



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**

**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ**

**ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**

**ΤΟΜΕΑΣ: ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ: Η ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΓΙΑ ΤΗΝ  
ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΧΟΝΔΡΟΥ ΤΩΝ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ. ΣΥΜΒΑΤΙΚΕΣ ΚΑΙ  
ΕΞΕΙΔΙΚΕΥΜΕΝΕΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΑΛΜΩΝ**

**ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΦΟΙΤΗΤΩΝ:**

**ΑΡΕΤΟΥΛΗΣ ΕΜΜΑΝΟΥΗΛ**

**ΜΕΛΙΑΝΟΣ ΧΡΙΣΤΟΔΟΥΛΟΣ**

**A.M.: 62714031**

**62716114**

**ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΕΠΙΒΛΕΠΟΝΤΑ ΚΑΘΗΓΗΤΗ:**

**ΛΑΒΔΑΣ ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΣ, ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ, ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ ΤΟΜΕΑ  
ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΑΘΗΝΑ 2021**



UNIVERSITY OF WEST ATTICA

FACULTY OF HEALTH AND CARE SCIENCES

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES

**DIVISION: RADIOLOGY AND RADIOTHERAPY**

**DISSERTATION: MRI FOR THE ASSESSMENT OF ARTICULAR CARTILAGE.  
CONVENTIONAL AND SPECIALISED PULSE SEQUENCES.**

**STUDENTS' NAME:**

**ARETOULIS EMMANOUIL**

**MELIANOS CHRISTODOULOS**

**CN: 62714031**

**62716114**

NAME OF SUPERVISOR: LAVDAS ELEFThERIOS, ASSOCIATE PROFESSOR,  
DIRECTOR OF RADIOLOGY AND RADIOTHERAPY SECTOR

**ATHENS 2021**

Η Εξεταστική Επιτροπή:

1) Ελευθέριος Λαβδάς (Επιβλέπων Καθηγητής)

2) Δημήτριος Κεχαγιάς (Εξεταστική Επιτροπή)

3) Γεωργία Οικονόμου (Εξεταστική Επιτροπή)





## ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Οι κάτωθι υπογεγραμμένοι, Αρετούλης Εμμανουήλ του Αθανασίου και Μελιανός Χριστόδουλος του Αθανασίου, φοιτητές του Τμήματος Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, πριν αναλάβουμε την εκπόνηση της Πτυχιακής Εργασίας μας, δηλώνουμε ότι ενημερωθήκαμε για τα παρακάτω:

«Η Πτυχιακή Εργασία (Π.Ε) αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο του συγγραφέα, όσο και του Ιδρύματος και θα πρέπει να έχει μοναδικό χαρακτήρα και πρωτότυπο περιεχόμενο.

Απαγορεύεται αυστηρά οποιοδήποτε κομμάτι κειμένου της να εμφανίζεται αυτούσιο ή μεταφρασμένο από κάποια άλλη δημοσιευμένη πηγή. Κάθε τέτοια πράξη αποτελεί προϊόν λογοκλοπής και εγείρει θέμα Ηθικής Τάξης για τα πνευματικά δικαιώματα του άλλου συγγραφέα. Αποκλειστικός υπεύθυνος είναι ο συγγραφέας της Π.Ε, ο οποίος φέρει και την ευθύνη των συνεπειών, ποινικών και άλλων, αυτής της πράξης.

Πέραν των όποιων ποινικών ευθυνών του συγγραφέα, σε περίπτωση που το Ίδρυμα του έχει απονείμει Πτυχίο, αυτό ανακαλείται με απόφαση της Συνέλευσης του Τμήματος. Η Συνέλευση του Τμήματος με νέα απόφασή της, μετά από αίτηση του ενδιαφερόμενου, του αναθέτει εκ νέου την εκπόνηση Π.Ε με άλλο θέμα και διαφορετικό επιβλέποντα καθηγητή. Η εκπόνηση της εν λόγω Π.Ε πρέπει να ολοκληρώσει εντός τουλάχιστον ενός ημερολογιακού βμήνου από την ημερομηνία ανάθεσής της. Κατά τα λοιπά εφαρμόζονται τα προβλεπόμενα στο άρθρο 18. παρ.5 του ισχύοντος Εσωτερικού Κανονισμού».

Οι Δηλούντες,

Μελιανός Χριστόδουλος,



Αρετούλης Εμμανουήλ



Ημερομηνία

27/02/2021



## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1	ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ.....	1
1.1.	Πρώιμες ανακαλύψεις και παρατηρήσεις.....	1
1.2.	Από τη θεωρητική έρευνα στην κλινική εφαρμογή.....	5
1.3.	Οι εξελίξεις στον 21ο αιώνα.....	8
2	ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ.....	10
2.1.	Εισαγωγή και δομή του ατόμου.....	10
2.2.	Ενεργοί πυρήνες στο μαγνητικό συντονισμό.....	11
2.3.	Ενεργοί πυρήνες στην κλινική ΜΤ.....	12
2.4.	Η έννοια της ευθυγράμμισης.....	13
2.5.	Μετάπτωση και συχνότητα μετάπτωσης.....	15
2.6.	Η Συχνότητα Larmor.....	16
2.7.	Το φαινόμενο του συντονισμού και τα αποτελέσματά του.....	16
2.8.	Το σήμα στο μαγνητικό συντονισμό.....	19
2.9.	Σήμα ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης.....	20
2.10.	Αποδιέγερση.....	20
2.11.	T1 Αποκατάσταση και T2 Απόσβεση.....	21
2.12.	Χρονικές παράμετροι των RF παλμών.....	22
3.	ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	23
3.1.	Λόγος σήματος προς θόρυβο.....	23
3.1.1.	Χρόνος TR, χρόνος TE και γωνία εκτροπής.....	24
3.1.2.	Μέγεθος του voxel.....	26
3.1.3.	Αριθμός διεγέρσεων NEX.....	30
3.1.4.	Εύρος Συχνοτήτων Δέκτη rBW.....	30



3.1.5. Θέση και είδος πηνίου.....	31
3.1.6. Τεχνική Πρόσκτησης Δεδομένων.....	33
3.1.7. Ένταση του Μαγνητικού Πεδίου.....	33
3.2. Λόγος αντίθεσης προς θόρυβο.....	34
3.3. Χωρική διακριτική ικανότητα.....	37
3.3.1. 3D Τεχνική.....	38
3.4. Χρόνος συλλογής δεδομένων και μέθοδοι ελάττωσής τους.....	39
3.4.1. Μέθοδοι ελάττωσης.....	40
4. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ.....	43
4.1. Τεχνικά σφάλματα λόγω δυσλειτουργίας του MRI hardware και θωράκισης της αίθουσας εξέτασης.....	44
4.1.1. Τεχνικό σφάλμα δίκην φερμουάρ.....	45
4.1.2. Τεχνικό σφάλμα δίκην ψαροκόκαλου.....	46
4.1.3. Τεχνικό σφάλμα τύπου ζέβρας.....	47
4.1.4. Τεχνικό σφάλμα παρυφών moiré.....	48
4.1.5. Τεχνικό σφάλμα central point.....	49
4.1.6. Τεχνικό σφάλμα πλεονάζοντα ραδιοπαλμού.....	50
4.1.7. Τεχνικό σφάλμα σκίασης.....	51
4.1.8. Τεχνικό σφάλμα αναδίπλωσης.....	52
4.1.8.α. Εναλλαγή αξόνων φάσης και συχνότητας.....	54
4.1.8.β. Αύξηση του πεδίου απεικόνισης.....	54
4.1.8.γ. Χρήση τεχνικής αποφυγής αναδίπλωσης ιστών.....	55
4.1.8.δ. Χρήση τεχνικής χωρικού προκορεσμού.....	55

4.1.8.ε. Χρήση Πηνίων Επιφάνειας.....	56
4.1.9. Τεχνικό σφάλμα δίκην έναστρου ουρανού.....	56
4.2. Τεχνικά σφάλματα λόγω δυσλειτουργίας του MRI software.....	57
4.2.1. Τεχνικό σφάλμα διαρροής.....	57
4.2.2. Τεχνικό σφάλμα διασταυρούμενης διέγερσης.....	58
4.3. Τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης.....	59
4.3.1. Εναλλαγή των αξόνων της φάσης και συχνότητας.....	62
4.3.2. Τεχνική ελέγχου αναπνευστικής κίνησης.....	62
4.3.3. Χρήση καρδιακού συγχρονισμού.....	64
4.3.4. Χρήση τεχνικών πλήρωσης.....	66
4.3.5. Αύξηση του αριθμού των διεγέρσεων.....	66
4.3.6. Χρήση τεχνικής προκορεσμού.....	67
4.3.7. Χρήση τεχνικής αντιστάθμισης της ροής.....	67
4.4. Τεχνικά σφάλματα λόγω ετερογένειας ιστών και ξένων σωμάτων.....	68
4.4.1. Τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξεως.....	68
4.4.2. Τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης δεύτερης τάξεως.....	72
4.4.3. Τεχνικό σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας.....	74
4.4.4. Τεχνικό σφάλμα μαγικής γωνίας.....	76
4.4.5 Τεχνικό σφάλμα διηλεκτρικού φαινομένου.....	77
4.5. Τεχνικά σφάλματα λόγω FFT και θεωρήματος Nyquist.....	79
4.5.1. Τεχνικό σφάλμα ακρωτηριασμού.....	79
4.5.2. Τεχνικό σφάλμα μηδενικής πλήρωσης.....	80

## 5. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΡΘΡΙΚΟΥ ΧΟΝΔΡΟΥ ΣΤΗ

ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ.....	82
5.1. Ορισμός χόνδρου.....	82
5.2. Μέθοδοι απεικόνισης του αρθρικού χόνδρου.....	85
5.2.1. Τεχνικές μορφολογικής απεικόνισης.....	86
5.2.1.α. 2D Spin echo και fast spin echo τεχνική.....	87
5.2.1.β. Τρισδιάστατη fast spin echo τεχνική.....	94
5.2.1.γ. Τεχνικές με καταστολή του σήματος του λίπους.....	96
5.2.1.δ Ακολουθίες gradient echo.....	98
5.2.1.ε. Ακολουθίες ασύμφωνης βαθμιδωτής ηχούς.....	99
5.2.1.στ. Τεχνική απεικόνισης DEFT.....	104
5.2.1.ζ. Τεχνική απεικόνισης DESS.....	105
5.2.1.η. Τεχνική απεικόνισης bSSFP.....	108
5.2.1.θ. Τεχνική απεικόνισης VIPR.....	112
5.2.1.ι. Τεχνική απεικόνισης SPACE.....	113
5.2.2. Τεχνικές απεικόνισης δομικών μονάδων και σύνθεσης του χόνδρου.....	115
5.2.2.α. Χαρτογράφηση T2.....	116
5.2.2.β. Τεχνική απεικόνισης dGEMRIC.....	119
5.2.2.γ. Τεχνική απεικόνισης T1ρ.....	122
5.2.2.δ. Τεχνική απεικόνισης νατρίου.....	124
5.2.2.ε. Τεχνική απεικόνισης διάχυσης.....	125
5.3. Απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου με χρήση διάφορων	

μαγνητικών πεδίων.....	128
Περίληψη.....	130
Summary.....	131
Βιβλιογραφία.....	132

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο μαγνητικός τομογράφος αποτελεί ένα από τα σπουδαιότερα και ταυτόχρονα ένα από τα νεότερα επιτεύγματα της επιστήμης της ακτινολογίας. Συνάμα είναι ένα από τα σημαντικότερα εργαλεία στη διάθεση του ιατρικού προσωπικού, καθώς εξυπηρετεί το θεμελιώδες δίπτυχο της απεικόνισης -είτε φυσιολογικών είτε παθολογικών δομών- και της διάγνωσης ποικίλων παθήσεων. Η σπουδαιότητά του έγκειται στη δυνατότητα να απεικονίζει τις δομές του ανθρώπινου σώματος, χωρίς την επιβάρυνση ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Ωστόσο, χρειάστηκαν δεκαετίες ερευνών και πειραμάτων για να φτάσει στη σημερινή του μορφή και να αποτελέσει αναπόσπαστο κομμάτι κάθε ακτινοδιαγνωστικού τμήματος ανά τον κόσμο. Οι δυνατότητες απεικόνισης που προσφέρονται είναι αυτές που μας ώθησαν στην επιλογή και στην εκπόνηση αυτής της εργασίας, στην οποία αναλύεται ένα πολύ μικρό εύρος της δυναμικής που διαθέτει η συγκεκριμένη μέθοδος.

## 1 ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

### 1.1. ΠΡΩΙΜΕΣ ΑΝΑΚΑΛΥΨΕΙΣ ΚΑΙ ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ

Πρώτος σταθμός σε αυτήν την ιστορική αναδρομή αποτελεί το πείραμα των Stern και Gerlach (1922), με το οποίο αποδείχθηκε η ύπαρξη μαγνητικής ροπής (spin) του πρωτονίου. Για το πείραμα αυτό, ο Stern βραβεύθηκε με το Νόμπελ Φυσικής το 1943, το οποίο ήταν το πρώτο που απονεμήθηκε μετά το 1939. Ο Stern ήταν ο μοναδικός αποδέκτης του βραβείου τη χρονιά αυτή. Κατά την απονομή δεν υπήρξε καμία αναφορά στο από κοινού πείραμά του με τον Gerlach, διότι ο τελευταίος συνέχιζε να εργάζεται για λογαριασμό της ναζιστικής Γερμανίας.

Περίπου δεκαπέντε χρόνια αργότερα από το πείραμα των Stern και Gerlach, ένας άλλος φυσικός, ο Isidor Isaac Rabi (*Εικόνα 1.1*), καταφέρνει μέσα από την έρευνά του να μετρήσει τη μαγνητική ροπή του πρωτονίου και να προσδιορίσει το γυρομαγνητικό λόγο (1938), έργο το οποίο τελικά του αποφέρει το Νόμπελ Φυσικής το 1944.



*Εικόνα 1.1. Ο νομπελίστας φυσικός Isidor Isaac Rabi.*

Λίγα χρόνια μετά και ειδικότερα το 1949, οι Henry C. Torrey και Erwin L. Hahn παρουσιάζουν τη δυνατότητα εφαρμογής του παλμικού μαγνητικού συντονισμού (ιδέα που έχει προταθεί αρχικά από τον Bloch) και παρατηρούν την ελεύθερη μετάπτωση Larmor. Ο Hahn, μάλιστα, χρησιμοποιεί επιπλέον τον παλμικό μαγνητικό συντονισμό (Pulsed NMR), για να παρατηρήσει και να παράξει την επανασυμφασικοποίηση των μαγνητίσεων των ιδιοστροφορμών (spin echo).

Το 1952, οι Edward Mills Purcell και Felix Bloch (*Εικόνα 1.2*) βραβεύονται με Νόμπελ Φυσικής για την “Ανάπτυξη νέων τρόπων και μεθόδων για τις πυρηνικές μαγνητικές μετρήσεις ακριβείας”. Το τεχνολογικό άλμα που επετεύχθη από τους Bloch και Purcell δημιουργεί τα θεμέλια για την εξέλιξη του σύγχρονου πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (NMR) και της Μαγνητικής Τομογραφικής Απεικονιστικής Μεθόδου (MRI). Δύο χρόνια αργότερα οι Herman Yaggi Carr και Edward Purcell συνεργάζονται για να περιγράψουν τη χρήση των βαθμιδωτών πηνίων για τη μελέτη της διάχυσης.



*Εικόνα 1.2. Οι Felix Bloch (αριστερά) και Edward Purcell (δεξιά).*

Το 1955 οι Erik Odeblad (*Εικόνα 1.3*) και Gunnar Lindstrom δημοσιεύουν τις πρώτες NMR μελέτες σχετικά με τους χρόνους χαλάρωσης των βιολογικών ιστών με φασματόμετρο NMR που δημιούργησαν οι ίδιοι. Εκτενέστερη επεξήγηση όσον αφορά τους χρόνους χαλάρωσης θα αποδοθεί σε παρακάτω κεφάλαιο.



*Εικόνα 1.3. Ο Erik Odeblad.*

Το 1959 ο Jay Singer μετράει την ταχύτητα ροής του αίματος σε ιστούς και μελετάει τους χρόνους χαλάρωσης του αίματος. Στα τέλη της δεκαετίας του '60 γίνονται έρευνες για τη λήψη των σημάτων αυτών και προσδιορίζεται ο χρόνος χαλάρωσης σε ανθρώπους και σε ζώα. Αξιοσημείωτο είναι επίσης, ότι σε συνεργασία με δύο αποφοίτους του, κάνει πραγματικότητα τον πρώτο πρακτικό μαγνητικό τομογράφο, ο οποίος τότε αποτελείτο από έναν υπεραγωγίμο μαγνήτη και έναν υπολογιστή.

Ύστερα από πέντε χρόνια (1965), οι Edward Otto Stejskal και John Tanner δημοσιεύουν τις βασικές αρχές της ακολουθίας μοριακής διάχυσης (DWI-Diffusion Weighted Imaging). Λίγο αργότερα, το 1967, ο Alexander Ganssen επινοεί έναν τομογράφο πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού, ο οποίος αποτελείται από έναν αριθμό μικρών πηνίων για τη μέτρηση της αιματικής ροής στο ανθρώπινο σώμα. Πρέπει να τονιστεί ότι η βασική διαφορά αυτών των τομογράφων από τους μαγνητικούς τομογράφους είναι το γεγονός ότι οι τελευταίοι διαθέτουν τη δυνατότητα απεικόνισης.

Ύστερα, το 1971 ο Raymond Damadian (*Εικόνα 1.4*) παρατηρεί ότι οι παθολογικοί ιστοί σε ποντίκια έχουν μεγαλύτερους χρόνους χαλάρωσης T1 και T2 σε σχέση με τους αντίστοιχους υγείς ιστούς. Οι μελέτες αυτές τον αναδεικνύουν ως πρωτοπόρο του NMR στην ιατρική, καθώς ισχυρίζεται ότι δύναται να κάνει διάκριση μεταξύ υγιούς και νεοπλασματικού ιστού, κάτι που κατοχυρώνει μάλιστα με δίπλωμα ευρεσιτεχνίας. Εντούτοις, όπως αποδεικνύεται τελικά αργότερα, ο πραγματικός πρωτοπόρος στην εφαρμογή του NMR στην ιατρική δεν είναι άλλος από τον Erik Odeblad. Γι' αυτό άλλωστε, του απονέμεται το Ευρωπαϊκό βραβείο μαγνητικού Συντονισμού το 2012.





*Εικόνα 1.4. Ο Raymond Damadian.*

Είναι το έτος 1974, όταν ο Peter Mansfield (*Εικόνα 1.5*) χρησιμοποιεί, για την επιλεκτική διέγερση τομών, παλμούς ραδιοσυχνοτήτων (ΡΣ) σε συνδυασμό με βαθμιδωτό πηνίο και προτείνει την τεχνική ηχοσειράς αντηχήσεων βαθμιδωτών πεδίων (Echo Planar Imaging ή EPI). Την ίδια χρονιά, αναπτύσσεται από τους Bill Edelstein και Jim Hutchison η τεχνική απεικόνισης spin-wrap με πολλαπλά βήματα κωδικοποίησης φάσης. Ένα χρόνο αργότερα εφαρμόζεται με μεγάλη επιτυχία η χρήση μετασχηματισμών Fourier για τον ταχύ ανασχηματισμό της εικόνας από τους Richard Ernst και Weston Anderson.



