



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**  
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ & ΠΡΟΝΟΙΑΣ  
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΡΟΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Ποιότητα εικόνας στην μαγνητική τομογραφία:  
Σύγκριση με τα υψηλά μαγνητικά πεδία**

*Ονοματεπώνυμο φοιτητή:*

**Βασίλειος Κατσαντώνης**

ΑΜ: 18678268

*Επιβλέπων Καθηγητής:*

**Ελευθέριος Λαβδάς, Αν. Καθηγητής**

ΑΙΓΑΛΕΩ, 2022



**UNIVERSITY OF WEST ATTICA**

FACULTY OF HEALTH & CARE SCIENCES

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES

DIVISION OF RADIOLOGY - RADIOTHERAPY

GRADUATE THESIS

**Image quality in MRI:  
Comparison with high magnetic fields**

Student Name:

**Vasileios Katsantonis**

CN: 18678268

Supervisor Name:

**Eleftherios Lavdas**, Assistant Professor

AIGALEO, 2022

## Επιτροπή εξέτασης

Ημερομηνία εξέτασης: 11/10/2022

Όνόματα εξεταστών

Υπογραφή

**1. Λαβδάς Ελευθέριος**

**2. Οικονόμου Γεωργία**

**3. Κεχαγιάς Δημήτριος**

## **Δήλωση συγγραφέα προπτυχιακής διπλωματικής εργασίας**

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος **Κατσαντώνης Βασίλειος** του **Γεωργίου**, με αριθμό μητρώου **18678268** φοιτητής του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι:

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

*Ο φοιτητής*

ΚΑΤΣΑΝΤΩΝΗΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ-ΑΦΙΕΡΩΣΕΙΣ

*Στην οικογένειά μου  
και σε όσους με στήριξαν.*

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα διπλωματική εργασία εστιάζει στους παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας στην μαγνητική τομογραφία και αναδεικνύει τον ρόλο που έχει η ένταση του μαγνητικού πεδίου σε αυτό. Πιο συγκεκριμένα, η ποιότητα εικόνας χαρακτηρίζεται από αρκετούς παράγοντες με κυριότερους εξ αυτών τον λόγο έντασης προς θόρυβο (SNR), την αντίθεση, την χωρική διακριτική ικανότητα καθώς και την συνολική διάρκεια της εξέτασης. Η βελτίωση αυτών των παραγόντων, οδηγεί σε αύξηση της ποιότητας της εικόνας, πράγμα που είναι μείζονος σημασίας για την απεικονιστική μέθοδο της μαγνητικής τομογραφίας διότι επιτρέπει την συλλογή σημαντικών πληροφοριών για την ανατομική περιοχή που απεικονίζεται και δίνει απαντήσεις στο κλινικό ερώτημα που διερευνάτε. Η αλλαγή κάποιων εξωγενών χαρακτηριστικών της εξέτασης όπως η αύξηση του χρόνου TR, η μείωση του TE ή η αύξηση του αριθμού των διεγέρσεων (NEX) βελτιώνει σημαντικά την ποιότητα αλλά αυξάνει δραματικά τον χρόνο της εξέτασης, δίνοντας την ευκαιρία να δημιουργηθούν σφάλματα τα οποία τελικά παρεμβάλουν και υποβαθμίζουν την εικόνα. Για τον λόγο αυτό, η επίδραση που έχει κάθε παράγοντας στην τελική εικόνα αλλά και στην διάρκεια της εξέτασης, θα πρέπει να είναι πλήρως κατανοητή ώστε να επιτευχθεί υψηλή ποιότητα χωρίς την παρουσία σφαλμάτων. Η αύξηση της έντασης του μαγνητικού πεδίου βελτιώνει όλους τους παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα. Συγκριτικές μελέτες που έχουν γίνει μεταξύ συστημάτων 1.5 Tesla και 3 Tesla έχουν δείξει μεγαλύτερη ευαισθησία και ειδικότητα στην ανάδειξη παθολογιών στην περιοχή του εγκεφάλου, του καρπού καθώς και άλλων ανατομικών περιοχών που ευνοούνται από την αυξημένη ποιότητα εικόνας. Πλέον έχουν αναπτυχθεί συστήματα απεικόνισης με ισχύ πάνω από 7 Tesla εισάγοντας νέες τεχνικές απεικόνισης όπως η λειτουργική απεικόνιση και η πολυπύρρηνη απεικόνιση ενώ αναμένεται στο μέλλον να έχουν κύριο ρόλο στην κλινική πράξη, εξαιτίας των τεράστιων δυνατοτήτων που δίνουν τα πολύ υψηλά μαγνητικά πεδία.

**Λέξεις κλειδιά:** Μαγνητική τομογραφία, Ποιότητα εικόνας, Θόρυβος, SNR, CNR, Τεχνικά σφάλματα, Υπερύψηλα μαγνητικά πεδία (UHF), Πολυπύρρηνη απεικόνιση

## **ABSTRACT**

This thesis aims to focus on the factors that affect the image quality in MRI and to highlight the role that the intensity of the magnetic field has in it. More specifically, image quality is characterized by several factors, the main ones being intensity to noise ratio (SNR), contrast, spatial resolution as well as the overall duration of the examination. The improvement of these factors leads to an increase in the quality of the image, which is of major importance for the MR imaging method because it allows the collection of important information about the anatomical area being imaged and gives answers to the clinical question you are investigating. Changing some extrinsic characteristics of the examination such as increasing the TR time, decreasing the TE, or increasing the number of excitations (NEX) significantly improves the quality but dramatically increases the examination time, giving the opportunity to introduce errors that ultimately interfere and degrade the image. For this reason, the effect that each factor has on the final image but also on the duration of the examination, should be fully understood in order to achieve high quality without the presence of errors. Increasing the intensity of the magnetic field improves all factors that affect quality. Comparative studies performed between 1.5 Tesla and 3 Tesla systems have shown greater sensitivity and specificity in highlighting pathologies in the brain, wrist and other anatomical regions that benefit from increased image quality. Nowadays, imaging systems with power above 7 Tesla have been developed introducing new imaging techniques such as functional imaging and multinuclear imaging and are expected to play a major role in clinical practice in the future due to the enormous potential of very high magnetic fields.

**Keywords:** MRI, Image quality, Noise, SNR, CNR, Artifacts, Ultra high fields (UHF), Multi-nuclear imaging,

## Περιεχόμενα

<b>ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ-ΑΦΙΕΡΩΣΕΙΣ</b> .....	5
<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ</b> .....	6
<b>ABSTRACT</b> .....	7
<b>Περιεχόμενα</b> .....	8
<b>1. ΕΦΕΥΡΕΣΗ ΤΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ</b> .....	11
1.1 Βασικά μέρη ενός Μαγνητικού Τομογράφου .....	12
1.1.1 Μαγνήτης .....	12
1.1.2 Βαθμιδωτά πεδία (Gradient coils) .....	13
1.1.3 Πηνία Ραδιοπαλμών RF coils .....	14
1.1.4 Πηνίο Δέκτης και το Χειριστήριο .....	14
<b>2. Η ΦΥΣΙΚΗ ΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ</b> .....	15
2.1 Ατομική Θεωρία .....	15
2.2 Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός.....	16
2.3 Τα πρωτόνια του Υδρογόνου .....	18
2.4 Παλμοί RF και η συχνότητα Larmor.....	18
2.5 Εγκάρσια Μαγνήτιση .....	20
<b>3. ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΣΗΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ</b> .....	22
3.1 Επαναφορά της μαγνήτισης μετά τον RF.....	22
3.2 FID .....	23
3.3 Spin Echo (SE) .....	23
3.4 Χρόνοι χαλάρωσης των ιστών .....	24
3.4.1 T1 .....	25
3.4.2 T2 .....	26
3.4.3 PD .....	27
<b>4. ΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ</b> .....	27
4.1 Χωρική Καταγραφή σήματος. ....	27
4.2 K-χώρος .....	28
4.3 Μετασχηματισμός Fourier .....	28
4.4 Δειγματοληψία.....	29
4.4.1 Αριθμός ΝΕΧ .....	29
<b>5. ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ</b> .....	29
5.1 Λειτουργική απεικόνιση .....	30
5.2 Δυσκολίες στην απεικόνιση MRI .....	30
5.2.1 Μεταλλικά εμφυτεύματα.....	30
5.2.2 Θερμικά αποτελέσματα εξαιτίας των ραδιοπαλμών .....	32



5.2.3 Διέγερση περιφερικών νεύρων (PNS).....	33
5.2.4 Εγκυμοσύνη .....	33
5.2.5 Ασφάλεια σε πολύ υψηλά μαγνητικά πεδία.....	34
<b>6. ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ .....</b>	<b>35</b>
6.1 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας .....	36
6.1.1 Θόρυβος (Noise) .....	36
6.2 SNR.....	36
6.2.1 Βελτίωση του SNR.....	37
6.2.2 TR και TE.....	38
6.2.3 Πηνίο .....	39
6.3 CNR .....	39
6.3.1 Παράγοντες που επηρεάζουν το CNR.....	40
6.4 Χωρική διακριτική ικανότητα.....	40
6.4.1 Μέγεθος Μήτρας.....	41
6.4.2 FOV.....	41
6.4.3 Πάχος τομής .....	42
6.5 Χρόνος εξέτασης.....	42
6.6 Βελτίωση της ποιότητας εικόνας.....	42
<b>7. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ (Artifacts), ΥΠΟΒΑΘΜΙΣΗ ΤΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ .....</b>	<b>43</b>
7.1 Σφάλμα Αποκοπής (truncation).....	43
7.2 Σφάλμα Κίνησης .....	44
7.3 Σφάλμα Αναδίπλωσης (aliasing-wrap around) .....	45
7.4 Σφάλμα Χημικής μετατόπισης.....	46
7.5 Σφάλμα Μαγνητικής Επιδεκτικότητας (Susceptibility).....	46
7.6 Σφάλμα Διασταυρούμενης Διέγερσης (Cross Talk).....	47
7.7 Διηλεκτρικό Φαινόμενο .....	48
7.8 Σφάλματα (Artifacts) στην Μαγνητική Εγκεφάλου .....	49
<b>8. ΕΝΤΑΣΗ ΤΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΠΕΔΙΟΥ .....</b>	<b>50</b>
8.1 Ένταση πεδίου και ποιότητα εικόνας.....	50
8.1.1 SNR και ένταση μαγνητικού πεδίου .....	51
8.1.2 CNR και ένταση μαγνητικού πεδίου .....	51
8.2 Μείωση του SAR σε υψηλά μαγνητικά πεδία.....	54
<b>9. ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΠΕΔΙΑ 3T .....</b>	<b>54</b>
9.1 3T Μαγνητική Εγκεφάλου.....	56
9.1.1 Επιληψία.....	56
9.2 Σύγκριση των μαγνητικών τομογράφων 1.5T και 3T.....	56

9.2.1 Σύγκριση Μαγνητικών πεδίων 1.5T και 3T στην ανάδειξη του οδοντωτού συνδέσμου της σπονδυλικής στήλης.....	56
9.2.2 Σύγκριση Μαγνητικών πεδίων 1.5T και 3T στην απεικόνιση του καρπού σε ασθενείς με πόνο προς την ωλένη.....	58
9.5 Απεικόνιση Μυοσκελετικού συστήματος στα 3T.....	59
9.5.1 Άρθρωση του ώμου .....	60
9.5.2 Άρθρωση του γόνατος και της ποδοκνημικής.....	61
<b>10. ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΥΠΕΡΥΨΗΛΩΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΠΕΔΙΩΝ(UHF)</b> .....	<b>63</b>
10.1 Απεικόνιση του εγκεφάλου στα 7T.....	63
10.1.1 Απεικόνιση Μαγνητικής επιδεκτικότητας (SWI) .....	63
10.1.1 Σκλήρυνση κατά πλάκας .....	64
10.1.2 Επιληψία.....	65
10.1.3 Εγκεφαλικοί όγκοι.....	67
10.2 Σύγκριση συστημάτων 7T και 3T .....	68
10.2.1 Μελέτη σχετικά με την ανάδειξη τοιχομάτων ενδοκρανιακών αγγείων.....	68
10.2.2 Μελέτη σχετικά με την ανάδειξη νευραλγίας του τριδύμου νεύρου .....	70
10.2.3 Συγκριτική έρευνα για την ανάδειξη αρτηριακής δυσπλασίας σε συστήματα 7T και 3T	70
<b>11. ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΣΕ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΠΟΛΥ ΥΨΗΛΩΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΠΕΔΙΩΝ(UHF)</b> .....	<b>71</b>
11.1 Πολυπύρηνη απεικόνιση-Multinuclear Imaging .....	71
11.1.1 Πολυπύρηνη απεικόνιση εγκεφάλου στα 7T .....	72
11.1.2 Πολυπύρηνη απεικόνιση μυοσκελετικού .....	73
11.1.3 Πολυπύρηνη απεικόνιση <sup>17</sup> O.....	74
<b>12. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ</b> .....	<b>75</b>
<b>Βιβλιογραφία</b> .....	<b>76</b>

## 1. ΕΦΕΥΡΕΣΗ ΤΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

Ο όρος **Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός** (Nuclear Magnetic Resonance) χρησιμοποιείται για πρώτη φορά το 1942 από τον Gorter, σε μία δημοσίευση του στην Χάγη της Ολλανδίας με τίτλο, *Negative result of an attempt to observe Nuclear Magnetic Resonance in solids* (Gorter, 1946). Η επίσημη ανακάλυψη του φαινομένου επήλθε το 1946, από τις ανεξάρτητες έρευνες των φυσικών Felix Bloch και Edward Purcell. Οι δύο τους τιμήθηκαν με το βραβείο Nobel φυσικής το 1952. Μερικά χρόνια αργότερα αρχίζει να γίνεται επιτακτική η ανάγκη εκμετάλλευσης του φαινομένου για ιατρικούς σκοπούς. Έτσι ο Paul Lauterbur το 1971 στην Αγγλία, ανακαλύπτει τη δυνατότητα χαρτογράφησης μοριακών συγκεντρώσεων με τον συνδυασμό γραμμικών βαθμιδωτών πεδίων και την τεχνική της ανακατασκευής εικόνας με οπισθοπροβολή, ακριβώς όπως στην αξονική τομογραφία που είχε εφευρεθεί μόλις λίγα χρόνια πριν. Ο ίδιος μόλις 2 χρόνια αργότερα, δημοσίευσε στο περιοδικό *Nature* την πρώτη εικόνα ετερογενούς υλικού, δύο σωλήνες ύδατος, με την χρήση του φαινομένου του Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού. Η δημοσίευση αυτή ήταν η αρχή μίας ραγδαίας εξέλιξης στον τομέα των σύγχρονων απεικονιστικών τεχνικών με την εφεύρεση των μαγνητικών τομογράφων. Παράλληλα ο γιατρός Raymond Damadian παρατηρεί πως οι υγιείς ιστοί εμφανίζουν μεγαλύτερους χρόνους χαλάρωσης από τους αντίστοιχους παθολογικούς. Η επανάσταση έγινε με την δημοσίευση της εργασίας 'NMR Fourier Zeugmatography' όπου περιεγράφηκε ο συνδυασμός του μετασχηματισμού Fourier και χρονικά μεταβαλλόμενων βαθμιδωτών πεδίων για την παραγωγή εικόνας. Η πρώτη εικόνα ανθρώπινου μέλους δημοσιεύθηκε το 1976 από τους Meinstield και Maudsley, ενώ το 1978 δημοσιεύθηκαν εικόνες από κρανίο και κοιλία. Η πρώτη ολόσωμη σάρωση του ανθρώπινου σώματος δημοσιεύθηκε από τον William Edelstein δύο χρόνια αργότερα. Η MRI απεικόνιση είχε πλέον αναγνωρισθεί σαν ιατρική μέθοδος απεικόνισης και η ανάπτυξη της σχετικής τεχνολογίας συνεχίζεται με αλματώδη ρυθμό. Χαρακτηριστικό παράδειγμα της τεράστιας προόδου στον τομέα της Μαγνητικής τομογραφίας είναι και τα βραβεία Nobel που απονεμήθηκαν στους Kurt Wiithrich το 2002 και στον Richard Ernst το 1991, καθώς βραβείο ιατρικής απονέμει και στον Paul Lauterbur και στον Βρετανό Peter Mansfield. Η έρευνα πάνω στο αντικείμενο συνεχίζεται με αμείωτο ενδιαφέρον έως σήμερα, αποδίδοντας συνεχώς νέες τεχνικές και πρωτόκολλα απεικόνισης.



*Εικόνα 1: Raymond Damadian δίπλα στον πρότυπο μαγνητικό τομογράφο που παρήγαγε την πρώτη εικόνα ανθρώπινου θώρακα (Answers in Genesis, n.d.).*

## 1.1 Βασικά μέρη ενός Μαγνητικού Τομογράφου

Ο Μαγνητικός Τομογράφος αποτελείται από τέσσερα βασικά στοιχεία: τον μαγνήτη μαζί με τα πηνία εξομάλυνσης της ανομοιογένειας, τα βαθμιδωτά πηνία, τον πομπό και δέκτη ραδιοσυχνοτήτων και τον υπολογιστή. Στην παρούσα ενότητα εξετάζεται ο γενικός σχεδιασμός και η λειτουργία των εξαρτημάτων.

### 1.1.1 Μαγνήτης

Ο μαγνήτης είναι το πιο ακριβό μέρος ολόκληρου του συστήματος ενός μαγνητικού τομογράφου. Τα πρώτα συστήματα βασίζονταν σε υδρόψυκτους μαγνήτες αντίστασης και μόνιμους μαγνήτες. Η πλειονότητα των σύγχρονων σαρωτών χρησιμοποιεί υπεραγωγίσιμους μαγνήτες. Ο λόγος είναι τα υψηλά πεδία που είναι πλέον επιθυμητά για τη μαγνητική τομογραφία. Οι μαγνήτες αντίστασης ολόκληρου του σώματος και οι μόνιμοι μαγνήτες περιορίζονται σε ένταση πεδίου περίπου 0,3 T, πριν το βάρος τους γίνει απαγορευτικά μεγάλο για ασφαλής χρήση. Οι υπεραγωγίσιμοι μαγνήτες είναι σε θέση να παράγουν πολύ μεγαλύτερα πεδία και τα συστήματα που χρησιμοποιούνται ευρέως στην κλινική πράξη ξεπερνούν τα 3T. Αυτοί οι μαγνήτες κατασκευάζονται από υλικά όπως το κράμα NbTi, το οποίο κάτω από μια κρίσιμη θερμοκρασία περίπου 9 K ή -264°C χάνει την ειδική αντίστασή του. Μόλις ξεκινήσει το ρεύμα, θα ρέει στα πηνία επ' αόριστον, υπό την

προϋπόθεση ότι η θερμοκρασία διατηρείται κάτω από την κρίσιμη θερμοκρασία με ψύξη με υγρό ήλιο. Τα πεδία που σχηματίζονται από τέτοιους μαγνήτες είναι πολύ σταθερά με το χρόνο, πράγμα απαραίτητο για ένα σύστημα μαγνητικής τομογραφίας.

Μία από τις σημαντικότερες απαιτήσεις ενός συστήματος μαγνητικής τομογραφίας είναι η ομοιογένεια του μαγνητικού πεδίου. Για το σκοπό αυτό, κατά την εγκατάσταση, το πεδίο εξομαλύνεται όσο το δυνατόν περισσότερο με τη χρήση σιδηρομαγνητικών μπλοκ που τοποθετούνται εντός της οπής του μαγνήτη. Επιπλέον, μια σειρά από πηνία αντίστασης, γνωστά ως πηνία διαχωρισμού, τοποθετούνται μέσα στην οπή. Αυτά δημιουργούν πεδία που ποικίλλουν με μια συγκεκριμένη συνάρτηση της θέσης. Χρησιμοποιώντας τα παραπάνω σε συνδυασμό είναι δυνατόν να βελτιωθεί όχι μόνο η εγγενής ομοιογένεια του μαγνήτη, αλλά και να μειωθούν οι επιδράσεις του πεδίου που οφείλονται σε διαφορές επιδεκτικότητας του αντικειμένου που σαρώνεται (Jezzard&Stuart , 2001).

#### 1.1.2 Βαθμιδωτά πεδία (Gradient coils)

Τα βαθμιδωτά πηνία gradient coils αποτελούν επίσης βασικό μέρος ενός συστήματος μαγνητικής τομογραφίας. Στην απλούστερη τους μορφή, τα πηνία αυτά είναι απλά βρόχοι από σύρμα ή λεπτά αγωγίμα φύλλα σε κυλινδρικό κέλυφος που βρίσκεται μέσα στην οπή ενός μαγνητικού τομογράφου. Όταν ένα ηλεκτρικό ρεύμα διέρχεται μέσα από αυτά τα πηνία δημιουργείτε ένα δεύτερο μαγνητικό πεδίο. Αυτό το πεδίο κλίσης παραμορφώνει το κύριο μαγνητικό πεδίο με ένα ελαφρύ αλλά προβλέψιμο μοτίβο. Αυτό προκαλεί την μεταβολή της συχνότητας συντονισμού των πρωτονίων σε συνάρτηση με τη θέση. Η κύρια λειτουργία των βαθμίδων είναι να επιτρέπουν τη χωρική κωδικοποίηση του σήματος μαγνητικής τομογραφίας, αλλά είναι επίσης κρίσιμες για ένα ευρύ φάσμα φυσιολογικών τεχνικών.

Σχεδόν όλα τα συστήματα μαγνητικής τομογραφίας χρησιμοποιούν τρία σύνολα πηνίων βαθμίδας για τους άξονες  $x$ ,  $y$  και  $z$ . Ένας ανεξάρτητος ενισχυτής ισχύος οδηγεί κάθε σετ πηνίων, το οποίο δημιουργεί ένα πεδίο κλίσης του οποίου η συνιστώσα  $z$  μεταβάλλεται γραμμικά κατά μήκος των διευθύνσεων  $x$ -,  $y$ - και  $z$  αντίστοιχα (Harmonay , 2018).

### 1.1.3 Πηνία Ραδιοπαλμών RF coils

Το τρίτο βασικό μέρος ενός μαγνητικού τομογράφου είναι το πηνίο ραδιοπαλμών. Τα πηνία αυτά υπάρχουν σε πολλά είδη αλλά διακρίνονται σε δύο βασικές κατηγορίες: πηνία επιφανείας και πηνία όγκου.

Τα πηνία επιφανείας στηρίζονται στην επιφάνεια της δομής που απεικονίζεται. Αυτά τα πηνία παράγουν μικρό ομογενές πεδίο του οποίου η διεισδυτικότητα εξαρτάται από το μέγεθος του πηνίου. Αυτή η μικρή περιοχή ενδιαφέροντος που απεικονίζεται με τα πηνία επιφανείας αποτελεί και το μεγαλύτερο πλεονέκτημα καθώς επιτυγχάνεται καλή ποιότητα εικόνας με τον εγγενή αποκλεισμό του θορύβου από γειτονικές ανατομικές δομές. Υπάρχουν πολλά σχέδια επιφανειακών πηνίων, καθώς και άλλα τοπικά πηνία για συγκεκριμένους σκοπούς ώστε να καλύπτετε το πλήρες φάσμα εξετάσεων και απεικονιστικών πρωτοκόλλων.

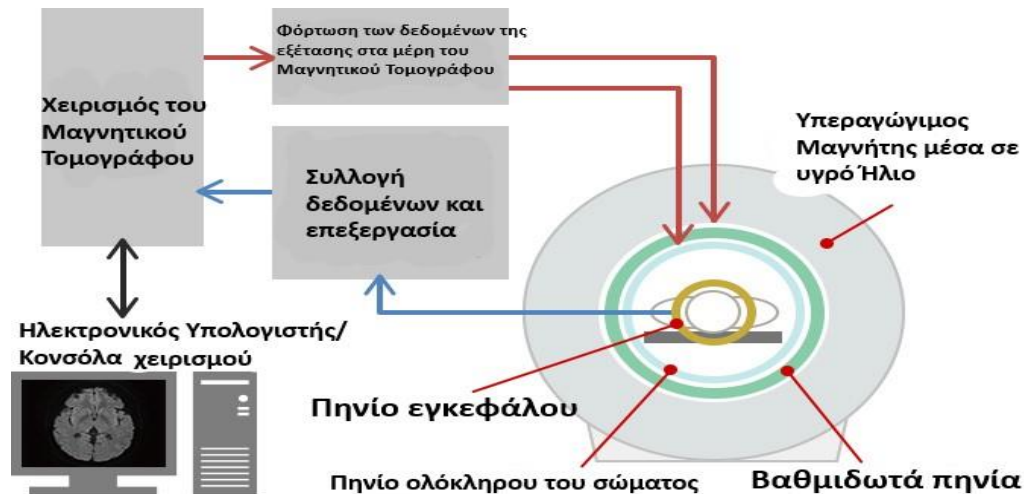
Στην περίπτωση όμως που απαιτούνται λήψεις ολόκληρου του σώματος ή οι περιοχές ενδιαφέροντος βρίσκονται μακριά από την επιφάνεια τότε μπορεί να χρησιμοποιηθεί πηνίο όγκου. Τα πηνία όγκου είναι αρκετά μεγάλα ώστε να χωράνε είτε ολόκληρο το σώμα είτε μια συγκεκριμένη περιοχή, όπως το κεφάλι ή ένα άκρο, και έχουν μια ομοιογενή περιοχή που εκτείνεται σε μια μεγάλη περιοχή. Αυτό αποτελείται από έναν αριθμό καλωδίων που τρέχουν κατά μήκος της διεύθυνσης z, τοποθετημένα έτσι ώστε να δίνουν μια συνημιτονοειδή μεταβολή του ρεύματος γύρω από την περιφέρεια του πηνίου (Jezzard & Stuart, 2001).

### 1.1.4 Πηνίο Δέκτης και το Χειριστήριο

Για την λήψη του σήματος που παράγεται είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί το ίδιο πηνίο που χρησιμοποιήθηκε για την μετάδοση των ραδιοπαλμών είτε μπορούν να χρησιμοποιηθούν δύο ξεχωριστά πηνία.

Ολόκληρος ο έλεγχος του μαγνητικού τομογράφου γίνεται από έναν κεντρικό υπολογιστή. Από τον υπολογιστή καθορίζεται το σχήμα των κυματομορφών, η γωνία κλίσης καθώς και οι χρόνοι που θα χρησιμοποιηθούν και διαβιβάζει αυτές τις πληροφορίες στα κατάλληλα πηνία. Το σήμα που λαμβάνεται από τον πυρηνικό συντονισμό μετατρέπεται σε ψηφιακό σήμα μέσω ενός μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό. Στην συνέχεια το ψηφιακό σήμα αποστέλλεται στη συνέχεια σε έναν επεξεργαστή εικόνας όπου θα υποστεί μετασχηματισμό Fourier και θα παραχθεί εικόνα.

Τα ακατέργαστα δεδομένα, δηλαδή το σήμα πριν από το μετασχηματισμό Fourier, αποθηκεύονται για να είναι δυνατή η εφαρμογή διορθώσεων στα δεδομένα κατά τη μεταγενέστερη επεξεργασία. Για να είναι δυνατή η χρήση γρήγορου μετασχηματισμού Fourier, χρησιμοποιούνται συνήθως μεγέθη πινάκων  $2n$ . (Jezzard & Stuart , 2001)



Εικόνα 1:Βασικά μέρη ενός Μαγνητικού Τομογράφου (Canon, n.d.)

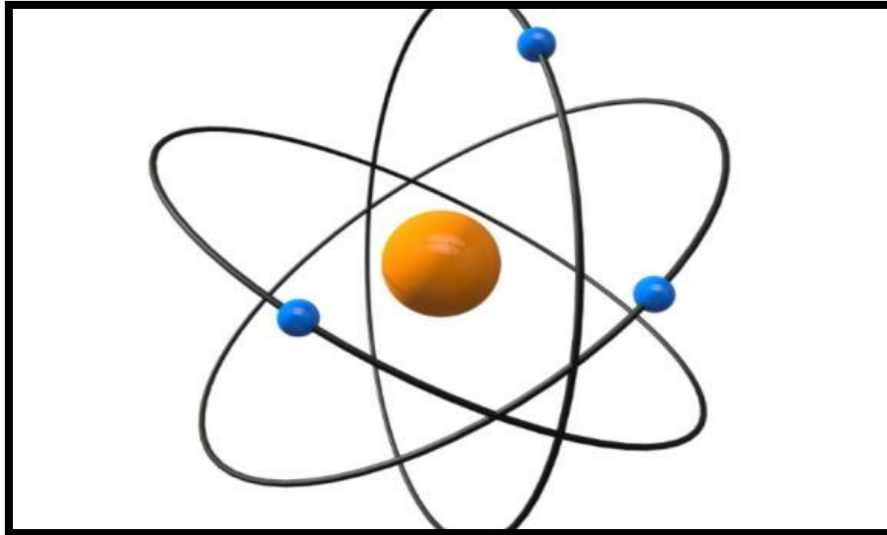
Τα συστήματα που αναφέρθηκαν αποτελούν τα βασικότερα στοιχεία που επιβάλλεται να έχει οποιοδήποτε σύστημα Μαγνητικής Τομογραφίας για να μπορεί να λειτουργήσει και να παράξει εικόνα που θα αποτελεί όσο το δυνατόν ακριβέστερη αναπαράσταση μίας εσωτερικής ανατομικής δομής του ανθρώπινου σώματος που δεν θα μπορούσε να είναι ορατή με άλλο μέσο. Ωστόσο τα υλικά όπως και οι τεχνολογίες πίσω από αυτά τα συστήματα εξελίσσονται διαρκώς και καθημερινά ως απόρροια της σημασίας του Μαγνητικού Τομογράφου στην κλινική πράξη. Η φυσική που διέπει την απεικόνιση του Μαγνητικού Συντονισμού θα αναλυθεί εκτενώς στα επόμενα κεφάλαια καθώς είναι εξαιρετικά σημαντική και παραμένει ίδια από την εφεύρεση του Μαγνητικού Τομογράφου έως και σήμερα.

## 2. Η ΦΥΣΙΚΗ ΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ

### 2.1 Ατομική Θεωρία

Το **άτομο** αποτελείται από τον πυρήνα και τα περιστρεφόμενα ηλεκτρόνια, που κινούνται σε καθορισμένες τροχιές γύρω του. Ο πυρήνας αποτελείται από νετρόνια και πρωτόνια. Τα πρωτόνια έχουν θετικό φορτίο και μάζα  $1.67262 \times 10^{-27}$  kg, που είναι 1836 φορές μεγαλύτερη από την μάζα του ηλεκτρονίου. Τα ηλεκτρόνια έχουν φορτίο αρνητικό, ίσο με

αυτό των πρωτονίων σε απόλυτη τιμή. Παρατηρούνται τριών ειδών κινήσεις, η περιστροφή των ηλεκτρονίων γύρω από τον πυρήνα και παράλληλα περιστροφή γύρω από τον άξονά τους, καθώς και η περιστροφή του πυρήνα γύρω από τον άξονά του (Κανδαράκης & Καρατόπης, 2007).

