θετικά σκιαγραφικά στον γαστρεντερικό σωλήνα έχουν ως αποτέλεσμα την δημιουργία υψηλής αντίθεσης μεταξύ του εντερικού τοιχώματος που απεικονίζεται με μέτρια έως χαμηλή ένταση σήματος και του ενδοαυλικού περιεχομένου το οποίο απεικονίζεται με υψηλή ένταση σήματος (16). Οι εικόνες T1 προσανατολισμού με χρήση θετικού ενδοαυλικού σκιαγραφικού είναι ευαίσθητες στην ανάδειξη του παχυσμένου εντερικού τοιχώματος και στην ανίχνευση ενδοπεριτοναϊκών αποστημάτων (45).

Στην παρούσα μελέτη, αναπτύχθηκε και ελέγχθηκε ένα διφασικό σκιαγραφικό μέσο για να χρησιμοποιηθεί στις εξετάσεις μαγνητικής

εντερόκλυσης αλλά και εικονικής μαγνητικής εντεροσκόπησης. Το προτεινόμενο διάλυμα γαδολινίου - BaSO₄ δεν επηρέασε την ποιότητα εικόνας στην συμβατική εντερόκλυση. Είχε ως αποτέλεσμα την δημιουργία χαμηλού ενδοαυλικού σήματος στις εικόνες HASTE. Επιπρόσθετα, το προτεινόμενο διάλυμα έδρασε ως θετικό σκιαγραφικό μέσο στις ακολουθίες true FISP, διευκολύνοντας την ανάδειξη του εντερικού τοιχώματος το οποίο περιστοιχίζεται από περιτοναϊκό λίπος υψηλής έντασης σήματος (εικόνα 46).

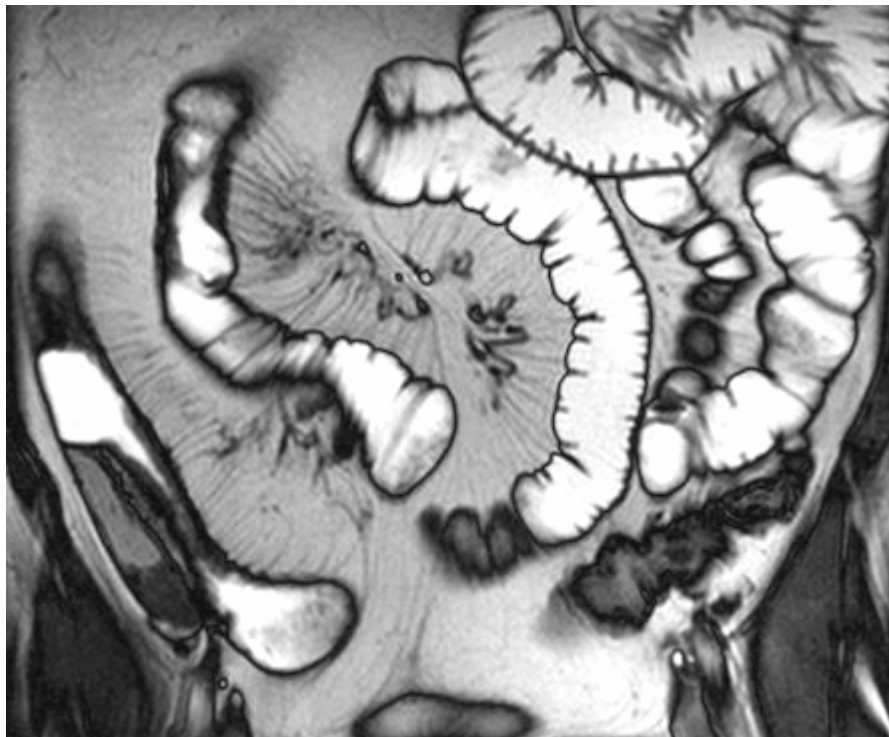


Εικόνα 46

Στεφανιαία εικόνα με ακολουθία true FISP σε ασθενή με νόσο του Crohn και προσβολή του τελικού ειλεού. Το μίγμα γαδολινίου – θεικού βαρίου έδρασε ως θετικό σκιαγραφικό με αποτέλεσμα την υψηλή αντίθεση μεταξύ του αυλού και του παχυσμένου τοιχώματος.

Η αντίθεση στις ακολουθίες true FISP βασίζεται στον λόγο T₂/T₁, ενώ το νερό απεικονίζεται με υψηλή ένταση σήματος λόγω του υψηλού λόγου T₂/T₁. Το προτεινόμενο διάλυμα γαδολινίου απεικονίζεται με υψηλή ένταση σήματος λόγω της ταυτόχρονης μείωσης των T₁ και T₂ σταθερών, με αποτέλεσμα ο λόγος T₂/T₁ είναι περίπου ίδιος με αυτόν του νερού. Οι εικόνες true FISP παρείχαν άριστη ανάδειξη της ανατομίας του λεπτού εντέρου, του

μεσεντερίου και της αγγείωσης του (εικόνα 47) και έχει προταθεί ως η καλύτερη ακολουθία για την απεικόνιση του λεπτού εντέρου με μαγνητική τομογραφία (16,46).



Εικόνα 47

Στεφανιαία εικόνα με ακολουθία true FISP σε ασθενή με νόσο του Crohn και προσβολή του έλικας του ειλεού. Αναγνωρίζεται πάχυνση του τοιχώματος και υπεραγγείωση του μεσεντερίου στις περιοχές προσβολής.

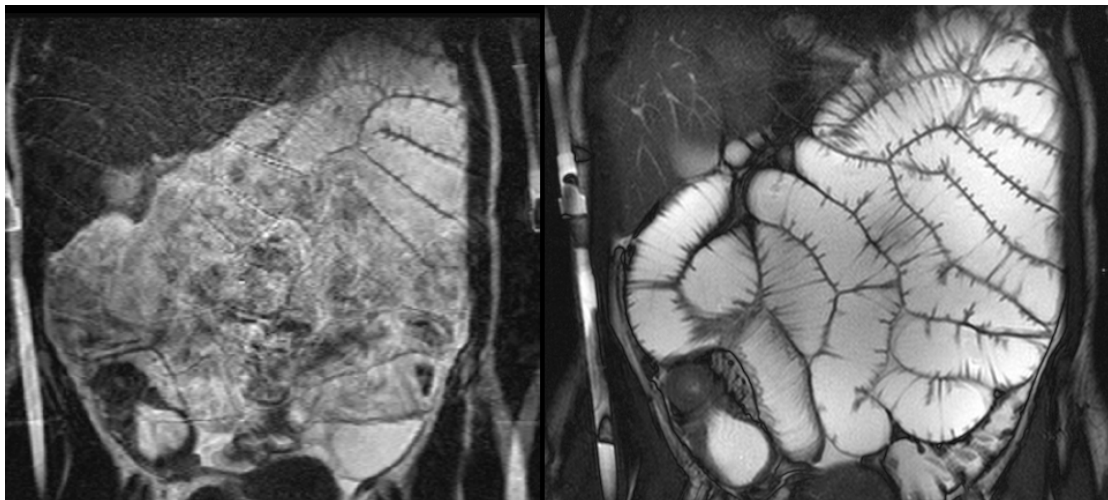
Το διάλυμα γαδολινίου που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη έδρασε ως θετικό σκιαγραφικό στις εικόνες 3d FLASH παρέχοντας υψηλή σκιαγραφική αντίθεση μεταξύ του εντερικού αυλού και του τοιχώματος, κάτι που αποτελεί σημαντική προϋπόθεση για την επιτυχή εικονική εντεροσκόπηση. Μία παρόμοια τεχνική έχει εφαρμοστεί επιτυχώς στην μαγνητική εικονική κολonosκόπηση (47). Η δημιουργία ενδοαυλικών εικόνων του λεπτού εντέρου, αν και είναι αρκετά χρονοβόρα, ήταν δυνατή σε όλους τους ασθενείς που συμμετείχαν στην παρούσα μελέτη (εικόνα 5). Οι λεπτές

τομές όπως επίσης και η υψηλή αντίθεση μεταξύ του αυλού και του εντερικού τοιχώματος στην ακολουθία 3d FLASH διευκόλυε την διαδικασία κατηγοριοποίησης των ιστών, και παρείχε υψηλής ποιότητας ενδοσκοπικές εικόνες. Η χορήγηση αντιπερισταλτικών ουσιών ήταν απαραίτητη για την ελαχιστοποίηση των τεχνικών σφαλμάτων λόγω περισταλτισμού. Το προτεινόμενο σκιαγραφικό μέσο - 15 ml/lit γαδολίνιο +20% BaSO₄ διάλυμα – ήταν κατάλληλο για την διενέργεια των εξετάσεων συμβατικής και μαγνητικής εντερόκλυσης με υψηλή ποιότητα εικόνας. Η μαγνητική εντερόκλυση μπορεί να πραγματοποιηθεί αμέσως μετά το πέρας της συμβατικής εντερόκλυσης έτσι ώστε να εκμεταλλευτούμε την υπάρχουσα διάταση του εντερικού αυλού, η οποία θεωρείται ως σημαντική προϋπόθεση για την επιτυχή διενέργεια της μαγνητικής εντερόκλυσης αλλά και της μαγνητικής εικονικής εντεροσκόπησης.