*Εικόνα 1.5. Ο Sir Peter Mansfield (τρίτος από αριστερά) με την ερευνητική ομάδα του Πανεπιστημίου του Nottingham, 1979.*

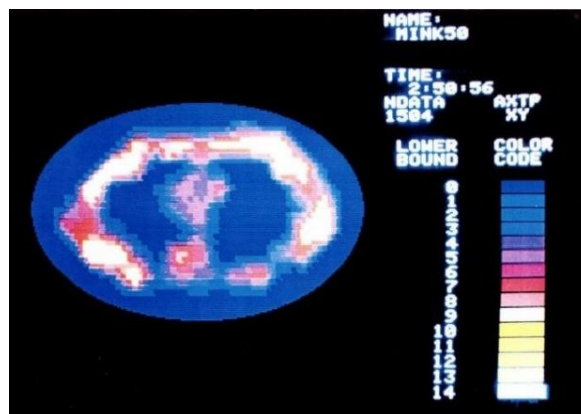
## 1.2. ΑΠΟ ΤΗ ΘΕΩΡΗΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ ΣΤΗΝ ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ

Το έτος 1977 αποτελεί ένα κομβικό σημείο, καθώς λαμβάνουν χώρα πολλά, μείζονα βήματα που συντελούν στο να λάβει ο μαγνητικός τομογράφος τη σημερινή του μορφή. Σε συνέχεια όλων αυτών των ευρημάτων και συμπερασμάτων που έχουν διατυπωθεί ως τότε, ολοκληρώνεται από τους καθηγητές Damadian, Minkoff και Goldsmith η κατασκευή του πρώτου υποτυπώδους μαγνητικού τομογράφου (Indomitable μτφ. Αήττητος), (Εικόνα 1.6), στις 3 Ιουλίου 1977 και μετά από μέτρηση 6 ωρών και ανακατασκευή 22 ωρών παράγεται επιτυχώς η πρώτη ιατρική εικόνα του ανθρώπινου σώματος (τομή θωρακικής χώρας του Larry Minkoff), (Εικόνα 1.7).

Την ίδια χρονιά ο Peter Mansfield αναλύει μαθηματικά τα σήματα της χωρικής κωδικοποίησης, αφού πρώτα έχει εξάγει τον προηγούμενο χρόνο την πρώτη in vivo εικόνα του ανθρώπινου σώματος. Ειδικότερα καταφέρνει να παράξει το δάχτυλο του Andrew Maudsley. Το τελευταίο αξιοσημείωτο εύρημα της χρονιάς εκείνης είναι οι μελέτες του Paul Lauterbur αναφορικά με τη χρήση παραμαγνητικής ουσίας (Π.Ο.) για την εμφάνιση παθολογικών καταστάσεων σε εικόνες MRI.



*Εικόνα 1.6. Ο Raymond Damadian παρουσιάζοντας τον τομογράφο Indomitable.*



*Εικόνα 1.7. Η πρώτη μαγνητική τομογραφία ανθρώπινου σώματος. Εγκάρσια τομή θώρακος στο ύψος του Θ8 σπονδύλου.*

Οι πρώτες αυτές εικόνες μαγνητικής τομογραφίας είναι αποκλειστικά εικόνες βαρύτητας πρωτονίων (Proton Density, PD weighted). Μετέπειτα γίνεται εφαρμογή στην κλινική πράξη η απεικόνιση T1 βαρύτητας (T1 weighted) και όταν οι ερευνητές αντιλαμβάνονται ότι η απεικόνιση T2 βαρύτητας (T2 weighted) Spin Echo αναδεικνύει με μεγαλύτερη ευκρίνεια τους παθολογικούς ιστούς, η εν λόγω τεχνική αναδεικνύεται σε βασικό όπλο στα χέρια του συγχρόνου τεχνολόγου ακτινολόγου.

Έπειτα από τέσσερα χρόνια, κατά τη διάρκεια της οποίας δεν καταγράφεται κάποιο αξιοσημείωτο επίτευγμα στον τομέα, η έρευνα του Nikolaas Bloembergen αναφορικά με τη θεωρία χαλάρωσης στον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό (NMR) συντελεί στην βράβειυσή του με Νόμπελ Φυσικής το 1981.

Το επόμενο μόλις έτος λαμβάνουν χώρα δύο σημαντικά γεγονότα· αφενός περιγράφεται η τεχνική MTC (Magnetization Transfer Contrast) από τον Robert Muller και αφετέρου, λίγους μήνες αργότερα, αποδεικνύεται από τον Graeme Bydder ότι οι εικόνες T2 προσανατολισμού είναι εξαιρετικά χρήσιμες στη μελέτη της παθολογίας.

Ύστερα από το πέρας, κατά προσέγγιση, πέντε ετών, οι Axel Haase και Jens Frahm αναπτύσσουν μία ταχεία εκδοχή της GRE και την ονομάζουν FLASH, ενώ την ίδια περίοδο οι Hennig A. Nauerth και Hartmut Frieburg κατορθώνουν να αναπτύξουν τις τεχνικές απεικόνισης που σήμερα είναι γνωστές ως Fast Spin Echo (FSE) ή Turbo Spin Echo (TSE). Βέβαια, την εποχή εκείνη, οι τεχνικές αυτές είναι σαφώς πιο αργές από τις σημερινές υπάρχουσες. Το επόμενο έτος ο Charles Dumoulin λαμβάνει τις πρώτες εικόνες μαγνητικής αγγειογραφίας, δίνοντας έτσι μια νέα υπόσταση στις εφαρμογές του

μαγνητικού τομογράφου. Τελευταία εξέλιξη στη δεκαετία του '80 αποτελεί η κυκλοφορία του παραμαγνητικού σκιαγραφικού μέσου Gd-DTPA, υπό την εμπορική ονομασία, για το ευρύ κοινό, Magnevist. Η εταιρία Schering είναι αυτή που κατοχυρώνει την ευρεσιτεχνία για την ΠΟ.

Η είσοδος στην δεκαετία του '90 χαρακτηρίζεται, δίχως αμφιβολία, από ραγδαίες τεχνολογικές εξελίξεις στον τομέα της Μαγνητικής Τομογραφίας. Ο Seiji Ogawa παρουσιάζει αποτελέσματα με τη χρήση της τεχνικής BOLD (Blood Oxygen Level Dependent Imaging). Το έτος 1991 χαρακτηρίζεται ως σημείο αναφοράς στην ιστορία της εξέλιξης του μαγνητικού τομογράφου, καθώς ο Richard Ernst (*Εικόνα 1.8*) βραβεύεται με το Νόμπελ Χημείας για την επαναστατική για το χώρο χρήση παλμών ραδιοσυχνότητας (ΡΣ) σε συνδυασμό με τη χρήση μετασχηματισμών Fourier στην ανάλυση των σημάτων.

Το 1993 με τη συμβολή της τεχνικής EPI αναπτύσσεται η λειτουργική ΜΤ (Functional Magnetic Resonance Imaging, fMRI), μία τεχνική που αρχικά χρησιμοποιείται για την απεικόνιση της καρδιάς και αποτελεί βασικό πυλώνα στη διερεύνηση των άγνωστων πτυχών του εγκεφάλου. Τον επόμενο χρόνο οι ερευνητικές ομάδες στο νοσοκομείο New York State Hospital του Stony Brook καθώς και στο Πανεπιστήμιο του Princeton λαμβάνουν εικόνες πνεύμονα μέσω εισπνοής υπερπολωμένου αερίου Ξένου ( $^{129}\text{Xe}$ ). Βαδίζοντας προς το τέλος του 20ου αιώνα οι Klaas Pruessmann και Marcus Weiger εισάγουν την τεχνική παράλληλης απεικόνισης SENSE.



*Εικόνα 1.8. Ο βραβευμένος με Νόμπελ Χημείας Richard Ernst.*

### 1.3. ΟΙ ΕΞΕΛΙΞΕΙΣ ΣΤΟΝ 21<sup>ο</sup> ΑΙΩΝΑ

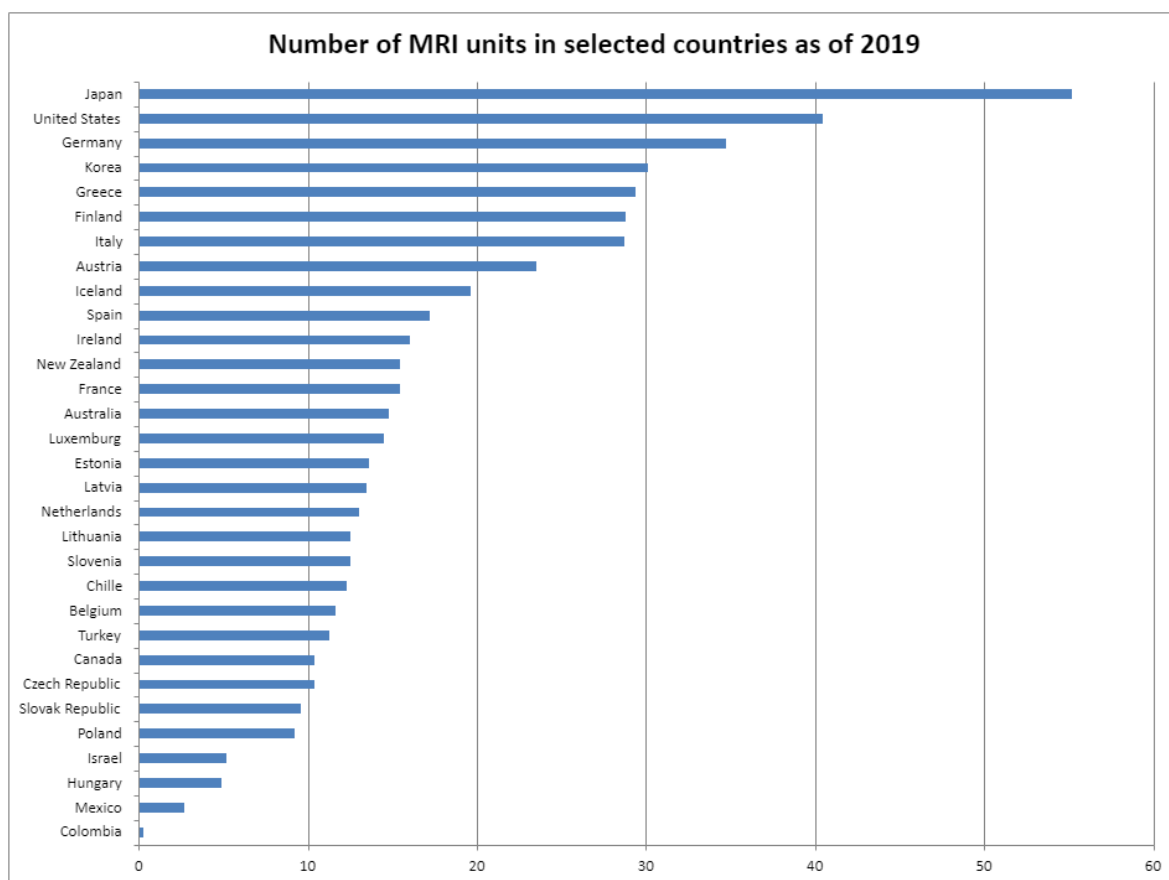
Με την απαρχή της νέας χιλιετίας ο Mark Griswold επινοεί έναν νέο αλγόριθμο για τα έως τότε δεδομένα, τον αλγόριθμο ανακατασκευής GRAPPA (Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions). Το 2002 ο Kurt Wuthrich βραβεύεται με το Νόμπελ Χημείας για την φασματοσκοπική ανάλυση της δομής των πρωτεϊνών με τη χρήση πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού. Ομοίως, το 2003, για τη συνεισφορά τους στην επιστήμη και στο χώρο της υγείας, ο αποθανών Paul Lauterbur και ο Sir Peter Mansfield τιμούνται με το ανάλογο βραβείο Νόμπελ Ιατρικής.

Έκτοτε, οι εξελίξεις τόσο σε επίπεδο τεχνικών και πρωτοκόλλων για τη λήψη εικόνων, όσο και σε επίπεδο ποιότητας των μονάδων MRI (*Εικόνα 1.9*) υπήρξαν αν μη τι άλλο αλματώδεις. Παρά το γεγονός ότι οι εξετάσεις MRI πραγματοποιούνται ως επί το πλείστον εντός πεδίου 1.5 T και 3 T, σταδιακά κάνουν αισθητή την παρουσία τους μαγνητικοί τομογράφοι υψηλότερων πεδίων, όπως παραδείγματος χάριν οι μαγνητικοί τομογράφοι των 7 T που γίνονται δημοφιλέστεροι για ερευνητικούς σκοπούς ελέω της υψηλότερης ευαισθησίας και ευκρίνειας που διαθέτουν. Σε ερευνητικά εργαστήρια έχουν πραγματοποιηθεί μελέτες σε ανθρώπους εντός πεδίων 9.4 T (2006) και 10.5 T (2019). Τέλος, πάνω σε ζώα έχουν γίνει μελέτες σε μαγνητικούς τομογράφους με πεδία μέχρι και 21.1 T.



*Εικόνα 1.9. Μία σύγχρονη μονάδα MRI.*

Κλείνοντας τη συγκεκριμένη ιστορική αναδρομή, αξίζει να σημειωθεί ότι στις Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής (Η.Π.Α.) υπάρχουν εγκατεστημένες 40.44 μονάδες μαγνητικής τομογραφίας ανά 1.000.000 κατοίκους και στην Ελλάδα 29.35 ανά εκατομμύριο κατοίκων, αριθμός που κατατάσσει την Ελλάδα στην 5η θέση της παγκόσμιας κατάταξης αναλογίας μαγνητικών τομογράφων σε ποσοστό κατοίκων. Την πρώτη θέση στην εν λόγω κατάταξη κατέχει η Ιαπωνία και μετά ακολουθούν οι Η.Π.Α., με βάση την έρευνα της Statista (Σχήμα 1.1), που δημοσιεύθηκε στις 16 Οκτωβρίου του 2020 και αφορά τα έτη 2015 έως 2019 . Για να γίνει αντιληπτό το παραπάνω δεκαδικό νούμερο σε απόλυτους αριθμούς, αυτήν την στιγμή είναι καταγεγραμμένοι 328 μαγνητικοί τομογράφοι στην Ελλάδα, ενώ παράλληλα, στην Πορτογαλία (χώρα με παρόμοιο πληθυσμό) υπάρχουν εγκατεστημένα 175 συστήματα MRI. Τέλος, χρήζει αναφοράς η εκτίμηση ότι παγκοσμίως είναι διαθέσιμα 36.000 μηχανήματα και ετησίως παράγονται περίπου 2.500 μονάδες.



Σχήμα 1.1 Πίνακας αναλογίας Μονάδων MRI ανά εκατομμύριο κατοίκων.

## 2. ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

### 2.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΔΟΜΗ ΤΟΥ ΑΤΟΜΟΥ

Προκειμένου να γίνει κατανοητή η έννοια της μαγνητικής τομογραφίας (ΜΤ) κρίνεται ζωτικής σημασίας η ενδελεχής αναφορά στις φυσικές αρχές που διέπουν τη λειτουργία ενός μαγνητικού τομογράφου.

Είναι ήδη γνωστό ότι στη φύση όλα τα έμβια και άβια όντα, συμπεριλαμβανομένου άρα και του ανθρώπινου οργανισμού, αποτελούνται από άτομα, τα οποία οργανώνονται σε μόρια. Κάθε άτομο συνίσταται από τρεις τύπους υποατομικών σωματιδίων: τα ηλεκτρόνια, που είναι αρνητικά φορτισμένα  $e^-$ , τα πρωτόνια, που είναι θετικά φορτισμένα  $p^+$  και τα νετρόνια που έχουν ουδέτερο φορτίο  $n$ . Τα πρωτόνια και τα νετρόνια καλούνται νουκλεόνια και συνθέτουν τον πυρήνα των ατόμων, ενώ τα ηλεκτρόνια κινούνται σαν σε νέφος γύρω από αυτόν. Στον πυρήνα του ατόμου συγκεντρώνεται όλη η μάζα του, παρά το εξαιρετικά μικρό του μέγεθος (ένα εκατομμυριοστό του δισεκατομμυριοστού του συνολικού του όγκου). Τα άτομα χαρακτηρίζονται από δύο αριθμούς, τον ατομικό αριθμό ( $Z$ ) που αντιστοιχεί στον αριθμό των πρωτονίων και τους προσδίδει τη χημική τους ταυτότητα και το μαζικό αριθμό ( $A$ ) που είναι ο αριθμός των νουκλεονίων. Εντός του ατόμου παρατηρούνται τρεις τύποι κίνησης: η περιστροφή των ηλεκτρονίων γύρω από τον άξονά τους, η περιστροφή των ηλεκτρονίων γύρω από τον πυρήνα και η περιστροφή του πυρήνα γύρω από τον άξονά του.

Υπάρχει βέβαια και ένα ξεχωριστό από τα προαναφερθέντα είδος κίνησης, στο οποίο στηρίζονται οι αρχές της μαγνητικής τομογραφίας. Τα θετικά φορτισμένα πρωτόνια του πυρήνα περιστρέφονται ατέρμονα γύρω από τον άξονά τους. Αυτή η κατάσταση ονομάζεται ιδιοστροφορμή (spin), αποτελεί θεμελιώδη ιδιότητα της ύλης και σχετίζεται άρρηκτα με τον μαγνητικό συντονισμό. Δεν είναι όμως όλοι οι πυρήνες αξιοποιήσιμοι. Υπάρχουν κάποιοι πυρήνες στους οποίους ο αριθμός  $A$  είναι άρτιος, δηλαδή ο αριθμός των πρωτονίων ισούται με τον αριθμό των νετρονίων και έτσι ο πυρήνας δεν εμφανίζει συνολικό spin. Σε άλλους όμως πυρήνες ο αριθμός των πρωτονίων είναι διάφορος του αριθμού των νετρονίων με αποτέλεσμα ο πυρήνας να εμφανίζει στροφορμή (angular momentum). Αυτοί οι πυρήνες είναι ευρέως γνωστοί ως ενεργοί πυρήνες στο ΜΣ..

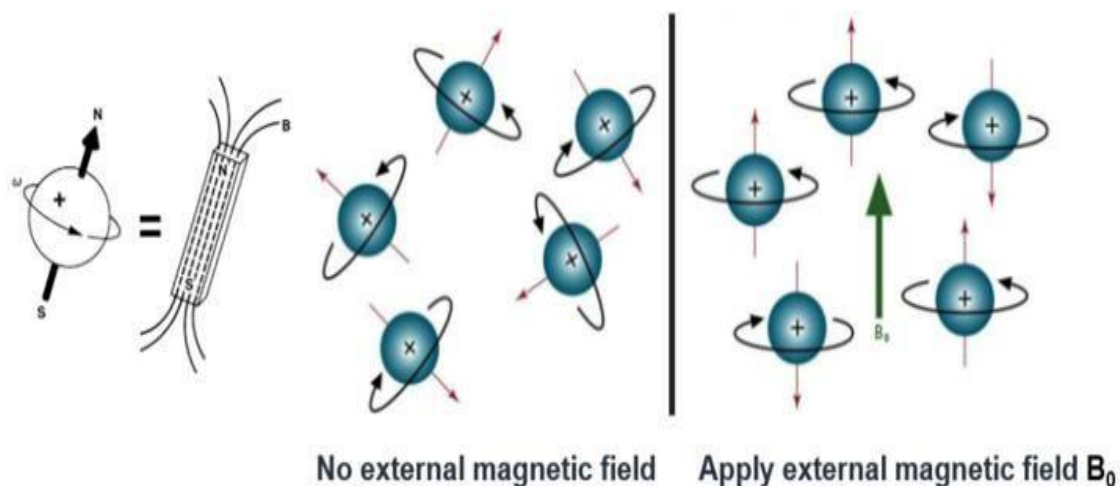
## 2.2. ΕΝΕΡΓΟΙ ΠΥΡΗΝΕΣ ΣΤΟ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ

Όπως σημειώθηκε και στην προηγούμενη υποενότητα, μόνο οι πυρήνες με περιττό μαζικό αριθμό (Πίνακας 2.1) μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού. Η ιδιοστροφορμή και η ύπαρξη θετικά φορτισμένων πρωτονίων (άρα και ηλεκτρικού φορτίου) προκαλεί την ευθυγράμμιση των αξόνων περιστροφής των ενεργών πυρήνων παράλληλα με το εφαρμοζόμενο μαγνητικό πεδίο (Εικόνα 2.1). Το φαινόμενο της ευθυγράμμισης επεξηγείται από τον νόμο της ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής (Michael Faraday 1883), σύμφωνα με τον οποίο, εάν είναι παρούσες οι δύο από τις τρεις ανεξάρτητες δυνάμεις (κίνηση, μαγνητισμός, φορτίο), τότε η τρίτη επάγεται αυτόματα. Ως ευθυγράμμιση υπολογίζεται το σύνολο των μαγνητικών ροπών των σωματιδίων του πυρήνα και εκφράζεται με τη μορφή ανύσματος. Η ένταση της συνολικής μαγνητικής ροπής είναι συγκεκριμένη για κάθε πυρήνα και καθορίζει την ευαισθησία του στο μαγνητικό συντονισμό

Στοιχείο	Μαζικός Αριθμός (A)
Υδρογόνο	1
Άνθρακας	13
Άζωτο	15
Οξυγόνο	17
Φθόριο	19
Νάτριο	23
Φώσφορος	31

Πίνακας 2.1. Ενδεικτικά ορισμένα παραδείγματα σημαντικών για το ΜΣ ενεργών πυρήνων





Εικόνα 2.1. Η επίδραση του μαγνητικού πεδίου στους πυρήνες των ατόμων (ευθυγράμμιση μετά την εφαρμογή μαγνητικού πεδίου).