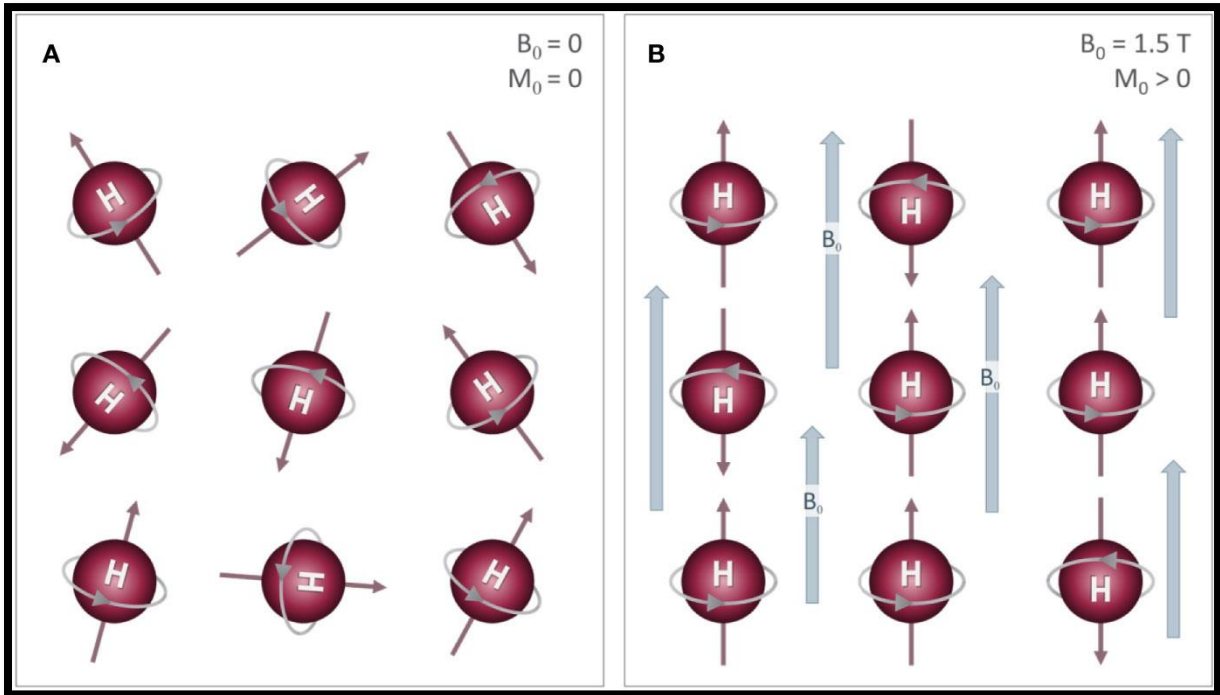


Εικόνα 2: Το Άτομο (O'Connor, 2019)

## 2.2 Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός

Η κβαντομηχανική θεωρία υποστηρίζει ότι ένας πυρήνας, ο οποίος έχει ιδιοπεριστροφή (spin) και μαγνητική ροπή, μόλις εισέλθει σε ένα μαγνητικό πεδίο, το οποίο συνήθως συμβολίζεται με  $B_0$  διανυσματικό, επιτρέπεται να λαμβάνει συγκεκριμένες μόνο θέσεις του άξονα περιστροφής του ως προς το διάνυσμα του μαγνητικού πεδίου. Παρουσία μαγνητικού πεδίου, τα πρωτόνια του υδρογόνου μέσα στο ανθρώπινο σώμα προσανατολίζονται με δύο διαφορετικούς τρόπους, με παράλληλη φορά ως προς την ένταση του μαγνητικού πεδίου και με αντιπαράλληλη φορά. Η πρώτη κατάσταση ονομάζεται βασική κατάσταση ή ground state ενώ η δεύτερη, διεγερμένη κατάσταση ή excited state.





Εικόνα 3: Α) Ο τυχαίος προσανατολισμός των πυρήνων υδρογόνου χωρίς την επίδραση μαγνητικού πεδίου Β) Προσανατολισμός των πυρήνων μετά την επίδραση μαγνητικού πεδίου (J. Shaffer & Mani, 2020)

Χαρακτηριστικά ο παράλληλος προσανατολισμός είναι συχνότερος καθώς απαιτείται λιγότερη ενέργεια για να διατηρηθεί. Η παρατήρηση αυτή είναι συχνότερη σε πρωτόνια που βρίσκονται σε θερμοκρασία πλησίον του μηδενός διότι σε θερμοκρασία περιβάλλοντος στα πρωτόνια παρέχεται η απαραίτητη ενέργεια ώστε να μεταπηδούν από την μία ενεργειακή κατάσταση στην άλλη. Για να μεταβεί ένα οποιοδήποτε πρωτόνιο από την παράλληλη στην αντιπαράλληλη κατάσταση του εντός του μαγνητικού πεδίου, πρέπει να προσλάβει ένα κβάντο  $h|\omega_0|$  που θα ισούται με  $\Delta E$  από τον τύπο

$$h|\omega_0| = \Delta E = \gamma h |B_0|$$

Η παραπάνω σχέση αναφέρεται στο φαινόμενο του Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού, που είναι ο ακρογωνιαίος λίθος της τεχνολογίας της Μαγνητικής τομογραφίας και αναφέρεται στην μετάβαση από την μία ενεργειακή κατάσταση σε μία δεύτερη ενεργειακή κατάσταση υψηλότερης ενέργειας, όταν το πρωτόνιο συντονίζεται από εξωτερικό πεδίο και προσλαμβάνει από αυτό ενέργεια υπό την μορφή κβάντων (Ψαρρακός, Μολυβδά-Αθανασοπούλου, Γκοτζαμάνη-Ψαρρακού, & Σιούντας, 2012).

### 2.3 Τα πρωτόνια του Υδρογόνου

Για να παραχθεί σήμα εξαιτίας του Μαγνητικού Συντονισμού μπορούν να χρησιμοποιηθούν μόνο άτομα με περιττό αριθμό πρωτονίων ή νετρονίων στον πυρήνα τους. Στην περίπτωση που δεν υπάρχουν ασύζευκτα πρωτόνια, η συνολική στροφορμή του πυρήνα θα ισούται με το μηδέν. Μη αναμενόμενο είναι το γεγονός ότι το νετρόνιο ενώ είναι ηλεκτρικά ουδέτερο, μπορεί να συμπεριφερθεί ως μαγνήτης καθώς αποτελείται από μικρά φορτισμένα σωματίδια τα quarks (Καραντάνας, 2003). Έτσι στην θεωρία εάν ο αριθμός των πρωτονίων σε έναν πυρήνα είναι ζυγός αλλά των νετρονίων είναι περιττός τότε είναι δυνατόν να παρατηρηθεί μαγνητική συμπεριφορά από αυτό το στοιχείο. Παρότι λοιπόν, τα στοιχεία και τα ισότοπα στο ανθρώπινο σώμα, με περιττό αριθμό πρωτονίων στον πυρήνα τους είναι πολλά, η απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού στηρίζεται στις κβαντικές ιδιότητες των πρωτονίων του υδρογόνου (H). Η επιλογή του υδρογόνου ως στοιχείο εξέτασης κάθε άλλο παρά τυχαία είναι. Καταρχάς αποτελεί το 75% όλων των ατόμων στο σώμα καθιστώντας το ως το πιο σημαντικό στοιχείο. Η ισοτοπική αφθονία του που αγγίζει το 99.98% καθώς και η συγκέντρωσή του στους ιστούς που ξεπερνάει τα 100 mol/kg, είναι τα πλεονεκτήματα εκείνα που δημιουργούν αρκετά μεγάλο σήμα στα βιολογικά συστήματα. Αναφορικά άλλα στοιχεία που θα μπορούσαν να παίξουν ρόλο στην απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό είναι το Νάτριο (Na), ο σίδηρος (Fe), το Άζωτο (N) και ο φώσφορος (P) τα οποία παρουσιάζουν καλή ισοτοπική αφθονία αλλά πολύ μικρή συγκέντρωση στους ιστούς συγκριτικά με το Υδρογόνο.

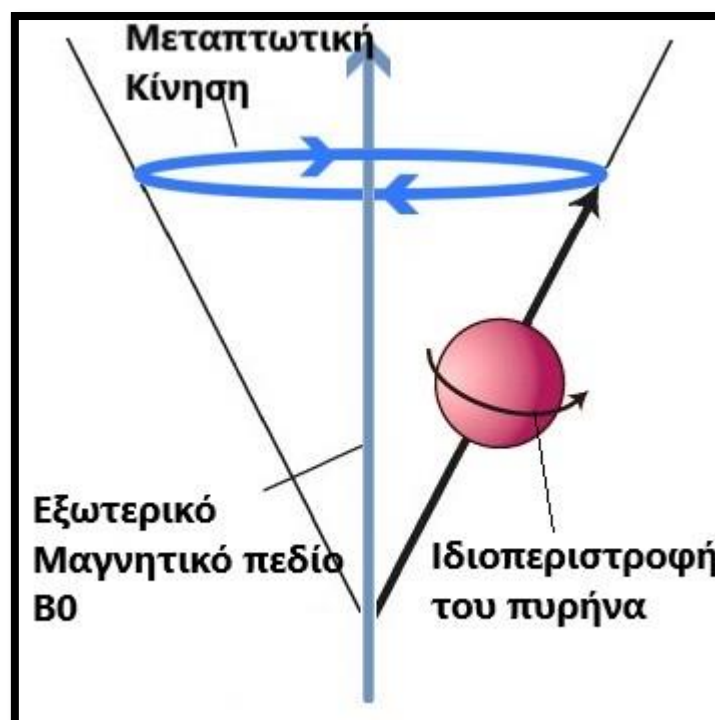
### 2.4 Παλμοί RF και η συχνότητα Larmor

Για να συμβεί η ενεργειακή μετάβαση των πρωτονίων στην κατάσταση υψηλότερης ενέργειας θα πρέπει να ικανοποιηθούν δύο απαραίτητες προϋποθέσεις:

Πρώτον, να αποδοθεί ενέργεια στα πρωτόνια. Στην πράξη αυτό μπορεί να πραγματοποιηθεί με την χρήση ενέργειας υπό μορφή ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων ραδιοφωνικής συχνότητας RF. Τα ραδιοκύματα έχουν συχνότητες (Hz) στην κλίμακα από  $10^4$  Hz έως και  $10^{11}$  Hz και μεταδίδονται με την ταχύτητα του φωτός στο κενό ενώ διέρχονται από το ανθρώπινο σώμα χωρίς να ionτίσουν την ύλη με φαινόμενα σκέδασης ή δίδυμης γένεσης όπως στην περίπτωση των ακτινών X. Για την μέτρηση της απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τους ιστούς δημιουργήθηκε ένας καινούργιος

δείκτης που ονομάστηκε ειδικός ρυθμός απορρόφησης (SAR). Η μονάδα μέτρησης ορίστηκε ως Watts/kg.

Η δεύτερη αναγκαία προϋπόθεση για να αποκτήσει το πρωτόνιο του υδρογόνου ενέργεια, ικανή να αλλάξει την ενεργειακή του κατάσταση, είναι ο παλμός RF στον οποίο θα εκτεθεί να έχει συχνότητα ελάχιστα μικρότερη ή ακριβώς ίση με την συχνότητα μετάπτωσης του πρωτονίου του υδρογόνου και η ένταση να μεταβάλλεται ημιτονοειδώς με τον χρόνο. Η συχνότητα αυτή ονομάζεται Larmor και είναι χαρακτηριστική για κάθε πυρήνα ενώ ισούται με την συχνότητα της μεταπτωτικής κίνησης. Η συχνότητα Larmor επηρεάζεται από την ισχύ του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου και από την σταθερά που ονομάζεται γυρομαγνητικός λόγος. Η σχέση προκύπτει από την εξίσωση  $\omega_0 = \gamma B_0$  (Όπου το  $\gamma$  ισούται με τον γυρομαγνητικό λόγο). (Κανδαράκης & Καρατόπης, 2007) Αναφορικά στην κλινική πράξη, εντός του μαγνητικού πεδίου των μαγνητικών τομογράφων των 1,5T τα πρωτόνια του υδρογόνου έχουν συχνότητα Larmor ίση με 63.87MHz ενώ σε ισχυρότερα μαγνητικά πεδία όπως αυτά των 3T ο λόγος αυτός φτάνει τα 127.74MHz και σε πολύ ασθενέστερα πεδία όπως τα 0.5T η συχνότητα είναι μόλις 21MHz.

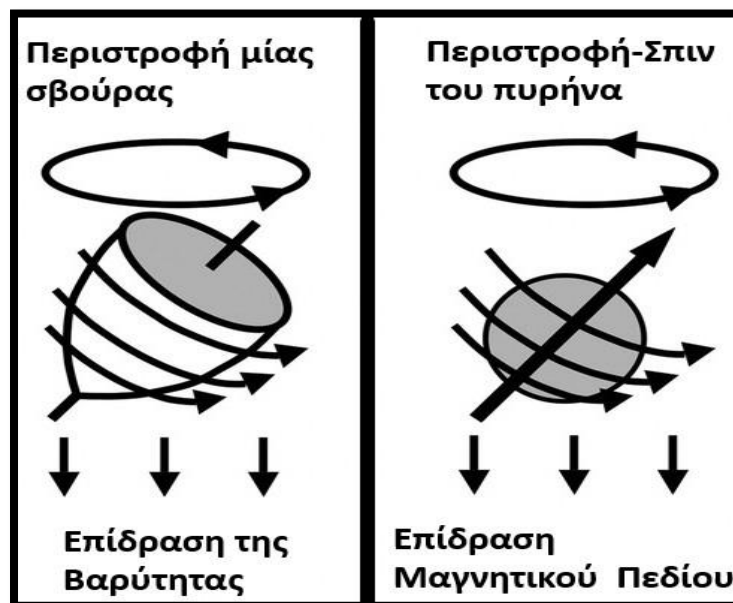


Εικόνα 4: Περιγραφή των κινήσεων που εκτελεί ένας πυρήνας υδρογόνου εντός μαγνητικού πεδίου (My-MS.org, 2008-2022)

Απαραίτητη είναι η κατανόηση μερικών θεμελιωδών διαφορών των κινήσεων που εκτελεί ο πυρήνας του υδρογόνου στον μακρόκοσμο. Το σωματίδιο δεν εκτελεί περιστροφική κίνηση όπως αναφέρεται στον μικρόκοσμο. Η περιστροφή, όπως και η μάζα, είναι μία θεμελιώδης ιδιότητα της φύσης. Το σπιν αλληλοεπιδρά με τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία ενώ η κλασική στροφορμή, η περιστροφική κίνηση, αλληλοεπιδρά με βαρυτικά πεδία. Το μέγεθος του σπιν είναι κβαντισμένο, που σημαίνει ότι μπορεί να πάρει μόνο ένα περιορισμένο σύνολο διακριτών τιμών. Το σπιν ενός πυρήνα μπορεί να συγκριθεί με ένα γυροσκόπιο.

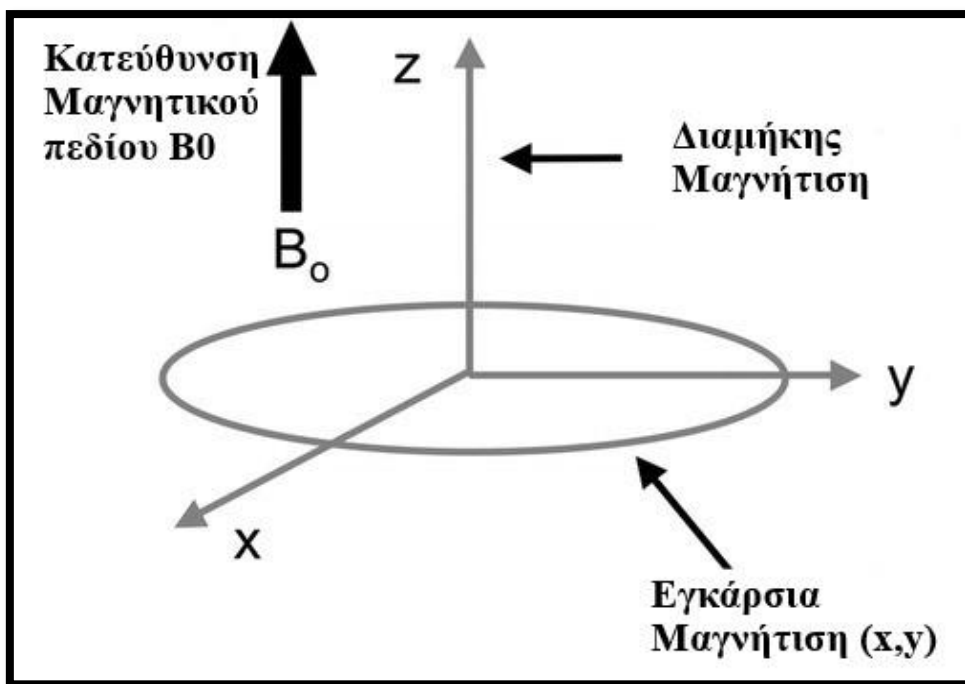
## 2.5 Εγκάρσια Μαγνήτιση

Τα ραδιοκύματα θα επιδράσουν με δύο διαφορετικούς τρόπους στα προσανατολισμένα πρωτόνια εντός του μαγνητικού πεδίου. Ο αριθμός αυτών που κινούνται με παράλληλη φορά θα δεχθεί ενέργεια και θα μεταπηδήσουν στην διεγερμένη κατάσταση ενώ ταυτόχρονα όλα τα πρωτόνια εντός του πεδίου θα έρθουν σε φάση μεταξύ τους, το οποίο σημαίνει ότι κινούνται με την ίδια γωνία περιστροφής. Αυτή η συμφασικοποιημένη κίνηση προς την ίδια κατεύθυνση σχηματίζει ένα νέο άνυσμα που δημιουργείται από την πρόσθεση των επιμέρους διανυσμάτων των ασύζευκτων πρωτονίων υδρογόνου που ονομάζεται εγκάρσια μαγνήτιση (transverse magnetization) (Κανδαράκης & Καρατόπης, 2007). Η εγκάρσια μαγνήτιση στο σύστημα αξόνων προβάλεται στον  $y$  άξονα ενώ είναι δυνατόν να τεθεί σε οποιοδήποτε σημείο μεταξύ  $y$  και  $x$  άξονα, ανάλογα με τον παλμό RF



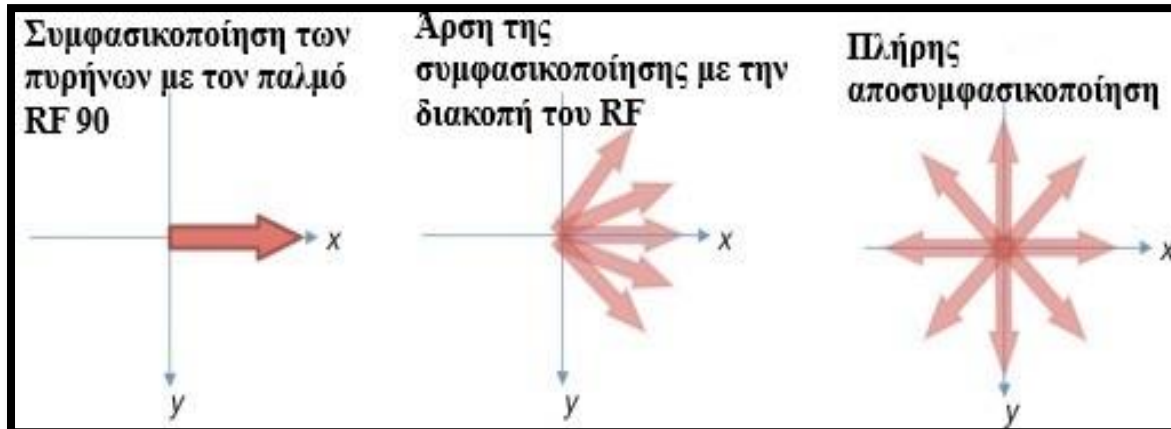
Εικόνα 5: Περιγραφή του Σπιν (A. Pooley, 2005)

που θα επιδράσει. Η μαγνήτιση που αποκτούν τα πρωτόνια μόλις εισέλθουν στο ισχυρό μαγνητικό πεδίο  $B_0$  ονομάζεται διαμήκης μαγνήτιση και δεν είναι μετρήσιμη καθώς είναι παράλληλη με την διεύθυνση του μαγνητικού πεδίου ενώ δεν υπάρχει χρονική μεταβολή.



Εικόνα 6: Διαμήκης και Εγκάρσια Μαγνήτιση (A. Pooley, 2005)

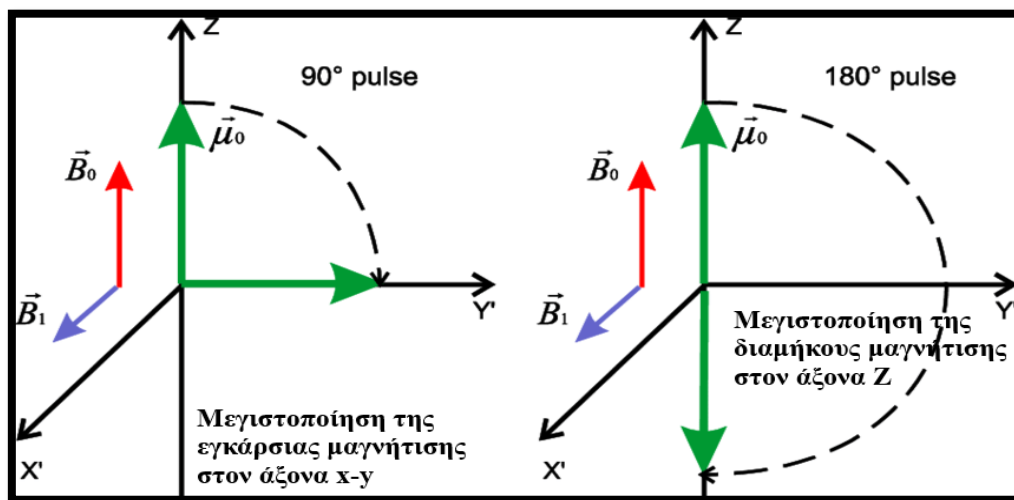
Ένας παλμός RF  $90^\circ$  θα μηδένιζε την συνιστώσα των πρωτονίων στον άξονα z, μεγιστοποιώντας τις συνιστώσες στο επίπεδο x-y.



Εικόνα 7: Περιγραφή της Μαγνήτισης μετά από την επίδραση ραδιοπαλμού  $90^\circ$  (Cleary&Guimarães, 2014)

Αντιθέτως ένας παλμός  $180^\circ$  θα μηδένιζε την συνιστώσα στο επίπεδο x-y και θα είχε ως αποτέλεσμα την μεγιστοποίηση της συνιστώσας στον άξονα z με αρνητική διεύθυνση. Σε ένα ευρέως χρησιμοποιούμενο σύστημα μαγνητικού τομογράφου των 1.5T, ένας παλμός  $90^\circ$  διαρκεί περίπου 0.003s. Μετά το πέρας του παλμού γίνεται αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης και απώλεια της εγκάρσιας (Καραντάνας, 2003). Η γωνία μετατόπισης της μαγνήτισης δεν περιορίζεται μεταξύ  $90^\circ$  και  $180^\circ$  αλλά μπορεί να

πάρει οποιαδήποτε τιμή, η γωνία που μετατοπίζεται η εγκάρσια μαγνήτιση σε σχέση με το μαγνητικό πεδίο  $B_0$  ονομάζεται γωνία πρόπτωσης ή flip angle (Κουμαριανός, 2013).



Εικόνα 8: Περιγραφή της μεγιστοποίησης της εγκάρσιας μαγνήτισης με παλμό  $90^\circ$  και της διαμήκουσ με παλμό  $180^\circ$  σε σύστημα αξόνων.

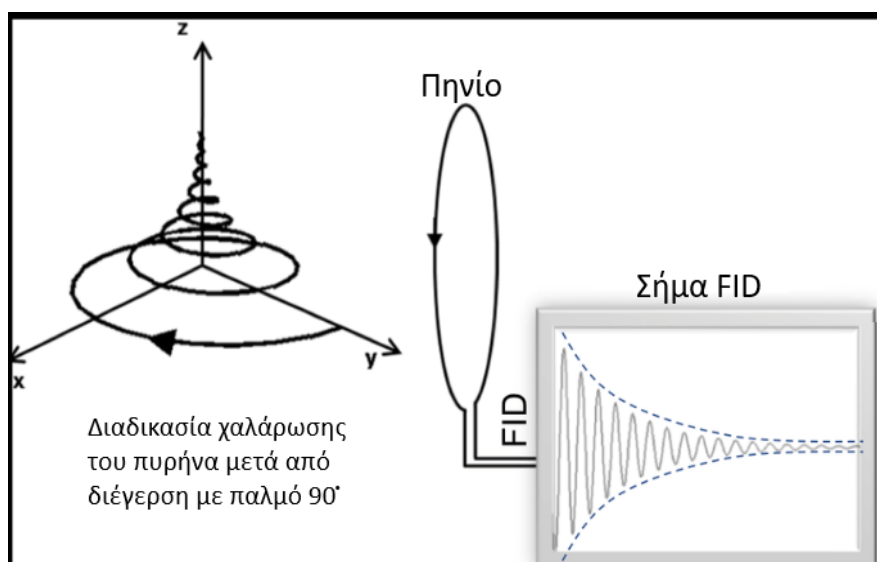
### 3. ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΣΗΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

#### 3.1 Επαναφορά της μαγνήτισης μετά τον RF

Τα κβαντικά φαινόμενα που πραγματοποιούνται με το τέλος του παλμού RF είναι αυτά που παράγουν κάτι μετρήσιμο και οδηγούν στην λήψη σήματος από τους βιολογικούς ιστούς, βασιζόμενο στις ιδιότητες των πρωτονίων του υδρογόνου και στο φαινόμενο του NMR που αναφέρθηκε στις προηγούμενες ενότητες. Τα πρωτόνια, μετά το τέλος της εκπομπής του ραδιοκύματος, τείνουν να απορρίπτουν στο περιβάλλον την ενέργεια που δέχθηκαν και να επανέρχονται στην αρχική τους διάταξη. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται χαλάρωση (relaxation) και αναφέρεται στην απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης με ταυτόχρονη αποκατάσταση της διαμήκουσ μαγνήτισης στον άξονα x-y (Κουμαριανός, 2013). Τα πρωτόνια που έχουν μεταβεί στην διεγερμένη κατάσταση επανέρχονται στην βασική τους κατάσταση παράλληλα στο κύριο μαγνητικό πεδίο και η επιπλέον ενέργεια που διοχετεύουν στο περιβάλλον τους με την μορφή θερμότητας, παράγει ρεύμα. Η αλληλεπίδραση αυτή είναι γνωστή ως χαλάρωση spin-πλέγματος. Επίσης σταδιακά χάνουν την συμφασικοποίηση τους εξαιτίας της αλληλεπίδρασης των γειτονικών πρωτονίων, ένα φαινόμενο που ονομάζεται ως χαλάρωση spin-spin.

### 3.2 FID

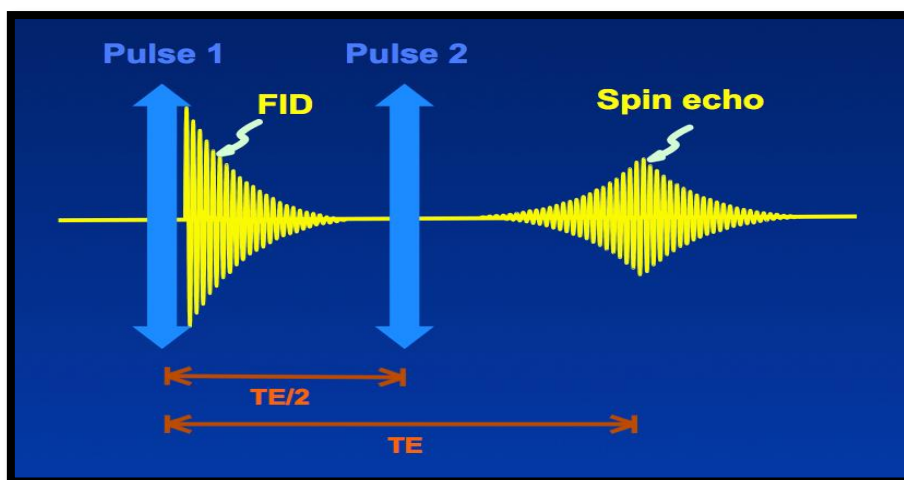
Η μεταβολή του ανύσματος κατά το εγκάρσιο επίπεδο παράγει ηλεκτρικό ρεύμα που λαμβάνεται από ειδικούς δέκτες που ονομάζονται receiver-coils. Αυτές οι αλλαγές στην μαγνήτιση κατά την διέγερση και την χαλάρωση περιγράφονται από τις εξισώσεις του Bloch. Το σήμα που παράγεται ονομάζεται απόσβεση ελεύθερης επαγωγής ή FID (Free Induction Decay) (Κουμαριανός, 2013).



Εικόνα 9: Παραγωγή του σήματος FID με την χαλάρωση των πρωτονίων (Bustin, 2017)

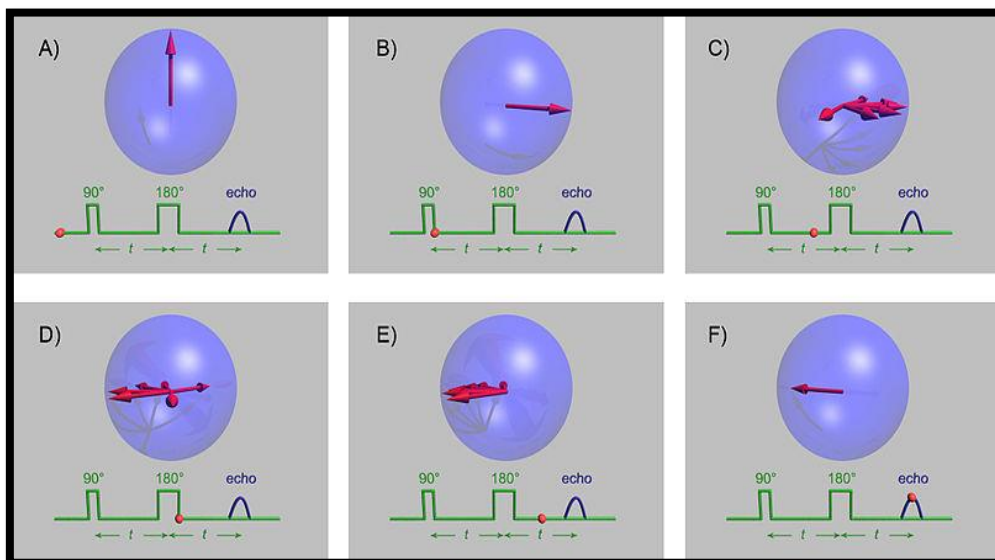
### 3.3 Spin Echo (SE)

Ένας παλμός RF είναι ικανός να δημιουργήσει FID αλλά δύο συνεχόμενοι παλμοί δημιουργούν Spin Echo. Το χρονικό διάστημα από την εκπομπή του ραδιοπαλμού RF μέχρι την λήψη σήματος echo ονομάζεται Time to Echo-TE. Το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί ανάμεσα σε δύο ραδιοπλαμούς ονομάζεται Repetition Time –TR.