4.2 Ακολουθίες MT στην απεικόνιση του λεπτού εντέρου

Διάφορες ακολουθίες έχουν εφαρμοστεί για την μελέτη του λεπτού εντέρου με μαγνητικό συντονισμό (46, 48-50). Ο συνδυασμός των μεγάλων χρόνων λήψης (μερικά λεπτά) και της ενδογενούς φυσιολογικής κίνησης (αναπνευστική, περισταλτική) αποτέλεσε βασικό εμπόδιο για την λήψη διαγνωστικών εξετάσεων του εντέρου με μαγνητικό συντονισμό. Τα βασικά χαρακτηριστικά των ακολουθιών που θα πρέπει να χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση του εντέρου με μαγνητικό συντονισμό μπορούν να συνοψισθούν στα ακόλουθα: δυνατότητα λήψης εικόνων υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας, οι οποίες θα είναι όσο το δυνατόν λιγότερο ευαίσθητες στην δημιουργία τεχνικών σφαλμάτων λόγω κίνησης, ειδώλων αλλά και μεταβολών

της μαγνητικής επιδεκτικότητας, ενώ θα πρέπει η διάρκεια λήψεως να μην ξεπερνά τα 20 δευτερόλεπτα, έτσι ώστε να μπορούν να εφαρμοστούν τεχνικές συγκράτησης της αναπνοής. Με την εισαγωγή των ταχειών και υπερταχειών ακολουθιών, των βαθμιδωτών πεδίων υψηλής απόδοσης αλλά και εξειδικευμένων πηνίων συνεργίας, η ποιότητα εικόνας της μαγνητικής τομογραφίας στην περιοχή της κοιλιάς μπορεί να βελτιωθεί σημαντικά (εικόνα 48).

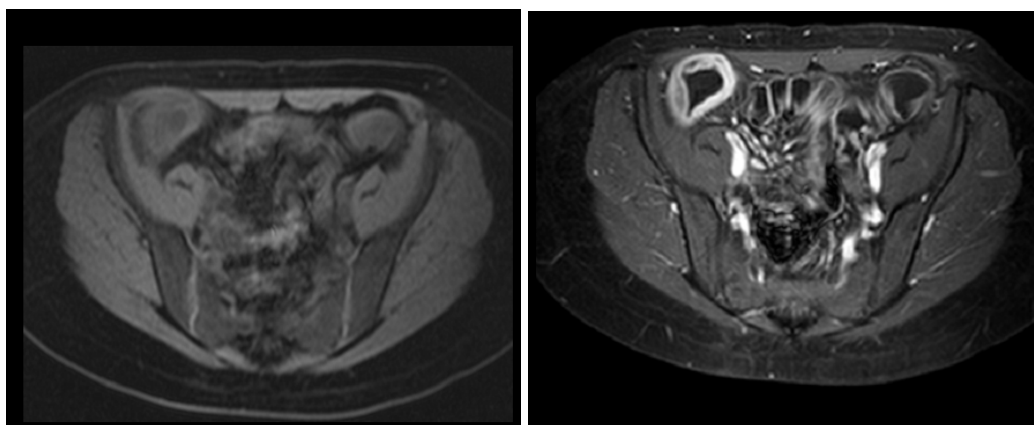


Εικόνα 48

Οι συμβατικές ακολουθίες όπως η *turbo spin echo* (αριστερά) δεν είναι κατάλληλες για την απεικόνιση του λεπτού εντέρου λόγω πολλών τεχνικών σφαλμάτων κίνησης σε αντίθεση με τις ταχείες *true FISP* ακολουθίες οι οποίες παγώνουν την κίνηση και παρέχουν υψηλή ποιότητα εικόνας.

Ακολουθίες T1 προσανατολισμού

Ακολουθίες βαθμιδωτής ηχούς T1 προσανατολισμού (2d ή 3d Gradient Echo) περιλαμβάνονται σε όλα τα πρωτόκολλα εξέτασης του λεπτού εντέρου με MT (46,48,51). Συμπληρωματικά, η εφαρμογή τεχνικών καταστολής του σήματος του λίπους, η ενδοφλέβια χορήγηση παραμαγνητικού σκιαγραφικού και το αρνητικό ενδοαυλικό σκιαγραφικό εξασφαλίζουν την άριστη ανάδειξη του εντερικού τοιχώματος που ενισχύεται και εμφανίζει υψηλή διακριτική αντίθεση σε σχέση με το χαμηλό σήμα του διατεταμένου αυλού και του περιτοναϊκού λίπους που περιβάλλει το τοίχωμα του εντέρου (εικόνα 49).



Εικόνα 49

Εγκάρσια τομή με ακολουθία 2d FLASH και προπαλιούς καταστολής του σήματος του λίπους πριν (αριστερά) και μετά (δεξιά) την ενδοφλέβια χορήγηση γαδολινίου. Παρατηρήστε τον υψηλό βαθμό πρόσληψης του σκιαγραφικού που παρουσιάζει η προσβεβλημένη έλικα (ασθενής με νόσο του Crohn).

Όταν πληρούνται τα ανωτέρω, το φυσιολογικό τοίχωμα διαγράφεται ικανοποιητικά με υψηλό σήμα και τυχόν βλάβες – κυρίως χωροκατακτητικές αλλοιώσεις – μπορούν να χαρακτηριστούν από τον τύπο πρόσληψης του παραμαγνητικού σκιαγραφικού. Περαιτέρω, η χωρική διακριτική ικανότητα μπορεί να βελτιωθεί αν χρησιμοποιηθεί μια 3d FLASH ακολουθία με πάχος τομής 2 χιλιοστά και μεγάλη μήτρα ανακατασκευής της εικόνας (π.χ.

512x512). Η ανάγκη χορήγησης αντιπερισταλτικών είναι επιτακτική λόγω της ευαισθησίας που παρουσιάζει η 3d FLASH ακολουθία σε τεχνικά σφάλματα κίνησης (εικόνα 50).



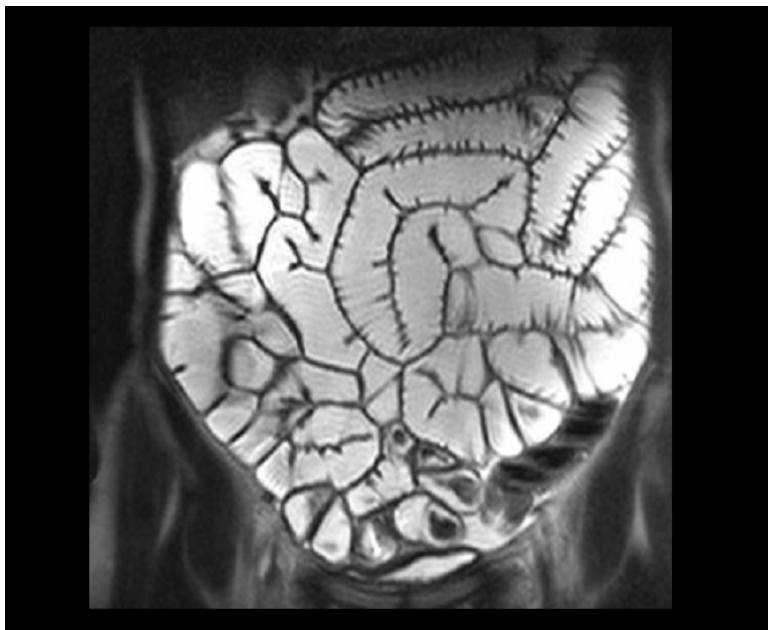
Εικόνα 50

Στεφανιαία τομή με 3d FLASH ακολουθία (αριστερά) χωρίς την χρήση αντιπερισταλτικών. Τα τεχνικά σφάλματα λόγω περίστασης κάνουν την εικόνα μη-διαγνωστική σε αντίθεση με την true FISP ακολουθία (δεξιά), της οποίας η ποιότητα εικόνας παραμένει υψηλή ακόμη και κατά την διάρκεια περισταλτισμού.

Ακολουθίες T2 προσανατολισμού

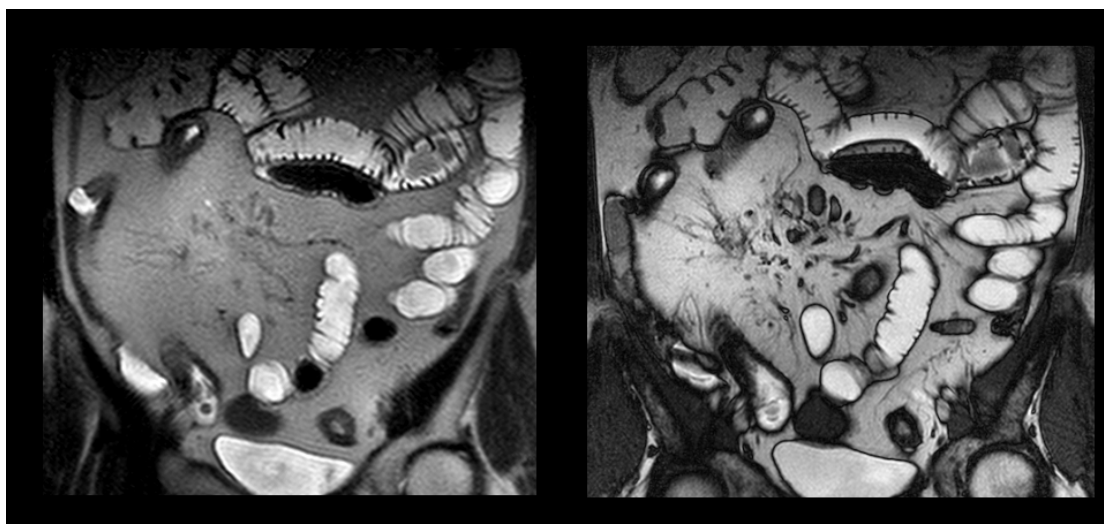
Από τις ακολουθίες T2 προσανατολισμού που έχουν προταθεί στην απεικόνιση του λεπτού εντέρου με MT, η HASTE (33,50) φαίνεται ότι συγκεντρώνει τα περισσότερα πλεονεκτήματα. Παρέχει υψηλής ευκρίνειας εικόνες σε λιγότερο από 1 δευτερόλεπτο ανά τομή (εικόνα 51), απαλλαγμένες από τεχνικά σφάλματα. Το φυσιολογικό τοίχωμα του εντέρου απεικονίζεται

με χαμηλή ένταση σήματος, ενώ οι φλεγμονώδεις ή νεοπλασματικές αλλοιώσεις παρουσιάζονται με υψηλή ένταση σήματος. Η χορήγηση αντιπερισταλτικών κρίνεται απαραίτητη για την αποφυγή τεχνικών σφαλμάτων λόγω κίνησης – προώθησης του εντερικού περιεχομένου. Μειονέκτημα της HASTE ακολουθίας είναι η μη-ικανοποιητική ανάδειξη του μεσεντερίου και των αγγείων του (εικόνα 52). Όταν χρειάζεται να ληφθούν γρήγορα πληροφορίες σχετικά με την κινητικότητα του λεπτού εντέρου, τον βαθμό πλήρωσης ή την διάταση του σε τμήματα πάνω από στενωμένες περιοχές ή εφαρμογή υπερταχειών spin echo ακολουθιών (π.χ. Single Shot TSE) T2 προσανατολισμού είναι εξαιρετικά χρήσιμη (49).