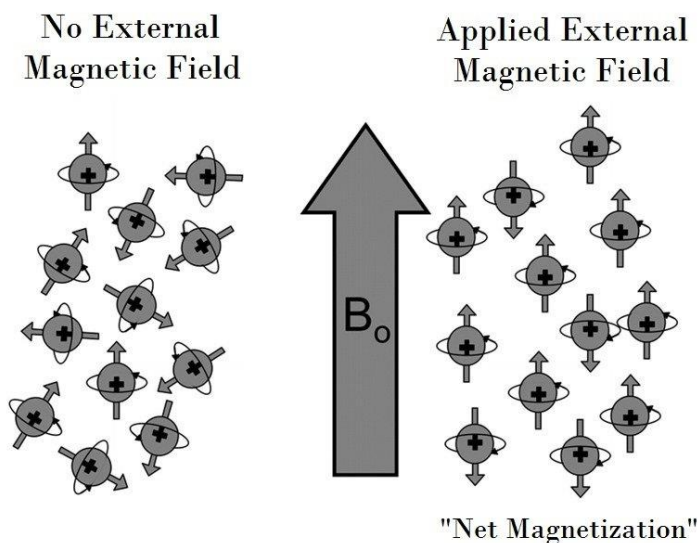
### 2.3. ΕΝΕΡΓΟΙ ΠΥΡΗΝΕΣ ΣΤΗΝ ΚΛΙΝΙΚΗ ΜΤ

Εκ των προαναφερθέντων παραδειγμάτων, ο πυρήνας του Υδρογόνου, το λεγόμενο πρώτιο (protium), αποτελεί τον ενεργό πυρήνα που χρησιμοποιείται στην κλινική ΜΤ. Η αιτία που το πρώτιο θεωρείται ο πυρήνας εκλογής στη ΜΤ είναι το γεγονός ότι το Υδρογόνο αποτελεί το πολυπληθέστερο στοιχείο μέσα στον ανθρώπινο οργανισμό (περιέχεται στο 99.98% των ιστών). Συνεπώς, το Υδρογόνο έχει υποκαταστήσει στην σύγχρονη εποχή την χρήση στοιχείων που αξιοποιούνταν παλαιότερα, όπως ο Φώσφορος, το Νάτριο και ο Άνθρακας. Τα παραπάνω, πλέον, χρησιμοποιούνται περισσότερο για ερευνητικούς σκοπούς.

Όπως διατυπώθηκε και στην Ενότητα 2.2, όταν ένα ηλεκτρικά φορτισμένο σωματίδιο κινείται, δημιουργείται μαγνητικό πεδίο. Μέσα στον πυρήνα του υδρογόνου εμπεριέχεται ένα φορτισμένο σωματίδιο που περιστρέφεται. Συμπεραίνεται λοιπόν, ότι ο πυρήνας του υδρογόνου περιβάλλεται από το μαγνητικό πεδίο που επάγει και λειτουργεί σαν μικρός μαγνήτης. Η μαγνητική ροπή κάθε πυρήνα εκδηλώνει ιδιότητες ανύσματος, έχει δηλαδή μέτρο και διεύθυνση και συμβολίζεται με ένα βέλος. Η διεύθυνση του ανύσματος αναπαριστά την φορά της μαγνητικής ροπής και το μήκος του υποδηλώνει το μέγεθος αυτής της μαγνητικής ροπής.

## 2.4. Η ΕΝΝΟΙΑ ΤΗΣ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ (ALIGNMENT)

Όταν δεν εφαρμόζεται κάποιο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων των ατόμων υδρογόνων προσανατολίζονται στο χώρο με τυχαία διάταξη. Τη χρονική στιγμή που θα εφαρμοστεί όμως κάποιο ισχυρό, στατικό, μαγνητικό πεδίο (καλείται  $B_0$  και μετράται σε Tesla ή σε Gauss, όπου 1T ισοδυναμεί με 10.000G), οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων των υδρογόνων ευθυγραμμίζονται με αυτό. Ένα ποσοστό από τους πυρήνες των ατόμων υδρογόνων ευθυγραμμίζεται παράλληλα ως προς το μαγνητικό πεδίο, δηλαδή με την ίδια φορά, ενώ ένα μικρότερο ποσοστό ευθυγραμμίζεται αντί-παράλληλα με το μαγνητικό πεδίο, δηλαδή με την αντίθετη φορά (Εικόνα 2.2).



Εικόνα 2.2. Παράλληλος και αντιπαράλληλος προσανατολισμός μετά την εφαρμογή μαγνητικού πεδίου.

Εφαρμόζοντας την κβαντική θεωρία του Max Planck (πρώτη διατύπωση το 1900) στο πεδίο του μαγνητικού συντονισμού, οι πυρήνες των υδρογόνων εμπεριέχουν ενέργεια δύο ξεχωριστών επιπέδων, χαμηλής και υψηλής. Οι πυρήνες χαμηλής ενέργειας που

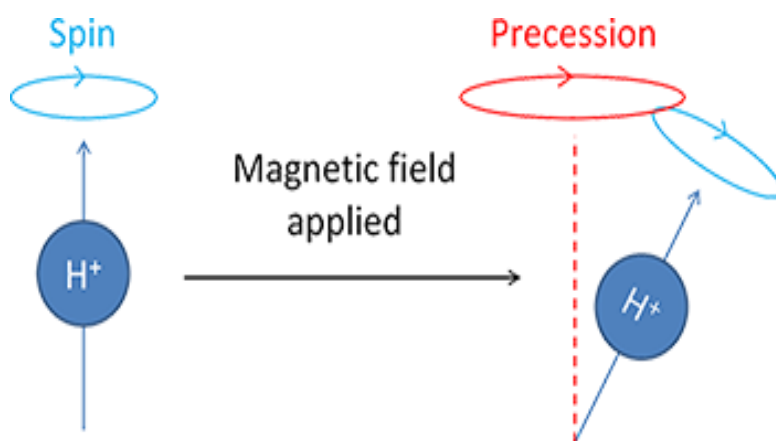
ευθυγραμμίζουν τις μαγνητικές τους ροπές παράλληλα με το  $B_0$  χαρακτηρίζονται με τον όρο spin-up πυρήνες. Αντίθετα, οι πυρήνες υψηλής ενέργειας που ευθυγραμμίζουν τις μαγνητικές τους ροπές αντί-παράλληλα με το  $B_0$  χαρακτηρίζονται με τον όρο spin-down.

Ωστόσο, δύο παράγοντες είναι αυτοί που καθορίζουν ποιοι πυρήνες θα θεωρηθούν παράλληλοι και ποιοι αντί-παράλληλοι· αφενός η ένταση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου και αφετέρου το επίπεδο θερμικής ενέργειας των πυρήνων. Οι πυρήνες χαμηλής θερμικής ενέργειας δεν έχουν την απαιτούμενη ποσότητα ενέργειας για να προσανατολιστούν αντί-παράλληλα στη φορά του μαγνητικού πεδίου, εν αντιθέσει με τους πυρήνες υψηλής θερμικής ενέργειας, οι οποίοι έχουν ικανοποιητική ενέργεια για τον αντιπαράλληλο προσανατολισμό. Η αύξηση όμως της έντασης του μαγνητικού πεδίου προκαλεί μείωση του αριθμού των πυρήνων που έχουν την επαρκή ενέργεια για να προσανατολιστούν αντιπαράλληλα. Η θερμική ενέργεια ενός πυρήνα εξαρτάται κυρίως από την θερμοκρασία του ασθενούς, η οποία όμως δεν μεταβάλλεται δραστικά στις κλινικές εφαρμογές και επομένως θεωρείται αμελητέας σημασίας. Το φαινόμενο που μόλις παρατέθηκε ονομάζεται θερμική εξισορρόπηση (Thermal Equilibrium). Έτσι, υπό αυτές τις προϋποθέσεις, ο μοναδικός παράγοντας που επηρεάζει τα ποσοστά των θετικά και αρνητικά προσανατολισμένων πυρήνων είναι η ένταση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου.

Στην κατάσταση της θερμικής εξισορρόπησης, οι πυρήνες χαμηλής ενέργειας είναι πάντα περισσότεροι από τους πυρήνες υψηλής ενέργειας και συνεπώς οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων που είναι ευθυγραμμισμένες παράλληλα προς το μαγνητικό πεδίο υπερτερούν των λιγότερων αντιπαράλληλων μαγνητικών ροπών και τις ακυρώνουν. Αυτό οδηγεί πάντοτε στην ύπαρξη μικρής περίσσειας προς την παράλληλη κατεύθυνση, η οποία παράγει μια συνολική μαγνητική ροπή και ονομάζεται άνυσμα συνολικής μαγνήτισης (Net Magnetization Vector, NMV) και αντικατοπτρίζει τη σχετική ισορροπία μεταξύ των spin-up και spin-down πυρήνων.

## 2.5. ΜΕΤΑΠΤΩΣΗ ΚΑΙ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΜΕΤΑΠΤΩΣΗΣ

Λαμβάνεται ως παραδεδεγμένη αλήθεια το γεγονός ότι κάθε πυρήνας περιστρέφεται γύρω από τον εαυτό του. Η επίδραση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου προξενεί μία επιπλέον περιστροφή της μαγνητικής ροπής του πυρήνα του υδρογόνου γύρω από αυτό, η οποία καλείται μετάπτωση (Precession, *Εικόνα 2.3*). Λόγω της δευτερεύουσας περιστροφής, οι μαγνητικές ροπές κινούνται σε κυκλική τροχιά γύρω από το  $B_0$ . Αυτή η τροχιά ονομάζεται μονοπάτι μετάπτωσης (Precessional Path) και η ταχύτητα, με την οποία πραγματοποιείται η μετάπτωση γύρω από το  $B_0$  αποκαλείται συχνότητα μετάπτωσης (Precessional Frequency). Η μονάδα μέτρησης της συχνότητας μετάπτωσης είναι το megahertz (MHz), όπου 1 Hz είναι 1 κύκλος ανά δευτερόλεπτο και το 1 MHz αντιστοιχεί σε 1.000.000 κύκλους ανά δευτερόλεπτο.



*Εικόνα 2.3. Η μεταπτωτική κίνηση του πυρήνα.*

## 2.6. Η ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ LARMOR

Η τιμή της συχνότητας μετάπτωσης υπολογίζεται από την εξίσωση Larmor, η οποία διατυπώνεται με τον ακόλουθο μαθηματικό τύπο:

$$\omega_0 = \mathbf{B}_0 \times \gamma, \text{ όπου:}$$

- $\omega_0$  είναι η συχνότητα μετάπτωσης (ή συχνότητα Larmor)
- $B_0$  η ένταση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου
- $\gamma$  είναι ο γυρομαγνητικός λόγος

Ο γυρομαγνητικός λόγος (Gyro-magnetic Ratio) είναι μια σταθερά, η οποία περιγράφει τη σχέση ανάμεσα στη στροφορμή και τη μαγνητική ροπή κάθε ενεργού πυρήνα στο μαγνητικό συντονισμό. Εκφράζεται ως η συχνότητα μετάπτωσης του συγκεκριμένου ενεργού πυρήνα στο ΜΣ σε πεδίο 1T και μετράται σε MHz/T. Λαμβάνοντας υπόψιν ότι στη ΜΤ χρησιμοποιούνται σχεδόν αποκλειστικά πυρήνες υδρογόνου, αναφέρεται ότι ο γυρομαγνητικός λόγος του υδρογόνου είναι 42,57 MHz/T και παρατίθενται τα εξής παραδείγματα συχνοτήτων μετάπτωσης:

1. Στο 1.5T  $\omega_0 = 63.86 \text{ MGz}$  ( $42.57 \text{ MHz} \times 1.5 \text{ T}$ )
2. Στο 1T  $\omega_0 = 42.57 \text{ MHz}$  ( $42.57 \text{ MHz} \times 1.0 \text{ T}$ )
3. Στο 0.5T  $\omega_0 = 21.28 \text{ MHz}$  ( $42.57 \text{ MHz} \times 0.5 \text{ T}$ )

Η συχνότητα μετάπτωσης είναι επίσης γνωστή με τον όρο συχνότητα Larmor, επειδή προσδιορίζεται από την ομώνυμη εξίσωση.

## 2.7. ΤΟ ΦΑΙΝΟΜΕΝΟ ΤΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ ΚΑΙ ΤΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΟΥ

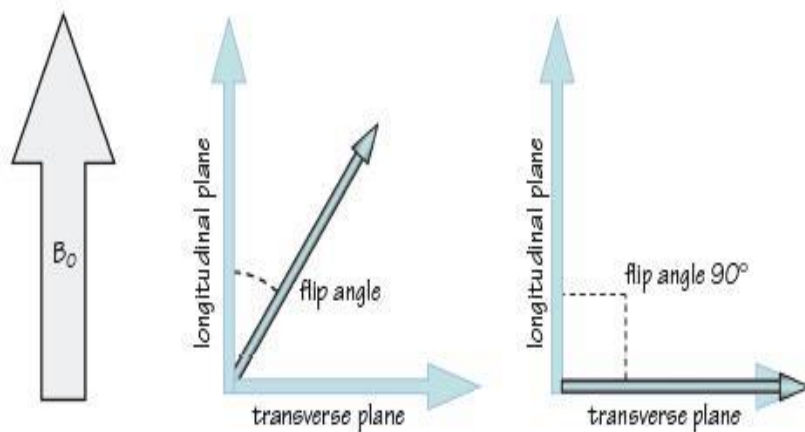
Συντονισμός (Resonance) καλείται το φαινόμενο που παρατηρείται όταν ένα αντικείμενο πραγματοποιεί εξαναγκασμένη ταλάντωση λόγω διέγερσης, της οποίας η συχνότητα ισούται με τη φυσική συχνότητα ταλάντωσης του αντικειμένου. Όταν ένας πυρήνας ταλαντώνεται από εξωτερική διέγερση, η οποία έχει συχνότητα παρόμοια προς τη συχνότητα περιστροφής του, ο πυρήνας απορροφά ενέργεια και συντονίζεται, μόνο υπό την προϋπόθεση ότι η προσφερόμενη ενέργεια έχει συχνότητα ίση ακριβώς με τη

συχνότητα μετάπτωσης. Εάν η ενέργεια έχει συχνότητα διάφορη της συχνότητας Larmor, ο συντονισμός καθίσταται αδύνατος.

Όπως έχει υπογραμμιστεί σε προηγούμενη ενότητα, στην κλινική πράξη γίνεται εκμετάλλευση των πυρήνων του υδρογόνου. Απαραίτητη προϋπόθεση για τον συντονισμό των πυρήνων του υδρογόνου είναι να εφαρμοστεί παλμός που γενικότερα εμπίπτει στη ζώνη ραδιοσυχνοτήτων (radiofrequency, RF) του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος και ειδικότερα έχει ενέργεια που ταυτίζεται με τη συχνότητα Larmor του υδρογόνου (RF). Οι υπόλοιποι ενεργοί πυρήνες του μαγνητικού συντονισμού που έχουν ευθυγραμμιστεί με το  $B_0$  δεν συντονίζονται επειδή έχουν συχνότητες μετάπτωσης διαφορετικές από αυτή του υδρογόνου.

Η εφαρμογή RF παλμού που καταλήγει σε συντονισμό ονομάζεται διέγερση (excitation). Αυτή η απορρόφηση ενέργειας προκαλεί αύξηση του αριθμού των spin-down πυρήνων, καθώς ορισμένοι spin-up πυρήνες αποκτούν ενέργεια μέσω του συντονισμού, με φυσική απόρροια να μεταπίπτουν στο πεδίο πυρήνων υψηλών ενεργειών, μετατρέπονται δηλαδή σε spin-down πυρήνες. Μεταξύ των πληθυσμών των δύο ειδών πυρήνων υφίσταται ενεργειακή διαφορά, που αντιστοιχεί στην ενέργεια που απαιτείται για την πρόκληση του συντονισμού μέσω διέγερσης. Ενώ η ένταση του πεδίου αυξάνεται, αυξάνεται και η διαφορά ανάμεσα στους δύο πληθυσμούς, γεγονός που υποδηλώνει ότι απαιτείται υψηλότερο ποσοστό ενέργειας για την επίτευξη του συντονισμού.

Κατά το συντονισμό παρατηρείται ότι το διάγραμμα μαγνήτισης χάνει την ευθυγράμμιση του, αποκλίνοντας έτσι από το  $B_0$ . Αυτό οφείλεται στη μεταβολή της ενεργειακής κατάστασης των πυρήνων που προαναφέρθηκε. Το διάγραμμα μαγνήτισης απεικονίζει την ισορροπία μεταξύ των πυρήνων υψηλής και χαμηλής ενέργειας. Υπό την επίδραση του συντονισμού όμως, εξαναγκάζεται να μην είναι πλέον παράλληλο με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, αλλά σχηματίζει γωνία με αυτό. Η γωνία αυτή ορίζεται ως γωνία εκτροπής (Flip Angle, *Εικόνα 2.4*). Το μέγεθος της γωνίας εκτροπής εξαρτάται από το εύρος και τη διάρκεια του παλμού RF. Συνήθως η γωνία είναι  $90^\circ$ , δηλαδή η προσφερόμενη από το ραδιοπαλμό ενέργεια είναι ικανοποιητική, ώστε το διάγραμμα μαγνήτισης να σχηματίσει γωνία  $90^\circ$  με το  $B_0$ . Ωστόσο η ανυσματική φύση του διαγράμματος το υποχρεώνει σε ύπαρξη συνιστώσας μαγνήτισης, κάθετης προς το  $B_0$ , όταν εφαρμόζονται γωνίες εκτροπής διαφορετικές από  $90^\circ$ .



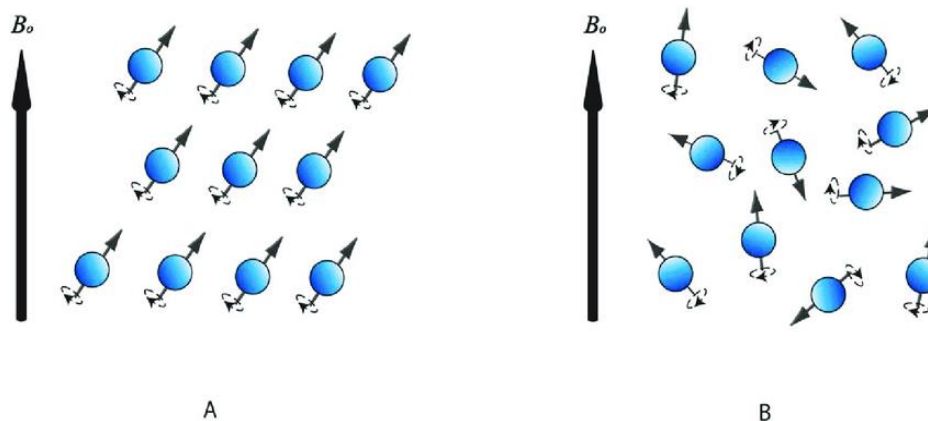
Εικόνα 2.4. Μία τυχαία γωνία εκτροπής και η γωνία εκτροπής  $90^\circ$  (Flip Angle).