Εικόνα 10: Αναπαράσταση Spin Echo ακολουθίας (Elster, 2021)

Η ακολουθία Spin Echo αποτελείται από δύο παλμούς RF, ο πρώτος  $90^\circ$  και ο δεύτερος  $180^\circ$ . Ο παλμός  $90^\circ$  στρέφει την μαγνήτιση στο εγκάρσιο επίπεδο. Εξαιτίας των μικροσκοπικών διαφορών στην μαγνήτιση των πυρήνων, μερικοί από αυτούς θα στραφούν γρηγορότερα σε σχέση με τους υπόλοιπους πυρήνες. Έτσι ο δεύτερος παλμός των  $180^\circ$  θα στρέψει ολόκληρο το επίπεδο στον άξονα Z και οι πυρήνες που κινήθηκαν γρηγορότερα κατά τον πρώτο παλμό των  $90^\circ$ , τώρα βρίσκονται πίσω από τους πιο αργούς πυρήνες και με το τέλος του παλμού  $180^\circ$ , οι πυρήνες που κινούνται πιο γρήγορα θα φτάσουν τους πιο αργούς πυρήνες, εξαλείφοντας τις ανομοιογένειες. Ωστόσο οι ακολουθίες SE δεν αποτελούνται αποκλειστικά από δύο παλμούς  $90^\circ$  και  $180^\circ$ , αλλά μπορεί να αποτελούνται από δύο παλμούς διαφορετικής γωνίας που θα λειτουργούν με παρόμοιο τρόπο.



Εικόνα 11: Αναπαράσταση της ακολουθίας Spin Echo

### 3.4 Χρόνοι χαλάρωσης των ιστών

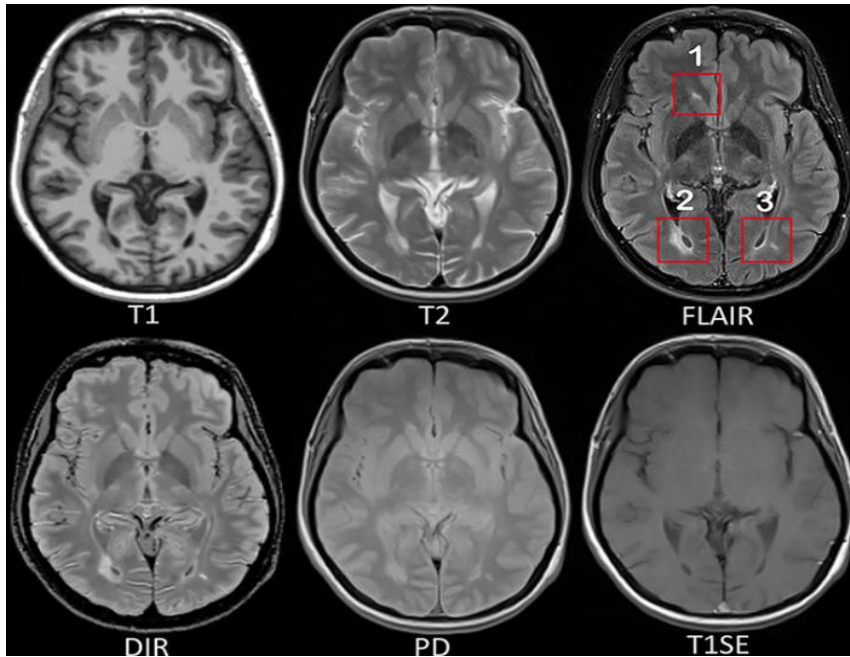
Με το τέλος της διέγερσης των πρωτονίων από τον παλμό RF, η μαγνήτιση προσπαθεί να αποκαταστήσει την τιμή που είχε αρχικά και την παράλληλη διεύθυνση που είχε προς το στατικό μαγνητικό πεδίο  $B_0$ . Η χαλάρωση αυτή αποτελεί ένα φαινόμενο με χρονική διάρκεια και για τον λόγο αυτό δημιουργήθηκαν δύο χρονικοί παράμετροι για την περιγραφή της. Οι χρόνοι αποκατάστασης ονομάστηκαν  $T_1$  και  $T_2$  και αναφέρονται σε διαφορετικές χρονικές συνιστώσες. Οι βιολογικοί ιστοί όπως παρατήρησε ο γιατρός Raymond Damiant το 1969 διαφέρουν στους χρόνους χαλάρωσης  $T_1$  και  $T_2$  ενώ η διαφορά μεταξύ φυσιολογικών ιστών και παθολογικών είναι έντονη. Η χαλάρωση είναι εξίσου σημαντική με το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού για την εξέταση της



μαγνητικής τομογραφίας διότι χωρίς αυτή και τις διαφορές που εντοπίζονται, η χρήση της δεν θα είχε καμία αξία στην κλινική πράξη. Οι χρόνοι χαλάρωσης αναφέρονται σε ολόκληρο το δείγμα πρωτονίων και όχι σε μονήρες πρωτόνια καθώς αντιστοιχούν στην μέση τιμή των μετρήσεων. Η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ των πρωτονίων και του αρχικού μαγνητικού πεδίου ονομάζεται γωνία πρόπτωσης ή εκτροπής (flip angle). Η γωνία αυτή εξαρτάτε από το εύρος και την διάρκεια εφαρμογής του παλμού RF. Η γωνία εκτροπής που αποδίδει το μέγιστο σήμα περιγράφηκε από τον Richard R. Ernst και ονομάζεται γωνία του Ernst, ενώ είναι συγκεκριμένη για κάθε ιστό. Ο χρόνος επανάληψης TR αναφέρεται στο χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την εφαρμογή του πρώτου παλμού RF μέχρι τον δεύτερο. Καθορίζει την τιμή της διαμήκουσ μαγνήτισης που θα παραχθεί. Ο χρόνος ηκού TE αναφέρεται στον χρόνο μεταξύ της εκπομπής ενός παλμού RF και της στιγμής της επανεστίασης όπου παρουσιάζεται το μέγιστο σήμα. Επιπλέον προσδιορίζει το μέρος της εγκάρσιας μαγνήτισης που θα καταγραφεί. Ένας μεγάλος χρόνος TE σημαίνει μεγάλη απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης με αποτέλεσμα για την επανεστίαση της να χρησιμοποιείται μικρό ποσοστό εγκάρσιας μαγνήτισης.

#### 3.4.1 T1

Ο χρόνος χαλάρωσης T1 αναφέρεται στο χρονικό διάστημα που χρειάζονται τα πρωτόνια για να ανακτήσουν το 63% της διαμήκουσ μαγνήτισης που είχαν αρχικά, πριν την δράση του ραδιοπαλμού RF 90°. Οφείλετε κυρίως στην ταχύτητα με την οποία τα πρωτόνια θα αποδώσουν την περίσσια ενέργεια που έχουν δεχτεί, στο περιβάλλον. Επηρεάζεται άμεσα από την ένταση του μαγνητικού πεδίου. Ο χρόνος T1 ενός ιστού είναι αντίστροφος ανάλογος με την ένταση σήματος στις εικόνες μαγνητικής τομογραφίας. Έτσι μία εικόνα χαρακτηρίζεται ως βαρύτητας T1 ή T1-W , όταν οι παράμετροι της ακολουθίας επιλέγονται με σκοπό να αναδείξουν την διαφορά στους χρόνους T1 των ιστών. Οι ιστοί που παρουσιάζουν μεγάλο χρόνο T1 αναδεικνύονται στην εικόνα με χαμηλής έντασης σήμα ενώ αντίθετα, οι ιστοί με χαμηλούς χρόνους T1, εμφανίζονται με μέτριας και υψηλής έντασης σήμα. (Ψαρρακός , Μολυβδά-Αθανασοπούλου, Γκοτζαμάνη-Ψαρρακού, & Σιούντας, 2012)



Εικόνα 12: Ακολουθίες που χρησιμοποιούνται συνήθως στην κλινική πράξη. Η T1 παρέχει πληροφορίες για την ανατομία κυρίως ενώ η T2 για τις βλάβες. Στην T2 οι περικουλιακές βλάβες συχνά δεν διακρίνονται από το παρακείμενο ENY το οποίο έχει επίσης υψηλό σήμα. Αυτές απεικονίζονται καλύτερα με ακολουθία FLAIR. Η ακολουθία διπλής ανάκτησης DIR έχει άμεση εφαρμογή στην αξιολόγηση παθολογίας του φλοιού. Η PD και η T1SE χρησιμοποιούνται επίσης στην κλινική πράξη. (Wei, Poirion, Bodini, & Durrleman, 2019)

### 3.4.2 T2

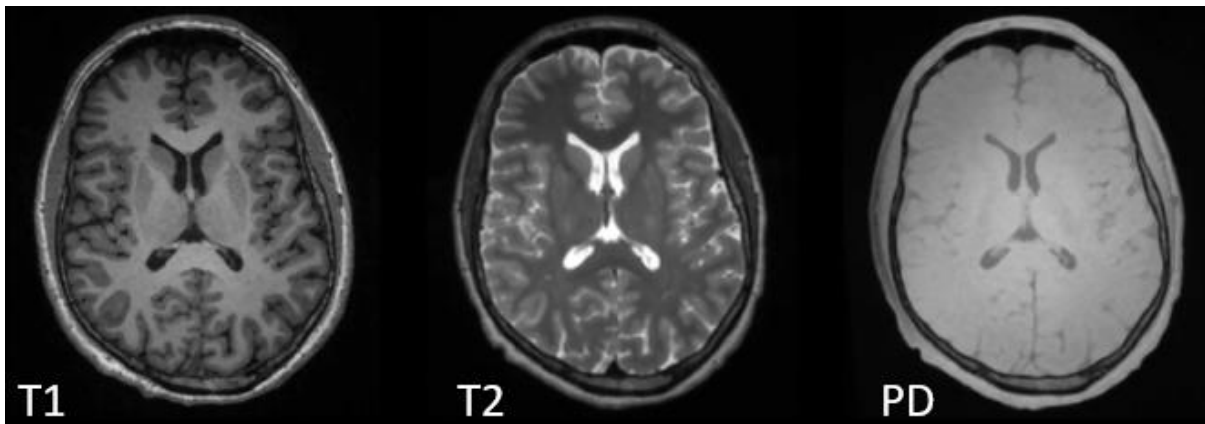
Ο χρόνος χαλάρωσης T2 σχετίζεται με την αποσυμφασικοποίηση των πρωτονίων μετά την διακοπή του ραδιοπαλμου RF. Η διακοπή της συμφασικοποιημένης κίνησης που είχαν αποκτήσει τα πρωτόνια με την επίδραση του ραδιοπαλμού, οφείλεται στην αλληλεπίδραση που έχουν οι πυρήνες μεταξύ τους. Συγκεκριμένα οφείλεται στην αλληλεπίδραση διπόλου-διπόλου των μαγνητικών ροπών των πυρήνων του υδρογόνου, η οποία θα προκαλέσει απώλεια της φάσης κατά την εγκάρσια μαγνήτιση. Ο χρόνος χαλάρωσης T2 αναφέρεται στο χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την παύση του ραδιοπαλμού RF, μέχρι τα πρωτόνια να απωλέσουν το 37% της εγκάρσιας μαγνήτισης που είχαν αρχικά. Επηρεάζεται άμεσα από την ανομοιογένεια του μαγνητικού πεδίου B<sub>0</sub>, που οφείλεται σε τοπικές χημικές διαφορές του προς την μέτρηση δείγματος. Πρωτόνια ιστών που περιέχουν υψηλά επίπεδα λιπιδίων και πρωτεϊνών, χαρακτηρίζονται από μικρούς χρόνους χαλάρωσης T2 και παρουσιάζονται με υψηλό σήμα στις ακολουθίες που έχουν βαρύτητα T2 ή T2-W. Οι παθολογένειες πολύ συχνά, περιέχουν μεγάλες ποσότητες ύδατος, εμφανίζοντας υψηλούς χρόνους T1 αλλά και T2, εμφανίζοντας έτσι σημαντική διαφορά στην ένταση σήματος που θα έχουν στην εικόνα, ανάλογα βέβαια και με την βαρύτητα της ακολουθίας που

χρησιμοποιήθηκε για την απεικόνιση. Ο χρόνος T2 είναι ειδικός και πολλές φορές παρουσιάζει έντονα παθολογικούς ιστούς εντός του σώματος (Ψαρρακός , Μολυβδά-Αθανασοπούλου, Γκοτζαμάνη-Ψαρρακού, & Σιούντας, 2012).

### 3.4.3 PD

Εκτός από τους χρόνους χαλάρωσης των ιστών, σημασία έχει και ο συνολικός αριθμός των πρωτονίων υδρογόνου που βρίσκονται μέσα σε έναν βιολογικό ιστό. Οι ακολουθίες που δημιουργήθηκαν με σκοπό να μετράνε την συνολική ένταση του σήματος ενός ιστού ώστε να αναδείξουν διαφορές στην πυκνότητα των πρωτονίων, ονομάστηκαν ακολουθίες PD-βαρύτητας ή Proton Density ακολουθίες. Η ακολουθίες αυτές δεν στηρίζονται στο φαινόμενο της χαλάρωσης, αλλά μετράνε τον συνολικό αριθμό των πρωτονίων εντός της ανατομικής περιοχής.

Οι εξωγενείς παράγοντες TR, TE, Flip Angle, που μεταβάλλονται από τον τεχνολόγο, ελέγχουν τους ενδογενείς παράγοντες T1, T2, που αφορούν τους ιστούς. Προσδιορίζουν το ποσοστό με το οποίο ο κάθε ενδογενής παράγοντας θα επηρεάσει τον σχηματισμό εικόνας, δηλαδή το 'βάρος' της ακολουθίας.



Εικόνα 13: Απεικόνιση του εγκεφάλου με ακολουθίες βαρύτητας T1,T2,PD(Güllmar, 2008)

## 4. ΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

### 4.1 Χωρική Καταγραφή σήματος.

Για την δημιουργία μίας εικόνας με την μέθοδο της μαγνητικής απεικόνισης, η οποία θα αποτελεί μια τομή του ανθρώπινου σώματος, στο σημείο που εμείς έχουμε ορίσει, είναι αναγκαίο το σήμα FID που λαμβάνεται από τους ιστούς με τις μεθόδους που αναφέρθηκαν, να εντοπιστεί χωρικά και στις τρεις διαστάσεις. Για να συμβεί αυτό είναι απαραίτητη η δημιουργία κατάλληλου μαγνητικού πεδίου, εντός του ομογενούς εξωτερικού πεδίου, το

οποίο θα μεταβάλλεται στον χώρο. Αυτό επιτυγχάνεται με τα βαθμιδωτά πηνία και η διαδικασία ονομάζεται χωρική καταγραφή. Τα βαθμιδωτά πηνία δημιουργούν πρόσθετα μαγνητικά πεδία, μικρότερης έντασης από το  $B_0$ , τα οποία μεταβάλλονται γραμμικά κατά μήκος μιας διεύθυνσης. Τα βαθμιδωτά πεδία μεταβάλλουν τοπικά την συχνότητα συντονισμού και επιτρέπουν την επίτευξη μαγνητικού συντονισμού μόνο σε συγκεκριμένο τμήμα του σώματος. Η διαδικασία κατά την οποία προσδιορίζεται η περιοχή προέλευσης του σήματος ονομάζεται χωρική καταγραφή. Τα στάδια που χρησιμοποιούνται για την χωρική καταγραφή του σήματος είναι, η επιλεκτική διέγερση, η καταγραφή συχνότητας και η καταγραφή φάσης, η μαθηματική επεξεργασία των σημάτων και η παραγωγή εικόνας με μεθόδους ανακατασκευής εικόνας (Κανδαράκης & Καρατόπης, 2007).

#### 4.2 K-χώρος

Τα δεδομένα που συλλέγονται από αυτές τις διαδικασίες αποθηκεύονται στον λεγόμενο k-χώρο. Δημιουργήθηκε για να περιγράψει την εικόνα χρονικά μεταβαλλόμενων δεδομένων, όπως η ένταση σήματος στην μαγνητική τομογραφία. Ο k χώρος αποτελεί ένα διάγραμμα καρτεσιανών συντεταγμένων. Αποτελείται από δύο συνιστώσες την  $K_x$  και την  $K_y$ . Οι τιμές του  $K_x$ , στον οριζόντιο άξονα του k-χώρου, αντιστοιχούν στις τιμές του σήματος FID. Στον κάθετο άξονα αντιστοιχούν οι τιμές του  $k_y$ , που προέρχονται από τα βαθμιδωτά πηνία. Από τις δύο αυτές συνιστώσες δημιουργείται ένα διανυσματικό μέγεθος που ονομάζεται, κυματαριθμός k. Ο k-χώρος μπορεί να συμπληρωθεί με διαφορετικούς τρόπους, δίνοντας πολλές δυνατότητες για την δημιουργία της εικόνας.

#### 4.3 Μετασχηματισμός Fourier

Το τελευταίο βήμα για την παραγωγή της τομογραφικής εικόνας είναι η μετατροπή των δεδομένων του k-χώρου, δηλαδή των κυματαριθμών που έχουν πολύπλοκη μορφή, σε ογκοστοιχεία voxels και τελικά σε pixels που θα εμφανίζονται στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή που θα είναι συνδεδεμένος με τον μαγνητικό τομογράφο. Ο μετασχηματισμός του Fourier είναι ένα ευρέως χρησιμοποιούμενο εργαλείο, που χρησιμοποιείται στην ακτινολογία και έχει βασικό ρόλο στην μαγνητική τομογραφία. Η λογική πορεία πίσω από τον μετασχηματισμό Fourier είναι ότι, κάθε πολύπλοκο κύμα, μπορεί να αναλυθεί σε ένα σύστημα απλούστερων σημάτων. Ουσιαστικά αποσυνθέτει ένα πολύπλοκο σήμα, στις συχνότητες και τα σχετικά πλάτη των απλών κυμάτων που το συνθέτουν (Gallagher TA, Nemeth AJ, & Hasein-Bey L, 2008). Ο μετασχηματισμός του Fourier εφαρμόζεται για κάθε

στήλη και σειρά του  $k$ -χώρου ξεχωριστά, για τον λόγο αυτό δημιουργήθηκε ο όρος δυσδιάστατος μετασχηματισμός Fourier 2-DFT. Νεότερες παραλλαγές του μετασχηματισμού Fourier αποτελούν ο διακριτός μετασχηματισμός FourierDFT, ο ταχύς μετασχηματισμός FourierFFT που χρησιμοποιείται ευρύτατα για την μείωση του χρόνου που απαιτείται για τον μετασχηματισμό της εικόνας και ο HalfFourier. Μετά τους μετασχηματισμούς δημιουργείται ένα πεδίο καρτεσιανών συντεταγμένων  $x$  και  $y$ , όπου σε κάθε σημείο αντιστοιχεί μία τιμή έντασης σήματος, με αποτέλεσμα το σχηματισμό ψηφιακής εικόνας (Κανδαράκης & Καρατόπης, 2007).

#### 4.4 Δειγματοληψία

Ο  $k$ -χώρος περιέχει τα πρωτογενή δεδομένα που παράγονται κατά την λήψη σήματος από τους ιστούς και τα αποθηκεύει. Η δειγματοληψία, αποτελεί την διαδικασία κατά την οποία λαμβάνονται μετρήσεις του σήματος ανά τακτά χρονικά διαστήματα και ο ρυθμός με τον οποίο γίνεται ονομάζεται ρυθμός δειγματοληψίας. Ο χρόνος που διατίθεται ονομάζεται χρόνος δειγματοληψίας. Ο συνολικός αριθμός των δειγμάτων καθορίζεται από το μέγεθος της μήτρας (matrix size). Κατά την συμπλήρωση του  $k$ -χώρου το ισχυρότερο σήμα παρουσιάζεται στο κέντρο του διότι κατά την διάρκεια συμπλήρωσης των κεντρικών γραμμών, η απώλεια σήματος είναι ελάχιστη.

##### 4.4.1 Αριθμός NEX

Για την αύξηση του σήματος στην εικόνα αλλά και για μεγαλύτερη ακρίβεια των μετρήσεων, ο  $k$ -χώρος μπορεί να συμπληρωθεί παραπάνω από μία φορά. Ο αριθμός των επαναλήψεων ονομάζεται αριθμός διεγέρσεων NEX (Κουμαριανός, 2013).

## 5. ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

Η εισαγωγή του μαγνητικού τομογράφου ως μία σύγχρονη μέθοδο απεικόνισης στον τομέα της υγείας, βελτίωσε σημαντικά την ικανότητα αναγνώρισης παθολογιών στο εσωτερικό του ανθρωπίνου σώματος. Τα χαρακτηριστικά που δίνουν στην μαγνητική τομογραφία το πλεονέκτημα σε αντίθεση με άλλες απεικονιστικές τεχνικές είναι, η καλή ανάλυση των απεικονίσεων, η απόκτηση πληροφοριών ειδικών για τον κάθε ιστό και η λειτουργική απεικόνιση οργάνων και συστημάτων του οργανισμού. Επιπρόσθετα, η μαγνητική τομογραφία δεν χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία, προσπερνώντας τις επιβλαβείς δράσεις της ακτινοβολίας. Η δημιουργία νέων ακολουθιών με πολύ μικρούς χρόνους

απόκτησης δεδομένων καθώς και ειδικές ακολουθίες που στηρίζονται στην τρισδιάστατη απεικόνιση, όπως η mr αγγειογραφία, έχουν μετατρέψει της μαγνητική τομογραφία σε ένα πολυεργαλείο της ιατρικής απεικόνισης (Chang YC, Huang KM, Chen JH, & Su CT, 1999).

### 5.1 Λειτουργική απεικόνιση

Η λειτουργική απεικόνιση αποτελεί παράδειγμα των εκπληκτικών δυνατοτήτων που προσφέρει η μαγνητική τομογραφία. Με την fMRI υπάρχει η δυνατότητα να απεικονιστούν μεταβολές στην λειτουργία των οργάνων σε συνάρτηση με τον χρόνο και να μας παρέχει πληροφορίες σχετικά με την μεταβολική του λειτουργία, την αιματική ροή και διάφορες χημικές μεταβολές. Η fMRI χρησιμοποιείται κυρίως στην απεικόνιση του εγκεφάλου αλλά είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί και για άλλα όργανα όπως το ήπαρ, η καρδιά κ.α. Στην απεικόνιση του εγκεφάλου χρησιμοποιείται μετά από εγκεφαλικά επεισόδια για τον καθορισμό της έκτασης των βλαβών, για την απεικόνιση και σταδιοποίηση νεοπλασμάτων καθώς και ως εργαλείο για τον σχεδιασμό χειρουργείων ή τον σχεδιασμό πλάνου θεραπείας πριν την ακτινοθεραπεία του ασθενούς.

### 5.2 Δυσκολίες στην απεικόνιση MRI

Εκτός από τις μοναδικές δυνατότητες που προσφέρει η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού, περιέχει και μία σειρά ιδιαίτερων προκλήσεων που καλούνται να διαχειριστούν οι υγειονομικοί και ειδικότερα οι τεχνολόγοι ακτινολόγοι στην κλινική πράξη.

#### 5.2.1 Μεταλλικά εμφυτεύματα

Όπως αναφέρθηκε, στο εσωτερικό του μαγνητικού τομογράφου δρουν μεγάλης εντάσεως μαγνητικά πεδία. Τα μεταλλικά αντικείμενα έλκονται με μεγάλη ταχύτητα από το μαγνητικό πεδίο με αποτέλεσμα να διακυβεύεται η σωματική ακεραιότητα του εξεταζόμενου καθώς και του προσωπικού που βρίσκεται στον χώρο. Για τον λόγο αυτό ο εξεταζόμενος ενημερώνεται για τα πρωτόκολλα ασφαλείας πριν εισέλθει στον χώρο του μαγνητικού τομογράφου. Ο εξεταζόμενος αφαιρεί οτιδήποτε μεταλλικό έχει επάνω του καθώς και οποιαδήποτε ηλεκτρονική συσκευή. Το Αμερικανικό Κολλέγιο Ακτινολογίας (ACR) για την εξασφάλιση της ασφάλειας του προσωπικού και των εξεταζόμενων, έχει προτείνει την διαβάθμιση πέντε ζωνών γύρω από τον μαγνητικό τομογράφο.

Ζώνη 1	Ζώνη 2	Ζώνη 3	Ζώνη 4
Περιλαμβάνει τους χώρους όπου δεν επηρεάζονται από το μαγνητικό πεδίο του μαγνήτη.	Περιλαμβάνει τον χώρο πριν την ζώνη 3 όπου οι περιορισμοί είναι μεγαλύτεροι. Στον χώρο αυτό συνήθως βρίσκεται η γραμματεία και η υποδοχή.	Στην ζώνη 3 εισέρχονται μόνο οι εξεταζόμενοι και το ειδικό προσωπικό, στην ζώνη αυτή βρίσκεται και το δωμάτιο χειρισμού.	Στην ζώνη αυτή βρίσκεται ο μαγνητικός τομογράφος. Εκεί βρίσκεται και η γραμμή των 5 gauss. Οι επίδραση του μαγνητικού πεδίου είναι μέγιστη σε αυτή την ζώνη

Η ζώνη των 5 gauss καθορίζει το σημείο όπου το μαγνητικό πεδίο μπορεί να επηρεάσει την λειτουργία συσκευών, όπως οι βηματοδότες. Ειδικές πινακίδες υπάρχουν στον χώρο του μαγνητικού τομογράφου ώστε να ενημερώνουν για το ισχυρό μαγνητικό πεδίο και τους ενδεχόμενους κινδύνους (Sammet, 2016).



Εικόνα 14: Μέρος αφίσας με οδηγίες προστασίας για τους εξεταζόμενους της Philips

Σε πολλές περιπτώσεις όμως ο εξεταζόμενος φέρει μεταλλικά αντικείμενα εντός του σώματος που είναι αδύνατον να αφαιρεθούν, συνήθως μετά από χειρουργικές επεμβάσεις καρδιολογικού ή ορθοπεδικού χαρακτήρα. Οι εταιρίες κατασκευής αυτών των εμφυτευμάτων είναι αναγκασμένες να παρέχουν πληροφορίες στον χειριστή για την συμβατότητα των εμφυτευμάτων τους με τα υψηλά πεδία του μαγνητικού τομογράφου. Η Αμερικανική Εταιρία για τον Έλεγχο και τα Υλικά έχει θεσπίσει συγκεκριμένη ορολογία που αφορά την ασφάλεια ή μη των ιατρικών εμφυτευμάτων. Τα εμφυτεύματα μετά από έρευνα χαρακτηρίζονται ως ασφαλή (MR SAFE), μη ασφαλή (MR UNSAFE) και υπό προϋποθέσεις ασφαλή (MR conditional). Στην τελευταία περίπτωση έχει μελετηθεί και έχει αποδειχθεί ότι

το αντικείμενο είναι ασφαλές για ορισμένους μαγνητικούς τομογράφους συγκεκριμένης έντασης, συγκεκριμένου SAR και υπό συγκεκριμένες συνθήκες. Ο τεχνολόγος καλείται να πάρει την απόφαση για το αν θα προχωρήσει στην εξέταση ή όχι σε αυτές τις περιπτώσεις, ανάλογα με την συμβατότητα των εμφυτευμάτων.

Αναφορικά μερικά από τα προθέματα ή εμφυτεύματα που μπορεί να φέρουν οι εξεταζόμενοι είναι:

- Αρθροπλαστικές
- Stents-χειρουργικά clips
- Οφθαλμικά εμφυτεύματα
- Ενδοαγγειακά clips
- Μεταλλικό πλέγμα
- Μεταλλικά θραύσματα ή πυρομαχικά
- Καρδιακές Βαλβίδες
- Βηματοδότες
- Οδοντικά εμφυτεύματα

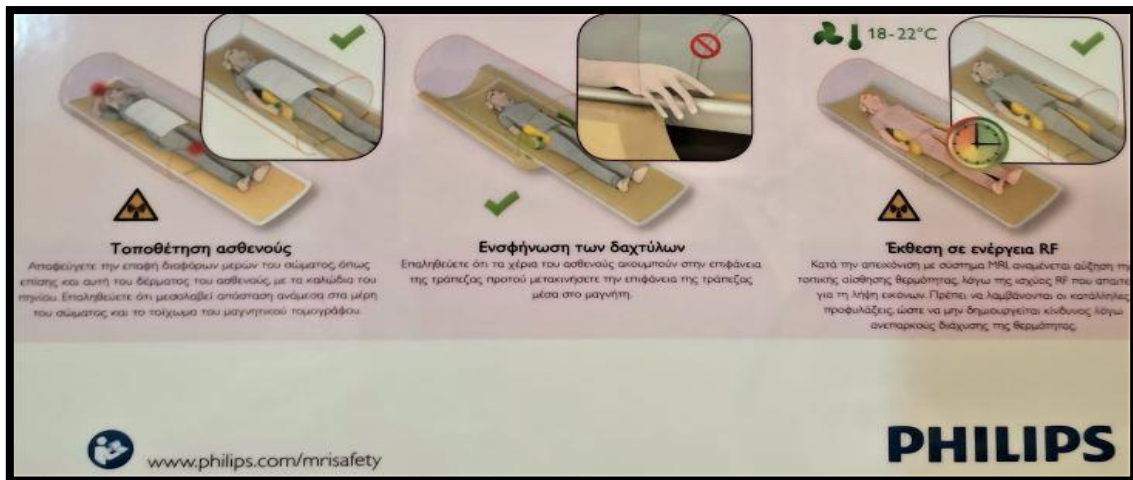
Σύμβολο	Κατηγορία
	Ασφαλές για MR
	Ταύ προσημειωμένα ασφαλή για MR
	Μη ασφαλή για MR

Εικόνα 15: Σύμβολα συμβατότητας εμφυτευμάτων

### 5.2.2 Θερμικά αποτελέσματα εξαιτίας των ραδιοπαλμών

Οι ραδιοπαλμοί RF που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση με μαγνητική τομογραφία, είναι δυνατόν να δημιουργήσουν φαινόμενα τοπικής αύξησης της θερμοκρασίας στο ανθρώπινο σώμα. Ο ρυθμός απορρόφησης SAR είναι ενδεικτική μονάδα μέτρησης για τον καθορισμό της ενέργειας που απορροφάτε από το σώμα εξαιτίας των ραδιοπαλμών και των πιθανών κινδύνων. Η ενέργεια αυτή μετατρέπεται σε θερμική και θα πρέπει να υπάρχει ιδιαίτερη μέριμνα για βρέφη, παιδιά και άτομα με θερμό-ρυθμιστικά σύνδρομα. Για την αποφυγή εγκαυμάτων ή προβλημάτων σχετικά με την αύξηση της θερμοκρασίας, θα πρέπει να αφαιρούνται μεταλλικά αντικείμενα, να μην υπάρχει άμεση επαφή του δέρματος του εξεταζόμενου με τον μαγνήτη και αν υπάρχει να καλύπτεται με μονωτικό υλικό και τέλος, να εισέρχονται μόνο συσκευές και αντικείμενα που είναι αποδεδειγμένα συμβατά για χρήση με μαγνήτη.