Εικόνα 51

Απεικόνιση φυσιολογικού εντέρου σε στεφανιαία τομή με ακολουθία HASTE. Λόγω του T2 προσανατολισμού της ακολουθίας το ισο-οσμωτικό υδατικό διάλυμα δρα ως θετικό σκιαγραφικό.

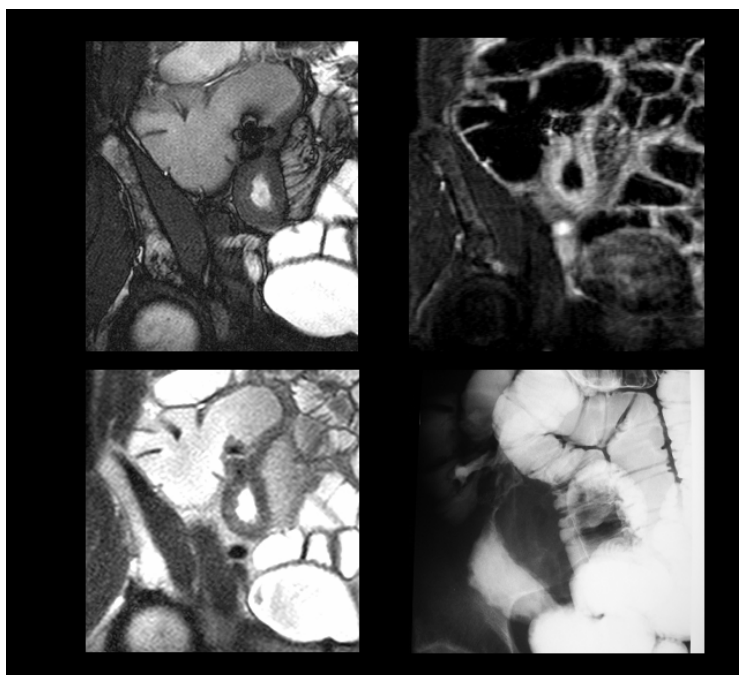


Εικόνα 52

Στεφανιαία εικόνα με ακολουθία HASTE (αριστερά) και true FISP (δεξιά) σε ασθενή με νόσο του Crohn και προσβολή περιφερικών ελίκων του ειλεού. Και στις δύο ακολουθίες είναι αναδεικνύεται η πάχυνση του τοιχώματος αλλά η παρουσία μεσεντερικών λεμφαδένων και μικρών αγγείων είναι ανιχνεύσιμη μόνο στις true FISP εικόνες.

Υβριδικές Ακολουθίες

Η ακολουθία true FISP ως ακολουθία βαθμιδωτής ηχούς είναι ευαίσθητη, λόγω μεταβολής της μαγνητικής επιδεκτικότητας, στα τεχνικά σφάλματα τα οποία μπορούν να μειώσουν δραστικά την διαγνωστική αξία των εικόνων (εικόνα 53). Παρόλα αυτά, τα ίδια τεχνικά σφάλματα μπορούν να βοηθήσουν στην διαφοροδιάγνωση μεταξύ παρουσίας ενδοαυλικού αέρα ή παγιδευμένου αέρα σε εντερικό περιεχόμενο από συμπαγείς ενδοαυλικές μάζες (16). Η ακολουθία true FISP είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη στην παρουσία ανομοιογενειών του στατικού μαγνητικού πεδίου. Τα τεχνικά σφάλματα που μπορούν να προκύψουν από την παρουσία ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου περιορίζονται σημαντικά διότι πριν την έναρξη της λήψης τομών εφαρμόζεται μία τεχνική εξάλειψης των ανομοιογενειών στις τρεις διαστάσεις (3d shimming) (46).



Εικόνα 53

Χαρακτηριστικά τεχνικά σφάλματα λόγω μεταβολής της μαγνητικής επιδεκτικότητας μπορούν να παρουσιαστούν στις εικόνες true FISP ειδικά σε περιοχές όπου υπάρχουν μεταλλικά αντικείμενα όπως τα κλιπς στην αναστόμωση (εικόνα πάνω αριστερά) σε ασθενή με νόσο του Crohn. Αντίθετα με την true FISP, οι εικόνες 3d FLASH (πάνω δεξιά) και HASTE (κάτω αριστερά) δεν επηρεάζονται στον ίδιο βαθμό από αυτού του είδους τα προβλήματα.

Η ακολουθία true FISP δεν παρουσιάζει ευαισθησία σε τεχνικά σφάλματα απώλειας σήματος λόγω ροής (flow voids) τα οποία μπορούν να παρουσιαστούν σε άλλες ακολουθίες λόγω της περισταλτικής κίνησης (εικόνα 54). Αυτό οφείλεται κατά κύριο λόγο στον συμμετρικό και εξισορροπημένο σχεδιασμό των βαθμίδων και στις τρεις διαστάσεις (x,y,z) στην ακολουθία αυτή. Έτσι είναι δυνατόν να αποφευχθεί η χρήση αντιπερισταλτικών φαρμάκων κάτι που αποτελεί μοναδικό πλεονέκτημα της ακολουθίας αυτής σε σχέση με όλες τις άλλες (46). Η πιο σημαντική διαφορά της ακολουθίας true FISP και των υπολοίπων ακολουθιών σταθερής κατάστασης βαθμιδωτής ηχούς είναι το γεγονός ότι τα βαθμιδωτά πεδία ανάκτησης της συμφασικότητας εφαρμόζονται και στις τρεις διευθύνσεις (εικόνα 18),

έχοντας ως αποτέλεσμα την καταστολή των τεχνικών σφαλμάτων λόγω κίνησης. Η συμφωνία φάσης στην σταθερή κατάσταση διατηρείται ακόμα και υπό την παρουσία μη επιταχυνόμενης (1st τάξης) κίνησης. Επιπρόσθετα, η ακολουθία true FISP μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την μελέτη αγγειακής παθολογίας η οποία μπορεί να σχετίζεται με νόσους του εντέρου λόγω της ιδιότητας που έχει να μην επηρεάζεται από τεχνικά σφάλματα ροής. Η ταχεία ροή στα κύρια μεσεντέρια αγγεία απεικονίζεται με υψηλής έντασης σήμα, ενώ τα τελικά ευθεία αγγεία απεικονίζονται με χαμηλής έντασης σήμα λόγω φαινομένων κορεσμού. Το ισο-οσμωτικό υδατικό διάλυμα που χρησιμοποιήθηκε παρουσιάζει υψηλή τιμή του λόγου T2/T1 με αποτέλεσμα να απεικονίζεται με υψηλής έντασης σήμα στις εικόνες true FISP (16).

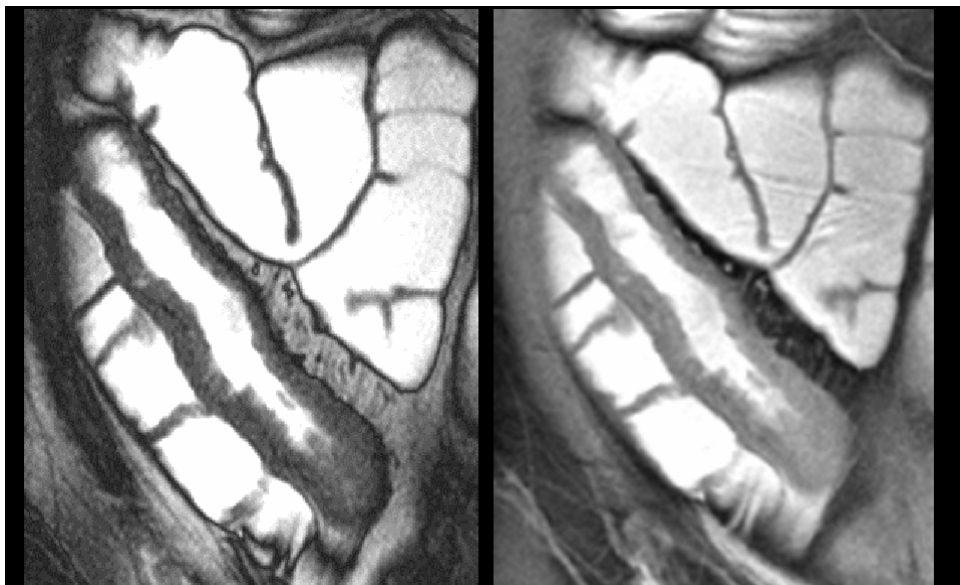


Εικόνα 54

Στεφανιαίες τομές με ακολουθίες true FISP (αριστερά) και HASTE (δεξιά). Στην HASTE παρουσιάζονται φαινόμενα απώλειας σήματος (βέλη) λόγω περισταλισμού ενώ στις ίδιες ακριβώς περιοχές στις true FISP εικόνες η σκιαγράφιση του αλού είναι ομοιογενής.