Το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο  $B_0$  ορίζει το επανομαζόμενο διάμηκες επίπεδο (και συμπερασματικά την διαμήκη μαγνήτιση) και το επίπεδο των  $90^\circ$  με το  $B_0$  αναφέρεται ως εγκάρσιο επίπεδο (εγκάρσια μαγνήτιση). Το άθροισμα των δύο συνιστωσών ονομάζεται μακροσκοπική μαγνήτιση ή συνολική μαγνήτιση.

Όταν το μέγεθος της γωνίας εκτροπής είναι  $90^\circ$  οι πυρήνες αποκτούν το κατάλληλο ποσό ενέργειας, ώστε η διαμήκης μαγνήτιση να μετατραπεί ολοκληρωτικά σε εγκάρσια μαγνήτιση. Η τελευταία εκτελεί περιστροφική κίνηση στο εγκάρσιο επίπεδο με τη συχνότητα Larmor. Στον αντίποδα κάνοντας χρήση γωνίας μικρότερης των  $90^\circ$  μόνο ένα τμήμα του ανύσματος μαγνήτισης μεταφέρεται στο εγκάρσιο επίπεδο, το οποίο αναπαριστά έναν μικρότερο αριθμό πρωτονίων που αποκτούν υψηλή ενέργεια λόγω της διέγερσης. Εφαρμόζοντας γωνίες εκτροπής μεγαλύτερες των  $90^\circ$  προκαλείται συγκέντρωση μεγαλύτερου αριθμού πρωτονίων στην υψηλή ενεργειακή κατάσταση σε σύγκριση με τη χαμηλή ενέργεια.

Ένα άλλο αποτέλεσμα από το φαινόμενο του Μαγνητικού Συντονισμού είναι ότι οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων του υδρογόνου κινούνται σε φάση μεταξύ τους. Ως φάση ορίζεται η θέση κάθε μαγνητικής ροπής στο μονοπάτι μετάπτωσης γύρω από το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο ( $B_0$ ). Οι μαγνητικές ροπές που βρίσκονται σε φάση ή σύμφωνες (In Phase ή Coherent) εντοπίζονται κάθε στιγμή στην θέση πάνω στο μονοπάτι της μετάπτωσης. Οι μαγνητικές ροπές όμως που είναι εκτός φάσης ή ασύμφωνες (Out Of Phase ή Incoherent) δεν βρίσκονται στην ίδια θέση πάνω στο μονοπάτι μετάπτωσης (Εικόνα 2.5). Κατά τη

διάρκεια του συντονισμού όλες οι μαγνητικές ροπές μετακινούνται στην ίδια θέση πάνω στο μονοπάτι μετάπτωσης και τότε βρίσκονται σε φάση.



Εικόνα 2.5. Σύμφωνες ή *In phase* (A) και Ασύμφωνες ή *Out of Phase* (B) μαγνητικές ροπές.

## 2.8. ΤΟ ΣΗΜΑ ΣΤΟ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ

Ως άμεση συνέπεια του συντονισμού η σύμφωνη μαγνήτιση εκτελεί μετάπτωση στο εγκάρσιο επίπεδο με τη συχνότητα Larmor. Όπως ορίζει ο νόμος της ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής του Faraday, εάν ένα πηνίο λήψης ή οποιοσδήποτε αγωγίμος βρόγχος τοποθετηθεί στην περιοχή κινούμενου μαγνητικού πεδίου, όπως δηλαδή η μαγνήτιση που εκτελεί μετάπτωση στο εγκάρσιο επίπεδο, επάγει διαφορά δυναμικού στα άκρα αυτού του πηνίου δέκτη. Το σήμα στο ΜΣ (MR signal) παράγεται όταν σύμφωνη μαγνήτιση διατρέχει κάθετα αυτό το πηνίο. Επομένως, η σύμφωνη κινούμενη μαγνήτιση παράγει διακυμάνσεις του μαγνητικού πεδίου εντός του πηνίου, οι οποίες προκαλούν διαφορά ηλεκτρικού δυναμικού σε αυτό. Αυτή η διαφορά δυναμικού αποτελεί το σήμα στο ΜΣ. Η συχνότητα του σήματος ισούται με τη συχνότητα Larmor και η ένταση του σήματος εξαρτάται από την ένταση μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο.



## 2.9. ΣΗΜΑ ΕΛΕΥΘΕΡΗΣ ΕΠΑΓΩΓΙΚΗΣ ΑΠΟΣΒΕΣΗΣ (FREE INDUCTION DECAY, FID)

Ύστερα από τη διακοπή ενός RF παλμού, η μακροσκοπική μαγνήτιση επηρεάζεται και πάλι από την επίδραση του  $B_0$ , με τους πυρήνες να προσπαθούν να ευθυγραμμιστούν ξανά με αυτό. Για να συμβεί αυτό, οι πυρήνες του υδρογόνου θα πρέπει να αποδώσουν την ενέργεια που έλαβαν από τον RF παλμό. Η διαδικασία κατά την οποία οι πυρήνες αποδίδουν την ενέργεια του ραδιοπαλμού ονομάζεται αποδιέγερση (relaxation). Κατά την αποδιέγερση, το διάγραμμα της μαγνήτισης επανέρχεται, ώστε να ευθυγραμμιστεί εκ νέου με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, λόγω του ότι μερικοί spin-down πυρήνες επανέρχονται στον spin-up πληθυσμό και ευθυγραμμίζουν τις μαγνητικές τους ροπές στην κατεύθυνση του παράλληλου προσανατολισμού.

- Αποκατάσταση (Recovery) ονομάζεται το φαινόμενο κατά το οποίο η συνολική ένταση της μαγνήτισης αυξάνεται βαθμιαία στο διάμηκες επίπεδο.
- Στο ίδιο χρονικό διάστημα αλλά ανεξάρτητα, η συνολική ένταση της μαγνήτισης στο εγκάρσιο πεδίο σταδιακά μειώνεται και το φαινόμενο αυτό ονομάζεται απόσβεση (decay).

Όσο μειώνεται η ένταση της εγκάρσιας μαγνήτισης, τόσο θα μειωθεί και η διαφορά δυναμικού που επάγεται στο πηνίο δέκτη. Επομένως, η επαγωγή του σήματος φθίνουσας έντασης χαρακτηρίζεται με τον όρο σήμα ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης (Free Induction Decay, FID).

## 2.10. ΑΠΟΔΙΕΓΕΡΣΗ (RELAXATION)

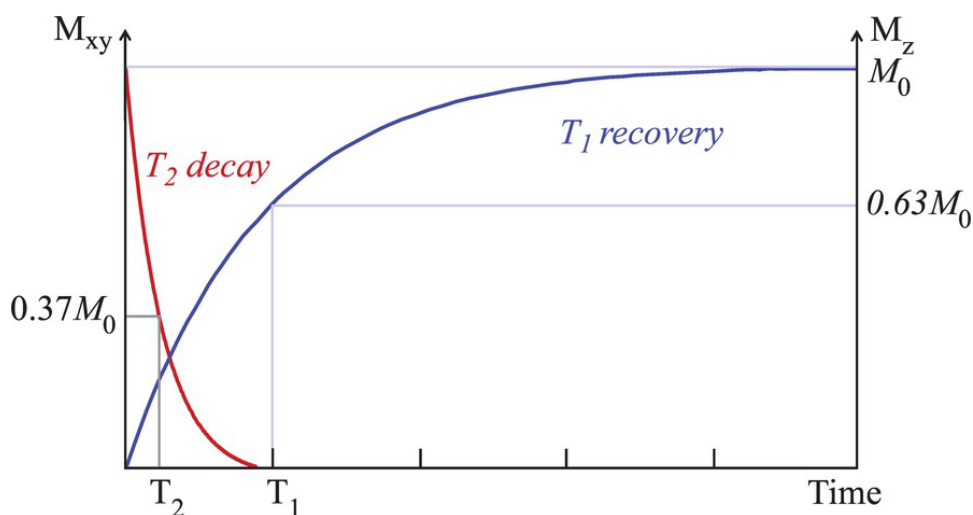
Κατά τη διάρκεια της αποδιέγερσης-χαλαρώσης, οι πυρήνες υδρογόνου αποδίδουν τη ενέργεια που προσέλαβαν μέσω του ραδιοπαλμού και γίνεται επαναφορά του διαγράμματος μαγνήτισης στο παράλληλο με το  $B_0$  επίπεδο. Ταυτόχρονα αλλά ανεξάρτητα οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων βρίσκονται εκτός συμφωνίας λόγω απώλειας φάσης. Η αποδιέγερση οδηγεί στην αποκατάσταση της μαγνήτισης στο διάμηκες επίπεδο και την απόσβεση της μαγνήτισης στο εγκάρσιο μαγνητικό επίπεδο.

- 1 Ως T1 αποκατάσταση ορίζεται η αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης.
- 2 Ως T2 απόσβεση ορίζεται η απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης

## 2.11. T1 ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (T1 RECOVERY) ΚΑΙ T2 ΑΠΟΣΒΕΣΗ (T2 DECAY)

Όταν οι πυρήνες του υδρογόνου αποδίδουν την ενέργειά τους στο γύρω περιβάλλον ή στο κρυσταλλικό πλέγμα, υφίσταται η λεγόμενη αποδιέγερση ιδιοπεριστροφής πλέγματος (spin lattice relaxation), η οποία τελικά προκαλεί την T1 αποκατάσταση. Η απόδοση ενέργειας στο περιβάλλον πλέγμα επιτρέπει στις μαγνητικές ροπές των πυρήνων να επανακτήσουν τη μαγνήτισή τους. Ο ρυθμός της αποκατάστασης είναι εκθετική διαδικασία με χρονική σταθερά αποκατάστασης, που ονομάζεται χρόνος αποδιέγερσης ή αποκατάστασης T1 (T1 Recovery Time). Ο χρόνος T1 είναι ο χρόνος που απαιτείται, προκειμένου να αποκατασταθεί το 63% της διαμήκους μαγνήτισης των πυρήνων του υδρογόνου στους ιστούς (Εικόνα 2.6).

Η T2 προκαλείται από τα μαγνητικά πεδία γειτονικών πυρήνων που αλληλεπιδρούν μεταξύ τους. Αυτό ονομάζεται spin-spin relaxation (Αποδιέγερση spin-spin) και έχει ως αποτέλεσμα την απόσβεση ή την απώλεια της σύμφωνης εγκάρσιας μαγνήτισης. Ο ρυθμός απόσβεσης είναι και αυτός εκθετική διαδικασία επομένως ο χρόνος απόσβεσης T2-T2 (relaxation time) ενός ιστού είναι η χρονική σταθερά της απόσβεσής του. Ο χρόνος T2 επομένως εκφράζει το χρόνο που απαιτείται ώστε η εγκάρσια μαγνήτιση να μειωθεί στο 37% της μέγιστης τιμής της (Εικόνα 2.6).



Εικόνα 2.6. Η καμπύλη του χρόνου αποκατάστασης T1 (μπλε γραμμή) και η καμπύλη του χρόνου απόσβεσης T2 (κόκκινη γραμμή).

## 2.12. ΧΡΟΝΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΤΩΝ RF ΠΑΛΜΩΝ

Οι ακολουθίες παλμών (Pulse Sequences) αποτελούν τη βάση για τη δημιουργία αντίθεσης (Contrast) στη ΜΤ. Μια ακολουθία παλμών αποτελείται από διάφορες χρονικές περιόδους, με κυριότερες το χρόνο επανάληψης TR (Repetition Time) και το χρόνο ηχούς TE (Echo Time). Ο χρόνος TR είναι ο χρόνος από την εφαρμογή ενός RF παλμού μέχρι την εφαρμογή του επόμενου RF παλμού για την εκάστοτε τομή και μετράται σε χιλιοστά του δευτερολέπτου (millisecond ή ms). Ο χρόνος TR προσδιορίζει το βαθμό της διαμήκουσ χαλάρωσης που συμβαίνει μεταξύ του τέλους ενός ραδιοπαλμού και της εφαρμογής του επόμενου. Επομένως, ο χρόνος TR καθορίζει το ποσοστό της T1 χαλάρωσης που έχει συμβεί όταν καταγράφεται το σήμα. Ο χρόνος TE εκφράζει το χρονικό διάστημα από την εφαρμογή του ραδιοπαλμού μέχρι το μέγιστο (κορυφή) του σήματος που παράγεται μέσω επαγωγής στο πηνίο και μετράται επίσης σε ms. Ο χρόνος αυτός καθορίζει το ποσοστό της T2 χαλάρωσης που έχει συμβεί, όταν καταγράφεται το σήμα.

### 3. ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ

Δεν χωράει αμφιβολία ότι το σημαντικότερο κομμάτι στην παραγωγή μίας εικόνας ΜΤ, αποτελεί η ποιότητα της παραχθείσας εικόνας. Αυτή καθορίζει το ποσό της διαγνωστικής πληροφορίας και ως εκ τούτου, την διάγνωση κάποιας πάθησης ή την διαφοροδιάγνωση μεταξύ παθήσεων. Οι βασικοί παράγοντες που καθορίζουν την ποιότητα εικόνας είναι πέντε (5):

- i. Λόγος σήματος προς θόρυβο (sound to noise ratio – SNR)
- ii. Λόγος αντίθεσης προς θόρυβο (contrast to noise ratio – CNR)
- iii. Χωρική διακριτική ικανότητα - ΧΔΙ (spatial resolution)
- iv. Χρόνος συλλογής δεδομένων (image acquisition time ή scan time)
- v. Ύπαρξη τεχνικών σφαλμάτων (artifacts)

Η πιθανή παρουσία τεχνικών σφαλμάτων θα αναλυθεί στο επόμενο κεφάλαιο.

#### 3.1. ΛΟΓΟΣ ΣΗΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣ ΘΟΡΥΒΟ

Το σήμα του μαγνητικού συντονισμού συνδέεται με την φωτεινότητα του pixel στην εικόνα, η οποία είναι ανάλογη με την τάση που αναπτύσσεται στο πηνίο δέκτη από την μεταπτωτική κίνηση του ανύσματος της μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο. Οι τυχαίες διακυμάνσεις στις τιμές των pixel που αντιπροσωπεύουν τον ίδιο ιστό δίνουν στην τελική εικόνα μια κοκκώδη εμφάνιση, αναπαριστώντας έτσι τον θόρυβο της εικόνας. Ωστόσο, η ποιότητα της εικόνας δεν εξαρτάται από την ένταση του θορύβου ως απόλυτο ποσό αλλά από τη σχέση της έντασης του σήματος προς την ένταση του θορύβου που εμπεριέχεται στην εικόνα. Θόρυβος δημιουργείται σε οποιαδήποτε καταγραφή σήματος, όταν όμως η ένταση του σήματος είναι υψηλή, αυτός θεωρείται αμελητέος. Επομένως, όσο πιο μεγάλος είναι ο λόγος SNR, τόσο πιο ομαλή και ευχάριστη οπτικά είναι η τελική εικόνα και τόσο πιο πλήρες είναι το περιεχόμενο της εικόνας σε διαγνωστική πληροφορία. Στον αντίποδα, με μικρό λόγο SNR είναι πιθανόν να μην αποτυπωθούν μικρές λεπτομέρειες ή να ασαφοποιηθούν δομές χαμηλής αντίθεσης. Ο θόρυβος είναι τυχαίος και σταθερός για κάθε ασθενή και προέρχεται από τον ίδιο ασθενή, το περιβάλλον και τα ηλεκτρονικά μέρη του

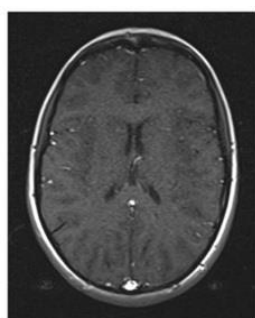
συστήματος. Το σήμα προέρχεται μόνο από την εξεταζόμενη τομή. Ο λόγος SNR επηρεάζεται, με τη σειρά του, από τις εξής παραμέτρους:

1. τον χρόνο TR, τον χρόνο TE και τη γωνία εκτροπής,
2. το μέγεθος του voxel
3. τον αριθμό των διεγέρσεων NEX
4. το εύρος συχνοτήτων δέκτη rBW
5. τη θέση και το είδος του πηνίου
6. την τεχνική πρόσκτησης δεδομένων (2D ή 3D)
7. την ένταση του μαγνητικού πεδίου

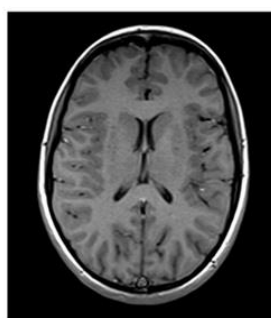
### 3.1.1.

#### Χρόνος TR

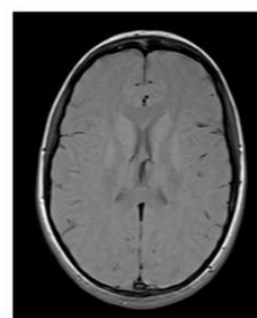
Ο χρόνος TR καθορίζει το ποσοστό της διαμήκουσ μαγνήτισης που ανακτάται ανάμεσα στους παλμούς διέγερσης (RF παλμοί). Ένας μεγάλος χρόνος TR επιτρέπει την πλήρη ανάκτηση της διαμήκουσ μαγνήτισης και σαν αποτέλεσμα βελτιώνει το λόγο SNR, ενώ ένας μικρός χρόνος TR αυξάνει τον κορεσμό των ιστών οδηγώντας έτσι σε μείωση του SNR (Εικόνα 3.1). Ο χρόνος TR επιλέγεται ως επί το πλείστον με βάση την επιθυμητή αντίθεση και καθορίζει ουσιαστικά το βάρος T1 στις ακολουθίες SE.



TR 200  
TE 15  
Low tissue contrast  
Low SNR



TR 500  
TE 15  
High tissue contrast  
High SNR

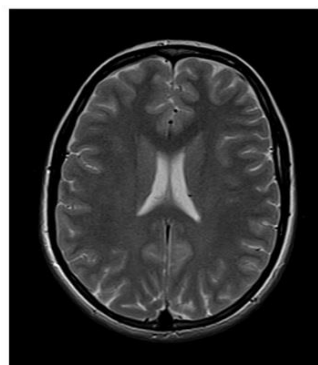


TR 1000  
TE 15  
Low tissue contrast  
High SNR

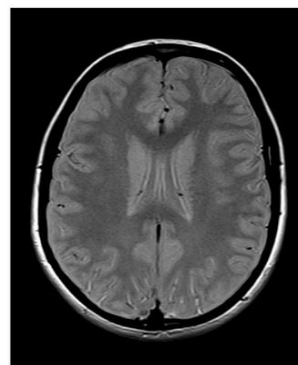
Εικόνα 3.1. Εγκάρσιες τομές εγκεφάλου με διακυμάνσεις στο χρόνο TR.

## Χρόνος TE

Ο χρόνος TE καθορίζει το ποσοστό συμφασικότητας της εγκάρσιας μαγνήτισης πριν την ανάγνωση της ηχούς. Μεγάλος χρόνος TE προκαλεί μεγάλη απώλεια της συμφασικότητας με αποτέλεσμα να υπάρξει λιγότερη εγκάρσια μαγνήτιση για επανεστίαση στο διάμηκες επίπεδο και χαμηλό σήμα κατά την ανάγνωση της ηχούς. Αντιθέτως σε μικρό χρόνο TE μειώνεται το ποσό απώλειας της εγκάρσιας μαγνήτισης που συμβαίνει κατά το χρονικό διάστημα μεταξύ του παλμού διέγερσης και της δειγματοληψίας. Άρα η αύξηση του χρόνου TE μειώνει το λόγο SNR (Εικόνα 3.2) γεγονός που δικαιολογεί απόλυτα το φαινόμενο ότι οι εικόνες βαρύτητας T2 που χρησιμοποιούν μεγάλο TE συνήθως έχουν χαμηλότερο SNR από τις εικόνες βαρύτητας T1 και πυκνότητας πρωτονίων που χρησιμοποιούν μικρό TE.