Εικόνα 16: Μέρος αφίσσας με οδηγίες προς τους εξεταζόμενους από την Philips

Εξαιτίας της μικρού ανοίγματος του gantry αποκλείονται από την μαγνητική τομογραφία και εξεταζόμενοι με μεγάλες διαστάσεις. Τέλος εξαιτίας της μορφής του μαγνητικού τομογράφου καθώς και του έντονου θορύβου κατά την διάρκεια της εξέτασης, παρατηρούνται συχνά φαινόμενα κλειστοφοβίας στους εξεταζόμενους με αποτέλεσμα να καθυστερούν ή και να ακυρώνουν την εξέταση. Οι ανοιχτοί μαγνητικοί τομογράφοι έχουν λύσει τα 2 τελευταία προβλήματα που αναφέρθηκαν μέχρι ένα βαθμό, ωστόσο περιορίζουν σημαντικά την ποιότητα της εικόνας και της ιατρικής πληροφορίας που παρέχεται με την εξέταση. Η Μαγνητική τομογραφία αποτελεί μία κοστοβόρα και χρονοβόρα εξέταση σε σχέση με άλλες απεικονιστικές μεθόδους. Επιπλέον είναι απαραίτητο όλα τα αντικείμενα που θα εισέρχονται στον μαγνητικό τομογράφο να είναι συμβατά και ο χώρος του τομογράφου να έχει ειδική θωράκιση (Sammet, 2016).

### 5.2.3 Διέγερση περιφερικών νεύρων (PNS)

Ο γρήγορα εναλλασσόμενος ρυθμός των μαγνητών πεδίων μπορεί να διεγείρει νεύρα ή μύς του εξεταζόμενου επηρεάζοντας τα ηλεκτρικά φαινόμενα. Υπάρχουν πολλοί παράγοντες που επηρεάζουν την αλληλεπίδραση των ιστών με το μαγνητικό πεδίο όπως η διάρκεια του παλμού, η ομοιογένεια, η κυματομορφή, η ευαισθησία της κυτταρικής μεμβράνης και άλλοι. Ωστόσο το φαινόμενο είναι εξαιρετικά σπάνιο και δεν εγκυμονεί κανένα κίνδυνο για την υγεία του εξεταζόμενου.

### 5.2.4 Εγκυμοσύνη

Ο Αμερικανικός Οργανισμός Παιδιατρικής Ακτινολογίας (SPR) σε συνεργασία με το Αμερικανικό Ινστιτούτο Ακτινολογίας (ACR), λαμβάνοντας υπόψη την απουσία σαφών

αντενδείξεων για το έμβρυο, προτείνει την απουσία περιορισμών της χρήσης της μαγνητικής τομογραφίας για εγκυμονούσες γυναίκες σε οποιοδήποτε τρίμηνο της εγκυμοσύνης. Ωστόσο οι περισσότερες μελέτες έχουν γίνει για συστήματα 1,5T και η χρήση μαγνητικών τομογράφων με υψηλότερα μαγνητικά πεδία θα πρέπει να κρίνεται από τον ακτινολόγο. Εάν μετά από την συζήτηση του ακτινολόγου με τον εξεταζόμενο κριθεί σκόπιμο να προχωρήσει η εξέταση, ο γιατρός θα πρέπει να αναφέρει στο ιατρικό ιστορικό του ασθενούς ότι:

1. Η πληροφορία που αναζητείται δεν μπορεί να αποκτηθεί με την μέθοδο του υπερηχογραφήματος.
2. Η εξέταση πρέπει να γίνει καθώς η πληροφορία που θα λάβουμε είναι σημαντική και θα επηρεάσει την περίθαλψη του ασθενούς και του εμβρύου
3. Ο ιατρός δεν κρίνει ότι μπορεί η εξέταση να γίνει μετά το πέρας της εγκυμοσύνης και θα πρέπει να εξετασθεί άμεσα.

Η απουσία ιονίζουσας ακτινοβολίας στην μαγνητική τομογραφία, σώζει το έμβρυο από τις επικίνδυνες δράσεις της ακτινοβολίας στο γενετικό υλικό. Ωστόσο θα πρέπει να γίνεται σε καθορισμένες περιπτώσεις και με γνώμονα τον λόγο ρίσκο προς πλεονέκτημα τόσο για το έμβρυο όσο και για την εγκυμονούσα.

Ο σκιαγραφικός παράγοντας γαδολίνιο έχει χαρακτηριστεί ως κατηγορίας κινδύνου C για το έμβρυο, στην περίπτωση αυτή εξετάζεται η χρήση του μόνο σε περιπτώσεις όπου δεν υπάρχει εναλλακτικός τρόπος εξέτασης και η πληροφορία θα αποκτηθεί μόνο με την χρήση σκιαγραφικής ουσίας με βάση το γαδολίνιο. Είναι πιθανό να δημιουργεί κάποια προβλήματα στο έμβρυο ωστόσο δεν υπάρχουν αρκετές μελέτες και αυτά παραμένουν άγνωστα (Sammet, 2016).

#### 5.2.5 Ασφάλεια σε πολύ υψηλά μαγνητικά πεδία

Τα νέα συστήματα υψηλών μαγνητικών πεδίων πάνω από 4T έχουν φέρει τεράστιες καινοτομίες αλλά και προκλήσεις. Η ασφάλεια κατά την διάρκεια της εξέτασης είναι μία από αυτές. Δεν υπάρχει ακόμη επαρκής βιβλιογραφία επί του θέματος και για τον λόγο αυτό τα μέτρα ασφαλείας που αναφέρθηκαν θα πρέπει να τηρούνται αυστηρά.

Μερικά λογιστικά ζητήματα που πρέπει να ληφθούν υπόψιν για την διασφάλιση της ασφάλειας στα 7T περιλαμβάνουν:

- Χρήση κατάλληλου καροτσιού μεταφοράς πηνίων για την εναλλαγή τους.
- Σε περιπτώσεις όπου είναι απαραίτητη η ταχεία εκκένωση ενός εξεταζόμενου από την αίθουσα του μαγνήτη θα πρέπει να χρησιμοποιείται μηχανισμός παράκαμψης της αργής κίνησης του τραπεζιού και το προσωπικό θα πρέπει να είναι εξοικειωμένο με την χρήση του.
- Σε ορισμένα συστήματα 7T το τραπέζι δεν αποσυνδέεται από τον μαγνήτη και θα πρέπει να υπάρχει συρόμενη πλάκα και φορείο για την μεταφορά του ασθενούς.
- Τα ειδικά κατασκευασμένα διηλεκτρικά μαξιλαράκια που συνήθως χρησιμοποιούνται για την βελτίωση της ποιότητας της εικόνας και την αποφυγή σφαλμάτων θα πρέπει να αποθηκεύονται και να χρησιμοποιούνται σωστά με βάση τις οδηγίες χρήσης τους.
- Ο βοηθητικός εξοπλισμός στην αίθουσα του μαγνήτη θα πρέπει να τοποθετηθεί ακόμη πιο μακριά από το ισόκεντρο λόγω της μεγαλύτερης δύναμης του μαγνήτη. Για παράδειγμα οι αντλίες έγχυσης σκιαγραφικού, οι σταθμοί αναισθησίας και οι αναπνευστήρες μπορεί να απαιτούν μακρύτερους σωλήνες για να διασφαλισθεί η λειτουργικότητά τους.

Η Μαγνητική τομογραφία θα πρέπει να γίνεται εφόσον υπάρχουν κλινικά χαρακτηριστικά που παραπέμπουν στην μελέτη με την συγκεκριμένη εξέταση. Θα πρέπει πάντοτε να λαμβάνετε υπόψιν ο λόγος ρίσκου προς όφελος για τον εξεταζόμενο καθώς και ο δείκτης SNR θα πρέπει να είναι πάντοτε εντός επιτρεπτών ορίων. Να αναφερθεί πως σε οποιαδήποτε εξέταση με συστήματα 4T και άνω θα πρέπει να υπάρχει επίβλεψη ιατρού (Fagan, και συν., 2020).

## **6. ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ**

Η παραγωγή εικόνας που θα απεικονίζει με όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ακρίβεια το εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος, είναι ο βασικός στόχος της ιατρικής απεικόνισης και η μαγνητική τομογραφία δεν αποτελεί εξαίρεση. Όσο καλύτερη είναι η ποιότητα της εικόνας, τόσο αυξάνεται η διαγνωστική αξία της εξέτασης και μπορεί να αναδείξει παθολογίες ή αλλοιώσεις στην φυσιολογική ανατομία, που δεν θα ήταν ορατές. Ωστόσο, οι

παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας στην μαγνητική τομογραφία, διαφέρουν από τις υπόλοιπες μεθόδους απεικόνισης και η καλή γνώση των επιδράσεων που έχει ο κάθε παράγοντας στην ποιότητα εικόνας, είναι απαραίτητη.

## 6.1 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας

Υπάρχουν πολλοί παράγοντες που σχετίζονται με την ποιότητα εικόνας στην μαγνητική τομογραφία και που μπορεί να προσαρμόσει ο χειριστής για να επιτύχει την βέλτιστη δυνατή. Οι κυριότεροι δείκτες που καθορίζουν την ποιότητα της πληροφορίας που θα παραχθεί σε μία εξέταση μαγνητικής τομογραφίας είναι, ο λόγος σήματος προς θόρυβο – SNR, ο λόγος της αντίθεσης προς τον θόρυβο- CNR, η χωρική διακριτική ικανότητα καθώς και η διάρκεια της εξέτασης (Κουμαριανός, 2013).

### 6.1.1 Θόρυβος (Noise)

Ο θόρυβος της εικόνας αποτελεί τυχαίες διακυμάνσεις της έντασης του σήματος σε σημεία που θα έπρεπε τα pixels να έχουν παρόμοια ένταση. Εμφανίζεται με την μορφή κόκκων στην εικόνα και οφείλεται σε διάφορους παράγοντες όπως το σωματότυπο του εξεταζόμενου, την περιοχή που εξετάζεται και τον εγγενή θόρυβο του σήματος. Ο ύπαρξη θορύβου υποβαθμίζει την ποιότητα της εικόνας και οι λόγοι SNR και CNR αντίστοιχα παριστάνουν δείκτες, καθοριστικούς για την ποιότητα της εικόνας.

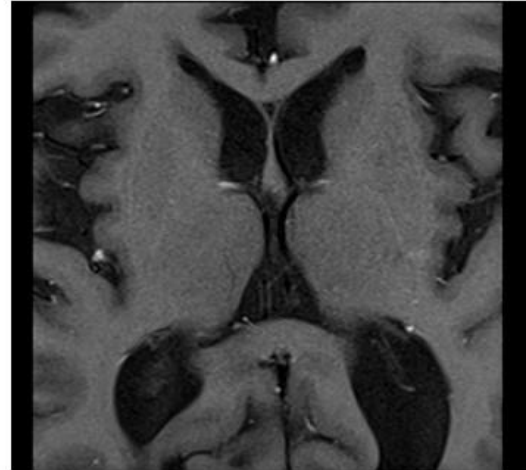
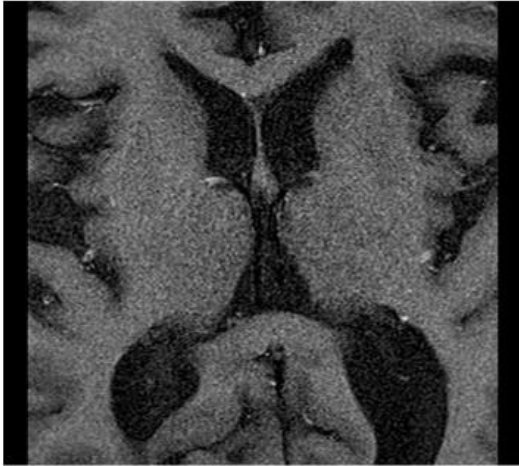
## 6.2 SNR

Ο λόγος σήματος προς θόρυβο στην μαγνητική τομογραφία επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό την ποιότητα της εικόνας. Ο θόρυβος από μόνος του δεν αποτελεί δείκτη της ποιότητας, αλλά μετράτε σε σχέση με την ένταση του σήματος που έχει ληφθεί. Όταν ο λόγος SNR είναι υψηλός, τότε η εικόνα έχει υψηλή διαγνωστική αξία, αντίθετα όταν το SNR είναι χαμηλό, τότε ο θόρυβος στην εικόνα είναι εντονότερος και γειτονικές δομές με χαμηλή αντίθεση μπορεί να ασαφοποιηθούν.

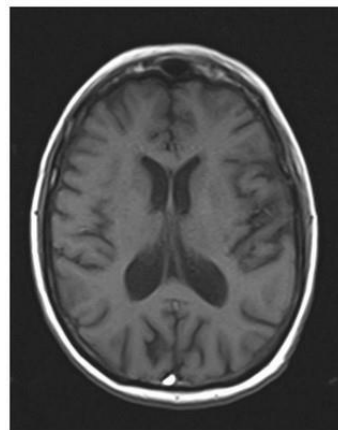
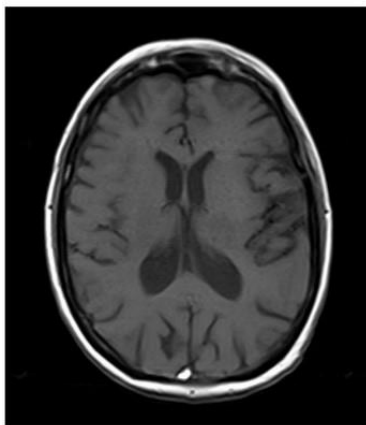
Επειδή η ύπαρξη του θορύβου στην μαγνητική τομογραφία είναι ένα τυχαίο φαινόμενο που συμβαίνει σε όλες τις συχνότητες, ο παράγοντας που καθορίζει το SNR είναι το σήμα. Αύξηση του σήματος σημαίνει αύξηση του λόγου σήματος προς θόρυβο και το αντίθετο (Κουμαριανός, 2013).

### 6.2.1 Βελτίωση του SNR

Ο παράγοντες που βελτιώνουν το σήμα στην μαγνητική τομογραφία και αυξάνουν τον λόγο SNR είναι το μέγεθος του voxel, το μέγεθος της μήτρας, η ένταση του μαγνητικού πεδίου, οι χρόνοι TE, TR, FLIP ANGLE, ο αριθμός των διεγέρσεων NEX, τα πηνία που χρησιμοποιούνται καθώς και η τεχνική απόκτησης των δεδομένων.



Εικόνα 17: α) NEX 1= χαμηλότερο SNR β) NEX2= υψηλό SNR (George, Delacruz, Singh, Ilangovan, & Stewart, n.d.)



Εικόνα 18: α) flip angle 120= υψηλό SNR β) flip angle 50= χαμηλότερο SNR (George, Dela Cruz, Singh, Ilangovan, & Stewart, n.d.)

Αύξηση του χρόνου TR της ακολουθίας με ταυτόχρονη μείωση του TE, καθώς και η αύξηση του αριθμού των διεγέρσεων NEX, βελτιώνουν τον λόγο SNR και αναβαθμίζουν την ποιότητα της παραγόμενης εικόνας.

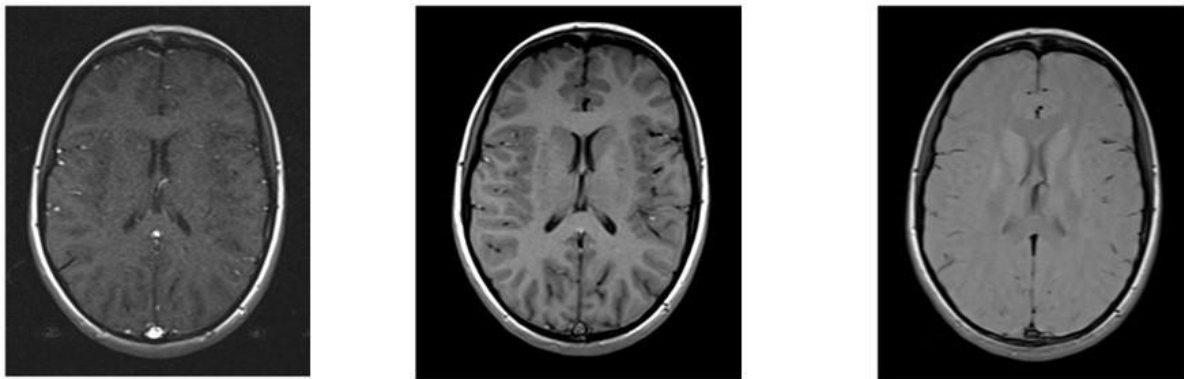
Το ογκοστοιχείο voxel, αντιπροσωπεύει όγκο ιστού στο εσωτερικό του εξεταζόμενου και η αύξηση του μεγέθους επιφέρει αύξηση του λόγου σήματος προς

θόρυβο. Το voxel μεταβάλλεται είτε μεταβάλλοντας το πάχος τομής, είτε το μέγεθος της μήτρας ή με μεταβολή του FOV (Westbrook, Kaut-Roth, & Talbot, 2011).

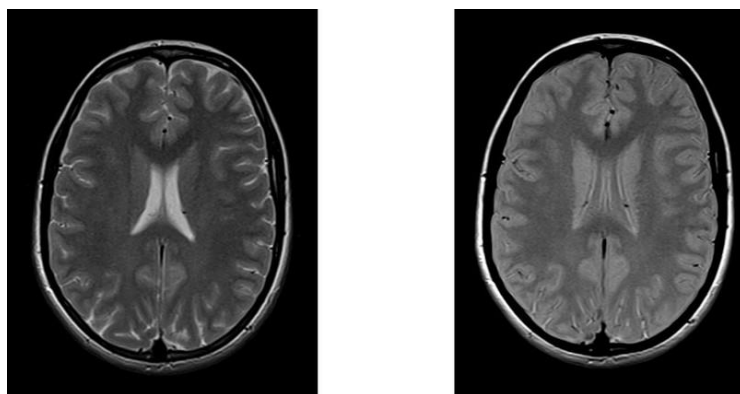
### 6.2.2 TR και TE

Ο χρόνος TR ορίζει το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ ενός παλμού RF και του αμέσως επόμενου. Η αύξηση του χρόνου TR, επιτρέπει την πλήρη αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης πριν την εφαρμογή του επόμενου παλμού. Η αύξηση αυτή βελτιώνει σημαντικά το SNR της εικόνας αλλά ανεβάζει δραματικά τον χρόνο της εξέτασης.

Ο χρόνος TE καθορίζει τον χρόνο που χρειάζεται ο ραδιοπαλμός να φτάσει στην υπό εξέταση τομή και ελέγχει τον βαθμό απόσβεσης της εγκάρσιας μαγνήτισης του ιστού, πριν την καταγραφή του σήματος. Η αύξηση του χρόνου TE μειώνει σε μεγάλο βαθμό τον λόγο σήματος προς θόρυβο, υποβαθμίζοντας την ποιότητα της εικόνας. Οι ακολουθίες με βαρύτητα T2, εμφανίζουν μικρότερο SNR σε σχέση με τις T1 για τον λόγο ότι έχουν υψηλούς χρόνους TE (Westbrook, Kaut-Roth, & Talbot, 2011).



Εικόνα 19: α) TR 200= χαμηλό SNR β) TR 500 γ) TR 1000(George, Dela Cruz, Singh, Ilangoan, & Stewart, χ.χ.)



Εικόνα 20: α) TE 100= καλό SNR β) TE 50= υψηλό SNR(George, Dela Cruz, Singh, Ilangoan, & Stewart, χ.χ.)

### 6.2.3 Πηνίο

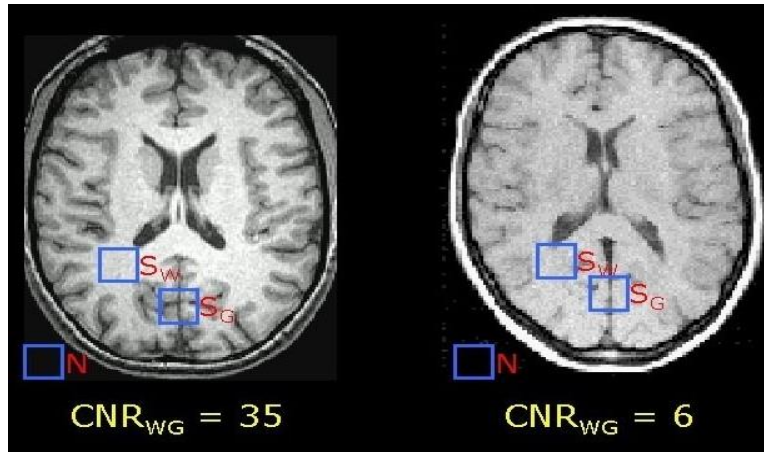
Ο τύπος του πηνίου που χρησιμοποιείται για την εξέταση στην μαγνητική τομογραφία επηρεάζει σημαντικά τον λόγο SNR. Σύγχρονα πηνία όπως τα πηνία τεταρτοκυκλικής ανίχνευσης αυξάνουν σημαντικά το SNR ενώ τα πηνία συστοιχίας φάσης, όπου αθροίζουν δεδομένα από αρκετά πηνία, βελτιώνουν ακόμη περισσότερο την ποιότητα της εικόνας.

### 6.3 CNR

Ένας επιπλέον παράγοντας που επηρεάζει την ποιότητα της εικόνας στην μαγνητική τομογραφία είναι ο λόγος αντίθεσης προς θόρυβο (Contrast to Noise ratio) και αποτελεί επέκταση του SNR. Η αντίθεση στην ιατρική εικόνα καθορίζει το πόσο διακριτή είναι μία δομή από την γειτονική της. Το CNR σχετίζεται με το SNR με βάση τον τύπο:

$$CNR = \frac{SNR_1 - SNR_2}{\sigma_{air}} = 0.655(S_1 - S_2) / \sigma_{air}$$

Από την παραπάνω σχέση προκύπτει ότι η αύξηση του λόγου SNR δεν σημαίνει απαραίτητα και αύξηση του λόγου CNR. Το CNR αυξάνεται όταν η διαφορά του SNR μεταξύ δύο παρακείμενων σημείων της εικόνας είναι μεγάλη. Η αντίθεση της εικόνας μπορεί να βελτιωθεί εάν αυξηθεί το σήμα από την περιοχή ενδιαφέροντος ή εάν μειωθεί το σήμα από τις τριγύρω περιοχές. Η ανατομική δομή που απεικονίζεται και η εξέταση, έχουν σχέση με τον λόγο CNR. Για παράδειγμα μία μαγνητική τομογραφία στην περιοχή του ήπατος θα έχει υψηλότερο CNR σε σχέση με μία αγγειογραφία, διότι οι ιστοί στο ήπαρ εμφανίζουν μικρότερη αντίθεση σχετικά με την αγγειογραφία, όπου τα αγγεία εμφανίζουν πολύ υψηλό σήμα σχετικά με τους γειτονικούς ιστούς. Πολλές παθολογίες επίσης αυξάνουν το λόγο CNR της εικόνας, καθώς δίνουν υψηλότερο ή χαμηλότερο σήμα σε σχέση με τους διπλανούς υγιείς ιστούς. Χαμηλότερος λόγος CNR σημαίνει έντονη αντίθεση μεταξύ των διαφορετικών ιστών στην εικόνα, άρα πολύ καλή ποιότητα εικόνας (Westbrook, Kaut Roth and Talbot, 2011).



Εικόνα 21: Τιμές CNR μεταξύ δύο διαφορετικών σημείων. Στην πρώτη εικόνα το CNR είναι μεγαλύτερο και η διαγνωστική αξία της εικόνας μεγαλύτερη (Meter)

### 6.3.1 Παράγοντες που επηρεάζουν το CNR

Η παράγοντες που καθορίζουν τον λόγο αντίθεσης προς θόρυβο χωρίζονται επίσης στους εξωγενείς και στους ενδογενείς.

Στους ενδογενείς παράγοντες εντάσσονται, η ένταση του μαγνητικού πεδίου, η πυκνότητα των ιστών σε πρωτόνια, οι χρόνοι χαλάρωσης T1 και T2 καθώς η χρήση ή μη παραμαγνητικού σκιαγραφικού μέσου. Ιστοί που εμφανίζουν υψηλή πυκνότητα πρωτονίων καθώς και έντονες διαφορές στους χρόνους χαλάρωσης, θα εμφανίζουν έντονη αντίθεση με τις γειτονικές ανατομικές δομές και χαμηλό λόγο CNR. Η χρήση παραμαγνητικής σκιαγραφικής ουσίας αυξάνει την αντίθεση της εικόνας μειώνοντας τον χρόνο T1 των ιστών.

Οι εξωγενείς παράγοντες σχετίζονται με την ακολουθία που θα χρησιμοποιηθεί για την δημιουργία της εικόνας στην μαγνητική τομογραφία. Οι χρόνοι TE και TR, το flip angle, επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας καθώς επηρεάζουν τον λόγο CNR.

### 6.4 Χωρική διακριτική ικανότητα

Η χωρική διακριτική ικανότητα στην μαγνητική τομογραφία, καθορίζεται από το μέγεθος των voxels και προσδιορίζει τις διαστάσεις της μικρότερης δυνατής ανατομικής δομής που μπορεί να απεικονισθεί στην εικόνα. Το μέγεθος του voxel επηρεάζεται από τρεις παράγοντες, το μέγεθος της μήτρας, το FOV και το πάχος της τομής. Όσο μικρότερο είναι το μέγεθος του voxel, τόσο μεγαλύτερη είναι η χωρική διακριτική ικανότητα και τόσο καλύτερη η ποιότητα της τελικής εικόνας. Το voxel σε αντίθεση με το pixel είναι



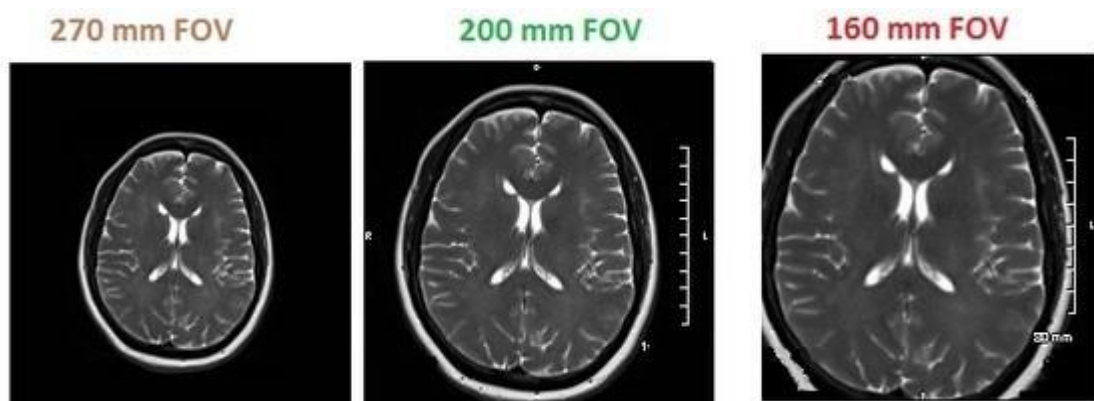
τρισεδιάστατο και για αυτό το λόγο, για την επίτευξη της ίδιας χωρικής διακριτικής ικανότητας σε κάθε επίπεδο αναφοράς της εικόνας, θα πρέπει να είναι ισοτροπικό, δηλαδή να έχει τις ίδιες διαστάσεις σε όλα τα επίπεδα.

#### 6.4.1 Μέγεθος Μήτρας

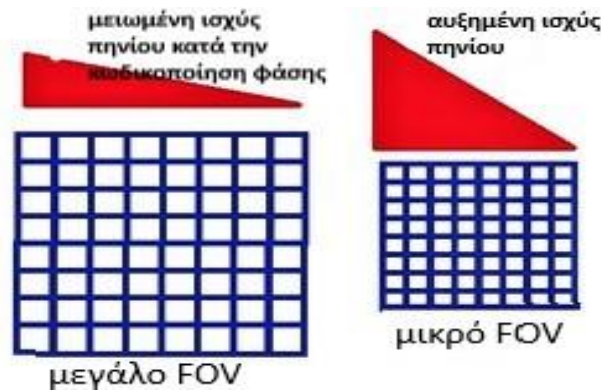
Μέγεθος μήτρας (matrix size) στην μαγνητική τομογραφία ορίζεται ως ο αριθμός των βημάτων κωδικοποίησης φάσης που γίνονται προς την μία κατεύθυνση και ο αριθμός των βημάτων κωδικοποίησης συχνότητας προς την αντίθετη πλευρά, κατά την διαδικασία παραγωγής της τομογραφικής εικόνας. Αυξάνοντας οποιοδήποτε από τις δύο διαδικασίες, θα έχουμε αύξηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας. Ωστόσο η αύξηση των βημάτων στον άξονα της κωδικοποίησης φάσης, θα αυξήσει τον χρόνο της εξέτασης. Για τον λόγο αυτό προτιμάτε η αύξηση των βημάτων στον άξονα κωδικοποίησης συχνότητας, διότι βελτιώνει την χωρική διακριτική ικανότητα χωρίς να μεγαλώνει τον χρόνο της εξέτασης (Allisy-Roberts & Williams, 2008).

#### 6.4.2 FOV

Το field of view (FOV) καθορίζει το μέγεθος του χώρου που θα καλύψει η μήτρα. Μεγαλώνοντας το FOV προς οποιαδήποτε κατεύθυνση, μεγαλώνει και το μέγεθος των voxels, μειώνοντας την χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας. Μειωμένο FOV σημαίνει καλύτερη ανάλυση.



Εικόνα 22: Μεταβολή της διακριτικής ικανότητας ανάλογα με το μέγεθος του FOV (MRISHARK, 2021)



Εικόνα 23 (MRISHARK, 2021)

#### 6.4.3 Πάχος τομής

Το πάχος της τομής στην μαγνητική τομογραφία καθορίζει το βάθος του voxel στον άξονα z. Ο άξονας αυτός είναι συνήθως και ο μεγαλύτερος από τους τρεις στις δυσδιάστατες ανασυνθέσεις. Οι τρισδιάστατες ανασυνθέσεις έχουν την δυνατότητα να εμφανίζουν μειωμένο πάχος τομής καθώς εκμεταλλεύονται την κωδικοποίηση φάσης στον άξονα αλλά αυξάνουν τον χρόνο εξέτασης. Όσο μικρότερο είναι το πάχος τομής, τόσο καλύτερη η διακριτική ικανότητα της εικόνας (Allisy-Roberts & Williams, 2008).

#### 6.5 Χρόνος εξέτασης

Ο χρόνος της εξέτασης στην μαγνητική τομογραφία είναι συνήθως μεγαλύτερος από άλλες απεικονιστικές μεθόδους όπως η ακτινογραφία και η αξονική τομογραφία. Ο χρόνος της εξέτασης επηρεάζεται από το TR, τον αριθμό NEX καθώς και το μέγεθος της μήτρας. Με την αύξηση του αριθμού των διεγέρσεων αναβαθμίζεται άμεσα η ποιότητα της εικόνας διότι αυξάνεται η ένταση του σήματος και μειώνεται ο θόρυβος. Όμως ο χρόνος της εξέτασης αυξάνεται δραματικά. Ο χρόνος εξέτασης θα πρέπει να είναι όσο το δυνατό μικρότερος για την αποφυγή φαινομένων κίνησης του εξεταζομένου. Τα φαινόμενα κίνησης κατά την διάρκεια της εξέτασης, παράγουν σφάλματα στην εικόνα και μειώνουν πολύ τον λόγο SNR και την ποιότητα της πληροφορίας που λαμβάνεται από την εικόνα.