Το πιο συνηθισμένο τεχνικό σφάλμα που παρουσιάστηκε στις εικόνες true FISP ήταν το φαινόμενο χημικής μετατόπισης (black boundary –

chemical shift artifacts), το οποίο εμφανίζεται αποκλειστικά στα τρισδιάστατα εικονοστοιχεία όπου συνυπάρχουν πυρήνες νερού και λίπους. Ο λόγος για τον οποίο εμφανίστηκαν αυτού του τύπου τα τεχνικά σφάλματα ήταν η τιμή του χρόνου ηχούς η οποία βρισκόταν στην περιοχή «εκτός φάσης» (out of phase). Αυτού του τύπου το τεχνικό σφάλμα μπορεί εύκολα να ανιχνευθεί λόγω της χαρακτηριστικής απεικόνισής του ως λεπτής μαύρης γραμμής, σε αντίθεση με το εντερικό τοίχωμα το οποίο απεικονίζεται με μέτριας έντασης σήμα. Σε περίπτωση που αυτό δεν είναι εφικτό είναι δυνατόν να εφαρμοστούν προπαλμοί καταστολής του σήματος του λίπους σε συνδυασμό με την ακολουθία true FISP με αποτέλεσμα την εξαφάνιση αυτού του τεχνικού σφάλματος (εικόνα 55).



Εικόνα 55

Στεφανιαία τομή σε true FISP ακολουθία χωρίς (αριστερά) και με προπαλμούς καταστολής του σήματος του λίπους (δεξιά).

Παρατηρήστε ότι στην δεξιά εικόνα τα φαινόμενα χημικής μετατόπισης έχουν εξαφανισθεί.

Η ανάδειξη των εντερικών πτυχών όπως και η πάχυνση του τοιχώματος δεν επηρεάζονται από τα τεχνικά σφάλματα χημικής μετατόπισης και έτσι η

παρουσία αυτών των τεχνικών σφαλμάτων δεν επηρεάζει την διαγνωστική ικανότητα της μεθόδου.

Η σκιαγράφιση του εντερικού αυλού ήταν ομοιογενής σε όλο του το μήκος κυρίως λόγω του ότι η χορήγηση του ενδοαυλικού σκιαγραφικού πραγματοποιήθηκε κατά την διάρκεια της εξέτασης με μαγνητικό συντονισμό και όχι σε κάποιον άλλο χώρο (44) έχοντας ως αποτέλεσμα την ελάχιστη δυνατή χρονική καθυστέρηση μεταξύ της απεικόνισης και της χορήγησης του ενδοαυλικού σκιαγραφικού. Η πρηνής θέση στην οποία τοποθετήθηκε ο ασθενής αποδείχθηκε ιδιαίτερα χρήσιμη λόγω του περιορισμού της περιοχής απεικόνισης (μετατόπιση προς το κοιλιακό πρόσθιο τοίχωμα των εντερικών ελίκων).

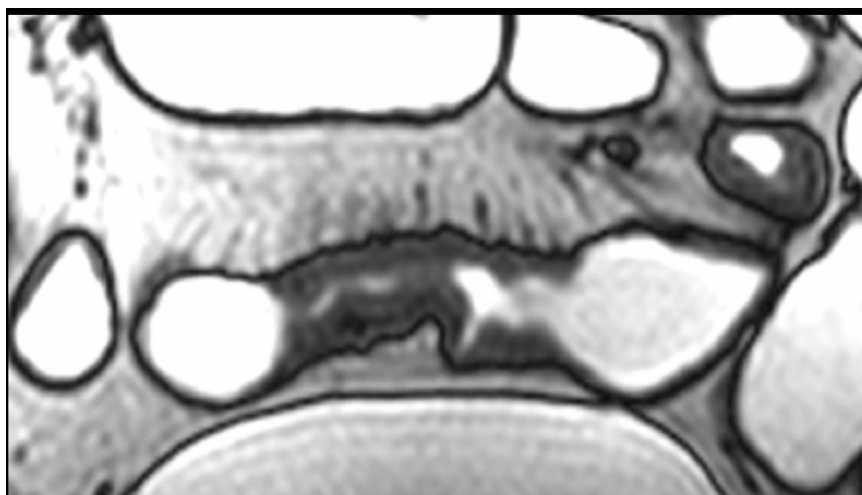
4.3 Κλινικές εφαρμογές μαγνητικής εντερόκλυσης

Η μέχρι τώρα κλινική εμπειρία από την Μαγνητική Εντερόκλυση έχει δείξει ότι η μέθοδος αποτελεί αξιόπιστο διαγνωστικό εργαλείο στη νόσο του Crohn, στα νεοπλάσματα του λεπτού εντέρου και στην εντερική απόφραξη.

Νόσος του Crohn

Η Μαγνητική Εντερόκλυση μπορεί να αναδείξει όλο το φάσμα των απεικονιστικών ευρημάτων της νόσου τα οποία έχουν λεπτομερώς καταγραφεί στην συμβατική εντερόκλυση με βάριο που είναι η μέθοδος αναφοράς. Τα βαθέα διαμήκη ή εγκάρσια έλκη που είναι χαρακτηριστικά της νόσου αναδεικνύονται ευχερέστερα στην trueFISP ακολουθία (εικόνα 56) ως λεπτές γραμμές υψηλής έντασης σήματος μέσα στο πεπαχυσμένο ενδιάμεσης έντασης σήματος τοίχωμα. Το πρότυπο του πλακόστρωτου είναι επίσης

ευχερώς αναγνωρίσιμο στην trueFISP από τα τμήματα του οιδηματώδους βλεννογόνου που έχει ενδιάμεσης έντασης σήμα, όχι σαφή αφορισμό και υπεγείρεται ανάμεσα στα έλκη (εικόνα 57). Αρχόμενες, επιφανειακές μη ειδικές αλλοιώσεις, όπως οζώδης διαμόρφωση του βλεννογόνου ή αφθώδη έλκη, απεικονίζονται στην Μαγνητική Εντερόκλυση (εικόνα 58), αν και σε μικρότερους αριθμούς απ' ότι στην Συμβατική Εντερόκλυση λόγω της χαμηλότερης χωρικής διακριτικής ικανότητας της Μαγνητικής Εντερόκλυσης (52).



Εικόνα 56

Βαθύ έλκος σε έδαφος παχυσμένου τοιχώματος σε έλικα του ειλεού αναδεικνύεται σε στεφανιαία true FISP εικόνα

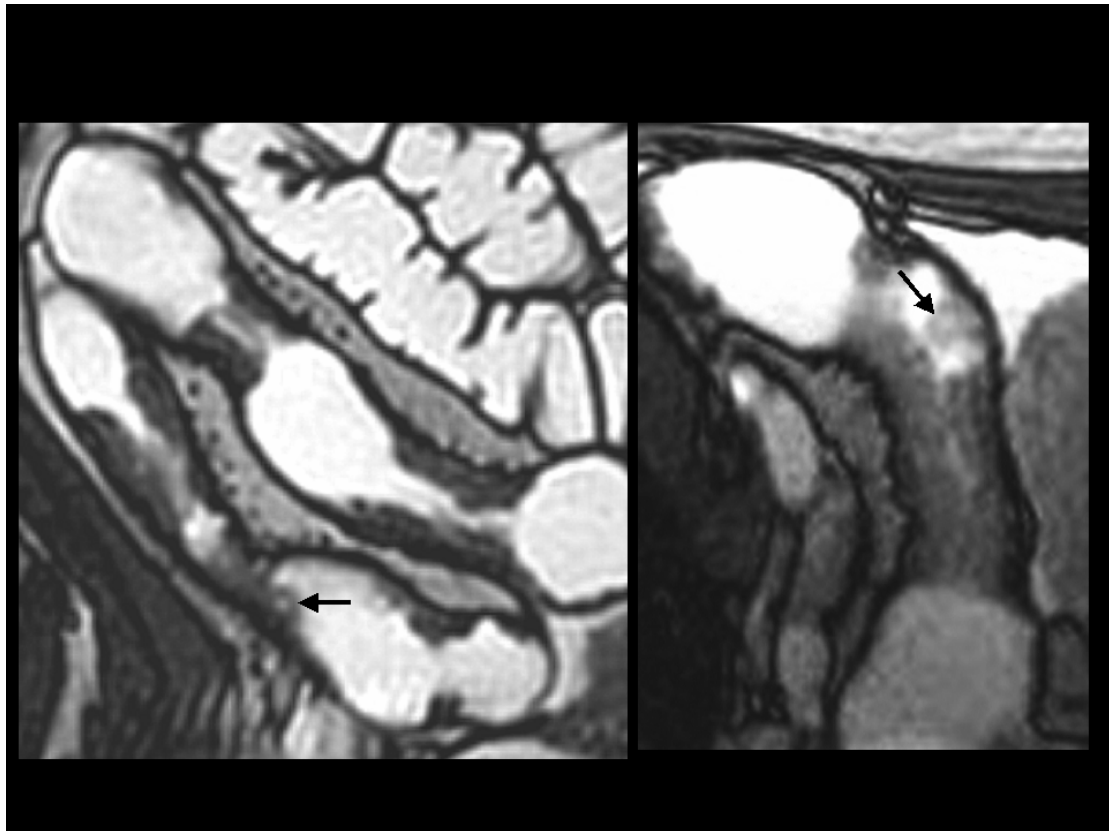
Η πάχυνση του τοιχώματος των προσβεβλημένων τμημάτων του λεπτού εντέρου αναδεικνύεται σε όλες τις ακολουθίες της Μαγνητικής Εντερόκλυσης. Σε εικόνες trueFISP και HASTE, η ένταση σήματος του παχυσμένου τοιχώματος είναι σχετικά χαμηλή όταν απουσιάζει το τοιχωματικό οίδημα. Στένωση του αυλού και τυχόν προστενωτική διάταση του λεπτού εντέρου απεικονίζονται επίσης σε όλες τις ακολουθίες της Μαγνητικής Εντερόκλυσης (εικόνα 59). Έχει βρεθεί ότι η Μαγνητική Εντερόκλυση έχει την ίδια διαγνωστική αξία με την Συμβατική Εντερόκλυση στην ανίχνευση και

τον εντοπισμό των προσβεβλημένων τμημάτων του εντέρου, στην εκτίμηση του μήκους προσβολής, του πάχους του τοιχώματος και της στένωσης του αυλού (49,52).