TE 100  
TR 3000  
High tissue contrast  
Good SNR



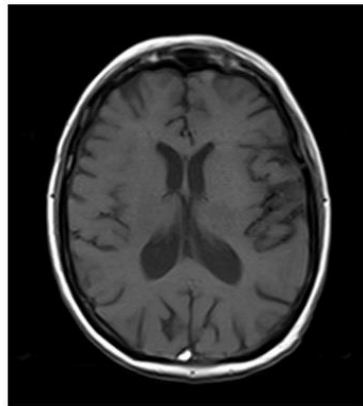
TE 50  
TR 3000  
Low tissue contrast  
High SNR

Εικόνα 3.2. Εγκάρσιες τομές εγκεφάλου με διακύμανση στο χρόνο TE.

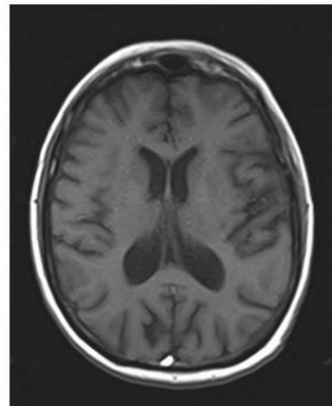
## Γωνία Εκτροπής

Η γωνία εκτροπής ή γωνία πρόσπτωσης καθορίζει το ποσό της εγκάρσιας μαγνήτισης που στρέφεται και παράγει το σήμα στο πηνίο δέκτη. Για δεδομένο ιστό και σε δεδομένο

χρόνο TR, η γωνία πρόσπτωσης που παράγει το μέγιστο σήμα ονομάζεται γωνία Ernst. Αν η γωνία πρόσπτωσης είναι μικρότερη της γωνίας Ernst, η αύξηση της γωνίας πρόσπτωσης θα προκαλέσει αύξηση του λόγου SNR και αντίστροφα. Αν δε η γωνία πρόσπτωσης είναι μεγαλύτερη από τη γωνία Ernst, αύξηση της γωνίας πρόσπτωσης θα προκαλέσει μείωση το λόγου SNR και αντίστροφα (Εικόνα 3.3).



Flip angle 120  
TR 400  
TE 15  
High SNR



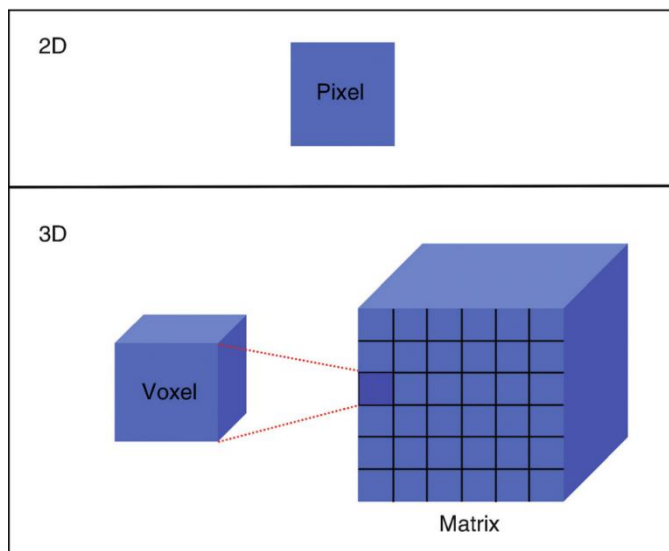
Flip angle 50  
TR 400  
TE 15  
Low SNR

Εικόνα 3.3. Εγκάρσιες τομές εγκεφάλου με διακύμανση στη γωνία πρόσπτωσης.

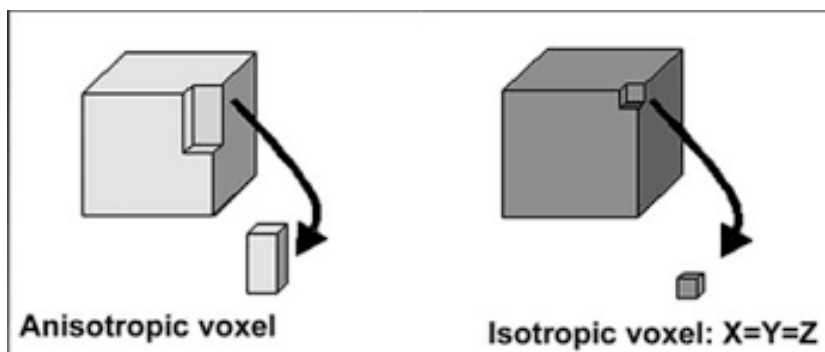
### 3.1.2. Μέγεθος του voxel

Προτού αναλυθεί η έννοια του voxel και η σημασία αυτού στην διαμόρφωση της τελικής ποιότητας της εικόνας, είναι σκόπιμο να διευκρινιστεί η έννοια της μικρότερης δομικής μονάδας τόσο της εικόνας, όσο και του voxel, του λεγόμενου pixel. Ως Pixel (picture element) λοιπόν, ορίζεται η μικρότερη διδιάστατη διάταξη στοιχειωδών τετραγώνων (εικονοστοιχεία), ενώ το πλέγμα των σειρών και των στηλών από pixel που συνθέτουν την τελική ψηφιακή εικόνα ονομάζεται μήτρα απεικόνισης (matrix). Το Pixel περιγράφει δύο διαστάσεις του ανθρώπινου σώματος στο χώρο, τον άξονα x και τον άξονα y. Το voxel (volume element) εμπεριέχει και τον τρίτο άξονα, τον άξονα z, χάρη στον οποίο γίνεται αντιληπτή η έννοια του βάθους (Εικόνα 3.4). Όταν σε ένα voxel οι τρεις διαστάσεις του είναι ίσες, τότε αυτό χαρακτηρίζεται ως ισοτροπικό, ενώ όταν οι διαστάσεις είναι μεταξύ τους άνισες, τότε χαρακτηρίζεται ως ανισοτροπικό (Εικόνα 3.5). Για κάθε voxel

υπολογίζεται ένας αριθμός που εκφράζει την ένταση του σήματος που προέρχεται από την περιοχή του σώματος που αντιστοιχεί στο συγκεκριμένο voxel. Σε κάθε αριθμό αποδίδεται και ένας τόνος του γκρι, ώστε η εικόνα να παρουσιαστεί στην οθόνη με την μορφή των pixel που έχουν περιγραφεί προηγουμένως.



Εικόνα 3.4. Οι έννοιες των *pixel*, *voxel* και *Matrix*.



Εικόνα 3.5. Ένα ανισοτροπικό voxel (Άσπρο) και ένα ισοτροπικό voxel (Γκρι).

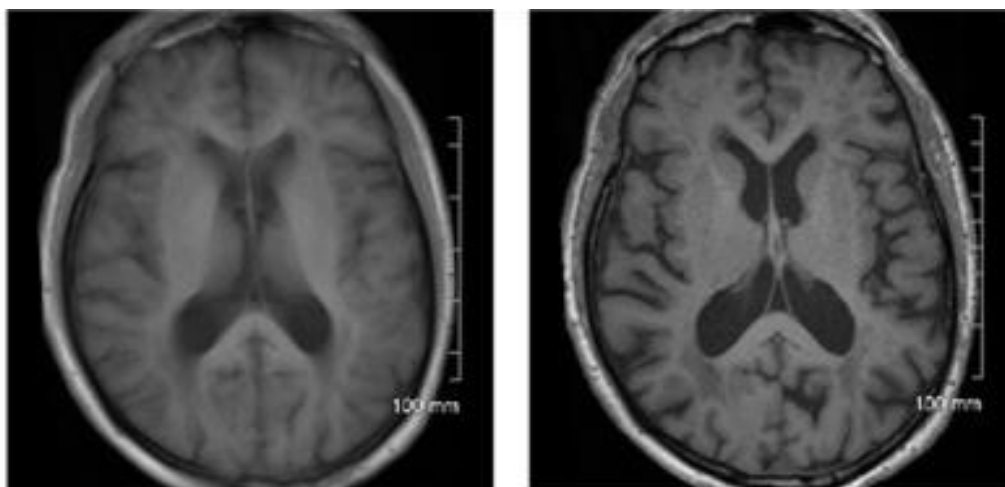
Όσον αφορά τις μήτρες απεικόνισης, οι πιο κοινές τους μορφές έχουν διαστάσεις  $256 \times 256$  ή  $512 \times 512$ . Βέβαια, μπορεί να μην είναι τετράγωνη και ο αριθμός γραμμών και στηλών να είναι διαφορετικός, όπως για παράδειγμα  $128 \times 256$ ,  $192 \times 256$ ,  $512 \times 256$ ,  $512 \times 384$ . Συνήθως όταν αναφέρεται η μήτρα απεικόνισης, ο πρώτος αριθμός δηλώνει την



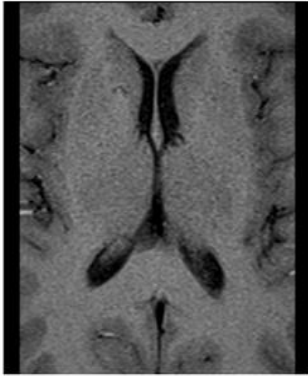
διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας και ο δεύτερος την διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης, με εξαίρεση τις εικόνες perfusion (αιματικής διήθησης) και diffusion (μοριακής διάχυσης). Επιπρόσθετα, η διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας μπορεί να είναι είτε ο οριζόντιος, είτε ο κάθετος άξονας της εικόνας και είθισται να υποδεικνύεται με κατάλληλο σύμβολο. Εάν δεν υποδεικνύεται, τότε ο άξονας της κωδικοποίησης φάσης μπορεί να αναγνωριστεί εξαιτίας της εμφάνισης τεχνικών σφαλμάτων κίνησης, τα οποία εμφανίζονται σχεδόν πάντα κατά μήκος αυτού του άξονα.

Το σήμα στην MT είναι ανάλογο του αριθμού των πρωτονίων που περιέχονται σε ένα voxel. Έτσι, ένα μεγάλο voxel θα περιέχει μεγαλύτερο αριθμό πρωτονίων που συνεισφέρουν στο σήμα, επομένως ο λόγος SNR είναι ανάλογος του μεγέθους του voxel. Αύξηση του μεγέθους του voxel και συνεπώς αύξηση του λόγου SNR μπορεί να επιτευχθεί μέσω:

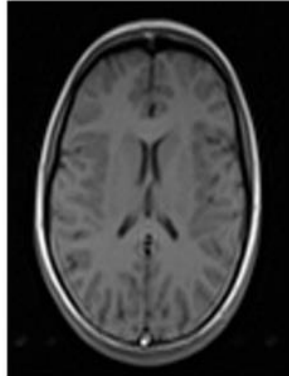
1. Αύξησης του πάχους τομής. Αυξάνοντας το πάχος τομής θα υπάρχουν περισσότερα πρωτόνια που θα συνεισφέρουν στο σήμα του κάθε voxel, στην παχύτερη τομή (*Εικόνα 3.6*).
2. Αύξησης του FOV (field of view-πεδίο απεικόνισης). Αυξάνοντας το πεδίο απεικόνισης αυξάνεται αντίστοιχα το μέγεθος του voxel/pixel (*Εικόνα 3.7*).
3. Μείωσης του matrix. Μειώνοντας τη μήτρα απεικόνισης το μέγεθος του voxel θα αυξηθεί (*Εικόνα 3.8*).



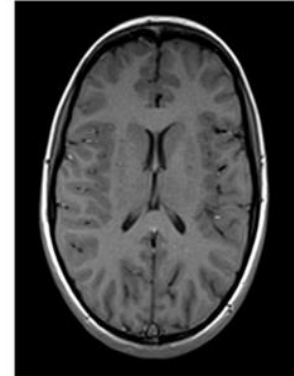
Εικόνα 3.6. Εγκάρσια τομή εγκεφάλου με αυξημένο λόγο SNR αριστερά (πάχος τομής 20mm) και με μειωμένο λόγο SNR δεξιά (πάχος τομής 2mm).



FOV 100  
Matrix size 192X192  
High spatial resolution  
**Low SNR**

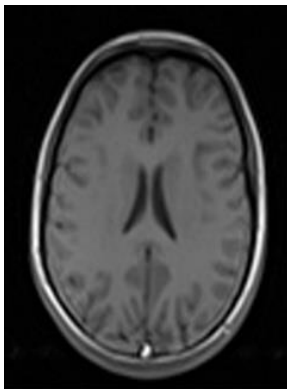


FOV 210  
Matrix size 192X192  
Low spatial resolution  
**Very high SNR**

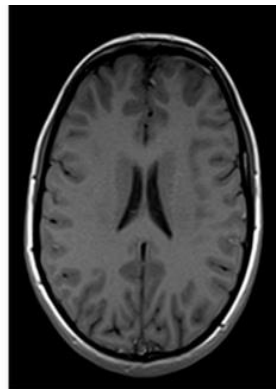


FOV 210  
Matrix size 256X256  
High spatial resolution  
**High SNR**

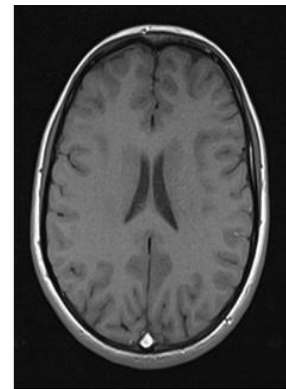
Εικόνα 3.7. Εγκάρσιες τομές εγκεφάλου με διακυμάνσεις στο FOV.



Matrix size 128x128  
Slice thickness 4mm  
Low spatial resolution  
**High SNR**



Matrix size 256x256  
Slice thickness 4mm  
Good spatial resolution  
**Good SNR**

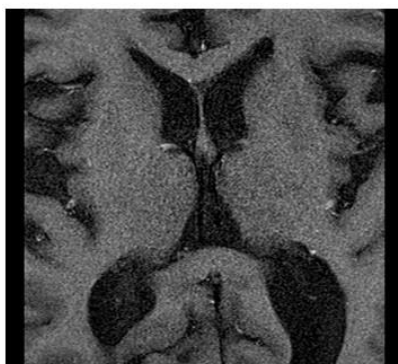


Matrix size 320x320  
Slice thickness 4mm  
High spatial resolution  
**Low SNR**

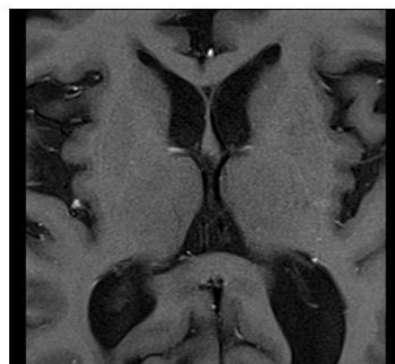
Εικόνα 3.8. Εγκάρσιες τομές εγκεφάλου με χρήση διαφορετικής μήτρας απεικόνισης.

### 3.1.3 Αριθμός διεγέρσεων NEX

Ο αριθμός επαναληπτικών μετρήσεων των δεδομένων ονομάζεται αριθμός διεγέρσεων NEX (number of excitations). Ο λόγος SNR είναι ανάλογος της τετραγωνικής ρίζας του αριθμού των διεγέρσεων (Εικόνα 3.9). Η αύξηση του αριθμού των διεγέρσεων μειώνει επίσης την επίδραση των τυχαίων σφαλμάτων κίνησης και ροής. Οι διεγέρσεις μπορούν να πραγματοποιούνται παράλληλα ή σειριακά· η δεύτερη τεχνική (serial averaging) παρέχει τη δυνατότητα καλύτερης μείωσης των τυχαίων σφαλμάτων κίνησης.



NEX 1  
FOV 100mm  
TR 400  
TE 15  
Low SNR



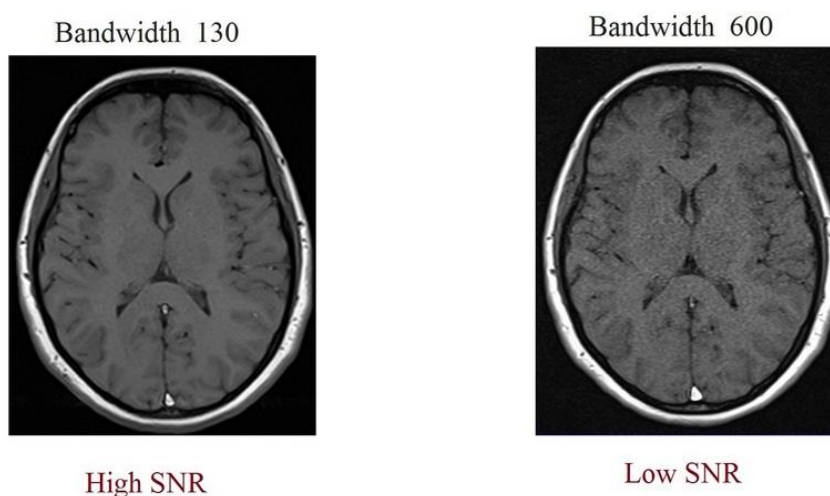
NEX 4  
FOV 100mm  
TR 400  
TE 15  
High SNR

Εικόνα 3.9. Η επίδραση του αριθμού διεγέρσεων NEX στο λόγο SNR.

### 3.1.4 Εύρος Συχνοτήτων Δέκτη rBW (receiver Bandwidth)

Ως εύρος συχνοτήτων δέκτη rBW (receiver Bandwidth) ορίζεται το εύρος των συχνοτήτων που υφίστανται δειγματοληψία κατά τη διάρκεια ανάγνωσης του πηνίου κωδικοποίησης συχνότητας. Το rBW μπορεί να αποτυπωθεί είτε με μια απόλυτη τιμή ολόκληρου του εύρους των συχνοτήτων π.χ. 64 kHz, είτε με βάση τη συχνότητα Nyquist π.χ.  $\pm 32$  kHz, αλλά επίσης μπορεί να περιγραφεί και σαν εύρος συχνοτήτων ανά pixel π.χ. 125 Hz/pixel. Οποιαδήποτε αλλαγή στο rBW μπορεί να προκαλέσει την αντίθετη αλλαγή στον ελάχιστο χρόνο TE και στα τεχνικά σφάλματα χημικής μετατόπισης. Η αύξηση στο rBW επιτρέπει μικρότερο ελάχιστο χρόνο TE που είναι διαθέσιμος για δεδομένο TR, επειδή μειώνει το χρόνο ανάγνωσης του πηνίου κωδικοποίησης συχνότητας. Αναφορικά με το λόγο σήματος προς θόρυβο, αύξηση του rBW οδηγεί το σύστημα σε

πραγματοποίηση δειγματοληψίας σε περισσότερο -συνοδό του σήματος- θόρυβο. Συμπερασματικά, αύξηση του εύρους συχνοτήτων δέκτη μεταφράζεται σε μείωση του λόγου SNR (Εικόνα 3.10). Αντίθετα, όταν μειώνεται το rBW, το σύστημα πραγματοποιεί δειγματοληψία λιγότερου θορύβου αλλά ίδιου ποσοστού σήματος, με αποτέλεσμα ο λόγος SNR να αυξάνει.



Εικόνα 3.10. Η επίδραση της μεταβολής του rBW στο λόγο SNR.

### 3.1.5. Θέση και είδος πηνίου

Κατά τη διάρκεια λήψης μιας εικόνας μαγνητικού συντονισμού, το σήμα προέρχεται μόνο από την εξεταζόμενη τομή, ενώ ο θόρυβος προέρχεται από όλη την περιοχή ευαισθησίας του χρησιμοποιούμενου πηνίου. Η περιοχή αυτή εξαρτάται τόσο από το είδος, όσο και από τη διάμετρο του πηνίου· αυξάνοντας τη διάμετρο του πηνίου αυξάνεται η περιοχή λήψης του σήματος, αυξάνεται όμως ταυτόχρονα και ο ληφθείς θόρυβος, δηλαδή μειώνεται ο λόγος SNR. Επιπλέον, το εξεταζόμενο θέμα θα πρέπει να καλύπτεται ολοκληρωτικά από το χρησιμοποιούμενο πηνίο. Βελτιώνοντας το ποσοστό της καλυπτόμενης από το πηνίο εξεταζόμενης επιφάνειας βελτιώνεται παράλληλα και ο λόγος SNR. Ακόμα, το σήμα, άρα

και το SNR, μειώνεται όταν αυξάνεται η απόσταση μεταξύ πηνίου και εξεταζόμενου θέματος. Επομένως, για μέγιστη ευαισθησία λήψης και βέλτιστο λόγο σήματος προς θόρυβο θα πρέπει το πηνίο να τοποθετείται όσο το δυνατό πλησιέστερα στην περιοχή ενδιαφέροντος.