#### 6.6 Βελτίωση της ποιότητας εικόνας

Ο στόχος της μαγνητικής τομογραφίας είναι η παραγωγή εικόνας με την μεγαλύτερη διαγνωστική αξία και την ακριβέστερη απεικόνιση της ανατομίας που θέλουμε να αναδείξουμε. Για τον λόγο αυτό, είναι απαραίτητη η κατανόηση των τρόπων με τους οποίους είναι δυνατή η βελτίωση της ποιότητας της εικόνας. Καταρχάς, η αποφυγή

σφαλμάτων εξαιτίας της κίνησης του εξεταζόμενου θα πρέπει να αποφευχθούν. Για να γίνει αυτό είναι σημαντικό, οι ρυθμίσεις που θα γίνουν από την πλευρά του τεχνολόγου ακτινολόγου και θα έχουν ως σκοπό, την βελτίωση της ποιότητας της εικόνας, να μην αυξάνουν τον χρόνο της εξέτασης. Με τον τρόπο αυτό, οι πιθανότητες να υποβαθμιστεί ο λόγος SNR εξαιτίας κάποιας κίνησης του εξεταζόμενου, μειώνονται. Είναι σημαντικό να γνωρίζουμε ότι, πιθανότητες να κινηθούν έχουν όλοι οι εξεταζόμενοι και όχι μόνο οι ανήσυχτοι ή όσοι βρίσκονται σε βαριά κλινική κατάσταση.

Η σωστή χρήση των πηνίων επιφανείας στην μαγνητική τομογραφία, έχει εξαιρετική σημασία στην παραγωγή εικόνων με καλή ποιότητα. Πρέπει να επιλέγεται το κατάλληλο πηνίο για την κατάλληλη εξέταση και να τοποθετείται σωστά στην υπό εξέταση περιοχή. Τα πηνία πρέπει να είναι σε εγκάρσιο επίπεδο, να έχουν κάθετη φορά ως προς το μαγνητικό πεδίο και να τοποθετούνται όσο πιο κοντά στην περιοχή ενδιαφέροντος γίνεται. Η χρήση των πηνίων επιφανείας επιφέρει αύξηση του σήματος και έχει άμεση σχέση με τον λόγο SNR.

Είναι σημαντική η επιλογή του κατάλληλου πρωτοκόλλου που θα περιέχει ακολουθίες ειδικά για την σωστή απεικόνιση της περιοχής που εξετάζεται. Σε περιπτώσεις όπου αναζητάτε η ανάδειξη συγκεκριμένης παθολογίας, θα πρέπει να γίνεται τροποποίηση του πρωτοκόλλου ώστε να δωθεί ικανοποιητική απάντηση στο κλινικό ερώτημα που έχει τεθεί (Westbrook, Kaut-Roth, & Talbot, 2011).

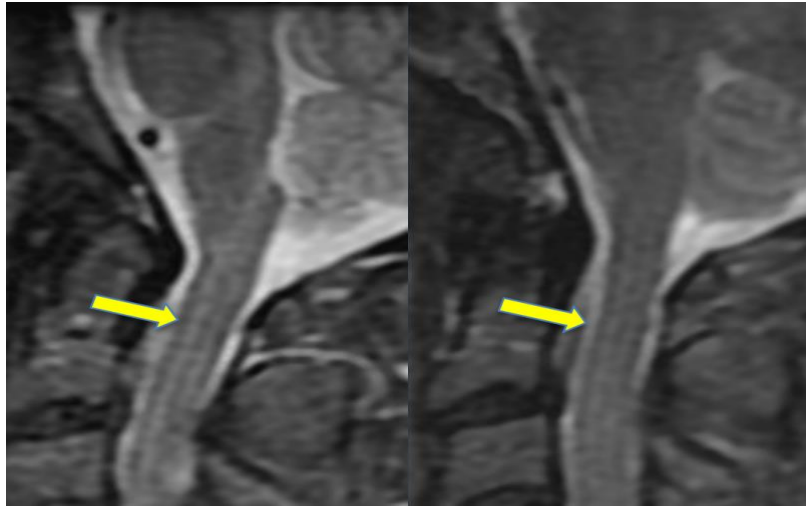
## **7. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ (Artifacts), ΥΠΟΒΑΘΜΙΣΗ ΤΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ**

Τα τεχνικά σφάλματα στην Μαγνητική τομογραφία οφείλονται είτε στον ίδιο τον μαγνητικό τομογράφο, είτε στην αλληλεπίδραση του εξεταζόμενου με τον μαγνητικό τομογράφο και τις φυσικοχημικές ιδιότητες που τον διέπουν. Τα σφάλματα αυτά μπορούν να συγχέονται με κάποια παθολογία ή να μειώνουν την ποιότητα των εξετάσεων. Η αναγνώριση των τεχνικών σφαλμάτων και των λόγων που τα δημιουργούν είναι απαραίτητη για την αποφυγή λανθασμένων διαγνώσεων και την χρήση μεθόδων για την εξάλειψή τους (Krupa & Bekiesińska-Figatowska, 2015).

### **7.1 Σφάλμα Αποκοπής (truncation)**

Το σφάλμα αποκοπής εμφανίζεται κοντά σε περιοχές πολύ υψηλής έντασης σήματος και είναι επίσης γνωστό ως φαινόμενο Gibbs. Εμφανίζεται ως πολλαπλές, φωτεινές γραμμές που εναλλάσσονται με σκοτεινές γραμμές σε σχήμα δαχτύλιου. Μπορεί να διαγνωσθούν εσφαλμένα ως συρίγγια στον νωτιαίο μυελό ή ως ρήξη μηνίσκου στην άρθρωση του

γόνατος. Μέθοδοι αποφυγής του σφάλματος αποκοπής είναι, η χρήση τεχνικών καταστολής λίπους όπου αυτό είναι εφικτό, διότι το λίπος είναι μία περιοχή που εμφανίζει υψηλή ένταση, η αύξηση της μήτρας και η χρήση άλλων τεχνικών ανασύνθεσης (Krupa & Bekiesińska-Figatowska, 2015).



Εικόνα 24: Εικόνα 25: Σφάλμα αποκοπής στην περιοχή του προμύκη μυελού, μιμείται παθολογία (Elster, 2021) Courtesy of Allen D. Elster, MRIquestions.com

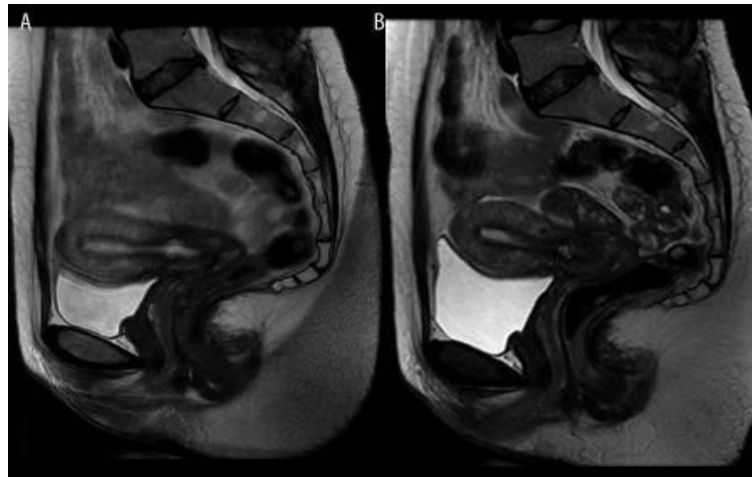
## 7.2 Σφάλμα Κίνησης

Τα σφάλματα κίνησης προκαλούνται από την εκούσια κίνηση του ασθενούς κατά την εξέταση ή την αναπνοή, την καρδιακή κίνηση, την ροή του αίματος και του ΕΝΥ. Εμφανίζεται ως ασαφопоίηση στην εικόνα εάν συμβεί κατά την κωδικοποίηση φάσης ενώ μπορεί να δημιουργήσει είδωλο κατά την ροή του αίματος ή του ΕΝΥ. Για την αντιμετώπιση του σφάλματος κίνησης θα πρέπει ο εξεταζόμενος να τοποθετείτε σε θέση που να μπορεί να κρατήσει καθόλη την διάρκεια της εξέτασης χωρίς μεταβολές. Η αλλαγή των αξόνων φάσης και συχνότητας αλλάζει την θέση του σφάλματος κατά την απεικόνιση και το



[44] Εικόνα 25: Σφάλμα Κίνησης εξαιτίας της ροής του ΕΝΥ (Krupa & Bekiesińska-Figatowska, 2015)

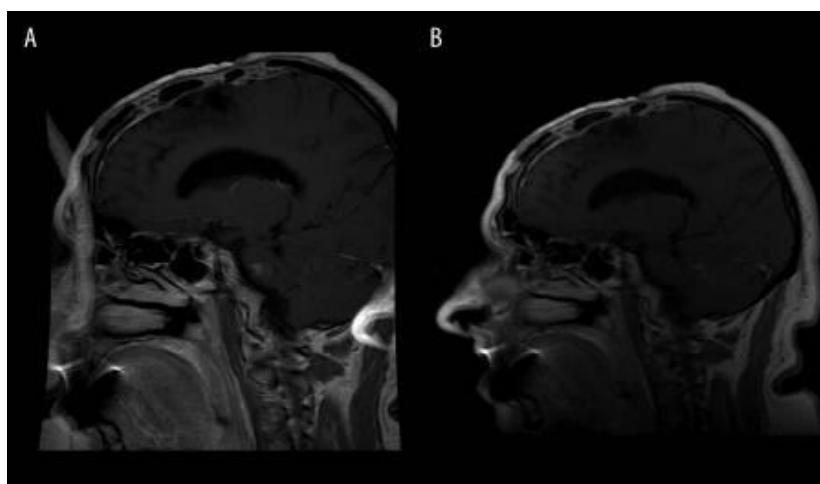
τοποθετεί έξω από την πετιοχή ενδιαφέροντος. Επίσης χρησιμοποιούνται τεχνικές προ-κορεσμού, μηδενίζοντας το σήμα της καθορισμένης περιοχής όπως η καρδιά και τα αγγεία, καταστέλλοντας το σφάλμα εξαιτίας της κίνησης τους. Τέλος η χρήση τεχνικών με πολύ μικρό χρόνο όπως echo-planar (EPI), μειώνει το φαινόμενο (Krupa & Bekiesińska-Figatowska, 2015).



Εικόνα 26: Σφάλμα Κίνησης εξαιτίας της ακούσιας κίνησης των εσωτερικών οργάνων της κοιλιάς (Krupa & Bekiesińska-Figatowska, 2015).

### 7.3 Σφάλμα Αναδίπλωσης (aliasing-wrap around)

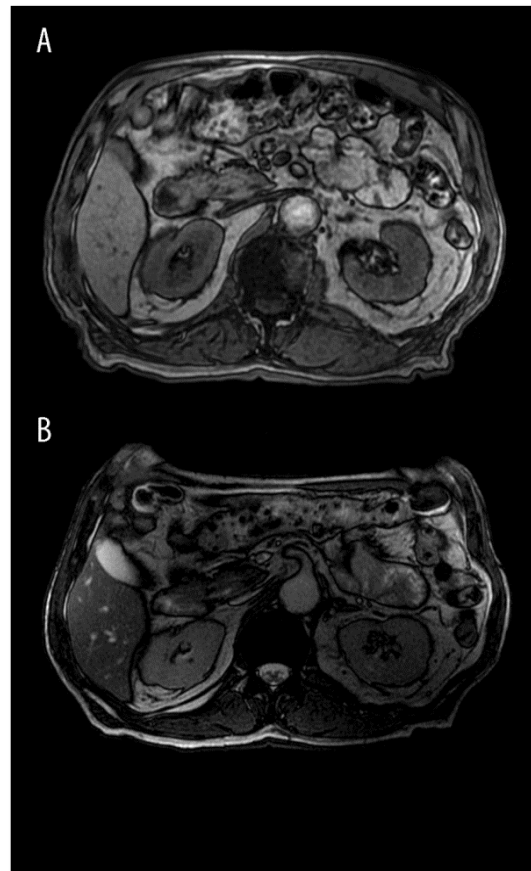
Το σφάλμα αναδίπλωσης εμφανίζεται όταν οι ανατομικές δομές που βρίσκονται εκτός του FOV απεικονίζονται στο αντίθετο άκρο της εικόνας και εντός της. Το σφάλμα προκύπτει κατά την δειγματοληψία και η θέση του εξαρτάται από την διεύθυνση κωδικοποίησης. Η αύξηση του FOV καθώς και η χρήση τεχνικών αντι-αναδίπλωσης (no phase wrap) μπορούν να καταστείλουν την εμφάνιση του σφάλματος (Krupa & Bekiesińska-Figatowska, 2015).



Εικόνα 27: Σφάλμα αναδίπλωσης (Krupa & Bekiesińska-Figatowska, 2015)

#### 7.4 Σφάλμα Χημικής μετατόπισης

Το σφάλμα χημικής μετατόπισης εμφανίζεται ως ζώνες υψηλής ή χαμηλής έντασης σήματος στην διεπιφάνεια λιπιδίων-νερού και παρατηρούνται ιδιαίτερα στην περίπτωση δομών γεμάτων με νερό που περιβάλλονται από λίπος όπως η ουροδόχος κύστη, ο στόμαχος και το έντερο. Τείνουν να είναι λιγότερο εμφανή στις εικόνες T1 απότι στις T2. Ενδιαφέρον προκαλεί το γεγονός ότι το εν λόγω σφάλμα έχει χρησιμοποιηθεί στο παρελθόν για την επιβεβαίωση της παρουσίας λίπους εντός των βλαβών σε παθολογίες όπως το αδένωμα επινεφριδίων ή για να τονιστούν οι διεπιφάνειες λίπους-νερού στα σπλαχνικά όρια, βοηθώντας στην αξιολόγηση περιφερικών όγκων για πιθανή εξωσπλαχνική επέκταση.



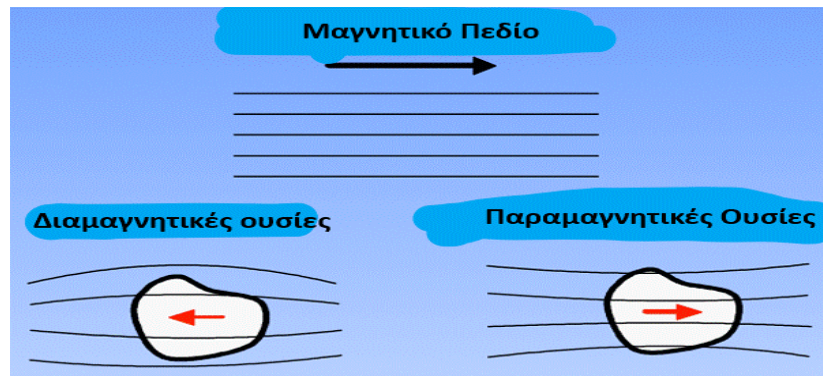
Εικόνα 28: Σφάλμα Χημικής Μετατόπισης στην περιοχή της κάτω κοιλίας (Krupa & Bekiesińska-Figatowska, 2015).

Σε υψηλότερα μαγνητικά πεδία οι διαφορές μεταξύ των συχνοτήτων Larmor των πυρήνων του νερού και του λίπους αυξάνονται, όπως και η περιοδικότητά τους. Η χημική μετατόπιση σε μαγνητικά πεδία 1,5T είναι 220Hz ενώ σε πεδία 3T αυτή διπλασιάζεται στα 440Hz εντείνοντας έτσι το φαινόμενο. Η αύξηση αυτή είναι χρήσιμη στην μέθοδο της MR φασματοσκοπίας. Για να μειωθεί το φαινόμενα στα υψηλά μαγνητικά πεδία απαιτούνται μεγάλες μεταβολές στο εύρος συχνοτήτων δέκτη και στο μέγεθος της μήτρας(Krupa & Bekiesińska-Figatowska, 2015).

#### 7.5 Σφάλμα Μαγνητικής Επιδεκτικότητας (Susceptibility)

Το σφάλμα Μαγνητικής Επιδεκτικότητας οφείλεται στην ύπαρξη σιδερομαγνητικών ουσιών που δημιουργούν διαταραχές στην ομοιογένεια του πεδίου. Η ανομοιογένεια που δημιουργείτε οδηγεί σε μειωμένο σήμα και στην αποσυμφασικοποίηση των πυρήνων. Το φαινόμενο εντείνεται σε ακολουθίες με μεγάλο TE και σε ακολουθίες Gradient Echo ενώ είναι λιγότερο ορατό σε FSE ακολουθίες. Το σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας γίνεται

εντονότερο σε μεγάλα μαγνητικά πεδία. Συγκεκριμένα η αύξηση είναι τετραπλάσια του μαγνητικού πεδίου. Σε περιπτώσεις όπου υπάρχει υποψία πρόσφατης αιμορραγίας, το φαινόμενο μπορεί να αξιολογηθεί διότι ο σίδηρος της αιμοσφαιρίνης είναι σιδηρομαγνητική ουσία και δημιουργεί σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας.



Εικόνα 29: Η διαταραχή του Μαγνητικού πεδίου από διαμαγνητικές και παραμαγνητικές ουσίες (Elster, 2021) Courtesy of Allen D. Elster, MRIquestions.com



Εικόνα 30-32: Σφάλμα Μαγνητικής επιδεκτικότητας εξαιτίας βιδών στο μηριαίο και στην βάση του εγκεφάλου σε ακολουθία DWI (Elster, 2021) Courtesy of Allen D. Elster, MRIquestions.com

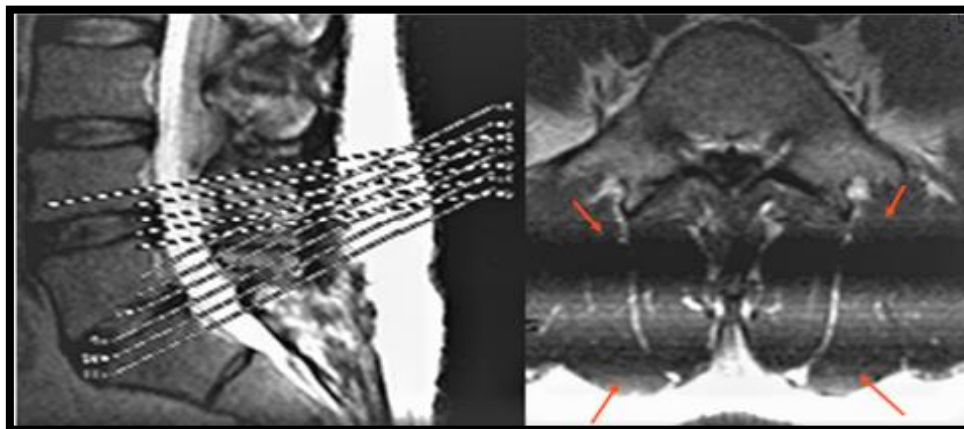
## 7.6 Σφάλμα Διασταυρούμενης Διέγερσης (Cross Talk)

Αναφέρεται στην απώλεια σήματος στην εικόνα εξαιτίας της διέγερσης ενός σημείου με δύο συνεχόμενους παλμούς RF χωρίς κενό ανάμεσα τους. Προκύπτει κατά τον σχεδιασμό της ακολουθίας όταν υπάρχει αλληλοκάλυψη μίας δομής από παραπάνω από μία τομές.

Στο σημείο της αλληλοκάλυψης τα πρωτόνια έχουν διεγερθεί από τον πρώτο παλμό RF και δεν έχουν προλάβει να επιστρέψουν στην αρχική τους κατάσταση πριν τον δεύτερο παλμό, με αποτέλεσμα να μην παράγεται σήμα από το σημείο.



Εικόνα 31: Σχηματική αναπαράσταση των τομών που οδηγούν σε απώλεια σήματος σε ορισμένα σημεία



Εικόνα 32: Αλληλοεπικάλυψη των τομών σε μαγνητική τομογραφία οσφυϊκής μοίρας και απώλεια σήματος (Kusumasuganda, n.d.)

## 7.7 Διηλεκτρικό Φαινόμενο

Στην μαγνητική τομογραφία, εκτός από τα μαγνητικά πεδία  $B_1$  και  $B_0$ , υπάρχει πάντοτε και ένα ηλεκτρικό πεδίο  $E$ . Το πεδίο  $E$ , όπως περιγράφεται από τις εξισώσεις του Maxwell, ταλαντώνεται κάθετα με τα πεδία  $B$  καθώς και με την διεύθυνση ταλάντωσης των κυμάτων. Η αλληλεπίδραση των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων με το ανθρώπινο σώμα, επιφέρει μία σειρά φαινομένων. Πρώτον το μήκος κύματος μειώνεται, δημιουργούνται ηλεκτρικά ρεύματα και δημιουργούνται φαινόμενα ανάκλασης των κυμάτων στις επιφάνειες των ιστών. Τα φαινόμενα αυτά επηρεάζουν το μαγνητικό πεδίο και δημιουργούν σφάλμα. Το



σφάλμα εξαιτίας του διηλεκτρικού φαινομένου περιγράφεται ως περιοχή πολύ χαμηλού ή υψηλού σήματος στην εικόνα που δεν θα έπρεπε να υπάρχει.



Εικόνα 33: Διηλεκτρικό φαινόμενο (Elster, 2021)

Το φαινόμενο αυτό παρατηρείται κυρίως στα υψηλά μαγνητικά πεδία άνω των 3T. Για παράδειγμα σε συστήματα 1.5T, για να μεταβεί ο πυρήνας του υδρογόνου στην διεγερμένη κατάσταση απαιτούνται ραδιοκύματα RF των 42.6MHz. Σε μαγνητικούς τομογράφους 3T χρειάζονται πολύ μεγαλύτερης συχνότητας ραδιοκύματα 63.9MHz και η μείωση που συμβαίνει εξαιτίας του διηλεκτρικού φαινομένου θα είναι σαφώς εντονότερη όσο ανεβαίνει η ισχύς του μαγνητικού πεδίου. Σε πολύ μεγαλύτερα μαγνητικά πεδία όπως αυτά των 7T, χρησιμοποιούνται κύματα συχνότητας 117MHz. Το φαινόμενο μπορεί να μειωθεί με την χρήση ειδικών μαξιλαριών που τοποθετούνται μεταξύ του εξεταζόμενου και του πηνίου δέκτη. Οι ακολουθίες που επηρεάζονται περισσότερο είναι ταχείες ακολουθίες fast spin echo ή single shot ενώ ακολουθίες gradient echo επηρεάζονται λιγότερο.

### 7.8 Σφάλματα (Artifacts) στην Μαγνητική Εγκεφάλου

Το συχνότερα εμφανιζόμενο σφάλμα που παρατηρείτε στην Μαγνητική εγκεφάλου είναι το σφάλμα αναδίπλωσης (aliasing ή wrap around artifact). Συγκεκριμένα οι μελέτες έδειξαν ότι σε 101 εξεταζόμενους, το συγκεκριμένο σφάλμα παρατηρείτε στο 41% των περιπτώσεων. Στο 45% των περιπτώσεων το σφάλμα αναδίπλωσης παρατηρείται στο εγκεφαλικό παρέγχυμα και συγκεκριμένα στον σφηνοειδή κόλπο και τον υπαραχνοειδή χώρο. Στο 33% παρατηρήθηκε σφάλμα κοντά στην περιοχή της μύτης και των οφθαλμών και σε άλλες ανατομικές δομές που υπάρχει κίνηση (σφάλμα κίνησης). Τα σφάλματα

μαγνητικής επιδεκτικότητας αποτελούν το 8% ενώ συνολικά το 19% των εξετάσεων δεν περιείχαν κανένα είδος σφάλματος. Στην συγκεκριμένη μελέτη χρησιμοποιήθηκε ακολουθία T1 FLAIR σε εγκάρσιο επίπεδο (Lavdas, και συν., 2021).

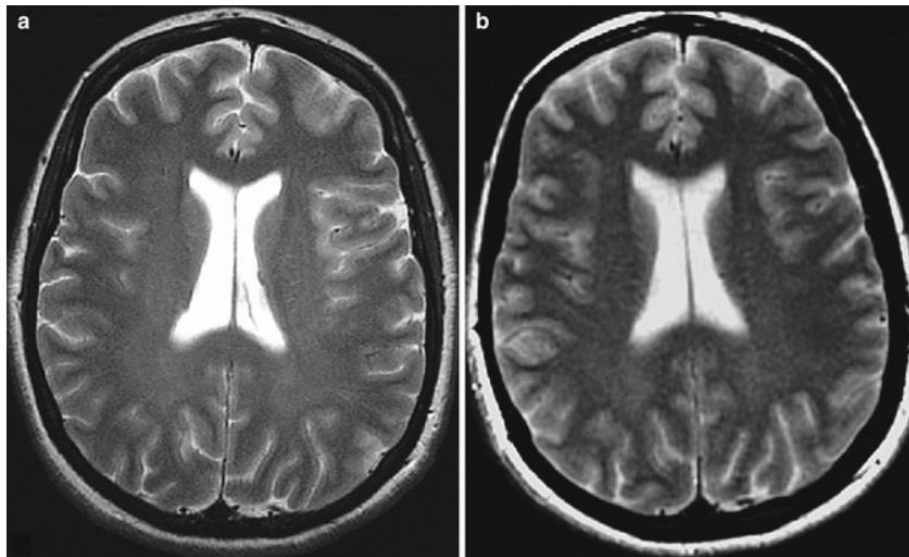
## 8. ΕΝΤΑΣΗ ΤΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΠΕΔΙΟΥ

Οι ένταση του πεδίου των μαγνητικών τομογράφων που χρησιμοποιούνται κυμαίνεται από 0.1 έως και 4 Tesla. Οι μαγνητικοί τομογράφοι που έχουν επικρατήσει στην κλινική πράξη διαθέτουν ένταση 1.5 Tesla. Οι τομογράφοι 1.5T είναι διαθέσιμοι από το 1980 και επικράτησαν στην αγορά εξαιτίας της καλής ποιότητας εικόνας που παράγουν σε σχέση με το κόστος της εξέτασης. Στις αρχές του 2000, εγκρίθηκε και η χρήση των μαγνητικών τομογράφων με πεδίο 3Tesla για κλινική χρήση, ως μία αναβάθμιση των τομογράφων 1.5T. Η έρευνα επικεντρώνεται στην εξέλιξη των δυνατοτήτων των μαγνητικών τομογράφων 3T καθώς και η μελέτη υψηλότερων μαγνητικών πεδίων που φτάνουν και τα 7T (Kabasawa, 2021).

### 8.1 Ένταση πεδίου και ποιότητα εικόνας

Η ένταση του μαγνητικού πεδίου  $B_0$  παίζει σημαντικό ρόλο στην ποιότητα της εικόνας που θα παραχθεί με την μαγνητική τομογραφία. Όταν αυξάνεται η ένταση του πεδίου, αυξάνεται αντίστοιχα η διαφορά ενέργειας μεταξύ των πυρήνων υδρογόνου. Η αύξηση αυτή έχει ως αποτέλεσμα λιγότεροι πυρήνες να ευθυγραμμιστούν αντίρροπα με το διάνυσμα του  $B_0$ , δηλαδή λιγότεροι πυρήνες βρίσκονται σε διεγερμένη κατάσταση όπως έχει ήδη αναφερθεί στο 2<sup>ο</sup> κεφάλαιο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της εγκάρσιας μαγνήτισης των πυρήνων του υδρογόνου και την αύξηση του διανύσματος της μαγνητικής ροπής. Αυξάνεται η συνολική μαγνήτιση και η ένταση του σήματος που λαμβάνεται από τους ιστούς, στο εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος.

Αναφορικά με τους μαγνήτες 1.5T, η ανάλυση που επιτυγχάνεται συνήθως είναι  $1.5 \times 1.5 \times 4\text{mm}^3$  ενώ σε πεδία με  $B_0 = 11.7\text{T}$ , που χρησιμοποιούνται για ερευνητικούς σκοπούς, έχουν καταγραφθεί αναλύσεις που φτάνουν τα  $80 \times 80 \times 200\mu\text{m}^3$  (Moats, Sendhil, Jacobs, & Gonzalez, 2003).



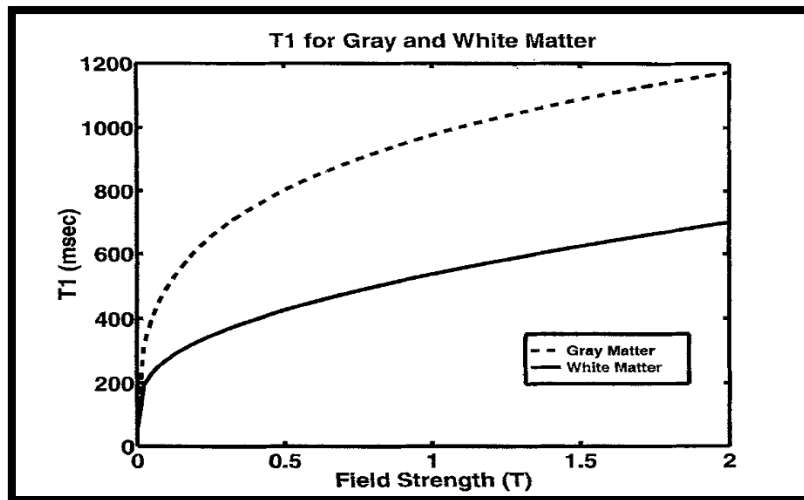
Εικόνα 34: SNR σε πεδίο 1.5T και σε 3T (Magnetic Resonance Imaging, 2017)

#### 8.1.1 SNR και ένταση μαγνητικού πεδίου

Η αύξηση της ισχύς του μαγνητικού πεδίου επηρεάζει άμεσα τους παράγοντες SNR και CNR. Έχει αναφερθεί ότι σε περιπτώσεις όπου το δείγμα είναι μικρό ή δεν αλληλοεπιδρά ικανοποιητικά με τα πηνία RF, ο λόγος SNR αυξάνεται γραμμικά με την ισχύ  $B_0$  του μαγνητικού πεδίου. Η συσχέτιση αυτή όμως, έχει πολύ μικρό ρόλο στην κλινική πράξη και είναι σημαντική κυρίως σε πολύ μικρά μαγνητικά πεδία. Στις υπόλοιπες περιπτώσεις, με την χρήση των σύγχρονων πηνίων, το σώμα αντιδρά με το πηνίο ισχυρά και αποτελεί τον κυρίως λόγο παραγωγής σήματος. Πρέπει να αναφερθεί επίσης ότι το SNR αυξάνεται γραμμικά με την αύξηση της ισχύς του  $B_0$ , μόνο στις περιπτώσεις που το εύρος λήψης των συχνοτήτων είναι σταθερό και το TR μεγάλο. Εάν επιτρέψουμε το εύρος λήψης (receiver band width) των συχνοτήτων να μεταβάλλεται με την αύξηση του μαγνητικού πεδίου, τότε θα εμφανίζεται σφάλμα χημικής μεταβολής στην εικόνα και το SNR θα αυξάνεται ανάλογα με την τετραγωνική ρίζα της ισχύς του πεδίου. Η θεωρία αυτή έχει αποδειχθεί πειραματικά σε πολλές περιπτώσεις (Rutt & Lee, 1996).