Εικόνα 57

Στεφανιαία τομή με ακολουθία true FISP σε ασθενή με νόσο του Crohn. Σε προσβεβλημένη έλικα του ειλεού απεικονίζεται σχηματισμός πλακώστρωτου (βέλος).

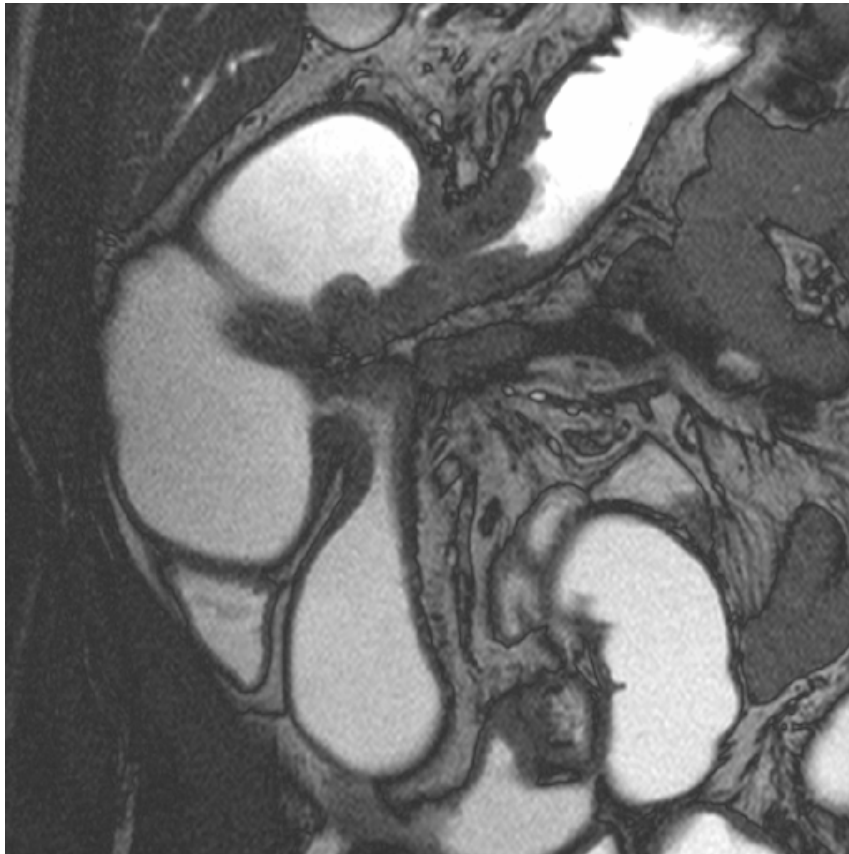


Εικόνα 58

Στεφανιαία (αριστερά) και εγκάρσια (δεξιά) τομή με ακολουθία true FISP όπου απεικονίζονται αφθώδη έλκη διαμέτρου λιγότερο από 4 mm.

Εξωεντερικές – περιτοναϊκές συνοδές αλλοιώσεις ή επιπλοκές της νόσου του Crohn αποκαλύπτονται ευχερώς στην Μαγνητική Εντερόκλυση. Σε αυτές περιλαμβάνονται: α) η ινολιπώδης διήθηση του μεσεντερίου- που παρουσιάζεται ως τοπική αύξηση της ποσότητας του περιτοναϊκού λίπους με συνύπαρξη άλλοτε άλλης ποσότητας ινώδους ιστού – και αναδεικνύεται καλύτερα στις εικόνες trueFISP (εικόνα 60), β) η υπεραϊμία του μεσεντερίου στο επίπεδο των ευθέων αγγείων που αναγνωρίζονται με αυξημένο πάχος και κάθετη κατεύθυνση ως προς το μεσεντερικό χείλος του λεπτού εντέρου κυρίως στην trueFISP ακολουθία και την 3d FLASH με καταστολή του σήματος του λίπους και μετά από ενδοφλέβια χορήγηση παραμαγνητικού

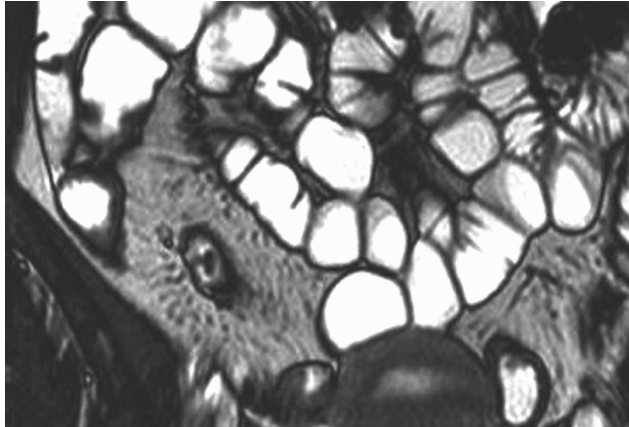
σκιαγραφικού (εικόνα 61), γ) μικροί μεσεντερικοί λεμφαδένες που απεικονίζονται επίσης στις εικόνες των ακολουθιών που αναφέρθηκαν στο (β) (εικόνα 62), δ) συριγγώδης πόροι – συρίγγια αναγνωρίζονται από το υψηλής έντασης σήματος περιεχόμενο τους στις trueFISP (εικόνα 63) και HASTE ακολουθίες και ε) αποστήματα που διαγιγνώσκονται καλύτερα από την ενίσχυση του τοιχώματος τους μετά την ενδοφλέβια χορήγηση παραμαγνητικού σκιαγραφικού στην 3d FLASH ακολουθία με καταστολή του σήματος του λίπους.



Εικόνα 59

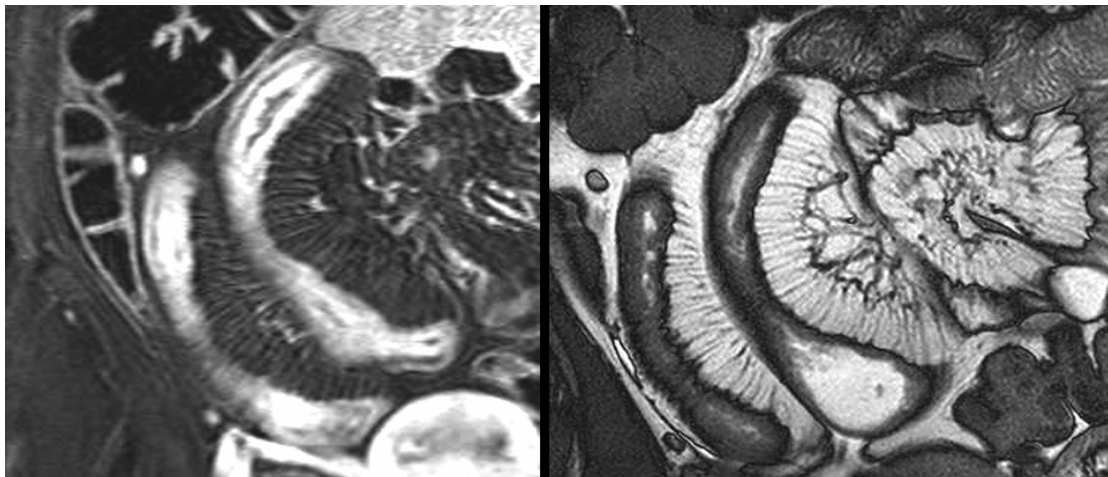
Στένωση μεγάλου βαθμού και προστενωτική διάταση σε ασθενή με νόσο του Crohn που εντοπίζεται στον τελικό ειλεό και στο εγγάρσιο κόλον.

Ασθενείς με ενεργό νόσο του Crohn παρουσιάζουν στα προσβεβλημένα τμήματα του εντέρου αύξηση της έντασης σήματος του παχυσμένου τοιχώματος στις HASTE εικόνες (εικόνα 64) και σημαντική σκιαγραφική ενίσχυση ανάλογη ή και μεγαλύτερη από αυτήν του παρεγχύματος του νεφρού (εικόνα 65).