Σχετικά με το είδος του πηνίου, τα πηνία επιφανείας παρέχουν υψηλό λόγο SNR αλλά δεν έχουν ομοιόμορφη ευαισθησία· παρουσιάζουν υψηλό σήμα δίπλα στο πηνίο και ταχεία μείωση του σήματος όσο μεγαλώνει η απόσταση από αυτό. Στα πηνία κυκλικής πόλωσης (quadrature) η ηλεκτρονική προσθήκη των δύο σημάτων βελτιώνει το λόγο SNR κατά παράγοντα της τετραγωνικής ρίζας του 2 σε σύγκριση με τα πηνία γραμμικής πόλωσης. Στα πολυκάναλα πηνία (phased array coils) κάθε επιμέρους πηνίο είναι ευαίσθητο σε μικρότερο όγκο ιστού, οπότε αυτού του είδους τα πηνία καταγράφουν λιγότερο θόρυβο σε σχέση με ένα ισοδύναμο μεγάλο πηνίο (Εικόνα 3.11). Ο σχηματισμός της τελικής εικόνας στα πολυκάναλα πηνία γίνεται μέσω συνδυασμού των εικόνων από όλα τα επιμέρους πηνία. Το FOV είναι αυξημένο και το SNR βελτιωμένο συγκριτικά με αυτό κάθε πηνίου ξεχωριστά, διότι κάθε περιοχή της εικόνας υφίσταται δειγματοληψία από περισσότερα του ενός πηνία.

2-channel knee coil



Matrix size 256x256  
Low spatial resolution  
Scan time 4 minutes  
**Good SNR**

16-channel knee coil

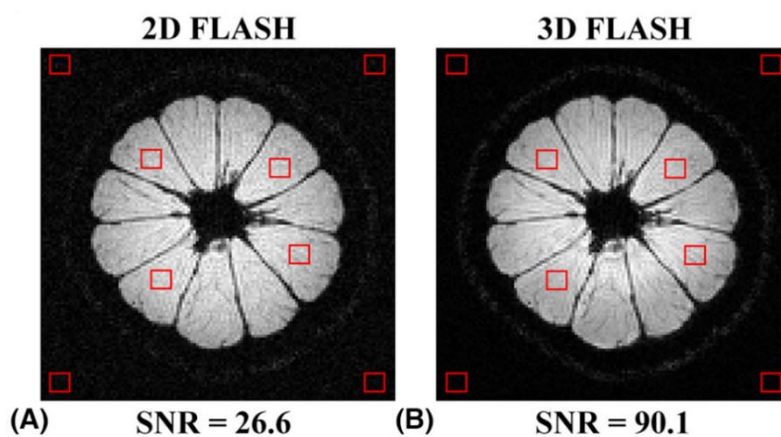


Matrix size 384x384  
High spatial resolution  
Scan time 2 minutes  
**Very Good SNR**

Εικόνα 3.11. Σύγκριση δικάναλου με δεκαεξακάναλο πηνίο σε οβελιαία τομή γόνατος.

### 3.1.6. Τεχνική Πρόσκτησης Δεδομένων (2D ή 3D)

Η απόκτηση των τομών που καλύπτουν την περιοχή της εξέτασης μπορεί να γίνει με δισδιάστατη ή τρισδιάστατη τεχνική. Στην 2D τεχνική διεγείρεται επιλεκτικά μια λεπτή τομή 3 έως 10 χιλιοστών (mm). Αντίθετα στην 3D τεχνική επιλέγεται μία πολύ μεγαλύτερη τομή 30 έως 150 χιλιοστών (mm). Στην 3D απεικόνιση ο αριθμός των λεπτών τομών Nz προκύπτει από την πολύ μεγαλύτερη τομή μέσω της τεχνικής κωδικοποίησης τομής (Slice Encoding) κατά την οποία εφαρμόζεται ένας αριθμός βημάτων κωδικοποίησης φάσης κατά τη διεύθυνση επιλογής τομής. Σε αυτήν την τεχνική το σήμα βασίζεται στο συνολικό όγκο του ιστού που διεγείρεται, οπότε ο λόγος SNR αυξάνεται σε σύγκριση με την 2D τεχνική (Εικόνα 3.12) κατά  $\sqrt{Nz}$ .

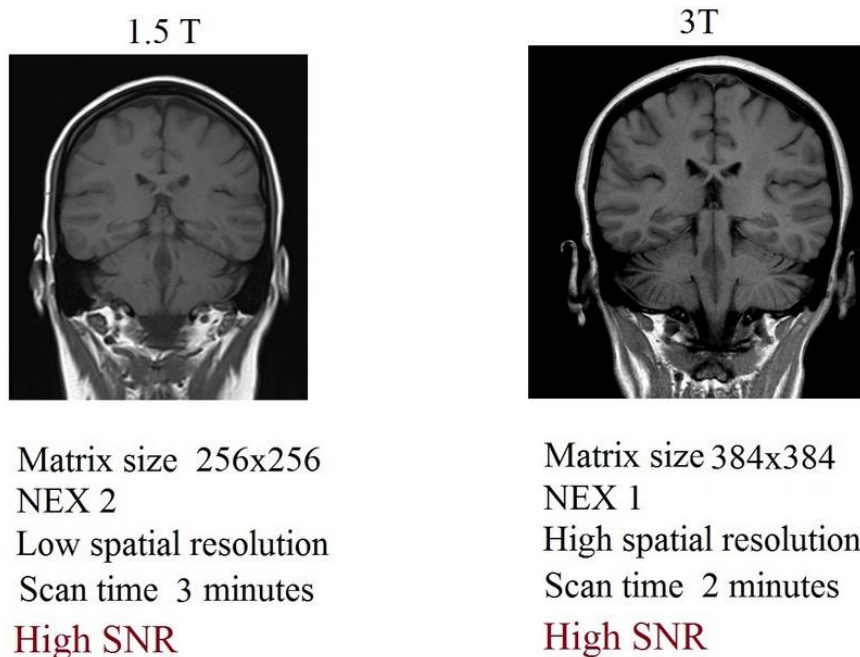


Εικόνα 3.12. Σύγκριση 2D (A) και 3D τεχνικής (B). Εγκάρσια τομή σε λεμόνι.

### 3.1.7 Ένταση του Μαγνητικού Πεδίου

Ήδη έχει αναφερθεί ότι ο λόγος ανάμεσα σε παράλληλα και αντιπαράλληλα πρωτόνια εξαρτάται από την ένταση του στατικού μαγνητικού πεδίου. Όσο αυξάνεται η ένταση, τόσο μεγαλώνει το πλήθος των παράλληλων πρωτονίων συγκριτικά με τα αντιπαράλληλα,

γεγονός που οδηγεί σε σχεδόν γραμμική αύξηση της διαμήκους μαγνήτισης, με φυσική απόρροια να αυξάνεται σημαντικά και ο λόγος SNR (Εικόνα 3.13).

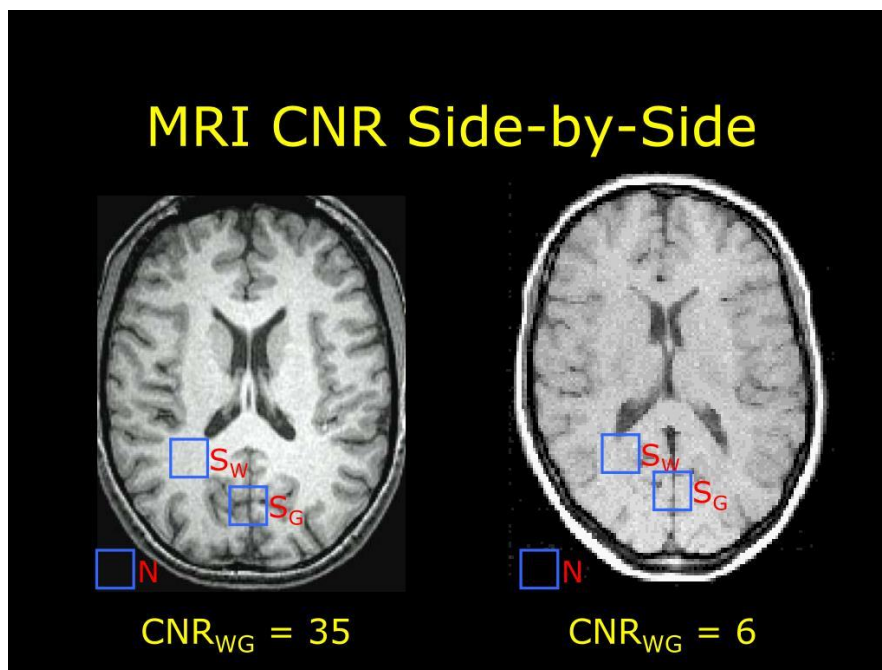


Εικόνα 3.13. Σύγκριση στεφανιαίων τομών εγκεφάλου σε πεδίο 1.5 T και 3 T.

### 3.2. ΛΟΓΟΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΠΡΟΣ ΘΟΡΥΒΟ (CNR)

Προκειμένου να είναι μια εικόνα διαγνωστική δεν αρκεί η επίτευξη ενός μεγάλου λόγου SNR. Ικανή και αναγκαία συνθήκη για να καταστεί μια εικόνα κλινικά αξιοποιήσιμη είναι η ύπαρξη διαφοράς σήματος μεταξύ των ιστών, δηλαδή η ύπαρξη μεταξύ τους αντίθεσης (Εικόνα 3.14). Η ικανοποιητική αντίθεση μεταξύ των φυσιολογικών ιστών είναι απαραίτητη για την διάκριση των ανατομικών δομών, ενώ η ικανοποιητική αντίθεση μεταξύ φυσιολογικών και παθολογικών ιστών είναι κρίσιμη για την ανάδειξη της παθολογίας. Ο συνδυασμός της έννοιας του λόγου SNR με την έννοια της αντίθεσης οδηγεί στην δημιουργία της έννοιας του λόγου αντίθεσης προς θόρυβο CNR (contrast to noise ratio), που παράλληλα αποτελεί και τον ουσιαστικότερο δείκτη ανιχνευσιμότητας μιας παθολογίας. Ο λόγος CNR ορίζεται ως ο λόγος της διαφοράς στην ένταση σήματος S μεταξύ δύο συγκεκριμένων ιστών προς τον θόρυβο N του υποστρώματος. Εφόσον ο λόγος CNR ορίζεται με βάση τον λόγο SNR, επηρεάζεται από τους ίδιους παράγοντες που επηρεάζουν το λόγο SNR και την αντίθεση της εικόνας, δηλαδή κάθε παράγοντας που βελτιώνει το λόγο SNR βελτιώνει και το λόγο CNR. Η απεικόνιση μιας βλάβης

βελτιώνεται όταν ο λόγος αντίθεσης προς θόρυβο είναι υψηλός μεταξύ βλάβης και φυσιολογικού περιβάλλοντος ιστού.

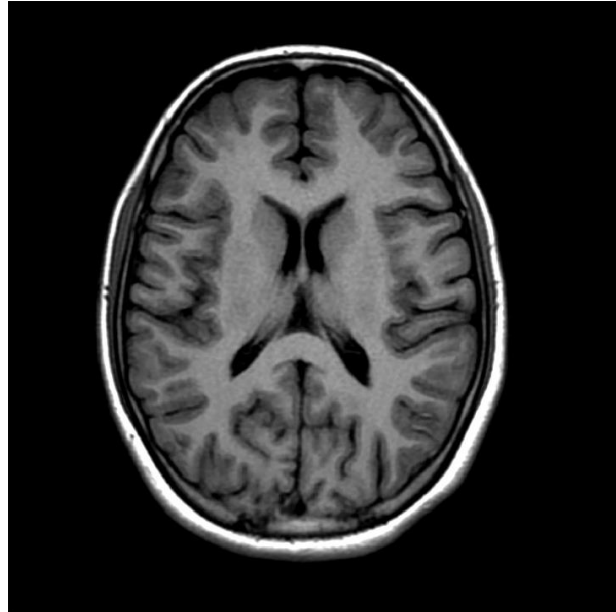


*Εικόνα 3.14. Σύγκριση του λόγου CNR σε δύο εγκάρσιες τομές εγκεφάλου, μεταξύ των σημείων  $S_W$  και  $S_G$ . Αποδεικνύεται πως αυξημένος λόγος CNR συνεπάγεται μεγαλύτερη αντιθετική διακριτική ικανότητα. Παρατηρείται επίσης μείωση του θορύβου  $N$  τόσο στην εξεταζόμενη περιοχή όσο και στο υπόστρωμα.*

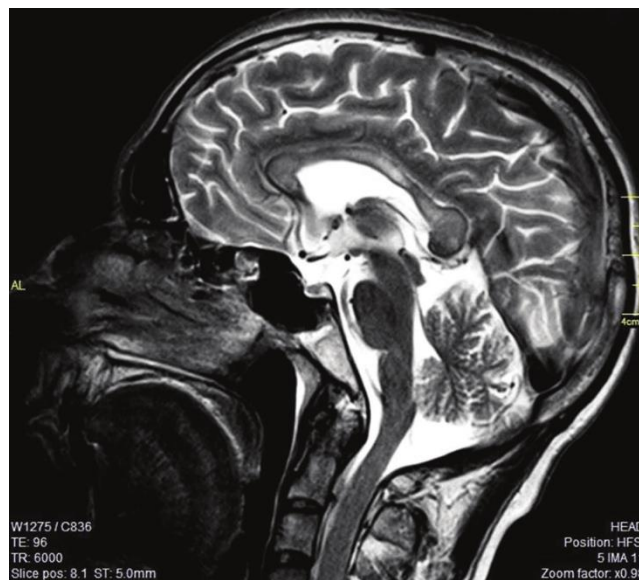
Πρακτικά, γίνεται παραγωγή εικόνων T1W με υψηλό SNR για την ανάδειξη ανατομικών λεπτομερειών (Εικόνα 3.15), ενώ για την αξιολόγηση παθολογικών καταστάσεων λαμβάνονται εικόνες T2W με χαμηλό SNR (εξαιτίας του μεγάλου TE) και υψηλό CNR (Εικόνα 3.16), διότι στις περιοχές που εμφανίζουν παθολογία αυξάνεται η συγκέντρωση του νερού και το παθολογικό υγρό αναδεικνύεται φωτεινό ανάμεσα στον σκοτεινό φυσιολογικό ιστό. Η ανάδειξη της παθολογίας μπορεί να ενισχυθεί με την παραγωγή εικόνων T1W με χρήση ΜΣΑ (μέσων σκιαγραφικής αντίθεσης). Τα θετικά ΜΣΑ μειώνουν κυρίως τον χρόνο χαλάρωσης T1 οπότε αυξάνουν σημαντικά το λόγο CNR μεταξύ των ιστών που το προσλαμβάνουν και των γειτονικών ιστών. Επιπρόσθετα, ο λόγος CNR αυξάνει μέσω της εφαρμογής τεχνικής χημικού προκορεσμού (chemical pre-



saturation) αλλά και με την εφαρμογή της τεχνικής MTC (Magnetization Transfer Contrast).



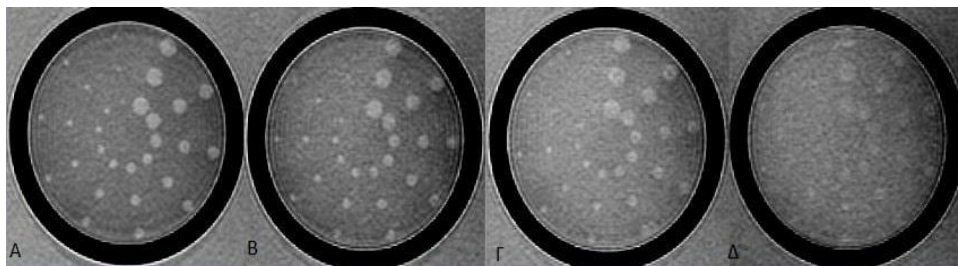
*Εικόνα 3.15. T1W εικόνα εγκάρσιας τομής εγκεφάλου για εκτενή μελέτη ανατομικών δομών.*



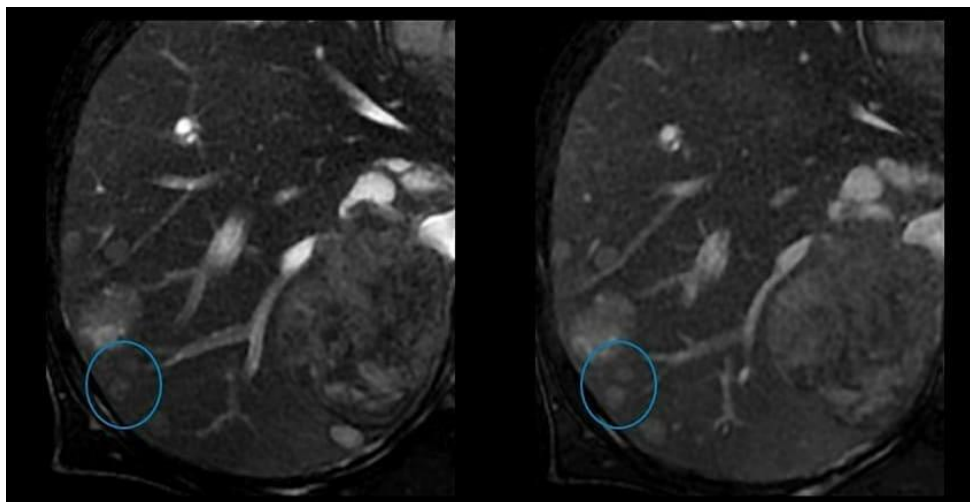
*Εικόνα 3.16. T2W εικόνα οβελιαίας τομής εγκεφάλου αναδुकνύει υπερδιαυγαστική βλάβη στο σώμα του μεσολοβίου.*

### 3.3. ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ

Χρησιμοποιώντας τον όρο χωρική διακριτική ικανότητα γίνεται προσπάθεια να προσδιοριστεί το μέγεθος του μικρότερου αντικειμένου που μπορεί να διακριθεί σε μία εικόνα ΜΤ, καθώς και η σαφήνεια των ορίων του (Εικόνα 3.17). Η χωρική διακριτική ικανότητα καθορίζεται από το μέγεθος του voxel, δηλαδή όσο μικρότερο είναι το μέγεθος του voxel τόσο καλύτερη είναι και η χωρική διακριτική ικανότητα. Επιπλέον, μεγάλα voxel συνδράμουν και σε αυξημένο φαινόμενο μερικού όγκου (Partial Voluming). Κατά το φαινόμενο μερικού όγκου οποιαδήποτε δομή είναι μικρότερη από το πάχος τομής θα καλυφθεί από το σήμα των παραπλήσιων δομών και θα ασαφοποιηθεί (Εικόνα 3.18).



Εικόνα 3.17. Εικόνες υψηλής και χαμηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας με παραπομπή τόσο στον καθορισμό του αντικειμένου με το μικρότερο μέγεθος (εικόνες Γ,Δ) όσο και στην ανάδειξη ευκρινέστερων ορίων (εικόνες Α,Β).