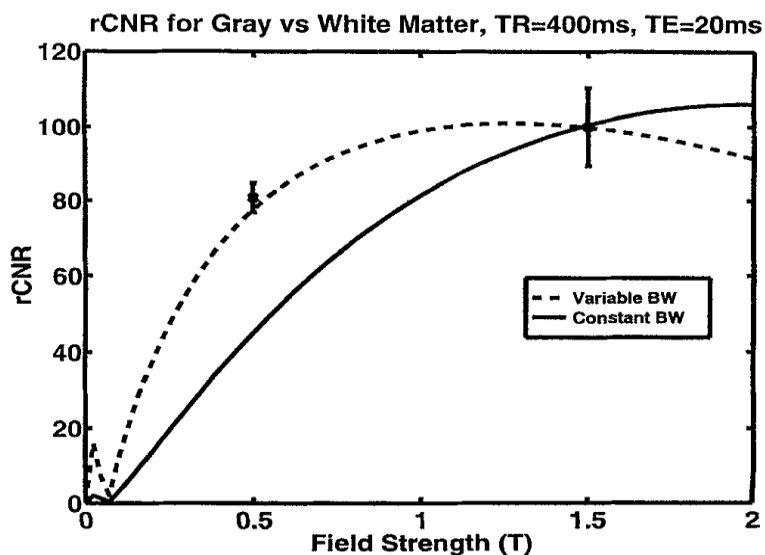
#### 8.1.2 CNR και ένταση μαγνητικού πεδίου

Ο λόγος CNR καθώς και ο χρόνος χαλάρωσης  $T_1$ , αυξάνεται όσο αυξάνεται και η ένταση του μαγνητικού πεδίου.



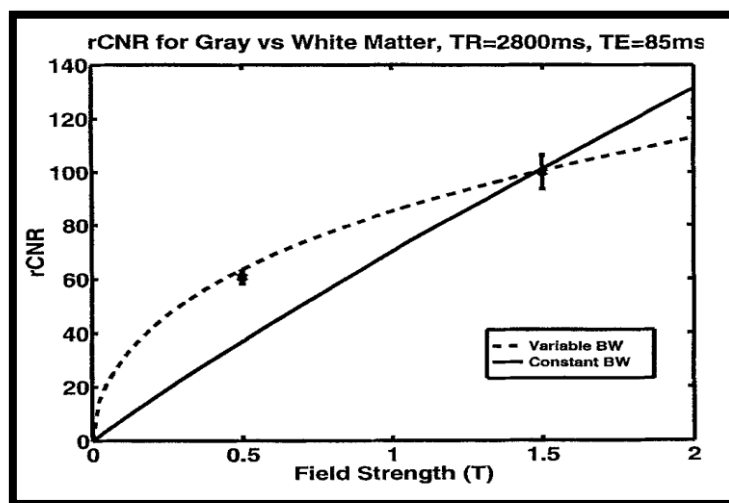
Εικόνα 35: Γραφική αναπαράσταση του χρόνου χαλάρωσης  $T_1$  σε συνάρτηση με την ισχύς του πεδίου (Rutt & Lee, 1996).

Η μελέτη του CNR πραγματοποιήθηκε μεταξύ της λευκής και της φαιάς ουσίας του εγκεφάλου και σε πεδία μέχρι και 2T. Στον παραπάνω πίνακα παρατηρούμε ότι ο χρόνος χαλάρωσης  $T_1$  της φαιάς και της λευκής ουσίας του εγκεφάλου αυξάνεται γραμμικά. Σε πεδίο 0.5T ο χρόνος  $T_1$  για την λευκή ουσία μετράτε σε 400ms και της φαιάς σε 800ms. Σε πεδίο 2T βλέπουμε ότι ο χρόνος  $T_1$  αλλάζει αντίστοιχα σε 600ms για την λευκή και 1200ms για την φαιά αντίστοιχα.



Εικόνα 36: Γραφική αναπαράσταση του λόγου CNR δύο σημείων σε συνάρτηση με την ισχύς του πεδίου.  $TR=400ms$  και  $TE=20ms$  (Rutt & Lee, 1996).

Η επιλογή της λευκής και της φαιάς ουσίας του εγκεφάλου για την μελέτη του CNR σε πεδία διαφορετικής ισχύς, έγινε με βάση την υψηλή σημασία που έχει η απεικόνιση τους στην νευρολογία. Κατά της μετρήσεις το TR παρέμεινε σταθερό σε όλες τις μετρήσεις όπως και εύρος λήψης. Στο γράφημα 7.1β μελετάται ο λόγος CNR μεταξύ της λευκής και της φαιάς ουσίας σε 2 περιπτώσεις: α) (διακεκομμένη γραμμή) Στην περίπτωση όπου το εύρος λήψης παραμένει σταθερό όσο αυξάνεται το πεδίο β) (συνεχής γραμμή) Στην περίπτωση όπου το εύρος λήψης μεταβάλλεται ανάλογα με το πεδίο. Ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι στην πρώτη περίπτωση, ο λόγος αντίθεσης προς θόρυβο μεταξύ των δύο δομών του εγκεφάλου, φτάνει στο μέγιστο στην ένταση των 1.5T και από εκεί και πέρα μειώνεται. Στην β περίπτωση, όπου αλλάζει το εύρος λήψης ανάλογα με το πεδίο, δεν συμβαίνει το ίδιο καθώς ο λόγος CNR συνεχίζει να αυξάνεται πέραν του πεδίου 1.5T. Τα αποτελέσματα προέκυψαν μετά από την μελέτη 10 εξεταζόμενων που έκαναν μαγνητική εγκεφάλου σε πεδία από 0.5T έως και 2T. Ο χρόνος TR ήταν 400ms σε όλες τις περιπτώσεις και ο TE ήταν 20ms. Ο λόγος CNR στο πεδίο 1.5T ήταν κατά 20% μεγαλύτερος από τον αντίστοιχο στα 0.5T και η ποιότητα της εικόνας υψηλότερη (Rutt & Lee, 1996).



Εικόνα 37: Γραφική αναπαράσταση του λόγου CNR δύο σημείων σε συνάρτηση με την ισχύ του πεδίου. TR=2800ms και TE=85ms (Rutt&Lee, 1996).

Παρόμοια παρατήρηση έχουμε και στο γράφημα 7.1γ όπου έγινε η ίδια μελέτη του CNR με πριν αλλά με ακολουθία βαρύτητας T2, με μεγάλο TR και TE. Στην περίπτωση αυτή η αύξηση που παρατηρήθηκε στο λόγο CNR μεταξύ των πεδίων 0.5T και 2T ήταν της τάξεως του 40%.

## 8.2 Μείωση του SAR σε υψηλά μαγνητικά πεδία

Η αύξηση του ειδικού ρυθμού απορρόφησης αποτελεί σημαντικό περιορισμό στην απεικόνιση με υψηλά μαγνητικά πεδία. Ο SAR αυξάνεται ανάλογα με το τετράγωνο του πεδίου  $B_0$  και έτσι στα πεδία 3T, ο SAR είναι τετραπλάσιος από ότι στα πεδία 1.5T. Η αύξησή του πάνω από τα επιτρεπτά όρια μπορεί να σχετίζεται με θερμικές βλάβες και άλλα προβλήματα.

$$SAR \propto (B_0 \times \alpha)^2 \times D$$

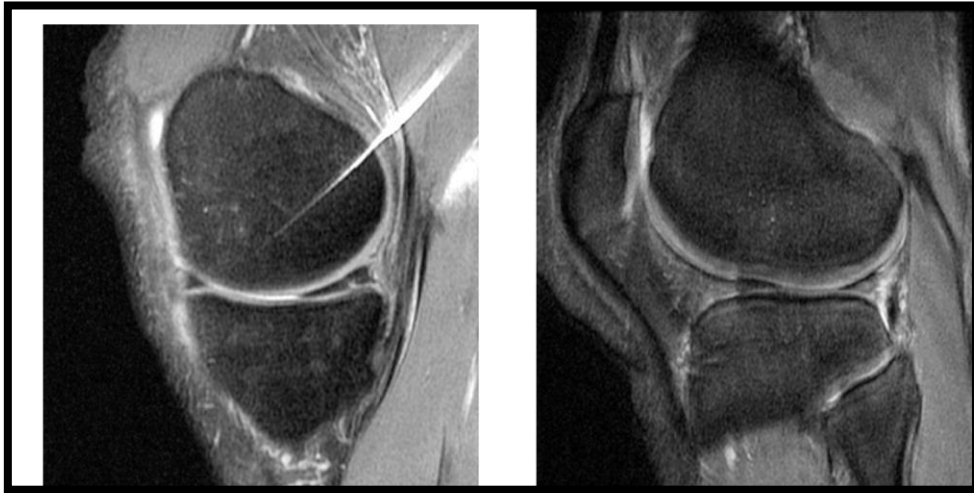
Με βάση τον παραπάνω τύπο βλέπουμε ότι ο SAR επηρεάζεται, εκτός από το πεδίο  $B_0$ , από την γωνία πρόσπτωσης ( $\alpha$ ) και από τον ρυθμό των παλμών RF ( $D$ ). Για την μείωση του SAR θα μπορούσε να μειωθεί η γωνία πρόσπτωσης. Οι ακολουθίες GRE έχει αποδειχθεί ότι είναι αρκετά αποτελεσματικές στην μείωση της ενέργειας που απορροφάτε από τον ασθενή κατά την διάρκεια της εξέτασης. Βέβαια αυτό είναι αποτελεσματικό μόνο στις περιπτώσεις όπου οι GRE ακολουθίες παρέχουν ικανοποιητική ποιότητα εικόνας. Επίσης η αύξηση του TR μειώνει τον λόγο  $D$  αλλά αυξάνει τον χρόνο της εξέτασης. Η χρήση των πηνίων transmit-receive επιτυγχάνει την μείωση του SAR καθώς εκτίθεται μόνο η υπό εξέταση ανατομική περιοχή στους ραδιοπαλμούς. Ωστόσο η χρήση των πηνίων transmit-receive προτιμάτε στην απεικόνιση των αρθρώσεων.

## 9. ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΠΕΔΙΑ 3T

Η έγκριση των συστημάτων 3T έγινε το 2000 από τον FDA. Σε θεωρητικό επίπεδο ο λόγος SNR των μαγνητικών τομογράφων 3T θα είναι διπλάσιος από τον αντίστοιχο των μαγνητικών τομογράφων 1.5T. Ωστόσο η βελτιστοποίηση των συστημάτων 3T αποτελεί ένα μεγάλο πεδίο έρευνας ακόμα και σήμερα, για να επιτευχθεί η βέλτιστη ποιότητα εικόνας. Τα συστήματα αυτά ήταν η αρχή της εισαγωγής υψηλότερων Μαγνητικών πεδίων στην κλινική πράξη και μπορεί να μελετηθεί η επίδραση που έχουν στην ποιότητα εικόνας σε σχέση με συστήματα 1.5T ή και μικρότερα.

Οι μαγνητικοί τομογράφοι 3T επιφέρουν πολλούς οικονομικούς και τεχνολογικούς περιορισμούς σε σχέση με τους μαγνήτες λιγότερων Tesla. Με την αύξηση του πεδίου αυξάνεται ο ρυθμός απορρόφησης ενέργειας SAR από τους ιστούς και δεν πρέπει να υπερβαίνει τα επιτρεπτά επίπεδα. Επίσης στο πεδίο 3T είναι πιο δύσκολο να επιτευχθεί η

διέγερση των πρωτονίων του υδρογόνου, καθώς οι παλμοί RF γίνονται λιγότερο αποτελεσματικοί. Η ομοιογένεια του μαγνητικού πεδίου είναι δυσκολότερο να επιτευχθεί και διάφορα artifacts κάνουν την εμφάνισή τους στην εικόνα, μειώνοντας τον δείκτη SNR. Συγκεκριμένα artifacts χημικής μεταβολής, artifacts ανομοιογένειας και σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας παρατηρούνται συχνά.



Εικόνα 38: Σφάλμα λόγω ανομοιογένειας του πεδίου σε εξέταση 3T στην άρθρωση του γόνατος (Kuo, Panchal, Tanenbaum, & Crues, 2007).

Παρόλα τα προβλήματα, η αύξηση της ισχύς του πεδίου από τα 1.5T στα 3T, επιφέρει πολλά πλεονεκτήματα. Καταρχάς με την αύξηση του πεδίου στα 3T, αυξάνεται η ένταση του σήματος που λαμβάνουμε από τους ιστούς. Ο χρόνος εξέτασης μειώνεται δραματικά σε σχέση με τους μαγνήτες 1.5T και μπορεί να μειωθεί έως και στο ένα τρίτο. Η ένταση του πεδίου επηρεάζει επιπλέον τους χρόνους χαλάρωσης T1 και T2 των ιστών. Ο χρόνος T1 αυξάνεται ενώ ο χρόνος T2 μειώνεται. Το μόνο μειονέκτημα σε αυτό είναι ότι η αντίθεση μειώνεται σε ένα ποσοστό 20-40% στις ακολουθίες SE βαρύτητας T1. Για να αποτραπεί αυτό θα πρέπει να αυξηθεί ο χρόνος TR της ακολουθίας ή να γίνει χρήση σύγχρονων ακολουθιών για την καλύτερη αντίθεση.

Η αύξηση στον χρόνο T1 βελτιώνει τις ακολουθίες TOF (time-off light) και τις τεχνικές perfusion που χρησιμοποιούν arterial spin labeling-ASL. Η αύξηση αυτή ευνοεί και την χρήση παραμαγνητικής ουσίας η οποία λειτουργεί μειώνοντας τον χρόνο χαλάρωσης T1, δημιουργώντας μία ακόμη καλύτερη αντίθεση στην εικόνα που θα παραχθεί, με μικρότερη δόση (Alvarez-Linera, 2008).

## 9.1 3T Μαγνητική Εγκεφάλου

Η αύξηση της έντασης του πεδίου έχει δύο κύρια πλεονεκτήματα όπως προαναφέρθηκε, την αύξηση της ταχύτητας της εξέτασης και την αξιοποίηση όλης της διαθέσιμης διαγνωστικής ικανότητας εκμεταλλευόμενοι την αυξημένη αντίθεση και ανάλυση. Η αυξημένη ταχύτητα αυξάνει την παραγωγικότητα και σε ορισμένες περιπτώσεις μη συνεργάσιμων ασθενών ή παιδιών η ταχύτητα είναι ζητούμενο και συνδυάζεται με ταχύτερες ακολουθίες που είναι λιγότερο ευαίσθητες στην κίνηση.

### 9.1.1 Επιληψία

Η επιληψία είναι ένας από τους τομείς στους οποίους η χρήση των μαγνητών 3 T στη δομική απεικόνιση έχει ερευνηθεί λεπτομερέστερα. Η μεγαλύτερη αντίθεση στις εικόνες T2 και το αυξημένο SNR σημαίνει ότι μικρές δομές, όπως είναι ο ιππόκαμπος, μπορούν να φανούν πιο καθαρά και με μεγαλύτερη σαφήνεια. . Σε διάφορες παθολογίες όπως αυτή της μεσοκροταφικής σκλήρυνσης (MTS), οι εικόνες που θα παραχθούν από συστήματα 1.5T θα είναι ασαφής και δεν θα δώσουν απάντηση στο κλινικό ερώτημα, έτσι η μαγνητική τομογραφία 3T μπορεί να είναι πιο ακριβής. Γίνεται όλο και πιο σημαντικό να προσδιορίζεται αν ο ιππόκαμπος είναι φυσιολογικός ή όχι σε περιπτώσεις επιληψίας του κροταφικού λοβού (TLE), όχι μόνο επειδή η ανίχνευση σημείων MTS έχει μεγάλη προγνωστική αξία (70% της χειρουργικής επιτυχίας έναντι 50% σε περιπτώσεις αρνητικής MRI), αλλά και επειδή η TLE με φυσιολογικό ιππόκαμπο πιθανώς αποτελεί, σε πολλές περιπτώσεις, μια κατάσταση διαφορετική από την MTS. Σε μια μελέτη που διεξήχθη για τη σύγκριση των ευρημάτων με τη χρήση 1,5 και 3 T σε 40 ασθενείς, οι βλάβες βρέθηκαν με τη χρήση 3 T σε 48% περισσότερους ασθενείς και αυτό οδήγησε σε αλλαγή της διαχείρισης του ασθενούς στο 37% των περιπτώσεων, ιδίως σε περιπτώσεις εστιακής δυσπλασίας του φλοιού.

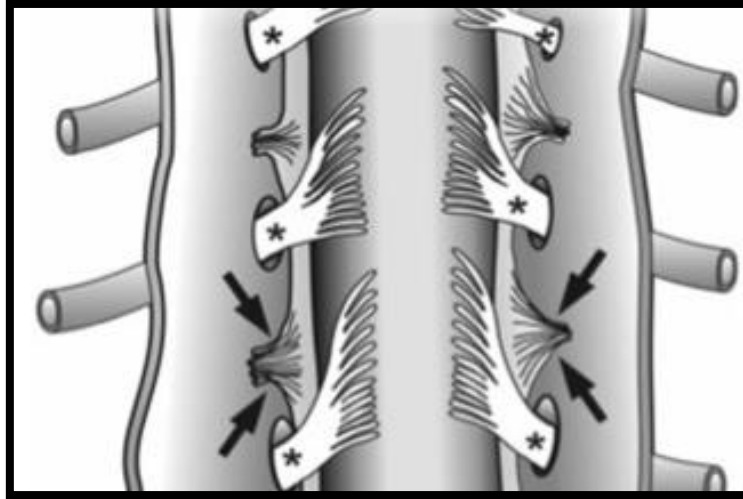
## 9.2 Σύγκριση των μαγνητικών τομογράφων 1.5T και 3T

### 9.2.1 Σύγκριση Μαγνητικών πεδίων 1.5T και 3T στην ανάδειξη του οδοντωτού συνδέσμου της σπονδυλικής στήλης

Ο οδοντωτός σύνδεσμος αποτελεί ανατομική δομή που βρίσκεται στις άκρες του νωτιαίου μυελού και εκτείνεται κατά μήκος της σπονδυλικής στήλης. Αποτελεί σημαντική δομή ιδιαίτερα για χειρουργικές επεμβάσεις στην περιοχή της σπονδυλικής στήλης και η

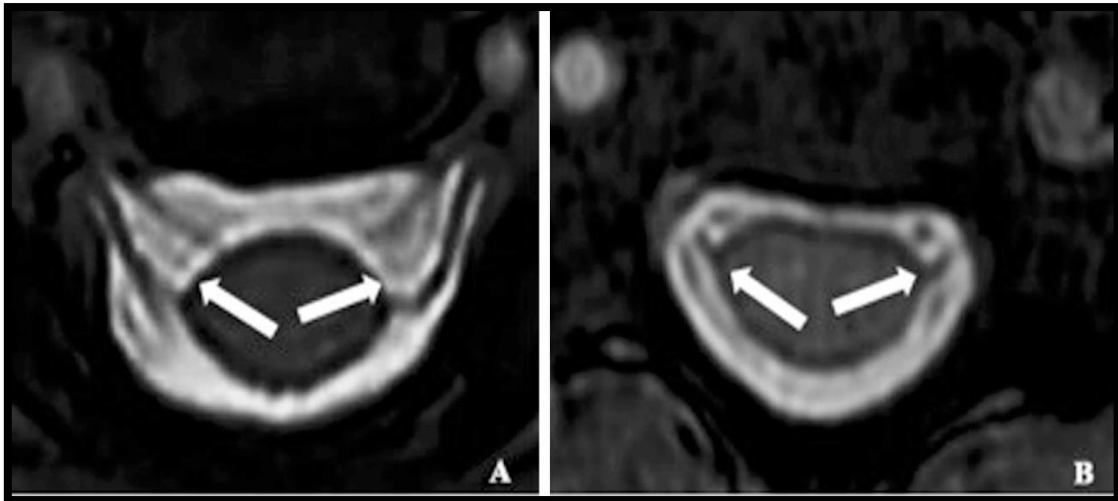


απεικόνιση της με την μέθοδο της μαγνητικής τομογραφίας θα μπορούσε να είναι κλινικά χρήσιμη διότι έχουν αναφερθεί νευρολογικά συμπτώματα εξαιτίας της συμπίεσης των οδοντωτών συνδέσμων.



Εικόνα 39: Ανατομία του οδοντωτού συνδέσμου στην περιοχή της σπονδυλικής στήλης (Seragioli, Novelino Simao, Novelino Simao, & Fernando, 2018).

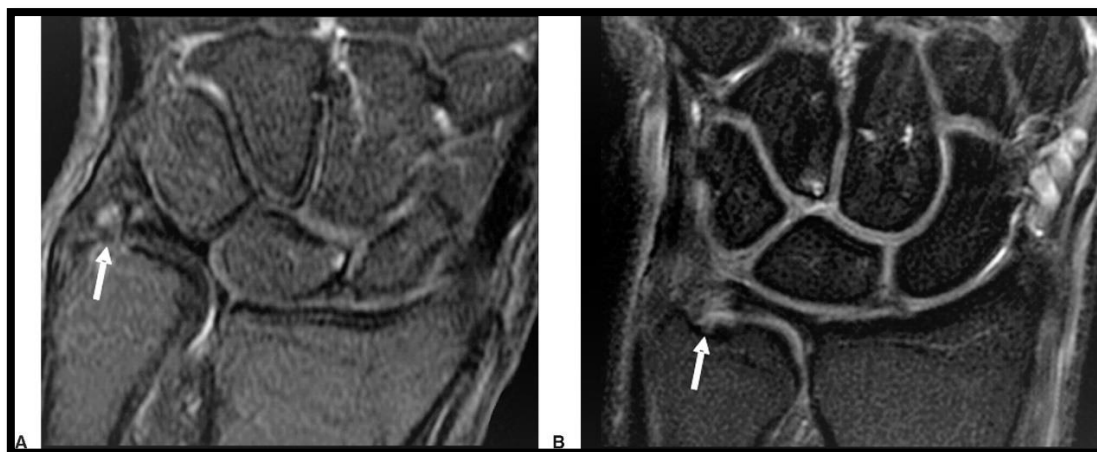
Για την ανάδειξη των συνδέσμων μελετήθηκαν μαγνητικές τομογραφίες της σπονδυλικής στήλης από μαγνητικό τομογράφο των 1.5T και μαγνητικό τομογράφο 3T. Η έρευνα περιείχε συνολικά 116 εξετάσεις και συγκεκριμένα 65 εξετάσεις που έγιναν σε πεδίο 1.5T και 51, σε πεδίο 3T. Από την μελέτη προέκυψε ότι και τα δύο μαγνητικά πεδία, ήταν ικανά να αναδείξουν την συγκεκριμένη ανατομική δομή χωρίς ιδιαίτερη στατιστική διαφορά στην συχνότητα ανίχνευσής της. Στις εξετάσεις που έγιναν με το μεγαλύτερο μαγνητικό πεδίο, δηλαδή τα 3T, οι οδοντωτοί σύνδεσμοι αναδείχθηκαν πιο ικανοποιητικά και υψηλότερα στην σπονδυλική στήλη, όπου οι σπόνδυλοι μικραίνουν και είναι δυσκολότερο να αναδειχθούν οι συγκεκριμένες δομές (Seragioli, Novelino Simao, Novelino Simao, & Fernando, 2018).



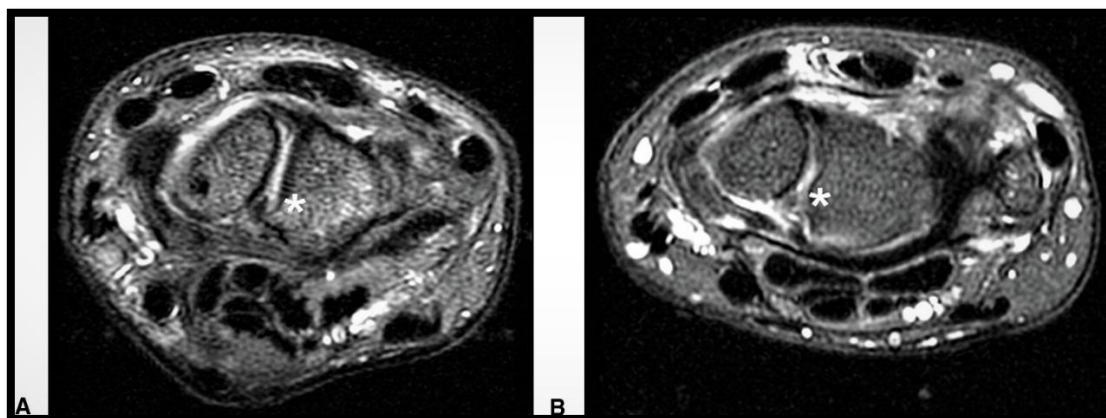
Εικόνα 40: Α) Μαγνητική 3T στο επίπεδο του Α4 σπονδύλου για την ανάδειξη του οδοντωτού συνδέσμου Β) Μαγνητική 1.5T στο ίδιο επίπεδο (Seragioli, Novelino Simao, Novelino Simao, & Fernando, 2018).

#### 9.2.2 Σύγκριση Μαγνητικών πεδίων 1.5T και 3T στην απεικόνιση του καρπού σε ασθενείς με πόνο προς την ωλένη.

Σε αυτή την σύγκριση μελετήθηκαν συνολικά 102 μαγνητικές στην περιοχή του καρπού. Από αυτές, 70 είχαν γίνει σε μαγνητικό τομογράφο 1.5T και 32 σε τομογράφο των 3T. Οι εξετάσεις έδειξαν ρήξη του τρίγωνου ινοχόνδρινου συμπλέγματος (TFCC) στους 49 από τους συνολικά 58 ασθενείς που εξετάστηκαν σε μαγνητικό πεδίο 1.5T και στους 15 από τους 16 ασθενείς που εξετάστηκαν στα 3T. Η έρευνα έδειξε αυξημένη ευαισθησία, ειδικότητα και ακρίβεια στην απεικόνιση του καρπού με μαγνητικούς τομογράφους 3T με βάση το δείγμα που μελετήθηκε. Επιπλέον, η ευκολία στην διάγνωση της ρήξης του τένοντα ήταν σημαντικά ευκολότερη στα 3T.



Εικόνα 41: Α) Μαγνητική 1.5T στην περιοχή του καρπού για την ανάδειξη TFCC, οβελιαίο επίπεδο, T2 Β) Μαγνητική στην ίδια περιοχή με ίδιου εξεταζόμενου στα 3T (Anderson, Skinner, Felmlee, Berger, & Amrami, 2008).



Εικόνα 42: Α) Μαγνητική 1.5T του καρπού σε εγκάρσιο επίπεδο, με αστερίσκο σημειώνεται η περιοχή της ρήξης του συνδέσμου Β) Ίδια εξέταση στα 3T (Anderson, Skinner, Felmlee, Berger, & Amrami, 2008).

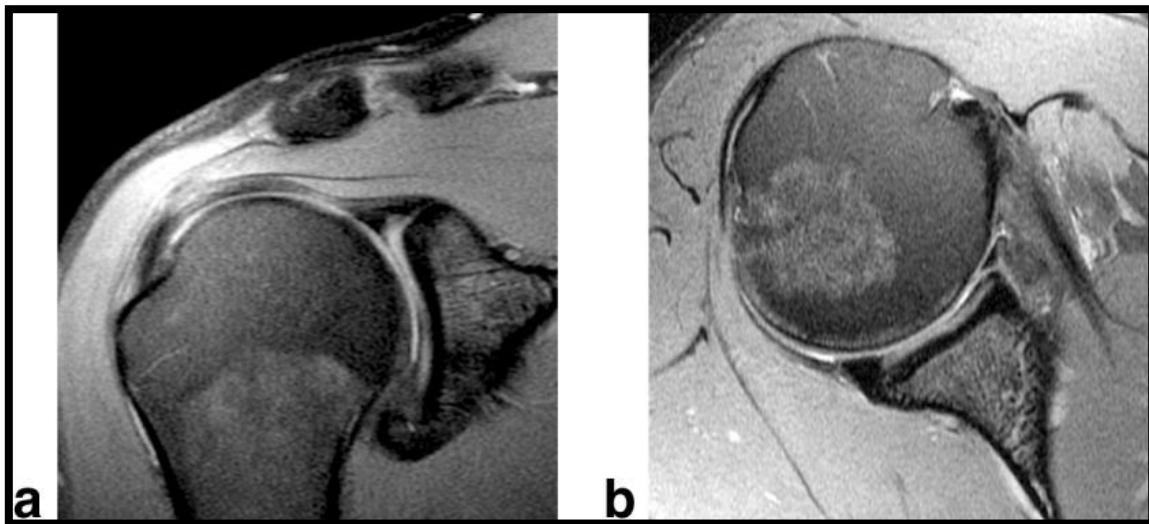
Αναλυτικότερα από την παραπάνω μελέτη προέκυψε ότι το ποσοστό ειδικότητας για την ανάδειξη ρήξης συνδέσμου στα 1.5T ήταν 64% και το ποσοστό ευαισθησίας 87%. Ωστόσο στις εξετάσεις με πεδίο 3T τα ποσοστά ανήλθαν σε 70% και 94% αντίστοιχα (Anderson, Skinner, Felmlee, Berger, & Amrami, 2008).

### 9.5 Απεικόνιση Μυοσκελετικού συστήματος στα 3T.

Η προοπτική των μαγνητικών τομογράφων 3T στην απεικόνιση του μυοσκελετικού συστήματος γίνεται αποδεκτή από την επιστημονική κοινότητα. Τα σπάνια απεικονιστικά πρωτόκολλα ευνοούνται από την μείωση του χρόνου, την βελτιωμένη ποιότητα εικόνας καθώς και την αυξημένη ανάλυση που παρέχουν τα υψηλότερα μαγνητικά πεδία στην απεικόνιση των αρθρώσεων.

### 9.5.1 Άρθρωση του ώμου

Οι περισσότερες έρευνες έχουν δείξει βελτίωση των παραγόντων SNR και CNR στην απεικόνιση του μυοσκελετικού συστήματος με μαγνητικούς τομογράφους 3T. Ο σχεδιασμός πηνίων για την απεικόνιση του ώμου σε υψηλότερα μαγνητικά πεδία παρουσιάζει αρκετές δυσκολίες, αλλά επιφέρει μεγάλη αύξηση στην ποιότητα εικόνας. Ρήξης στην περιοχή του ώμου εμφανίζονται καλύτερα, ειδικά με την χρήση ακολουθιών πυκνότητας πρωτονίων. Ένα είδος ρήξης που αφορά το ανώτερο τμήμα του επιχείλιου χόνδρου του ώμου και ονομάζεται ρήξη SLAP, είναι ιδιαίτερα δύσκολο να απεικονισθεί με χαμηλότερα μαγνητικά πεδία, όμως στα 3T η διάγνωση του γίνεται αρκετά ευκολότερη.