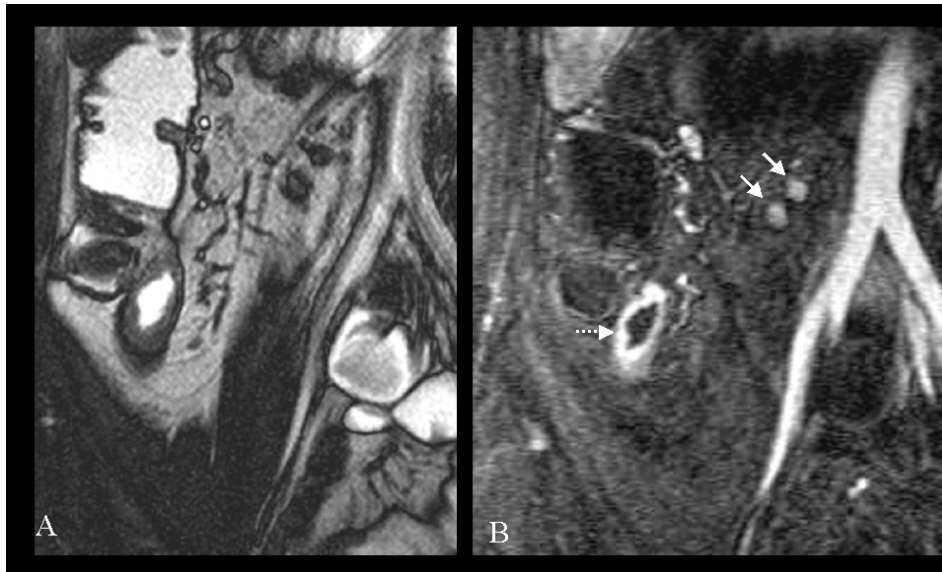
Εικόνα 60

Στεφανιαία τομή με ακολουθία true FISP σε ασθενή με νόσο του Crohn. Αναδεικνύεται ωολιπόδης διήθηση του μεσεντερίου γύρω από την προσβεβλημένη έλικα του ειλεού, η οποία έχει ως αποτέλεσμα την μετατόπιση των παρακείμενων φυσιολογικών ελίκων.



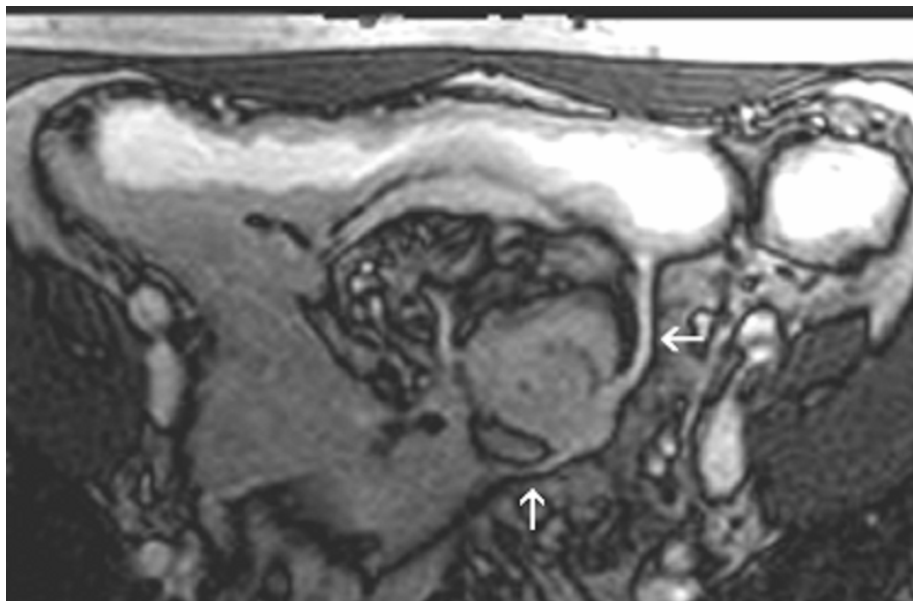
Εικόνα 61

Υπεραργείωση του μεσεντερίου ή το σημείο της κτένας (comb sign) αναδεικνύεται σε στεφανιαίες τομές 3d FLASH (αριστερά) μετά από σκιαγραφικό και true FISP (δεξιά).



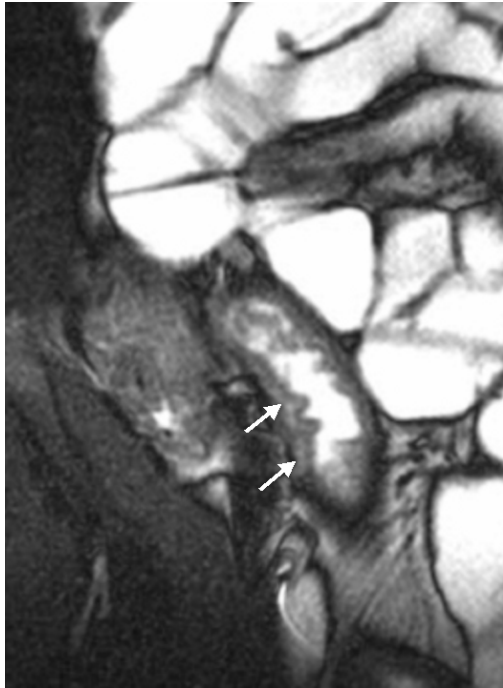
Εικόνα 62

Στεφανιαίες τομές true FISP (A) και 3d FLASH (B) μετά από έγχυση παραμαγνητικού σκιαγραφικού. Απεικονίζεται πάχυνση του τοιχώματος του τελικού ειλεού (διαγραμμισμένο βέλος) όπως επίσης και ένα ζευγάρι λεμφαδένων οι οποίοι προσλαμβάνουν το γαδολίνιο ασθενώς.



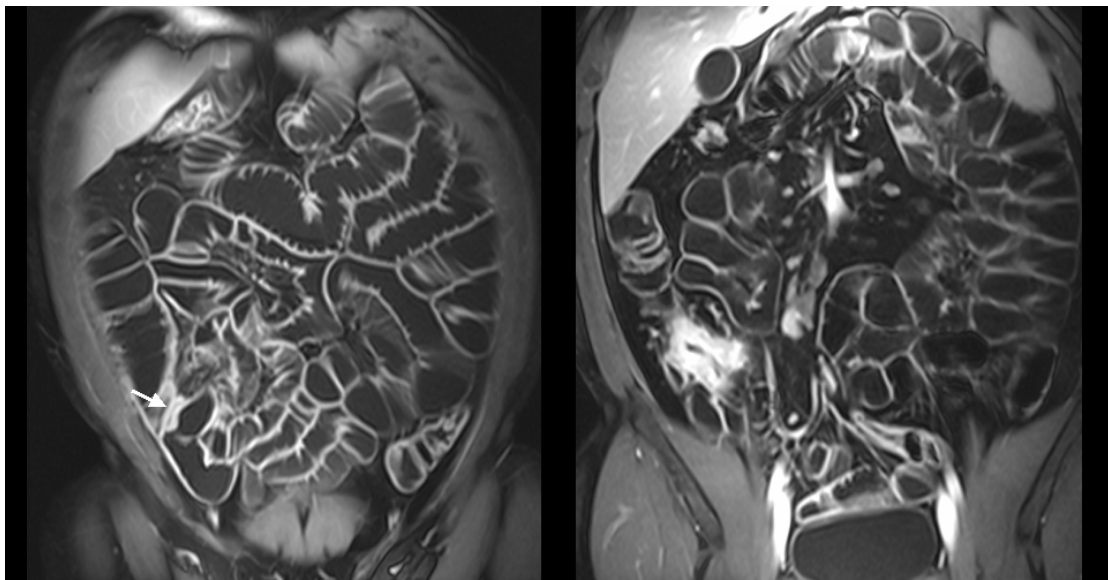
Εικόνα 63

Εγκάρσια τομή με ακολουθία true FISP όπου φαίνονται δύο εντερο-εντερικά συρίγγια σε ασθενή με νόσο του Crohn.



Εικόνα 64

Η παρουσία ενδοτοιχωματικού οιδήματος είναι δυνατόν να ανιχνευθεί με μεγάλη ακρίβεια σε εικόνες ακολουθίας HASTE, όπου παρουσιάζει υψηλή ένταση σήμα (βέλη).

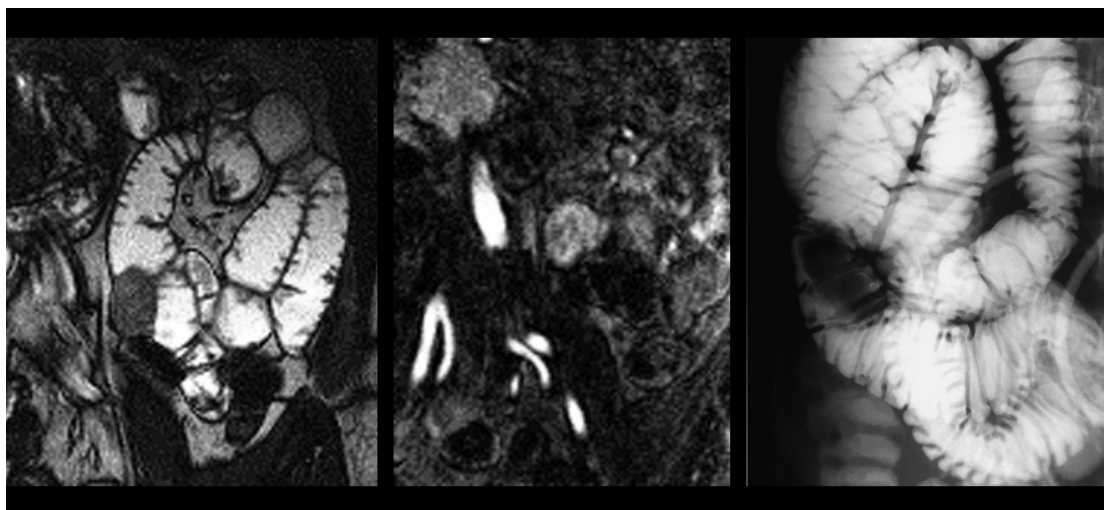


Εικόνα 65

Στεφανιαίες τομές με ακολουθία 2d FLASH και προπαλμούς καταστολής του σήματος του λίπους όπου η έγχυση γαδολινίου προκαλεί αυξημένη σκιαγράφηση των περιοχών με υπεραιμία και φλεγμονή.