*Εικόνα 3.18. Ανάδειξη του φαινομένου μερικού όγκου. Τομή 8 mm αριστερά και 5 mm δεξιά.*

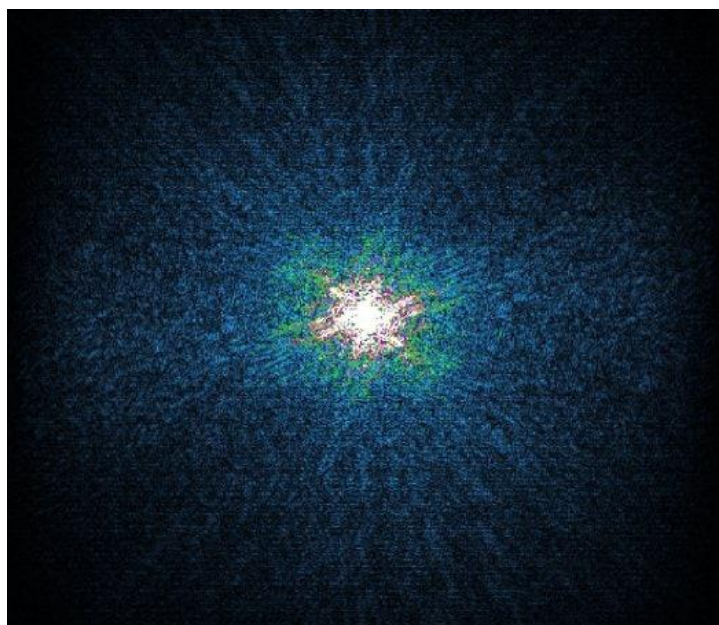
Για την ανάδειξη μιας δομής απαραίτητη προϋπόθεση είναι να υπάρχει ικανοποιητική αντίθεση μεταξύ της δομής και των παραπλήσιων δομών, επαρκής χωρική διακριτική ικανότητα για το μέγεθος της δομής, υψηλός λόγος SNR αλλά και CNR, ώστε η δομή να μην καλύπτεται από τον θόρυβο. Αυξάνοντας το πάχος της τομής βελτιώνεται ο λόγος SNR αλλά μειώνεται η αντίθεση λόγω του φαινομένου μερικού όγκου. Με τη χρήση όμως μιας λεπτότερης τομής, ο λόγος CNR μπορεί να υποπέσει σε πολύ μικρά νούμερα για την ξεκάθαρη ανίχνευση των λεπτομερειών. Η μεγιστοποίηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας μπορεί να επέλθει με τη μείωση του πάχους τομής, με αύξηση της μήτρας απεικόνισης ή με μείωση του επιπέδου απεικόνισης. Βέβαια, και στις τρεις παραπάνω περιπτώσεις θα προκύψει μικρότερο voxel, το οποίο θα οδηγήσει σε μικρότερο λόγο SNR.

### 3.3.1 3D Τεχνική

Κρίνεται απαραίτητο να τονιστεί πως οι λεπτές τομές με υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα και ικανοποιητικό λόγο SNR επιτυγχάνονται στην 3D απεικόνιση. Στην 3D τεχνική αυξάνεται η χωρική διακριτική ικανότητα εξαιτίας του γεγονότος ότι μπορεί να μειωθεί σημαντικά το πάχος τομής και οι τομές μπορούν να ανασχηματιστούν χωρίς κάποιο μεσοδιάστημα (Slice Gap) ανάμεσά τους. Τα τρισδιάστατα δεδομένα, κυρίως όταν τα voxel είναι ιστροπικά, παρέχουν επιπροσθέτως τη δυνατότητα να πραγματοποιηθεί ανασχηματισμός των δεδομένων σε οποιοδήποτε επίπεδο.

### 3.4. ΧΡΟΝΟΣ ΣΥΛΛΟΓΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΛΑΤΤΩΣΗΣ ΤΟΥ

Ο χρόνος συλλογής δεδομένων που απαιτείται για τον σχηματισμό εικόνας στην 2D τεχνική είναι άμεσα εξαρτώμενος και ευθέως ανάλογος με το χρόνο επανάληψης TR, τον αριθμό των βημάτων κωδικοποίησης φάσης και τον αριθμό των διεγέρσεων NEX. Στην 3D τεχνική ο χρόνος συλλογής δεδομένων είναι συνάρτηση ενός ακόμη παράγοντα, του αριθμού των τομών που λαμβάνονται κατά την κωδικοποίηση τομής. Η μείωση των βημάτων κωδικοποίησης φάσης μειώνει το χρόνο συλλογής δεδομένων και επηρεάζει τη χωρική διακριτική ικανότητα και το λόγο SNR. Η μείωση των βημάτων κωδικοποίησης φάσης μπορεί να πραγματοποιηθεί με ποικίλες τεχνικές ελλιπούς πλήρωσης του K-χώρου, οι οποίες αναλύονται στις κάτωθι παραγράφους. Προτού γίνει αυτό όμως, είναι αναγκαία η σύντομη επεξήγηση του όρου “K-χώρος” (Εικόνα 3.19).



*Εικόνα 3.19. Τα δεδομένα του K-χώρου.*

Κατά τη δειγματοληψία κάθε σήματος οι διάφορες τιμές δύναται να εμφανιστούν με τη χρήση διαφορετικών αποχρώσεων μιας κλίμακας του γκρι. Με το πέρας της απόκτησης όλων των σημάτων προκύπτει μια ψηφιακή εκδοχή του χώρου δεδομένων που καλείται K-χώρος. Ο K-χώρος επομένως περιέχει τα αρχικά, πρωτογενή και ακατέργαστα δεδομένα

(raw data) που συλλέγονται, τα δεδομένα δηλαδή προ-επεξεργασίας και παραγωγής της τελικής εικόνας. Κάθε σειρά του K-χώρου περιέχει τα δεδομένα δειγματοληψίας μιας ηχούς και κάθε ηχώ καταγράφεται σε μία νέα σειρά. Το ισχυρότερο σήμα βρίσκεται στις κεντρικές γραμμές του K-χώρου διότι κατά την συμπλήρωση των κεντρικών γραμμών εφαρμόζεται αδύναμο πεδίο κωδικοποίησης φάσης, γεγονός που προκαλεί την μικρότερη απώλεια σήματος κατά τον άξονα κωδικοποίησης φάσης άρα και πιο ισχυρό σήμα ηχούς. Απομάκρυνση πάνω ή κάτω από τις κεντρικές γραμμές του K-χώρου ισοδυναμεί με πιο αδύναμο σήμα ηχούς, επειδή το πεδίο κωδικοποίησης φάσης γίνεται ισχυρότερο και πρωτόνια στο ένα άκρο του άξονα κωδικοποίησης φάσης αλληλοαναιρούνται με πρωτόνια στο αντίθετο άκρο του άξονα.

### 3.4.1. Μέθοδοι ελάττωσης

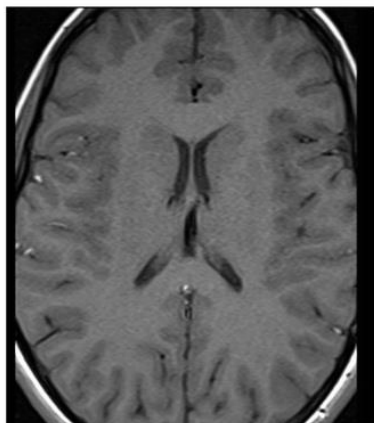
Με την επιλογή Half ή Partial Fourier συλλέγονται οι μισές γραμμές από το θετικό ή το αρνητικό τμήμα του K-χώρου και ένα μικρό ποσοστό από κεντρικές γραμμές. Η επιλογή Half Fourier μειώνει το χρόνο συλλογής δεδομένων κατά περίπου 60%, μειώνεται ελαφρώς ο λόγος SNR εξαιτίας του μειωμένου αριθμού των γραμμών του K-χώρου που συλλέγονται (Εικόνα 3.20), ενώ δεν επηρεάζεται και η χωρική διακριτική ικανότητα καθώς περιλαμβάνονται κάποιες περιφερικές γραμμές του K-χώρου. Η επιλογή Half Fourier είναι ευαίσθητη στις ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου και στα σφάλματα ροής κίνησης.

Ο δεύτερος παράγοντας που μπορεί να μειώσει το χρόνο συλλογής δεδομένων είναι η επιλογή Reduced Matrix κατά την οποία συλλέγεται ένα ποσοστό κεντρικών γραμμών του K-χώρου ενώ οι περιφερικές γραμμές που δεν θα συλλεχθούν, γεμίζουν με μηδενικά (Zero Filling). Η μείωση του αριθμού των περιφερικών γραμμών του K-χώρου έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση του χρόνου συλλογής δεδομένων, τη μείωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας αλλά παρουσιάζεται μια μικρή αύξηση στο λόγο SNR. Με την επιλογή Reduced Matrix λόγω των σχετικά πιο απότομων μεταβάσεων στην ένταση του σήματος μπορεί να προκληθεί και η εμφάνιση του ομώνυμου τεχνικού σφάλματος (Ενότητα 4.5.2.).

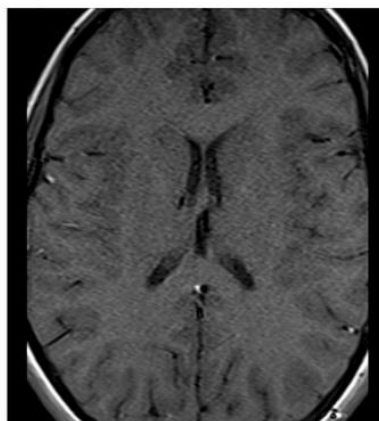
Η τελευταία αλλά το ίδιο σημαντική με τις προηγούμενες επιλογές είναι αυτή της Rectangular FOV (ορθογώνιο πεδίο απεικόνισης). Με την τεχνική αυτή συλλέγεται

μειωμένη πυκνότητα γραμμών του K-χώρου (Εικόνα 3.21), η οποία όμως καλύπτει το αρχικό εύρος των ακραίων γραμμών του K-χώρου. Επομένως με το Rectangular FOV στο 50%, ο χρόνος συλλογής δεδομένων θα μειωθεί στο μισό χωρίς να υπάρξει κάποια απώλεια στη χωρική διακριτική ικανότητα, διότι το μέγεθος του pixel θα παραμείνει σταθερό, αλλά θα σημειωθεί μια μικρή απώλεια του λόγου SNR εξαιτίας του μειωμένου αριθμού των γραμμών του K-χώρου που θα συλλεχθούν (Εικόνα 3.22). Εάν η χρήση του Rectangular FOV συνοδευθεί με αποκλεισμό περιοχών ανατομίας από το FOV, εμφανίζεται σφάλμα αναδίπλωσης οπότε θα πρέπει να ληφθούν τα κατάλληλα μέτρα για να αποφευχθεί.

Μια τεχνική που εφαρμόζεται ευρέως είναι ο συνδυασμός των επιλογών Half Fourier και Rectangular FOV με απώτερο σκοπό την ακόμα μεγαλύτερη μείωση του χρόνου συλλογής δεδομένων χωρίς όμως να παρατηρείται κάποια σημαντική μείωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας.

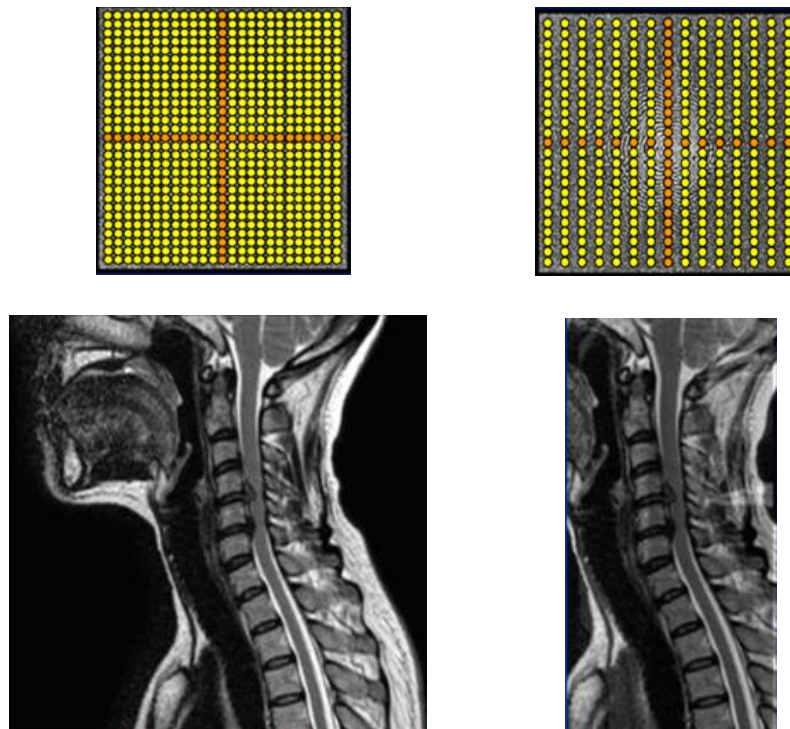


Full Fourier  
FOV 150  
matrix 256x256  
High SNR

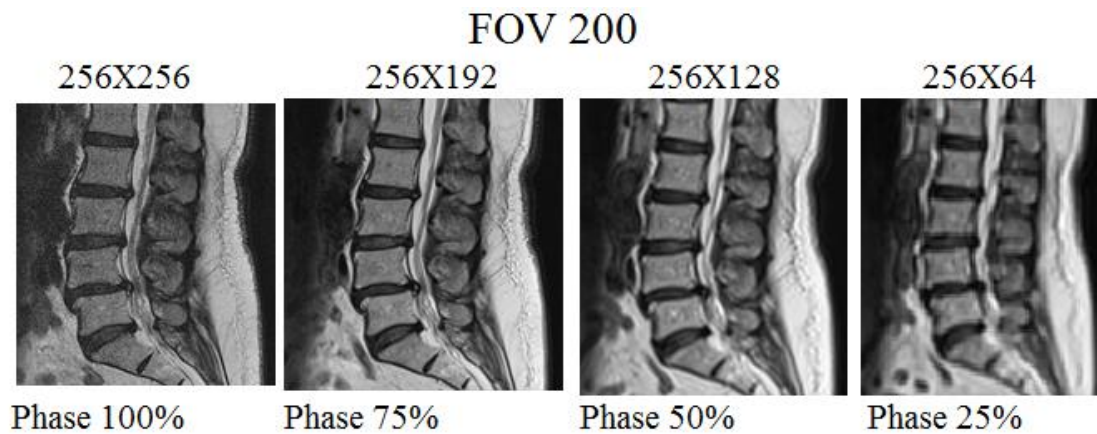


Partial Fourier  
FOV 150  
matrix 256x256  
Low SNR

Εικόνα 3.20.. Η επίδραση του Half Fourier στο λόγο SNR στην εικόνα.



Εικόνα 3.21. Μείωση της πυκνότητας των γραμμών του  $K$ -χώρου, ελάττωση του χρόνου συλλογής δεδομένων με ταυτόχρονη διατήρηση της ΧΔΙ και μικρή απώλεια του  $SNR$ .



Εικόνα 3.22. Με εφαρμογή *rectangular FOV* 50% υποδιπλασιάζεται ο χρόνος συλλογής. Περαιτέρω μείωση του  $FOV$  προκαλεί ανεπιθύμητα χαμηλό λόγο  $SNR$  ( $FOV$  25%).

#### 4. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

Η έννοια τεχνικά σφάλματα (artifacts) αναφέρεται σε δομές στην εικόνα, οι οποίες δεν αντιστοιχούν σε ανατομικές δομές ή εμφάνιση παθολογίας, αλλά προκαλούνται λόγω της απεικονιστικής τεχνικής που χρησιμοποιήθηκε. Τα τεχνικά σφάλματα υποβαθμίζουν την ποιότητα εικόνας και δύνανται να δημιουργήσουν διαγνωστικά προβλήματα άλλοτε υπερκαλύπτοντας και άλλοτε μιμούμενα υποκείμενη παθολογία. Για αυτούς τους λόγους θα πρέπει να αναγνωρίζονται και να καταβάλλεται προσπάθεια για την εξάλειψή τους. Τα τεχνικά σφάλματα διακρίνονται βάσει του παράγοντα πρόκλησής τους στις ακόλουθες κατηγορίες:

1.Τεχνικά σφάλματα λόγω δυσλειτουργίας του MRI hardware και θωράκισης της αίθουσας εξέτασης:

- i Τεχνικό σφάλμα δίκην φερμουάρ (zipper artifact)
- ii Τεχνικό σφάλμα δίκην ψαροκόκαλου (herringbone artifact)
- iii Τεχνικό σφάλμα τύπου ζέβρας (zebra artifact)
- iv Τεχνικό σφάλμα παρυφών moiré (moiré fringes)
- v Τεχνικό σφάλμα central point
- vi Τεχνικό σφάλμα πλεονάζοντα ραδιοπαλμού (RF overflow)
- vii Τεχνικό σφάλμα σκίασης (shading artifact)
- viii Τεχνικό σφάλμα αναδίπλωσης (aliasing ή wrap around)
- ix Τεχνικό σφάλμα δίκην έναστρου ουρανού (starry sky artifact)

2.Τεχνικά σφάλματα λόγω δυσλειτουργίας του MRI software:

- i Τεχνικό σφάλμα διαρροής (slice overlap ή cross talk)
- ii Τεχνικό σφάλμα διασταυρούμενης διέγερσης (cross excitation)



### 3.Τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης:

- i Τεχνικό σφάλμα λόγω κίνησης κατά την κωδικοποίηση φάσης (phase encoded motion artifact)
- ii Τεχνικό σφάλμα λόγω φαινομένων ροής (entry slice phenomenon)

### 4.Τεχνικά σφάλματα λόγω ετερογένειας ιστών και ξένων σωμάτων:

- i Τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξεως (chemical shift artifact of the first order)
- ii Τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης δεύτερης τάξεως (chemical shift artifact of the second order)
- iii Τεχνικό σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας (magnetic susceptibility artifact)
- iv Τεχνικό σφάλμα μαγικής γωνίας (magic angle effect)
- v Τεχνικό σφάλμα διηλεκτρικού φαινομένου (dielectric effect artifact)

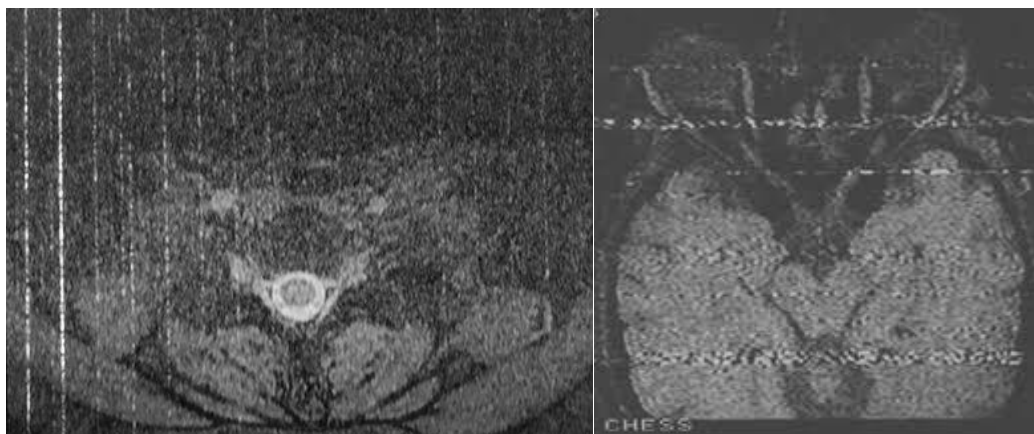
### 5.Τεχνικά σφάλματα λόγω FFT και θεωρήματος Nyquist:

- i Τεχνικό σφάλμα “ακρωτηριασμού” (truncation ή Gibbs artifact)
- ii Τεχνικό σφάλμα μηδενικής πλήρωσης (zero-fill artifact)
- iii Τεχνικό σφάλμα αναδίπλωσης (aliasing ή wrap around)

## 4.1. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΛΟΓΩ ΔΥΣΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΟΥ MRI HARDWARE ΚΑΙ ΘΩΡΑΚΙΣΗΣ ΤΗΣ ΑΙΘΟΥΣΑΣ ΕΞΕΤΑΣΗΣ

### 4.1.1. Τεχνικό σφάλμα δίκην φερμουάρ (zipper artifact)

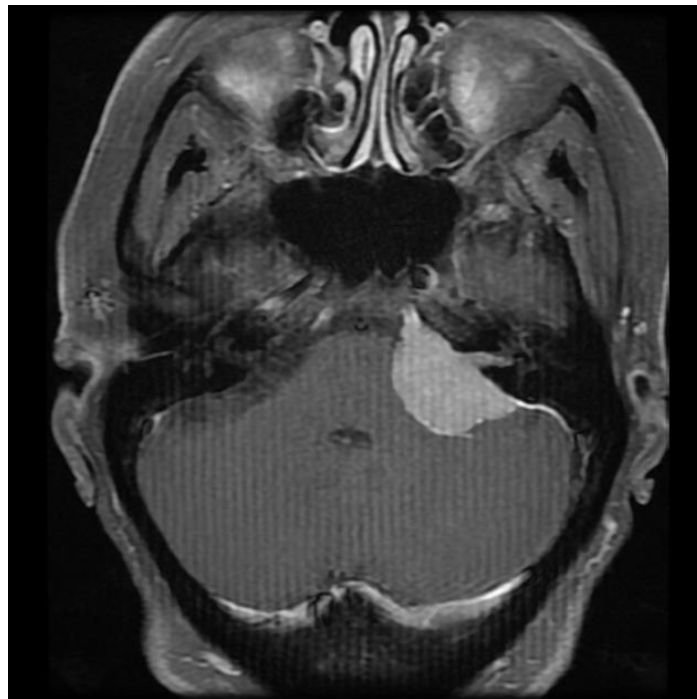
Αυτό που χαρακτηρίζει και διακρίνει το τεχνικό σφάλμα zipper από όλα τα άλλα τεχνικά σφάλματα, είναι ότι εμφανίζεται σαν γραμμές με εναλλασσόμενα άσπρα και μαύρα στίγματα (Εικόνα 4.1) κατά μήκος της διεύθυνσης κωδικοποίησης φάσης της εικόνας. Αυτό το τεχνικό σφάλμα οφείλεται σε κάποια εξωγενή ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που γίνεται ανιχνεύσιμη από το πηνίο δέκτη. Η πιο συνηθισμένη αιτία είναι κάποια παρεμβολή ραδιοσυχνοτήτων κατά τη διενέργεια της εξέτασης με την πόρτα της αίθουσας του μαγνητικού τομογράφου να είναι ανοιχτή. Το σφάλμα επίσης μπορεί να γίνει αντιληπτό και όταν χρησιμοποιούνται συσκευές παρακολούθησης των ζωτικών σημείων του εξεταζόμενου εντός της αίθουσας που γίνεται η εξέταση. Το τεχνικό σφάλμα zipper καταπολεμάται με τη διόρθωση της αιτίας που το προκαλεί ή με τη βελτίωση της θωράκισης του μαγνητικού τομογράφου.