Εικόνα 43: Α) ρήξη τύπου SLAP, απεικόνιση σε οβελιαίο επίπεδο στα 3T Β) απεικόνιση της ρήξης σε εγκάρσιο επίπεδο (Kuo, Panchal, Tanenbaum, & Crues, 2007).

Παρόλο που οι απεικονίσεις στα 3T είναι βελτιωμένες, δεν υπάρχει αναφορά ότι η βελτίωση της ποιότητας εικόνας, παρέχει και βελτιωμένη διαγνωστική αξία στην περιοχή του ώμου. Η διαφορά της μαγνητικής επιδεκτικότητας μεταξύ του ασβεστίου και του κολλαγόνου αυξάνει την ευαισθησία της μαγνητικής τομογραφίας στην ανάδειξη ασβεστοποιήσεων στα υψηλότερα μαγνητικά πεδία.

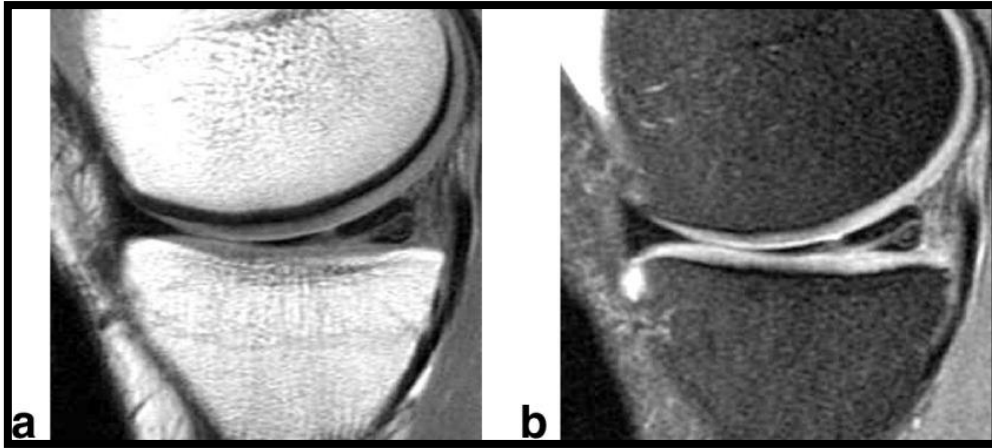
Πολύ καλά κλινικά αποτελέσματα έδειξε η χρήση ενός πηνίου 8 καναλιών σε πολύ υψηλό μαγνητικό πεδίο των 7T. Η ποιότητα της εικόνας ήταν πολύ υψηλή καθώς όλοι οι παράγοντες παρουσίασαν αύξηση (SNR,CNR,διακριτική ικανότητα κ.λπ.) με την ακολουθία TSEβαρύτητας PD. Η εξέταση σε έναν ασθενή 51 ετών ανέδειξε πολλά ευρήματα όπως η μείωση του χώρου μεταξύ του ακρωμίου και της άρθρωσης του ώμου από ένα οστεόφυτο καθώς και μερική ρήξη τένοντα που επιβεβαιώθηκε με αρθροσκόπηση(Rietsch, etal., 2017).



*Εικόνα 44: Παρα-οβελιαία απεικόνιση του ώμου με TSE βαρύτητας PD. Στα σημεία a,b,c υπάρχουν αλλοιώσεις στην φυσιολογική ανατομία της άρθρωσης (Rietsch, και συν., 2017).*

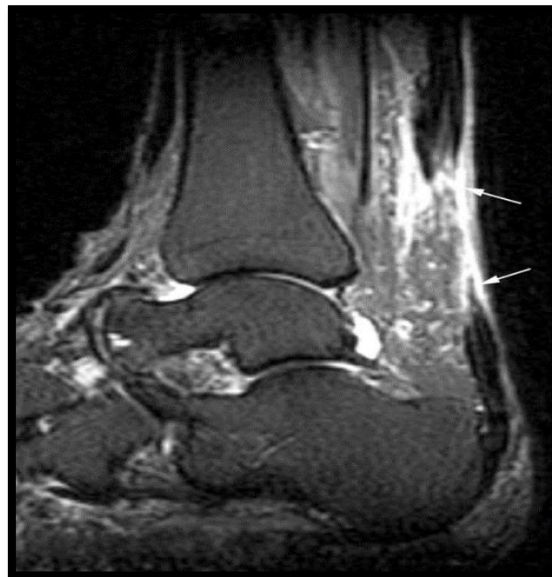
#### 9.5.2 Άρθρωση του γόνατος και της ποδοκνημικής

Οι μαγνητικοί τομογράφοι χρησιμοποιούνται ευρέως στην απεικόνιση της περιοχής του γόνατος. Στα πεδία 3T εμφανίζονται με εξαιρετική λεπτομέρεια και αυξημένη ανάλυση οι ρήξεις μηνίσκου καθώς και κακώσεις στην περιοχή της άρθρωσης.



Εικόνα 45: Ρήξη μηνίσκου στα 3T (Κυο, Panchal, Tanenbaum, & Crues, 2007).

Στην απεικόνιση της ποδοκνημικής άρθρωσης, τα σύγχρονα πηνία που έχουν δημιουργηθεί για πεδία 3T, δείχνουν μεγάλη βελτίωση στην ποιότητα εικόνας. Η απεικόνιση παθολογιών όπως η ρήξη του αχίλλειου τένοντα γίνεται ικανοποιητικά σε πεδία 3T(Κυο, Panchal, Tanenbaum, & Crues, 2007).



Εικόνα 46: Απεικόνιση ρήξης αχίλλειου τένοντα στα 3T  
(Κυο, Panchal, Tanenbaum, & Crues, 2007).

## **10. ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΥΠΕΡΥΨΗΛΩΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΠΕΔΙΩΝ(UHF)**

Στις αρχές του 2000 ξεκίνησε η έρευνα για την χρήση πολύ υψηλών μαγνητικών πεδίων, πάνω από 7T, στην μαγνητική τομογραφία. Τα πεδία αυτά ονομάστηκαν υπερύψηλα μαγνητικά πεδία (Ultra-high Magnetic fields- UHF). Θεωρητικά στα πεδία UHF μπορεί να επιτευχθεί πολύ υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα καθώς και εξαιρετικά υψηλό SNR. Ο πρώτος μαγνητικός τομογράφος με μαγνητικό πεδίο 7 Tesla εγκαταστάθηκε για ερευνητική χρήση στις αρχές του 21<sup>ου</sup> αιώνα. Το 2017 ο οργανισμός ελέγχου φαρμάκων και τροφίμων των ΗΠΑ έδωσε έγκριση στον πρώτο μαγνητικό τομογράφο 7T για κλινική χρήση. Σήμερα λειτουργούν πάνω από 70 μαγνητικοί τομογράφοι 7T σε όλο το κόσμο.

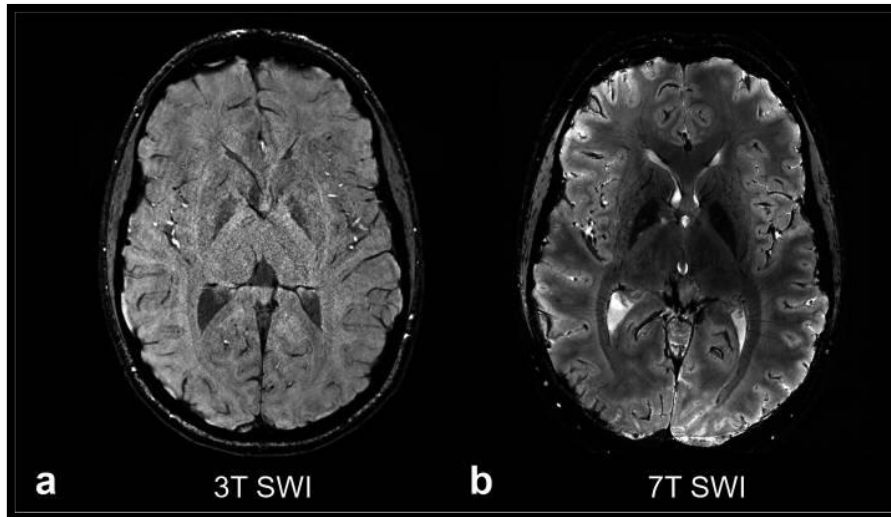
### **10.1 Απεικόνιση του εγκεφάλου στα 7T**

Τα περισσότερα πλεονεκτήματα των UHF παρατηρούνται στην απεικόνιση του εγκεφάλου, ειδικότερα στις τεχνικές που εκμεταλλεύονται φαινόμενα μαγνητικής επιδεκτικότητας όπως η απεικόνιση σταθμισμένης επιδεκτικότητας SWI και η λειτουργική απεικόνιση του εγκεφάλου fMRI. Η αύξηση του λόγου SNR και της χωρικής διακριτικής ικανότητας μπορούν να αναδείξουν ανατομικές δομές μόλις λίγων χιλιοστών και τις υποκείμενες παθολογίες. Συστήματα πηνίων υψηλής ενέργειας που δουλεύουν στην μέγιστη απόδοσή τους επιτρέπουν γρηγορότερη απόκτηση δεδομένων και υψηλού επιπέδου πληροφορίες. Επίσης οι προκλήσεις που σχετίζονται με την μαγνητική τομογραφία υπερύψηλων πεδίων περιλαμβάνουν σφάλματα λόγω επιδεκτικότητας και ανομοιογένειας του πεδίου και την αυξημένη εναπόθεση ενέργειας στους ιστούς.

#### **10.1.1 Απεικόνιση Μαγνητικής επιδεκτικότητας (SWI)**

Η υψηλότερη ευαισθησία της απεικόνισης μαγνητικής επιδεκτικότητας- Susceptibility weighted imaging (SWI) στους μαγνητικούς τομογράφους 7T, έχει ανοίξει ένα νέο πεδίο, καθώς παράγει υψηλή αντίθεση μεταξύ ιστών που περιέχουν διαφορετικές ποσότητες διαμαγνητικών ουσιών, όπως το σίδηρο, η αιμοσιδηρίνη, η δεοξυαιμοσφαιρίνη, η μυελίνη και το ασβέστιο. Η απεικόνιση SWI σε UHF προσφέρει πρωτοφανή ανατομική λεπτομέρεια και σχετιζόμενες τεχνικές όπως η χαρτογράφηση μαγνητικής επιδεκτικότητας QSM, μπορούν να προσφέρουν πληροφορίες σχετικά με την σύσταση των ιστών του εγκεφάλου.

Επιπλέον η υψηλότερη ευαισθησία στην δεοξυαιμοσφαιρίνη βελτιώνει τις ακολουθίες που σχετίζονται με το οξυγόνο του αίματος, τις BOLD ακολουθίες. Αυτό επιφέρει βελτίωση στις τεχνικές λειτουργικής απεικόνισης του εγκεφάλου.



Εικόνα 47: Απεικόνιση μαγνητικής επιδεκτικότητας σε 3T και 7T. Η βελτίωση στην ποιότητα της εικόνας είναι εμφανής (Cosottini & Roccatagliata, 2021).

Η βελτίωση της διακριτικής ικανότητας προσφέρει νέες δυνατότητες στην λειτουργική μελέτη μικρών ανατομικών δομών του εγκεφάλου. Ωστόσο η απώλεια σήματος που παρατηρείτε εξαιτίας ανομοιογενειών του πεδίου B0 και είναι εντονότερη σε δομές που περιέχουν αέρα, όπως η βάση του κρανίου, αποτελεί μειονέκτημα των πολύ υψηλών μαγνητικών πεδίων και περιορίζει την κλινική χρήση.

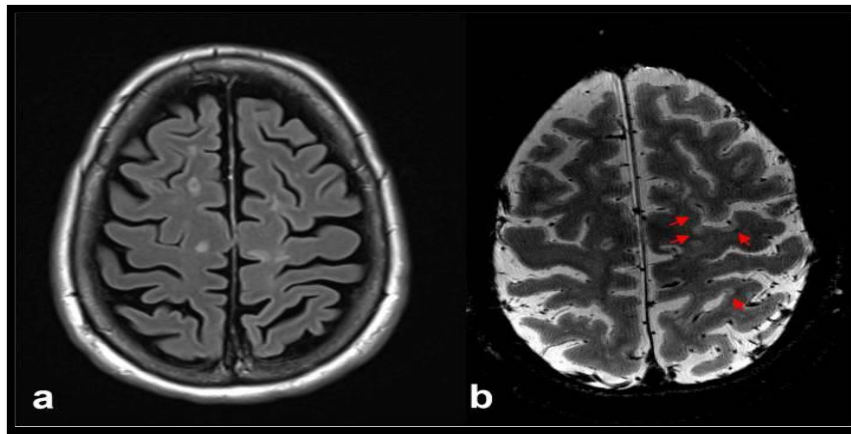
Με την αύξηση του πεδίου αυξάνεται και ο χρόνος χαλάρωσης T1. Στους μαγνητικούς τομογράφους 7T οι ακολουθίες time of flight TOF εκμεταλλεύονται αυτό το φαινόμενο αυξάνοντας το σήμα από τα αγγεία και καταστέλλοντας το σήμα από τους γύρω ιστούς. Με τον τρόπο αυτό οι τομογράφοι 7T προσφέρουν MR αγγειογραφίες υψηλότερης ανάλυσης με καλύτερη ποιότητα εικόνας (Cosottini & Roccatagliata, 2021).

#### 10.1.1 Σκλήρυνση κατά πλάκας

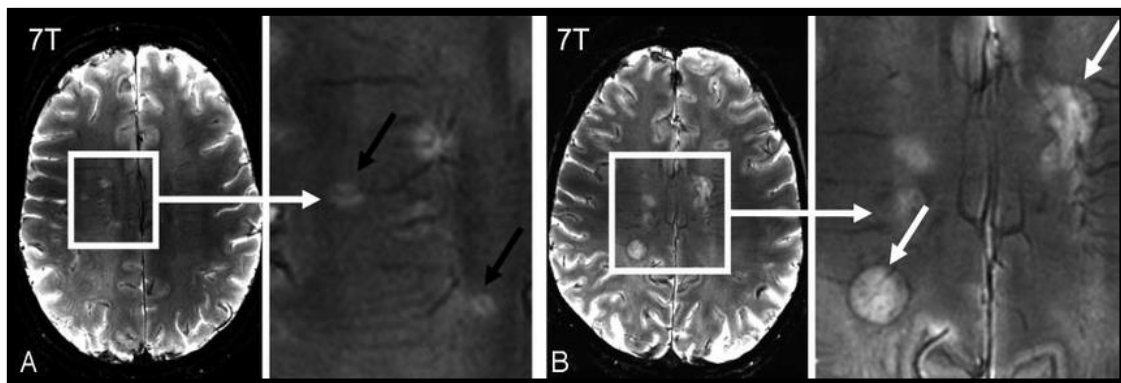
Στην σκλήρυνση κατά πλάκας, η αυξημένη ευαισθησία των μαγνητικών τομογράφων 7T στην αναγνώριση βλαβών, προσφέρει καλύτερη διαφορική διάγνωση της σκλήρυνσης από άλλες παθολογίες. Η αναγνώριση μίας κεντρικής φλέβας στις βλάβες που δημιουργεί η σκλήρυνση, στο εσωτερικό της λευκής ουσίας του εγκεφάλου, αποτελεί σημάδι που διαφοροποιεί την σκλήρυνση από άλλες παθολογίες που μπορούν να την μιμηθούν. Σε



έρευνα που πραγματοποιήθηκε σε 7 ασθενείς με σκλήρυνση κατά πλάκας, έδειξε ότι το σημάδι της κεντρικής φλέβας, αναγνωρίστηκε σε ποσοστό 87% στον μαγνητικό τομογράφο 7T και 45% στο πεδίο 3T. Η αναγνώριση των βλαβών σχετίζεται με την πρόβλεψη της νευρολογικής επιβάρυνσης και την πρόοδο της νόσου (Vachha & Huang, 2021).



Εικόνα 48: Α) Απεικόνιση σε πεδίο 3T Β) Απεικόνιση σε πεδίο 7T. Οι αλλοιώσεις που οφείλονται στην σκλήρυνση κατά πλάκας είναι πολύ πιο εμφανής κα καλύτερα διακριτές στην απεικόνιση 7T και παρουσιάζουν αυξημένη αντίθεση και διακριτική ικανότητα (Vachha & Huang, 2021).

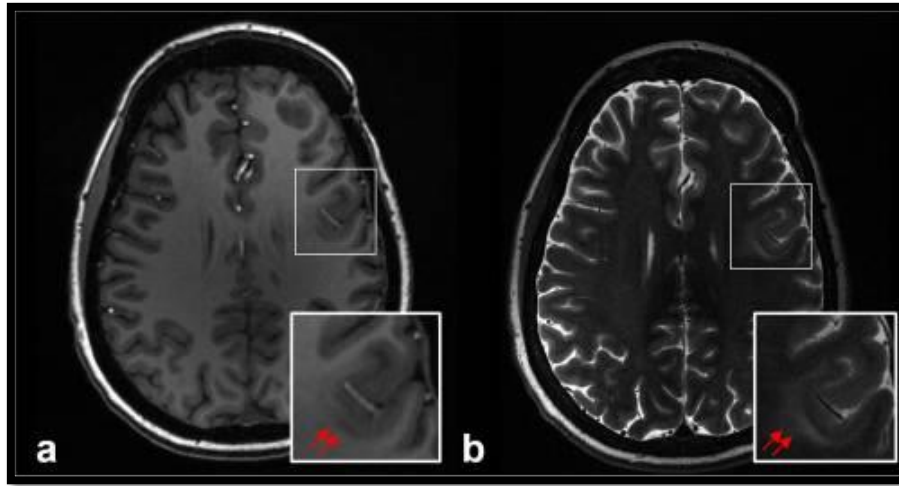


Εικόνα 49: Απεικόνιση των χαρακτηριστικών κεντρικών φλεβών, υπόδειξη ότι οι αλλοιώσεις οφείλονται σε σκλήρυνση κατά πλάκας (Vachha & Huang, 2021).

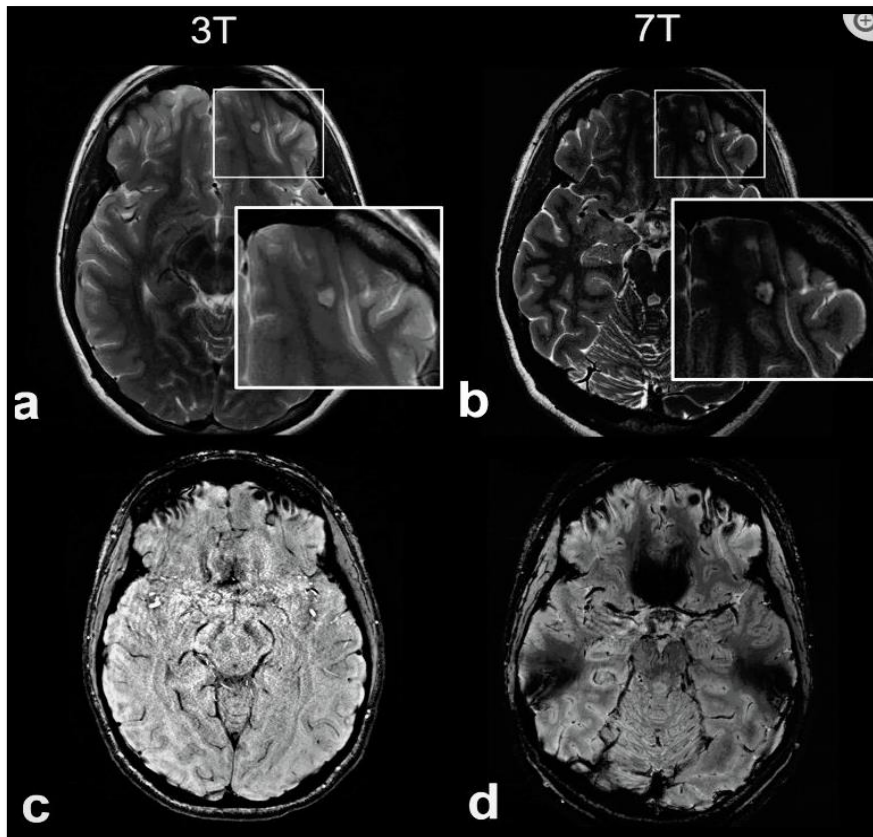
### 10.1.2 Επιληψία

Η χειρουργική προσέγγιση στους ασθενείς που πάσχουν από επιληψία, ίσως παρέχει τις καλύτερες πιθανότητες για την ολική θεραπεία των επιληπτικών κρίσεων. Η απεικόνιση με μαγνητική τομογραφία έχει εξαιρετικά σημαντικό ρόλο στην ανάδειξη των εστιών του εγκεφάλου που σχετίζονται με τις επιληπτικές κρίσεις, για τον σχεδιασμό του χειρουργείου. Παρ όλα αυτά, περίπου στο 30% των εξετάσεων που γίνονται σε πεδία 1.5T και 3T, δεν παρατηρούνται ιδιαίτερες αλλοιώσεις που να σχετίζονται με την επιληψία. Το υψηλότερο SNR που παρέχουν τα πολύ υψηλά μαγνητικά πεδία των 7T, θα μπορούσε να αναδείξει τις

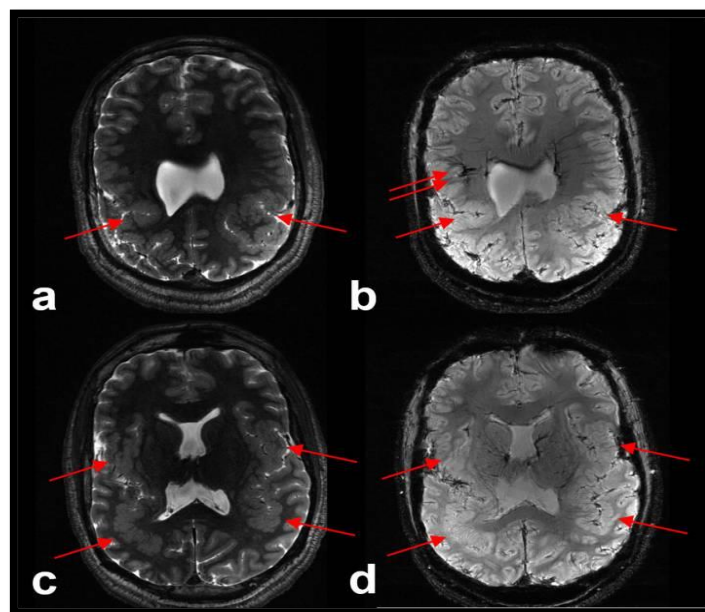
συγκεκριμένες εστίες που μπορεί να μην είχαν αναδειχθεί πλήρως με τα μικρότερα πεδία. Έρευνες έδειξαν ότι παρατηρήθηκαν εστίες με παθογνωμικό χαρακτήρα στους 25 από τους 37 ασθενείς που έπασχαν από επιληπτικές κρίσεις. Οι 15 από αυτές τις εστίες αποδείχθηκε ότι σχετίζονταν με την επιληψία. Στην ίδια έρευνα αποδείχθηκε ότι οι ακολουθίες SWI στα 7T, ήταν πολύ ευαίσθητες στην ανάδειξη αγγειακών ανωμαλιών, σπηλαιώδους δυσπλασίας και πολυμικροκυρίας.



Εικόνα 50: Α) Εγκάρσια απεικόνιση του εγκεφάλου στα 7T βαρύτητας T1 Β) Βαρύτητας T2. Απεικονίζεται θόλωση της συμβολής φαιάς-λευκής ουσίας(κόκκινα βέλη) (Vachha & Huang, 2021).



Εικόνα 51: Απεικόνιση σπηλαιώδους δυσπλασίας σε πεδία 3T και 7T (Vachha & Huang, 2021).

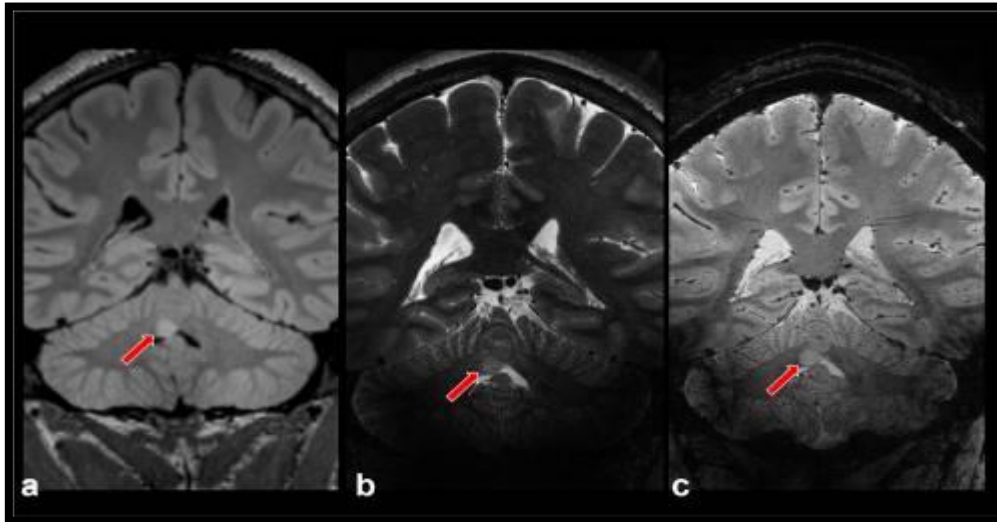


Εικόνα 52: Απεικόνιση πολυμικρογουρίας με σύστημα 7T (Vachha & Huang, 2021).

### 10.1.3 Εγκεφαλικοί όγκοι

Αρκετές έρευνες υποστηρίζουν ότι η μαγνητική τομογραφία 7T παρέχει περισσότερες πληροφορίες αναφερόμενες στην μικροαγγείωση και νέκρωση των εγκεφαλικών όγκων

από ότι προσφέρουν τα 1.5 και 3T. Αυτό βοηθάει στην αρχική εκτίμηση των ασθενών με γλοίωμα καθώς τα γλοιώματα υψηλής κακοήθειας παρουσιάζουν πολλαπλή μικροαγγείωση στην μαγνητική τομογραφία 7T, σε σχέση με τα γλοιώματα μικρότερης κακοήθειας.



Εικόνα 53: Α) Απεικόνιση του όγκου σε 3T Β) Απεικόνιση του όγκου με απεικόνιση μαγνητικής επιδεκτικότητας στα 7T Γ) Απεικόνιση στα 7T που δείχνει ότι δεν υπάρχει εμφανής αγγείωση του όγκου (Vachha & Huang, 2021).

Στην παραπάνω εικόνα παρατηρούμε έναν όγκο που αναγνωρίστηκε σε μαγνητική τομογραφία 3T και αξιολογήθηκε περαιτέρω στα 7T. Παρατηρούμε την αγγείωσή του.

Η MR αγγειογραφία στα 7T μας δίνει την δυνατότητα απεικόνισης των αγγείων που βρίσκονται εντός του όγκου. Ακολουθίες FLAIR στα 7T προσφέρουν υψηλότερο SNR συγκριτικά με τα 3T και καλύτερη ποιότητα εικόνας, προσφέροντας καλύτερο σχεδιασμό της θεραπείας σε ασθενείς με γλιοβλάστωμα πριν την ακτινοθεραπεία (Vachha & Huang, 2021).

## 10.2 Σύγκριση συστημάτων 7T και 3T

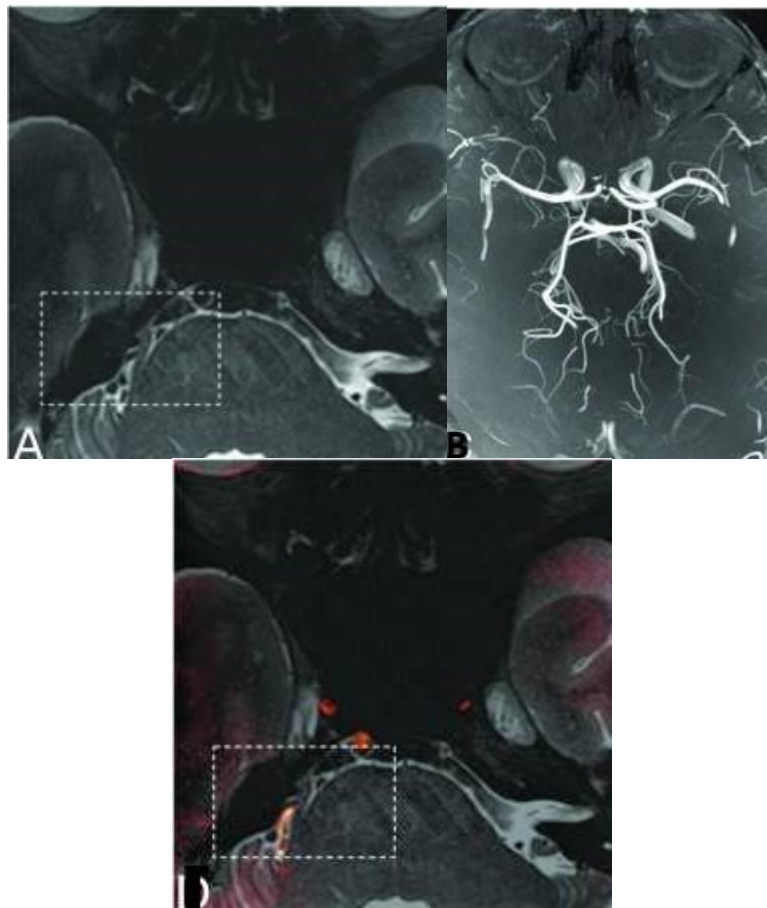
### 10.2.1 Μελέτη σχετικά με την ανάδειξη τοιχομάτων ενδοκρανιακών αγγείων

Στην συγκεκριμένη μελέτη εξετάστηκε η απεικόνιση των τοιχομάτων των ενδοκρανιακών αγγείων στον ηλικιωμένο πληθυσμό με συστήματα απεικόνισης 7T και 3T. Συγκεκριμένα στην έρευνα πήραν μέρος 21 ηλικιωμένοι χωρίς σχετική συμπτωματολογία όπου υπεβλήθησαν σε μαγνητική τομογραφία με και χωρίς την χρήση σκιαγραφικού παράγοντα. Οι εξετάσεις αξιολογήθηκαν από δύο διαφορετικούς ακτινολόγους ως προς την ποιότητα

της εικόνας, την ύπαρξη και τα χαρακτηριστικά των τοιχωματικών αλλοιώσεων. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντικά καλύτερη ανάλυση των τοιχωμάτων στα 7T αλλά η ύπαρξη σφαλμάτων ήταν σημαντικά συχνότερη και υποβάθμιζαν την αξιολόγηση των εικόνων. Σημαντικό είναι το γεγονός πως στις εικόνες 3T ανιχνεύθηκαν 48 βλάβες από τις οποίες οι 7 εμφάνισαν αυξημένη ένταση με το σκιαγραφικό, ενώ στις εικόνες 7T παρατηρήθηκαν συνολικά 79 βλάβες από τις οποίες οι 29 εμφάνισαν αύξηση. Το 71% των βλαβών που παρατηρήθηκαν στις εικόνες 3T εμφανίστηκαν αντίστοιχα και στα 7T (Harteveld, και συν., 2016).