Νεοπλάσματα του λεπτού εντέρου

Η Μαγνητική Εντερόκλυση συνδυάζει τα πλεονεκτήματα της πολυεπίπεδης τομογραφικής απεικόνισης με αυτά της Συμβατικής Εντερόκλυσης στην ανάδειξη και τον χαρακτηρισμό νεοπλασμάτων του λεπτού εντέρου. Εικόνες 3d FLASH μετά την ενδοφλέβιο χορήγηση παραμαγνητικού σκιαγραφικού αναδεικνύουν τα νεοπλάσματα και αποκαλύπτουν την έντονη ενίσχυση που χαρακτηρίζει τους συχνότερους από τους όγκους του λεπτού εντέρου, όπως το λειομύωμα (εικόνα 66) , λειομυοσάρκωμα, αδenoκαρκίνωμα και καρκινοειδές (53). Στις true FISP εικόνες όπου τα νεοπλάσματα του λεπτού εντέρου έχουν σήμα ενδιάμεσης έντασης είναι ευχερής η ανάδειξη της περιτοναϊκής επέκτασης τους και η ανίχνευση τυχόν συνυπάρχουσας λεμφαδενοπάθειας.



Εικόνα 66

Καλοήθης στρωματικός όγκος σε έλικα της νήστιδας σε ακολουθία true FISP (αριστερά), 3d FLASH μετά από έγχυση γαδολινίου (κέντρο) και στην συμβατική εντερόκλυση (δεξιά).

Εντερική Απόφραξη

Η Μαγνητική Εντερόκλυση μπορεί να διαγνώσει εντερική απόφραξη και να τεκμηριώσει το επίπεδο απόφραξης, το ίδιο καλά με την Συμβατική Εντερόκλυση. Σε υψηλού βαθμού αποφράξεις η λήψη προβολικών SSTSE εικόνων είναι συνήθως επαρκής (εικόνα 67) (49).



Εικόνα 67

Ασθενής με υποτροπή καρκίνου του σιγμοειδούς (δεξιά, αστεράκι) η οποία διηθεί έλικες του λεπτού εντέρου όπως φαίνονται στην εικόνα αριστερά με SSTSE ακολουθία.

Η διαδοχική, ανά 1-3 δευτερόλεπτα, λήψη τομών true FISP ακολουθίας είναι ιδιαίτερα χρήσιμη στην ανάδειξη του επιπέδου απόφραξης στις περιπτώσεις που το αίτιο είναι μετεγχειρητικές συμφύσεις. Οι εικόνες 3d FLASH μετά την ενδοφλέβιο χορήγηση παραμαγνητικού σκιαγραφικού είναι χρήσιμες στην ανακάλυψη άλλων αιτιών, πλην των συμφύσεων, που μπορούν να προκαλέσουν εντερική απόφραξη.

4.4 Μαγνητική Κολονογραφία

Η ιδέα της αποφυγής καθαρισμού του εντέρου πριν από την εξέταση παρουσιάστηκε πρόσφατα στην βιβλιογραφία και έχει ως στόχο την βελτίωση της αποδοχής της

εξέτασης από τους ασθενείς (54-56). Αν και στην παρούσα μελέτη συμπεριλήφθηκε ένας μικρός αριθμός ασθενών, αποδείχτηκε ότι η μέθοδος αυτή είναι χρήσιμη για την καταστολή του σήματος του περιεχομένου κατά την πραγματοποίηση μιας εξέτασης Μαγνητικής Κολονογραφίας. Η ακολουθία 3d VIBE επιλέχτηκε λόγω της δυνατότητας λήψης λεπτών τομών σε συνδυασμό με την υψηλή αντίθεση μεταξύ του τοιχώματος και του περικολικού λίπους που παρέχει. Παρόλα αυτά, η απόδοση της ως προς τον βαθμό καταστολής του σήματος του εντερικού περιεχομένου δεν ήταν σταθερά υψηλή και σχετιζόνταν με την σύνθεση και την ποσότητα του περιεχομένου. Για να ξεπεραστεί αυτός ο περιορισμός είναι δυνατόν να ζητηθεί από τους ασθενείς να αποφύγουν την κατανάλωση συγκεκριμένου τύπου τροφών λίγες ημέρες πριν από την εξέταση. Αυτές οι τροφές όπως σοκολάτα, φρούτα και λαχανικά είναι πλούσιες σε ίνες και μεταλλικά ιχνοστοιχεία κάποια από τα οποία (σίδηρος, μαγγάνιο) είναι παραμαγνητικά και απεικονίζονται με υψηλή ένταση σήματος στις εικόνες της Μαγνητικής Κολονογραφίας.

Στην παρούσα μελέτη, χρησιμοποιήθηκε η ακολουθία 2d turbo FLASH με προπαλμό αναστροφής η οποία συγκρίθηκε με την 3d VIBE και αποδείχτηκε πιο αποδοτική ως προς την καταστολή του σήματος του περιεχομένου ενώ η ίδια ακολουθία παρείχε εικόνες με ελάχιστα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης. Ο λόγος αντίθεσης προς θόρυβο μεταξύ του αυλού και του τοιχώματος που παρείχε η ακολουθία 2d turbo FLASH ήταν μικρότερος από τον αντίστοιχο της 3d VIBE. Αυτό ήταν αναμενόμενο καθώς στην ουσία αντικατοπτρίζει τον ενδογενή μειωμένο λόγο σήματος ως προς θόρυβο που παρουσιάζει η ακολουθία αυτή, ιδίως σε συνδυασμό με λήψη λεπτών τομών που απαιτείται για την εξέταση του παχέος εντέρου. Συμπερασματικά, η ακολουθία 2d turbo FLASH μπορεί να δώσει επιπρόσθετες διαγνωστικές πληροφορίες διαμέσου της καλύτερης καταστολής του σήματος του εντερικού περιεχομένου και των περιορισμένων τεχνικών σφαλμάτων λόγω κίνησης και άρα θα πρέπει να συμπεριλαμβάνεται στο εξεταστικό πρωτόκολλο Μαγνητικής Κολονογραφίας μαζί με την γνωστή ακολουθία 3d VIBE.

5. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η Μαγνητική Εντερόκλυση είναι μια πολλά υποσχόμενη μέθοδος για την απεικονιστική διερεύνηση των παθήσεων του λεπτού εντέρου. Η υπάρχουσα κλινική εμπειρία αποδεικνύει ότι στη νόσο του Crohn, στα νεοπλάσματα του λεπτού εντέρου και στην εντερική απόφραξη, η μέθοδος έχει υψηλή διαγνωστική αξία. Η επαρκής διάταση του αυλού του λεπτού εντέρου, η ομοιογενής σκιαγράφιση του, η χρήση ταχειών βέλτιστων ακολουθιών που παρέχουν σειρά εικόνων κατά την διάρκεια συγκράτησης της αναπνοής, η απεικόνιση με ακολουθίες τόσο T1 όσο και T2 προσανατολισμού, και η χρήση ενδοφλέβιου παραμαγνητικού σκιαγραφικού είναι απαραίτητα στοιχεία για την υψηλής ποιότητας απεικόνιση του λεπτού εντέρου και την αξιόπιστη ανάδειξη της παθολογίας του.

Η Μαγνητική Κολονογραφία είναι μια ευαίσθητη απεικονιστική μέθοδος στην ανάδειξη μεγάλων πολυπόδων (>10 mm) ενώ μετά από περαιτέρω βελτιώσεις ως προς την χωρική διακριτική ικανότητα της θέτει υποψηφιότητα για χρήση σε ομάδες υψηλού κινδύνου για εμφάνιση καρκίνου του παχέος εντέρου, ως μέθοδος πρώιμης ανίχνευσης του λόγω της απουσίας ακτινοβολίας και της δυνατότητας αποφυγής εντερικού καθαρισμού.

6. Αναφορές

1. Dixon PM, Roulston ME, Nolan DJ. The small bowel enema: a 10-year review. *Clin Radiol* 1993; 4:46-48
2. Barloon TJ, Lu CC, Honda H, et al. Does a normal small bowel enteroclysis exclude small bowel disease? A long term follow-up of consecutive normal studies. *Abdom Imaging* 1994;19:113-115.
3. Lee SD, Cohen RD. Endoscopy in inflammatory bowel disease. *Gastroenterol Clin North Am.* 2002;31(1):119-32.
4. Cappell MS, Friedel D. The role of sigmoidoscopy and colonoscopy in the diagnosis and management of lower gastrointestinal disorders: technique, indications, and contraindications *Med Clin North Am.* 2002;86(6):1217-52.
5. Savides TJ, Jensen DM. Therapeutic endoscopy for nonvariceal gastrointestinal bleeding. *Gastroenterol Clin North Am.* 2000;29(2):465-87.
6. Gore RM, Balthazar EJ, Ghahremani GG, Miller FH. CT features of ulcerative colitis and Crohn's disease. *Am J Roentgenol* 1996;167:3-15.
7. Bender GN, Maglinte DT, Kloepfel VR, Timmons JH. CT Enteroclysis: A superfluous diagnostic procedure or valuable when investigating small bowel disease. *AJR* 1999; 172:373-378.
8. James S, Balfe DM, Lee JK, Picus D. Small-bowel disease: categorization by CT examination. *AJR Am J Roentgenol.* 1987 May;148(5):863-8.
9. Schnyder PA, Candardjis G. CT detection of benign and malignant abnormalities of the small bowel. *Eur J Radiol.* 1983 Feb;3(1):33-8.