### 10.2.2 Μελέτη σχετικά με την ανάδειξη νευραλγίας του τριδύμου νεύρου

Η νευραλγία του τριδύμου νεύρου είναι ακόμη μία παθολογική κατάσταση όπου το υψηλότερο πεδίο των 7T θα μπορούσε να συμβάλει στην καλύτερη απεικόνισή της. Η πιο συχνή αιτιολογία της νευραλγίας του τριδύμου νεύρου είναι η αγγειακή συμπίεση και η ακολουθία TOF παίζει σημαντικό ρόλο στην διάγνωση της. Στα συστήματα 7T η TOF απεικονίζει καλύτερα τους μικρότερους αρτηριακούς κλάδους από ότι στα συστήματα μικρότερης έντασης. Για τον λόγο αυτό, η απεικόνιση στα συστήματα 7T μπορεί να είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε ασθενείς με νευραλγία τριδύμου στους οποίους η σάρωση σε χαμηλότερο πεδίο αποτυγχάνει να επιβεβαιώσει την αγγειακή συμπίεση.

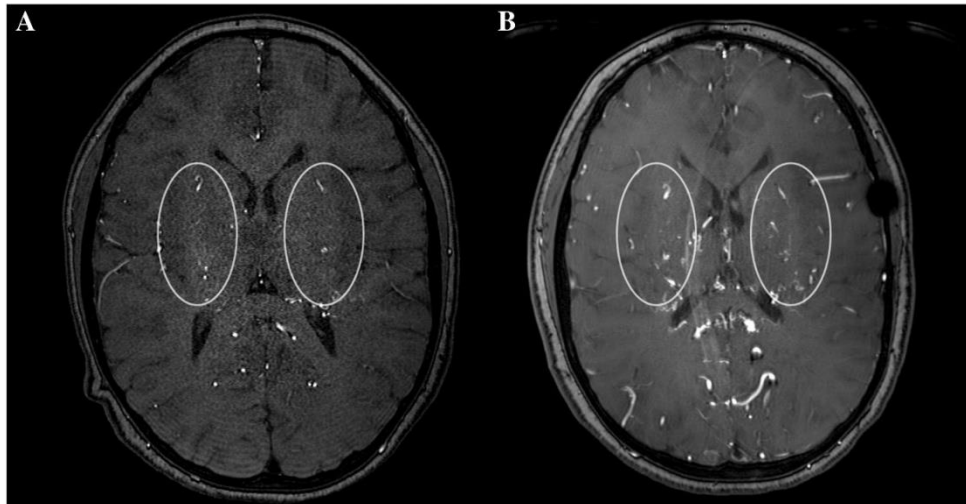


Εικόνα 54: Απεικόνιση 7T ασθενούς με νευραλγία τριδύμου συνοδευόμενη από στένωση νεύρου στα δεξιά. Η τρίτη εικόνα αποτελεί συνδυασμό των άλλων 2 με χρωματισμό (Rutland, και συν., 2020).

### 10.2.3 Συγκριτική έρευνα για την ανάδειξη αρτηριακής δυσπλασίας σε συστήματα 7T και 3T

Σε μία μελέτη που πραγματοποιήθηκε σε 12 εξεταζόμενους που πάσχουν από ασθένεια Μογατογα, μία δυσπλασία της έσω κρωτιδικής αρτηρίας που συνδέεται με συχνότερη εμφάνιση εγκεφαλικών επεισοδίων, έγινε σύγκριση μεταξύ των μαγνητικών τομογράφων

7T και 3T. Στην μελέτη αυτή δεν παρατηρήθηκε κάποια εμφανή διαφορά στο ποσοστό διάγνωσης μεταξύ των δύο μαγνητικών πεδίων. Ωστόσο στα 3T παρατηρήθηκε υπερεκτίμηση της σταδιοποίησης της νόσου (Ho Oh, και συν., 2017).



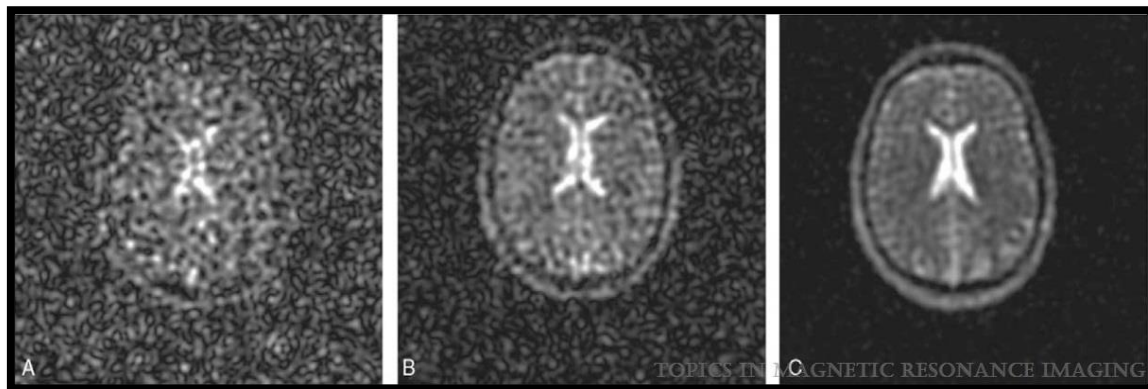
Εικόνα 55: Σύγκριση απεικόνισης ασθενείας Μογατογα με σύστημα 3T (A) και 7T(B). Η εικόνα B παρουσιάζει ενίσχυση του σήματος στα βασικά γάγγλια (Ho Oh, και συν., 2017).

## 11. ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΣΕ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΠΟΛΥ ΥΨΗΛΩΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΠΕΔΙΩΝ(UHF)

### 11.1 Πολυπύρνη απεικόνιση-Multinuclear Imaging

Η αύξηση της έντασης του μαγνητικού πεδίου πάνω από τα 7T, προσφέρει μεγαλύτερη μαγνήτιση στους ιστούς του οργανισμού καθώς η ένταση του σήματος αυξάνεται στο τετραπλάσιο του πεδίου B0. Αυτή η αύξηση του σήματος ώθησε την επιστημονική κοινότητα στην μελέτη και άλλων στοιχείων εκτός του  $^1\text{H}$  για απεικόνιση με μαγνητική τομογραφία. Η τεχνική αυτή ονομάζεται πολυπύρνη απεικόνιση και επιτρέπει την μελέτη και άλλων πυρήνων, που δεν εμφανίζονται με τόση μεγάλη αφθονία στους ιστούς. Μερικούς από τους πυρήνες που βρίσκονται υπό μελέτη είναι το  $^{13}\text{C}$ ,  $^{23}\text{Na}$ ,  $^{31}\text{P}$ . Η χρήση UHF για την πολυπύρνη απεικόνιση βελτιώνει πολύ το SNR και την ποιότητα εικόνας και επιτρέπει την μελέτη αυτής της σύγχρονης τεχνικής (Cosottini&Roccatagliata, 2021).

### 11.1.1 Πολυπύρνηνη απεικόνιση εγκεφάλου στα 7T

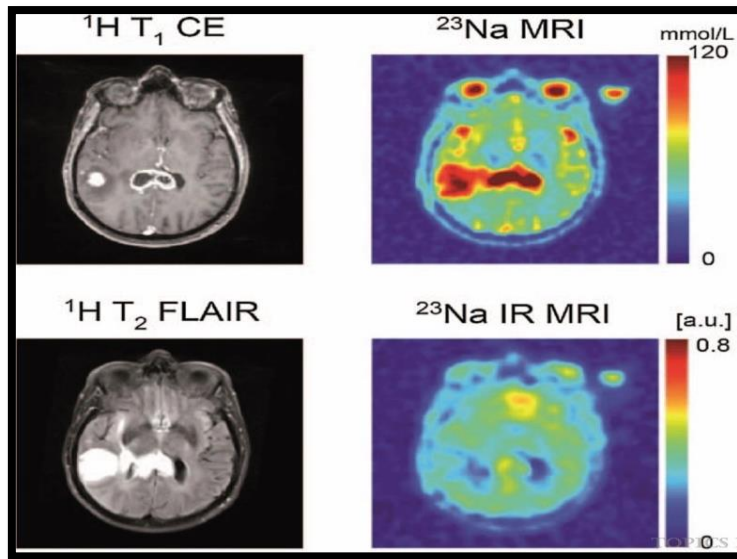


Εικόνα 56: Α) Πολυπύρνηνη απεικόνιση εγκεφάλου με  $^{23}\text{Na}$  στα 3T Β) και Γ) Στα 7T με διαφορετική τεχνική ανακατασκευής (Niesporek, Nagel, & Platt, 2019).

Η μελέτη του  $^{23}\text{Na}$  στηρίζεται στην σημασία που έχει το στοιχείο για την φυσιολογική λειτουργία των ιστών. Η έρευνα έχει επικεντρωθεί στην μελέτη του εγκεφάλου και μυών. Σε φυσιολογικό εγκεφαλικό ιστό, η συγκέντρωση του  $^{23}\text{Na}$  κυμαίνεται στα 40-50mmol/L και έχει υπολογισθεί για την φαιά και την λευκή ουσία αντίστοιχα. Έχει υπολογισθεί ότι περίπου το μισό οξυγόνο του εγκεφάλου χρησιμοποιείται για να τροφοδοτήσει την ανταλλαγή ιόντων Na και ιόντων P μεταξύ του ενδοκυτταρικού και εξωκυτταρικού χώρου των κυττάρων. Η αυξημένη συγκέντρωση των επιπέδων Na μπορεί να αποτελέσει κακό προγνωστικό παράγοντα για αρκετές παθολογίες του εγκεφάλου. Στην σκλήρυνση κατά πλάκας, η συγκέντρωση του Na παίζει βασικό ρόλο στην φλεγμονή καθώς και στην πορεία της εκφυλιστικής διαδικασίας.

Στην απεικόνιση του γλοιοβλαστώματος, η παθολογική περιοχή εμφανίζει αυξημένη ένταση σε όλα τα σημεία του όγκου με την χρήση της μαγνητικής τομογραφίας Na, σε πεδίο 7T. Η μαγνητική τομογραφία Na με τεχνική inversion recovery, που έγινε με μαγνητικό τομογράφο 3T, έδειξε αυξομειώσεις στην ένταση της παθολογικής περιοχής (Niesporek, Nagel, & Platt, 2019).

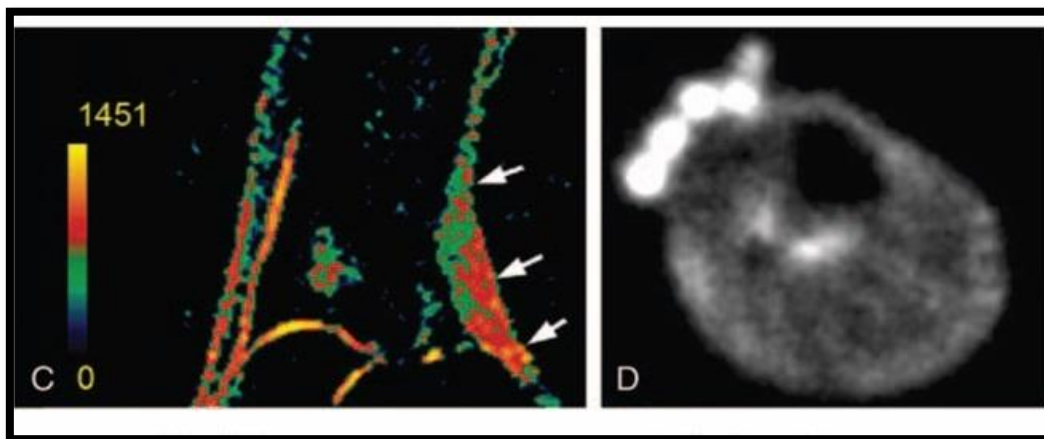




Εικόνα 57: Απεικόνιση γλοιοβλαστώματος με πολυπύρρηνη απεικόνιση<sup>23</sup>Na. Η κάθε εξέταση χρειάστηκε περίπου 10 λεπτά για να ολοκληρωθεί (Niesporek, Nagel, & Platt, 2019).

### 11.1.2 Πολυπύρρηνη απεικόνιση μυοσκελετικού

Η μελέτη της μαγνητικής τομογραφίας Na αποτελεί σημαντικό εργαλείο για την μελέτη μυών και τενόντων καθώς χρησιμεύει στην μέτρηση της γλυκοζαμινογλυκάνης (GAG). Η γλυκοζαμινογλυκάνη παίζει σημαντικό ρόλο στην ομοίωση των χόνδρων. Μελέτες έδειξαν την σημασία της στους υγιείς και στους ιστούς που πάσχουν από οστεοαρθρίτιδα καθώς και στην δυνατότητα επιδιόρθωσης των ιστών. Η τεχνική δείχνει καλύτερη ποιότητα εικόνας στα υψηλότερα πεδία και αυξημένο λόγο SNR (Niesporek, Nagel, & Platt, 2019).

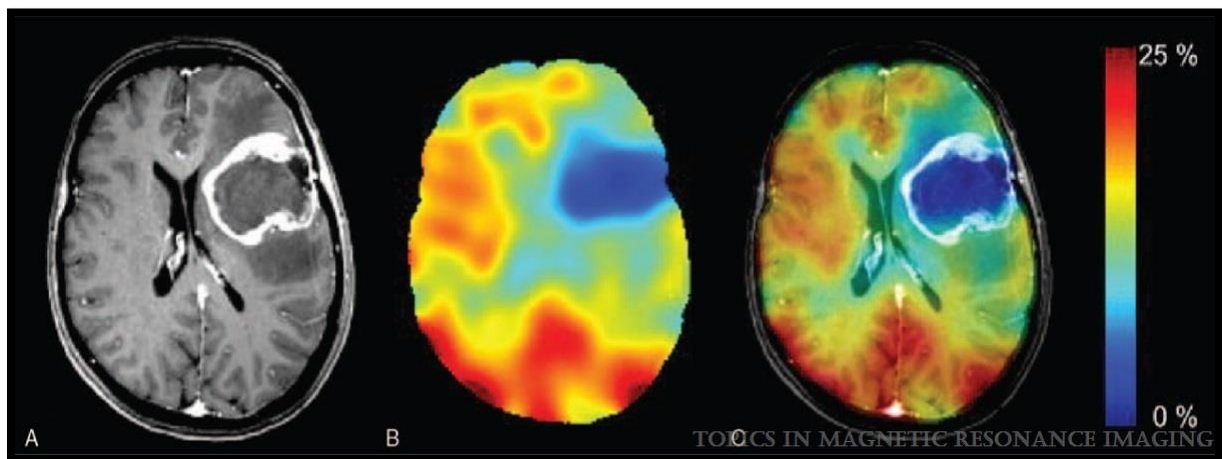


Εικόνα 58: Πολυπύρρηνη απεικόνιση με Ναχρόνιας τενοντίτιδας του αχιλλείου τένοντα όπου εμφανίζεται αυξημένο σήμα σε ολόκληρη την άρθρωση (Niesporek, Nagel, & Platt, 2019).

### 11.1.3 Πολυπύρηνη απεικόνιση $^{17}\text{O}$

Ο μεταβολισμός της γλυκόζης με την μέθοδο της οξειδωτικής φωσφορυλίωσης για την παραγωγή τριφωσφορικής αδενοσίνης ATP είναι βασικός δείκτης της κυτταρικής λειτουργίας και βιωσιμότητας. Το  $\text{H}_2\text{O}$  αποτελεί υπόλειμμα της οξειδωτικής φωσφορυλίωσης και αποτελεί δείκτη για την λειτουργία του κυττάρου. Σε πολλές παθολογικές καταστάσεις, ο δείκτης μεταβολής του οξυγόνου  $\text{CMRO}_2$  έχει διαγνωστική αξία.

Η απεικόνιση μαγνητικής τομογραφίας  $^{17}\text{O}$  σε πολύ υψηλά μαγνητικά πεδία, θα μπορούσε να δώσει πληροφορίες για ογκολογικά περιστατικά με βάση τον δείκτη  $\text{CMRO}_2$ . Ωστόσο η εξέταση αυτή απαιτεί το ισότοπο  $^{17}\text{O}$  που είναι κοστοβόρο. Η πρώτη μελέτη μαγνητικής τομογραφίας  $^{17}\text{O}$  έγινε το 2014, σε ασθενή με γλοιοβλάστωμα 4<sup>ου</sup> βαθμού και έδειξε ισχυρή μείωση του  $\text{CMRO}_2$  στην περιοχή του όγκου. Περαιτέρω μελέτες σε ασθενείς με όγκους υψηλής και χαμηλής κακοήθειας απέδειξαν την απευθείας συσχέτιση του όγκου με την μεταβολική δραστηριότητα. Με αυτή την τεχνική γίνεται πλέον δυνατή η απεικόνιση του Warburg effect και παρέχονται πληροφορίες για την παθοφυσιολογία του όγκου, που θα μπορούσαν να έχουν σημαντικό ρόλο στον σχεδιασμό της θεραπείας και την παρακολούθηση της πορείας της νόσου.



Εικόνα 59: Πολυπύρηνη απεικόνιση με  $^{17}\text{O}$  μετά από εισπνοή  $^{17}\text{O}_2$ . Συνδυασμός της εικόνας με μία κλασική απεικόνιση του εγκεφάλου με  $^1\text{H}$  για διερεύνηση νεκρωτικών περιοχών του όγκου και την κατάσταση της οξυγόνωσής του (Niesporek, Nagel, & Platt, 2019).

## 12. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η παραγωγή εικόνων που θα χαρακτηρίζονται από υψηλή ποιότητα και ανάλυση, αποτελεί σημαντική επιτυχία της μαγνητικής τομογραφίας ως σύγχρονη μέθοδος απεικόνισης. Η επίτευξη υψηλών λόγων SNR, CNR και χωρικής διακριτικής ικανότητας καθώς και η ελαχιστοποίηση του θορύβου και των τεχνικών σφαλμάτων, καθορίζουν την τελική ποιότητα της εικόνας. Η ένταση του μαγνητικού πεδίου έχει άμεσο ρόλο στην τελική εικόνα και καθορίζει σε μεγάλο βαθμό την μέγιστη ποιότητα που μπορεί να επιτευχθεί.

Οι μελέτες που έχουν ολοκληρωθεί σχετικά με τα υψηλότερα μαγνητικά πεδία επιβεβαιώνουν αυτή την συσχέτιση πεδίου-ποιότητας. Παρόλο που τα συστήματα μαγνητικών τομογράφων 1.5 Tesla έχουν εισέλθει στην κλινική πράξη πολύ νωρίτερα από τα νεότερα συστήματα 3 Tesla, όλες οι μελέτες αποδεικνύουν ότι τα υψηλότερα πεδία μπορούν να αποδώσουν το εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος με μεγαλύτερη ακρίβεια και να αναδείξουν δομές που ήταν δύσκολο να απεικονισθούν στο παρελθόν. Η μείωση του χρόνου εξέτασης είναι ακόμα ένας παράγοντας που έχει ιδιαίτερη σημασία και θα αναβαθμίσει την μαγνητική τομογραφία σε σχέση με άλλες μεθόδους απεικόνισης.

Το πλέον σύγχρονο και τεχνολογικά πιο εξελιγμένο κομμάτι αφορά τα υπερυψηλά μαγνητικά πεδία UHF. Οι πρόσφατες μελέτες έχουν δείξει ακόμα μεγαλύτερες δυνατότητες απεικόνισης με αυτά τα συστήματα που δεν αφορά μόνο την εξαιρετικά υψηλή ανάλυση που μπορεί να επιτευχθεί, αλλά και τεχνικές όπως η SWI και η πολυπύρρηνη απεικόνιση που θα δώσουν νέες πληροφορίες για την λειτουργία πολλών παθολογιών.

Εν κατακλείδι, η παρούσα εργασία επιβεβαιώνει την γενική θέση της συσχέτισης της ποιότητας εικόνας με την ένταση του μαγνητικού πεδίου. Είναι πολύ σημαντικό να επιτευχθεί η βελτιστοποίηση των νεότερων συστημάτων μαγνητικής τομογραφίας ώστε να επιτευχθούν οι μέγιστες δυνατότητες που προσφέρουν τα υψηλά μαγνητικά πεδία. Οι δυνατότητες απεικόνισης στο σύντομο μέλλον θα είναι αξιοσημείωτες και θα οδηγήσουν σε αλματώδη εξέλιξη όχι μόνο στον τομέα της απεικόνισης.

## Βιβλιογραφία

- A. Pooley, R. (2005, Ιούλιος 1). Fundamental Physics of MR Imaging. *RadioGraphics*. doi:<https://doi.org/10.1148/rg.254055027>
- Allisy-Roberts, P., & Williams, J. (2008). *Farr's Physics for Medical Imaging*. Saunders. doi:<https://doi.org/10.1016/C2009-0-34335-4>
- Alvarez-Linera, J. (2008). 3T MRI: Advances in brain imaging. *European Journal of Radiology*, σσ. 415-426. doi:[doi:10.1016/j.ejrad.2008.02.045](https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.02.045)
- Anderson, M., Skinner, J., Felmlee, J., Berger, R., & Amrami, K. (2008). Diagnostic Comparison of 1.5 Tesla and 3.0 Tesla Preoperative MRI of the Wrist in Patients With Ulnar-Sided Wrist Pain. *The Journal of Hand Surgery*, σσ. Pages 1153-1159. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2008.02.028>
- Answers in Genesis*. (n.d.). Ανάκτηση από Answers in Genesis: <https://answersingenesis.org/creation-scientists/profiles/super-scientist-slams-societys-spiritual-sickness/>
- Bustin, A. (2017, Νοέμβριος). Advanced Reconstruction Techniques in Free-Breathing Multi-Contrast High-Resolution Cardiac Magnetic Resonance Imaging. doi:[10.13140/RG.2.2.26046.13121](https://doi.org/10.13140/RG.2.2.26046.13121)
- Canon. (n.d.). *Global Canon*. Ανάκτηση από Global Canon: <https://global.canon/en/technology/support28.html>
- Chang YC, Huang KM, Chen JH, & Su CT. (1999, Νοέμβριος). Impact of magnetic resonance imaging on the advancement of medicine. *Formos Med Association*.
- Cleary, J., & Guimarães, A. (2014). Magnetic Resonance Imaging. Στο L. M. McManus, & R. N. Mitchell, *Pathobiology of Human Disease* (σσ. 3987-4004). Elsevier. doi:<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-386456-7.07609-7>
- Cosottini, M., & Roccatagliata, L. (2021, Αυγούστος). Neuroimaging at 7 T: are we ready for clinical transition? *European Radiology Experimental*. doi: [10.1186/s41747-021-00234-0](https://doi.org/10.1186/s41747-021-00234-0)
- Elster, A. D. (2021). *MRI Questions*. Ανάκτηση από MRIquestions.com: MRIquestions.com
- Fagan, A., Bitz, A., Bjorkman-Burtscher, I., Collins, C., Kimbrell, V., & Raaijmakers, A. (2020, Αύγουστος). 7T MR Safety. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. doi: <https://doi.org/10.1002/jmri.27319>
- Gallagher TA, Nemeth AJ, & Hacin-Bey L. (2008, Μάιος). An introduction to the Fourier transform: relationship to MRI. *AJR Am J Roentgenol*, σσ. 190(5):1396-405.
- George, R., Dela Cruz, J., Singh, R., Ilangovan, R., & Stewart, O. (n.d.). *MRI Masters*. Ανάκτηση από mrimasters: <https://mrimaster.com/>
- Gorter, C. (1946). *Negative result of an attempt to observe Nuclear Magnetic Resonance in solids*. Χάγη.
- Güllmar, D. (2008, Ιανουάριος). Anisotropic EEG/MEG volume conductor modeling based on Diffusion Tensor Imaging.

- Harmonay , V. (2018). *Atlantis Worldwide*. Ανάκτηση από <https://info.atlantisworldwide.com/blog/mri-gradient-coils-101>
- Harteveld, A., van der Kolk, A., Bart van der Worp, B., Dieleman, N., Siero, J., Kuijff, H., . . . Hendrikse, J. (2016, Ιούλιος). High-resolution intracranial vessel wall MRI in an elderly asymptomatic population: comparison of 3T and 7T. *Eur Radiol*. doi: 10.1007/s00330-016-4483-3
- Ho Oh, B., Cheol Moon, H., Man Baek, H., Joo lee, Y., Woo Kim, S., Jai jeon, Y., . . . Rae Kim, H. (2017, Απρίλιος). Comparison of 7 T and 3 T MRI in patients with moyamoya disease. *Magnetic Resonance Imaging*, σσ. 134-138. doi:<https://doi.org/10.1016/j.mri.2016.11.019>
- J. Shaffer , J., & Mani, M. (2020, Σεπτέμβριος). Proton Exchange Magnetic Resonance Imaging: Current and Future applications in psychiatric research. doi:<https://doi.org/10.3389/fpsy.2020.532606>
- Jezzard, P., & Stuart , C. (2001). Principles of nuclear magnetic resonance and MRI. Στο P. Jezzard, P. Matthews, & S. Smith, *Functional Magnetic Resonance Imaging: An Introduction to Methods* (σσ. 68-92). Oxford University Press. doi:<https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780192630711.003.0003>
- Kabasawa, H. (2021, Απρίλιος). MR Imaging in the 21st Century: Technical Innovation. *Magnetic Resonance in Medical Sciences*, σσ. 71-82. doi:[doi:10.2463/mrms.rev.2021-0011](https://doi.org/10.2463/mrms.rev.2021-0011)
- Krupa, K., & Bekiesińska-Figatowska, M. (2015, Φεβρουάριος). Artifacts in Magnetic Resonance Imaging. *Polish Journal of Radiology*, σσ. 93-106. doi:[10.12659/PJR.892628](https://doi.org/10.12659/PJR.892628)
- Kuo, R., Panchal, M., Tanenbaum, L., & Crues, J. (2007, Φεβρουάριος). 3.0 Tesla imaging of the musculoskeletal system. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, σσ. 245-261. doi:[10.1002/jmri.20815](https://doi.org/10.1002/jmri.20815).
- Kusumasuganda, I. (n.d.). *MRI for you*. Ανάκτηση από MRI FOR YOU: <http://mriforyou.blogspot.com/2010/05/artifact-know-how.html>
- Lavdas, E., Papaioannou, M., Boci, N., Dardiotis, E., Roka, V., Sakkas, G., . . . Mavroidis, P. (2021, Ιανουάριος). Common and Uncommon Artifacts in T1 FLAIR SAG Sequences of MRI Brain. *Current Problems in Diagnostic Radiology*, σσ. 59-65. doi:<https://doi.org/10.1067/j.cpradiol.2019.08.001>
- Magnetic Resonance Imaging*. (2017, Σεπτέμβριος). Ανάκτηση από Magnetic Resonance Imaging: <https://radiologykey.com/3-0-t-mri-diagnostic-features-comparison-with-lower-magnetic-fields/>
- Meter, J. V. (n.d.). Signal and Noise in f. MRI.
- Moats , R., Sendhil, V., Jacobs, R., & Gonzalez, G. (2003, Ιούλιος). Micro-MRI at 11.7 T of a Murine Brain Tumor Model Using Delayed Contrast Enhancement. *Molecular Imaging*, σσ. 150-158. doi:[10.1162/15353500200303112](https://doi.org/10.1162/15353500200303112)
- MRI SHARK*. (2021). Ανάκτηση από MRI SHARK: <http://www.mrishark.com/image-resolution.html#>
- My-MS.org*. (2008-2022). Ανάκτηση από My-MS.org: [https://my-ms.org/mri\\_physics.htm](https://my-ms.org/mri_physics.htm)
- Niesporek, S., Nagel, A., & Platt, T. (2019, Ιούνιος). Multinuclear MRI at Ultrahigh Fields. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, σσ. 173-188. doi:[10.1097/RMR.0000000000000201](https://doi.org/10.1097/RMR.0000000000000201)

- O'Connor, M. (2019, Ιούλιος). Scientists harness MRI to image individual atoms. *Artificial Intelligence*.
- Rietsch, S. H., Pfaffenrot, V., Bitz, A. K., Orzada, S., Brunheim, S., Lazik-Palm, A., . . . Kraff, O. (2017). An 8-channel transmitter 7-channel receive RF coil setup for high SNR ultrahigh-field MRI of the shoulder at 7T. *Medical Physics*. doi:<https://doi.org/10.1002/mp.12612>
- Rutland, J., Delman, B., Gill, C., Zhu, C., Shrivastava, R., & Balchandani, P. (2020, Ιανουάριος). Emerging Use of Ultra-High-Field 7T MRI in the Study of Intracranial Vascularity: State of the Field and Future Directions. *AJNR Am J Neuroradiol*. doi:10.3174/ajnr.A6344
- Rutt, B., & Lee, D. (1996, Ιανουάριος). The Impact of Field Strength on Image Quality in MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*.
- Sammet, S. (2016, Μάρτιος). Magnetic resonance safety. *Abdominal Radiology*, σσ. 444-451. doi:10.1007/s00261-016-0680-4
- Seragioli, R., Novelino Simao, M., Novelino Simao, G., & Fernando, C. (2018). Assessment of the cervical spine denticulate ligament using MRI volumetric sequence: Comparison between 1.5 Tesla and 3.0 Tesla. *Journal of Neuroradiology*, σσ. Pages 147-151. doi:<https://doi.org/10.1016/j.neurad.2017.06.009>
- Vachha, B., & Huang, S. (2021, Δεκέμβριος). MRI with ultrahigh field strength and high-performance gradients: challenges and opportunities for clinical neuroimaging at 7 T and beyond. *European radiology Experimental*. doi:10.1186/s41747-021-00216-2
- Wei, W., Poirion, E., Bordini, B., & Durrleman, S. (2019, Φεβρουάριος). Fluid-attenuated inversion recovery MRI synthesis from multisequence MRI using three-dimensional fully convolutional networks for multiple sclerosis. *Journal of Medical Imaging*. doi:10.1117/1.JMI.6.1.014005
- Westbrook, C., Kaut-Roth, C., & Talbot, J. (2011). *Η Μαγνητική τομογραφία στην πράξη*. Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιανού.
- Κανδαράκης, Ι., & Καρατόπης, Α. (2007). *Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού*. Πανεπιστημιακές εκδόσεις Αράκυνθος.
- Καραντάνας, Α. Χ. (2003). *Μαγνητική Τομογραφία, Φυσικές Αρχές-Ερμηνεία της εικόνας*. ΒΗΤΑ Ιατρικές Εκδόσεις.
- Κουμαριανός, Δ. (2013). *Μαγνητική Τομογραφία*. Αθήνα: Εκδόσεις Ζεβελεκάκη.
- Ψαρρακός, Κ., Μολυβδά-Αθανασοπούλου, Ε., Γκοτζαμάνη-Ψαρρακού, Α., & Σιούντας, Α. (2012). *ΕΠΪΤΟΜΗ ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ*. UNIVERSITY STUDIO PRESS.