10. Boudiaf M, Jaff A, Soyer P, Bouhnik Y, Hamzi L, Rymer R. Small-bowel diseases: prospective evaluation of multi-detector row helical CT enteroclysis in 107 consecutive patients. *Radiology*. 2004 Nov;233(2):338-44.
11. Ha HK, Lee EH, Lim CH, Shin YM, Jeong YK, Yoon KH, Lee MG, Min YI, Auh YH. Application of MRI for small intestinal diseases. *J Magn Reson Imaging*. 1998 Mar-Apr;8(2):375-83.
12. Kaminiski S, Laniado M, Gogoll M, Kornmesser W, Clauss W, Langer M, Claussen C, Felix R. Godopentetate dimeglumine as a bowel contrast agent: Safety and efficacy. *Radiology* 1991; 178:503-508.
13. Holzknecht N, Helmberger T, v. Ritter C, Gauger J, Faber S, Reiser M. Breathhold MRI of the small bowel in Crohn's disease after enteroclysis with oral magnetic particles. *Radiologe* 1998;38: 29-36.
14. Kivelitz D, Gehl HB, Heuck A, Krahe T, Taupitz M, Lodemann KP, Hamm B. Ferric ammonium citrate as a positive bowel contrast agent for MR Imaging of the upper abdomen. Safety and diagnostic efficacy. *Acta Radiol* 1999;40:429-435.
15. Minowa O, Ozaki Y, Kyogoku S, Shindoh N, Sumi Y, Katayama H. MR Imaging of the small bowel using water as a contrast agent in a preliminary study with healthy volunteers. *AJR* 1999;173: 581-582.
16. Gourtsoyiannis N, Papanikolaou N, Grammatikakis J, Maris T, Prassopoulos P. Magnetic Resonance Imaging of the small bowel using a gradient echo True-FISP sequence after enteroclysis with water solution. *Inv Rad* 2000;35(12):707-11.

17. Cuppen JJ, Groen JP, Konijn J. Magnetic resonance fast Fourier imaging. *Med Phys.* 1986 Mar-Apr;13(2):248-53.
18. E. L. Hahn. Spin Echoes. *Phys. Rev.*, 80(4):580-594, 1950.
19. Evans AJ, Hedlund LW, Herfkens RJ, Utz JA, Fram EK, Blinder RA. Evaluation of steady and pulsatile flow with dynamic MRI using limited flip angles and gradient refocused echoes. *Magn Reson Imaging.* 1987;5(6):475-82.
20. Hanicke W, Merboldt KD, Chien D, Gyngell ML, Bruhn H, Frahm J. Signal strength in subsecond FLASH magnetic resonance imaging: the dynamic approach to steady state. *Med Phys.* 1990;17(6):1004-10.
21. Frahm J, Haase A, Matthaei D. Rapid NMR imaging of dynamic processes using the FLASH technique. *Magn Reson Med.* 1986;3(2):321-7.
22. Bruder H, Fischer H, Graumann R, Deimling M. A new steady-state imaging sequence for simultaneous acquisition of two MR images with clearly different contrasts. *Magn Reson Med.* 1988;7(1):35-42.
23. Oppelt A, Graumann R, Barfuss H, Fischer H, Hertl W, Schajor W. A new fast MRI sequence. *Electromed* 1986;3:15-18.
24. Morimoto K, Aoki Y, Choi S, Miyata Y, Hara K. [MR cholangiography] *Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi.* 1991 25;51(7):833-5
25. Rofsky NM, Lee VS, Laub G, Pollack MA, Krinsky GA, Thomasson D, Ambrosino MM, Weinreb JC. Abdominal MR imaging with a volumetric interpolated breath-hold examination. *Radiology.* 1999;212(3):876-84.

26. Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): Fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997;38:591-603
27. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999;42:952-962
28. Sodickson DK. Tailored SMASH image reconstruction for robust in vivo parallel MR imaging. *Magn Reson Med* 2000;44:243-251 Carr HY, Purcell EM. Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments. *Phys Rev* 1954;94:630-638
29. Meiboom S, Gill D. Modified spin echo method for measuring nuclear relaxation times. *Rev Sci Instrum* 1958;29:668-691
30. Jones KM, Mullkern RV, Mantello MT, et al. Brain hemorrhage: evaluation with fast spin echo and conventional dual spin echo images. *Radiology* 1992;182:53-58
31. Melki PS, Mullkern RV. Magnetization transfer effects in multi-slice RARE sequences. *Magn Reson Med* 1992;24:189-195
32. Henkelman RM, Hardy PA, Bishop JE, et al. Why fat is bright in RARE and fast spin echo imaging. *J Magn Reson Imag* 1992;2:533-540
33. Semelka RC, Kelekis NL, Thomasson D, Brown MA, Laub GA. HASTE MR imaging: description of technique and preliminary results in the abdomen. *J Magn Reson Imaging*. 1996;6(4):698-9.
34. Mansfield P. Real-time echo-planar imaging by NMR. *Br Med Bull*. 1984;40(2):187-90.

35. Block W, Pauly J, Kerr A, Nishimura D. Consistent fat suppression with compensated spectral-spatial pulses. *Magn Reson Med.* 1997;38(2):198-206.
36. Joseph PM, Shetty A. A comparison of selective saturation and selective echo chemical shift imaging techniques. *Magn Reson Imaging.* 1988;6(4):421-30.
37. Brateman L. Chemical shift imaging: a review. *AJR Am J Roentgenol.* 1986;146(5):971-80.
38. Wolff SD, Balaban RS. Magnetization transfer contrast (MTC) and tissue water proton relaxation in vivo. *Magn Reson Med.* 1989;10(1):135-44.
39. Low RN, Francis IR. MR Imaging of gastrointestinal tract with IV Gadolinium and diluted barium oral contrast media compared with unenhanced MR imaging and CT. *AJR* 1997; 169:1051-1059.
40. Lomas DJ, Graves MJ. Small bowel MRI using water as a contrast medium. *BJR* 1999;72: 994-997.
41. Faber SC, Stehling MK, Holzknecht N, Gauger J, Helmberger T, Reiser M. Pathologic conditions in the small bowel: findings at fat-suppressed gadolinium-enhanced MR imaging with an optimized suspension of oral magnetic particles. *Radiology* 1997;205:278-282.
42. A. Karantanas, N. Papanikolaou, J. Kalef-Ezra, A. Challa, N. Gourtsoyiannis. Blueberry Juice used per os in upper abdominal MR Imaging: Composition and initial clinical data. *Eur Radiol* 2000;10, 909-913.

43. Patak MA, Froehlich JM, von Weymarn C, Ritz MA, Zollikofer CL, Wentz K. Non-invasive distension of the small bowel for magnetic-resonance imaging. *Lancet*. 2001 Sep 22;358(9286):987-8.
44. Aschoff A, Zeitler H, Merkle EM, Reinshagen M, Brambs H-J, Rieber A. MR enteroclysis for MR diagnosis of inflammatory small bowel disease with contrast enhancement. *Fortschr Röntgenstr* 1997;167: 387-391.
45. Rieber A, Aschoff A, Nussle K, Wruk D, Tomczak R, Reisenhagen M, Adler G, Brambs HJ. MRI in the diagnosis of small bowel disease : use of positive and negative oral contrast media in combination with enteroclysis. *Eur Radiol* 2000 ;10: 1377-82.
46. Gourtsoyiannis N, Papanikolaou N, Grammatikakis J, Maris T, Prassopoulos P. MR Enteroclysis protocol optimization: Comparison between 3d FLASH with fat saturation after intravenous gadolinium injection and true FISP sequences. *Eur Radiol* 2001;11(6):908-13.
47. Luboldt W, Debatin JF. Virtual endoscopic colonography based on 3D MRI. *Abdom Imaging* 1998; 23:568-572.
48. Marcos HB, Semelka RC. Evaluation of Crohn's disease using half-fourier RARE and gadolinium-enhanced SGE sequences: Initial results. *Magn Reson Imag* 2000;18:263-268.
49. Umschaden HW, Szolar D, Gasser J, Umschaden M, Haselbach H. Small-Bowel Disease: Comparison of MR Enteroclysis Images with Conventional Enteroclysis and Surgical Findings. *Radiology* 2000;215:717-7125.
50. Lee JK, Marcos HB, Semelka RC. MR imaging of the small bowel using the HASTE sequence. *AJR Am J Roentgenol*. 1998 Jun;170(6):1457-63.

51. Papanikolaou N, Prassopoulos P, Grammatikakis J, Maris T, Kouroumalis E, Gourtsoyiannis N. Optimization of a contrast medium suitable for conventional enteroclysis, MR enteroclysis, and virtual MR enteroscopy. *Abdom Imaging*. 2002;27(5):517-22.
52. Prassopoulos P, Papanikolaou N, Grammatikakis J, Rousomoustakaki M, Maris T, Gourtsoyiannis N. MR enteroclysis imaging of crohn disease. *Radiographics*. 2001 Oct;21 Spec No:S161-72.
53. Semelka RC, John G, Kelekis N, Burdeny DA, Ascher SM. Small bowel neoplastic disease: demonstration by MRI. *JMRI* 1996;6:855-860.
54. Lauenstein TC, Goehde SC, Ruehm SG, Holtmann G, Debatin JF (2002) MR Colonography with Barium-based Fecal Tagging: Initial Clinical Experience. *Radiology* 223(1):248-54.
55. Lauenstein T, Holtmann G, Schoenfelder D, Bosk S, Ruehm SG, Debatin JF (2001) MR colonography without colonic cleansing: a new strategy to improve patient acceptance. *AJR Am J Roentgenol* 177(4):823-7.
56. Papanikolaou N, Grammatikakis J, Maris T, Lauenstein T, Prassopoulos P, Gourtsoyiannis N. MR colonography with fecal tagging: comparison between 2D turbo FLASH and 3D FLASH sequences. *Eur Radiol*. 2003;13(3):448-52.