4.1. Τεχνικό σφάλμα zipper σε εγκάρσια τομή κοιλίας και σε εγκεφάλου.

#### 4.1.2. Τεχνικό σφάλμα δίκην ψαροκόκαλου (herringbone artifact)

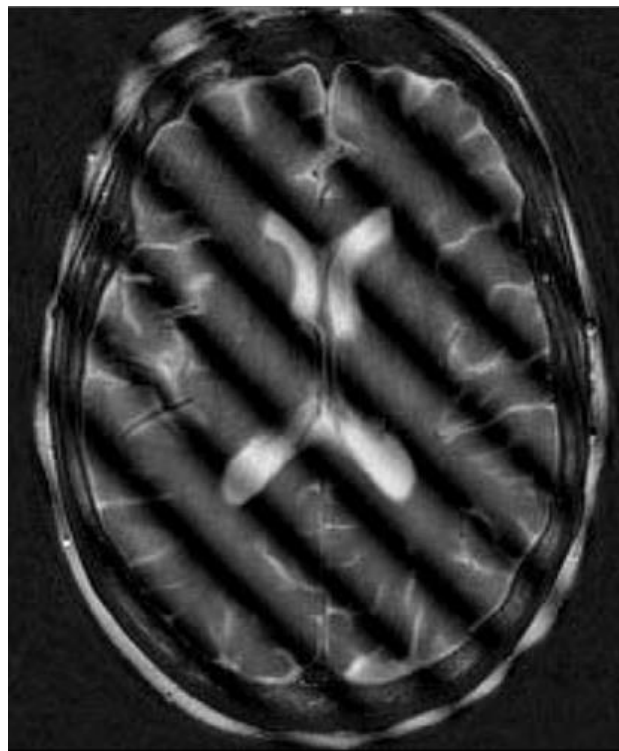
Τεχνικό σφάλμα δίκην ψαροκόκαλου επίσης γνωστό και ως spike artifact, crisscross artifact ή corduroy artifact σχετίζεται με ένα ή περισσότερα στρεβλωμένα δεδομένα στον Κ-χώρο. Στην εικόνα οι καλώς ισαπέχουσες λωρίδες θυμίζουν την εικόνα κοτλέ υφάσματος. Το σφάλμα καλύπτει όλη την έκταση της εικόνας σε μία ή περισσότερες τομές. Το σφάλμα του ψαροκόκαλου (Εικόνα 4.2) μπορεί να προκληθεί είτε από διακυμάνσεις στην παροχή ενέργειας του μαγνητικού τομογράφου είτε από ηλεκτρομαγνητικές αιχμές προερχόμενες από τα πηνία βαθμίδωσης είτε από ασυμφωνίες στους παλμούς RF.



Εικόνα 4.2. Τεχνικό σφάλμα ψαροκόκαλου σε εγκάρσια τομή εγκεφάλου.

#### 4.1.3. Τεχνικό σφάλμα τύπου ζέβρας (zebra artifact)

Το τεχνικό σφάλμα ζέβρας (*Εικόνα 4.3*) εμφανίζεται ως εναλλασσόμενες σκοτεινές και φωτεινές ζώνες στην εικόνα. Αξίζει να σημειωθεί ότι ο όρος zebra έχει λανθασμένα χρησιμοποιηθεί για να περιγράψει το τεχνικό σφάλμα μοιρέ, το τεχνικό σφάλμα zero-fill και το τεχνικό σφάλμα αιχμών στον K-χώρο. Το σφάλμα αυτό έχει συσχετιστεί με το φαινόμενο μαγνητικής επιδεκτικότητας. Οφείλεται κυρίως σε αλλαγές του σήματος και μπορεί να αντιμετωπιστεί χρησιμοποιώντας πηνίο επιφανείας και αλλάζοντας την ακολουθία που χρησιμοποιείται κατά την εξέταση.



*Εικόνα 4.3. Το τεχνικό σφάλμα zebra σε εγκάρσια τομή εγκεφάλου.*

#### 4.1.4. Τεχνικό σφάλμα παρυφών moiré (moiré artifact)

Οι παρυφές moiré (Εικόνα 4.4) είναι ένα μοτίβο παρεμβολής ευρέως ορατό όταν λαμβάνονται εικόνες gradient echo χρησιμοποιώντας πηνία σώματος. Εξαιτίας των ανομοιογενειών που εμφανίζει το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο  $B_0$  σε όλο το μήκος του ανθρώπινου σώματος, η αναδίπλωση της μίας πλευράς του σώματος στην αντίθετη πλευρά οδηγεί σε καταγραφή σημάτων διαφορετικών φάσεων που αλληλοαναιρούνται. Αυτό προκαλεί την εμφάνιση ασπρόμαυρου ταινιοειδούς μορφολογίας σφάλματος στις παρυφές της τελικής εικόνας. Σε στεφανιαία απεικόνιση του σώματος, ιδιαίτερα αν οι βραχίονες του εξεταζόμενου αγγίζουν το άνοιγμα του μαγνήτη, τα pixels αναδιπλώνονται μεταξύ τους εξαιτίας των ανατομικών δομών που βρίσκονται εκτός του πεδίου απεικόνισης, αλλά παράγουν σήμα. Ανομοιογένειες πραγματοποιούν αυτή την αναδίπλωση εντός και εκτός φάσης (in and out of phase) δημιουργώντας την ταινιοειδή μορφολογία. Το σφάλμα δύναται να διορθωθεί με τη χρήση ακολουθιών spin echo ή με επιβεβαίωση της θέσης των βραχιόνων του εξεταζόμενου εντός του FOV.



Εικόνα 4.4. Τεχνικό σφάλμα παρυφών moiré σε στεφανιαία τομή κοιλίας.

#### 4.1.5. Τεχνικό σφάλμα central point

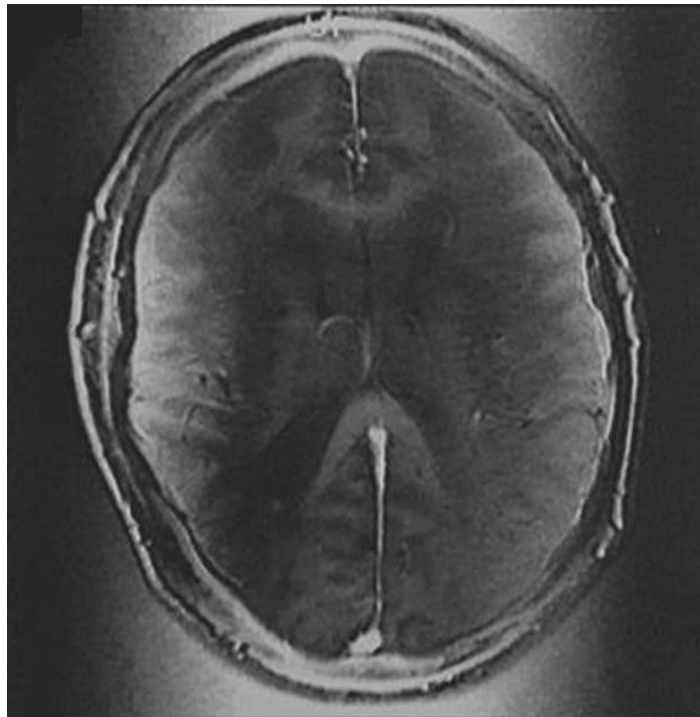
Το τεχνικό σφάλμα central point (Εικόνα 4.5) έχει τη μορφή ενός εστιακού σημείου αυξημένου σήματος στο κέντρο της εικόνας. Αιτία εμφάνισής του είναι οι συνεχόμενες μεταβολές της παροχής ρεύματος στο πηνίο-υποδοχέα. Ύστερα από την εφαρμογή του FFT, οι συνεχείς αυτές διακυμάνσεις δίνουν την εικόνα φωτεινού σημείου στο κέντρο της εικόνας. Το συγκεκριμένο σφάλμα μπορεί να διορθωθεί και να αποφευχθεί μέσω επανάληψης της ακολουθίας, διατήρησης της σταθερής θερμοκρασίας του εξοπλισμού, χρήσης λογισμικού εκτίμησης των διακυμάνσεων του ρεύματος και προσαρμογής των δεδομένων στον K-χώρο και τέλος βαθμονόμησης από την τεχνική υπηρεσία της εταιρίας του μηχανήματος.



Εικόνα 4.5. Το τεχνικό σφάλμα central point σε εγκάρσια τομή εγκεφάλου.

#### 4.1.6. Τεχνικό σφάλμα πλεονάζοντα ραδιοπαλμού (RF overflow)

Το τεχνικό σφάλμα πλεονάζοντα ραδιοπαλμού (*Εικόνα 4.6*) προκαλεί ανομοιόμορφη, θολή, τελική εικόνα. Παρουσιάζεται όταν το σήμα που λαμβάνεται μέσω του ανιχνευτή από τον εξεταζόμενο είναι τόσο ισχυρό ώστε να μην μπορεί να ψηφιοποιηθεί με ακρίβεια από τον μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα. Μία αυτόματη σάρωση πριν την εξέταση συνήθως ρυθμίζει το εύρος λήψης του υποδοχέα, ώστε να αποφευχθεί αυτό το φαινόμενο. Αν όμως το σφάλμα εξακολουθεί να εμφανίζεται το εύρος τιμών του υποδοχέα θα πρέπει να ρυθμιστεί περαιτέρω χειροκίνητα. Διατίθενται μέθοδοι επίλυσης του σφάλματος και μετά από την επεξεργασία των ακατέργαστων δεδομένων ωστόσο είναι αρκετά χρονοβόροι.



*Εικόνα 4.6. Το τεχνικό σφάλμα πλεονάζοντα ραδιοπαλμού σε εγκάρσια τομή εγκεφάλου.*

#### 4.1.7. Τεχνικό σφάλμα σκίασης (shading artifact)

Το τεχνικό σφάλμα σκίασης προκαλείται από απώλεια της έντασης του σήματος σε κάποιο σημείο της εικόνας, οδηγώντας σε σκοτεινές σκιάσεις σε αυτό το τμήμα της εικόνας (Εικόνα 4.7). Ένας πρωταρχικός παράγοντας πρόκλησής του είναι η ανόμοια διέγερση των πυρήνων εντός του μαγνητικού πεδίου, λόγω ραδιοπαλμών που εφαρμόζονται σε γωνίες εκτροπής διάφορες των τιμών  $90^\circ$  και  $180^\circ$ . Μία δεύτερη αιτία είναι η λανθασμένη τοποθέτηση του πηνίου πάνω στον εξεταζόμενο ή η σύζευξη πηνίων σε κάποιο σημείο (που οφείλεται για παράδειγμα στην επαφή ενός ευμεγέθους εξεταζόμενου με μία πλευρά του πηνίου). Άλλες αιτίες συνιστούν η ανομοιογένεια του μαγνητικού πεδίου και πλεόνασμα σήματος στον μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό. Το σφάλμα μπορεί να εντοπιστεί τόσο στον άξονα κωδικοποίησης φάσης όσο και στον άξονα κωδικοποίησης συχνότητας. Επίλυσή του επέρχεται μέσω σωστής τοποθέτησης του RF πηνίου-δέκτη, χρήσης πηνίου ανάλογου του σωματότυπου του εξεταζόμενου, αποτροπής της ύπαρξης επαφής ανάμεσα σε εξεταζόμενο και πηνίο, τεχνικών μείωσης της ανομοιογένειας του μαγνητικού πεδίου και εφαρμογής κατάλληλων παραμέτρων σάρωσης που ορίζουν το αρμόζον εύρος ραδιοπαλμών (μικρότερο εύρος για αποφυγή πλεονάζοντος σήματος).

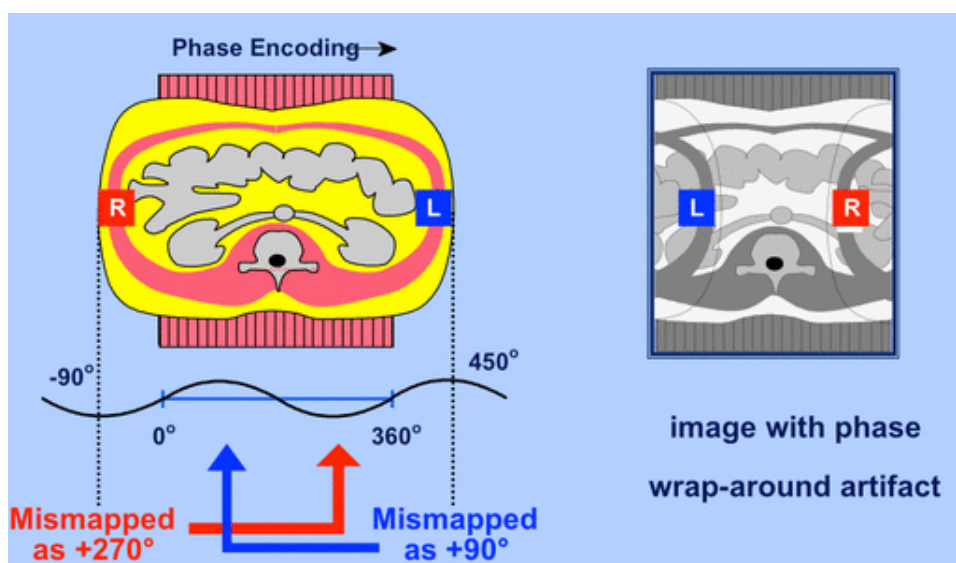


Εικόνα 4.7. Το τεχνικό σφάλμα *shadding* σε εγκάρσια τομή κοιλίας

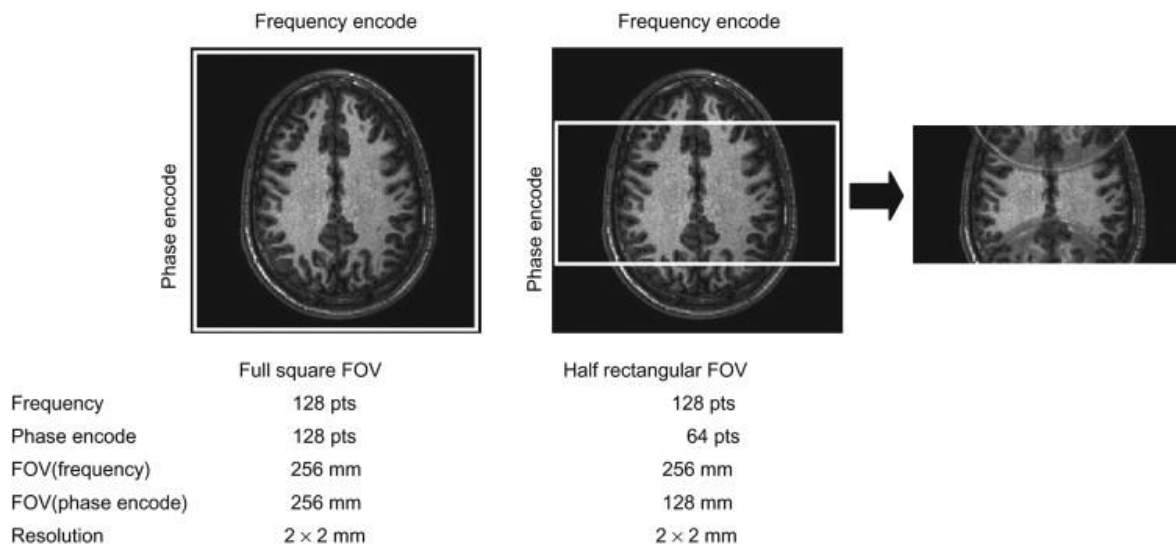


#### 4.1.8. Τεχνικό σφάλμα αναδίπλωσης (aliasing ή wrap around)

Το τεχνικό σφάλμα αναδίπλωσης (aliasing ή wrap around) προκύπτει όταν, λόγω του ότι το εξεταζόμενο θέμα δεν περιλαμβάνεται ολόκληρο εντός του πεδίου απεικόνισης κατά τη σχεδίαση των τομών, το τμήμα που αφήνεται εκτός του FOV αναδιπλώνεται στην τελική εικόνα (Εικόνα 4.8, Εικόνα 4.9), αναδεικνύεται δηλαδή στην αντίθετη πλευρά της.



Εικόνα 4.8. Τεχνικό σφάλμα αναδίπλωσης. Στο σχήμα η αριστερή πλευρά εκτείνεται εκτός του πεδίου απεικόνισης και περιλαμβάνει εναλλαγές φάσης από  $361^\circ$  μέχρι  $450^\circ$ . Επειδή σε αυτό στάδιο κωδικοποίησης φάσης οι συχνότητες έχουν καθοριστεί στο εύρος από  $0^\circ$  έως  $360^\circ$  η εναλλαγή φάσης των  $361^\circ$  θα αντιστοιχηθεί στη θέση της  $1^\circ$  και μία εναλλαγή φάσης  $450^\circ$  θα αναδειχθεί στη θέση των  $450^\circ - 360^\circ = 90^\circ$ . Συνεπώς η αριστερή πλευρά του εξεταζόμενου θα αναδιπλωθεί και θα τοποθετηθεί χωρικά λανθασμένα στην απέναντι (δεξιά) πλευρά της εικόνας. Παρόμοιο τρόπο αναδίπλωσης υφίσταται και η δεξιά πλευρά.



Εικόνα 4.9. Τεχνικό σφάλμα αναδίπλωσης που προκύπτει μετά από την εφαρμογή *rectangular FOV 50%*.

Αν και σε θεωρητικό επίπεδο το σφάλμα αναδίπλωσης αφορά τόσο τη διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας όσο και τη διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης, σε πρακτικό επίπεδο σχετίζεται μόνο με τη δεύτερη, διότι το σφάλμα κατά τη διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας αντιμετωπίζεται αυτόματα με υπερδειγματοληψία (*frequency oversampling*) και κατάλληλα ψηφιακά φίλτρα, δίχως να προκύπτει χρονική επιβάρυνση. Το σφάλμα αυτό μπορεί να εμφανιστεί και στην 3D απεικόνιση και στις τρεις διευθύνσεις. Η διόρθωση του σφάλματος αναδίπλωσης μπορεί να πραγματοποιηθεί με μία από τις ακόλουθες μεθόδους:

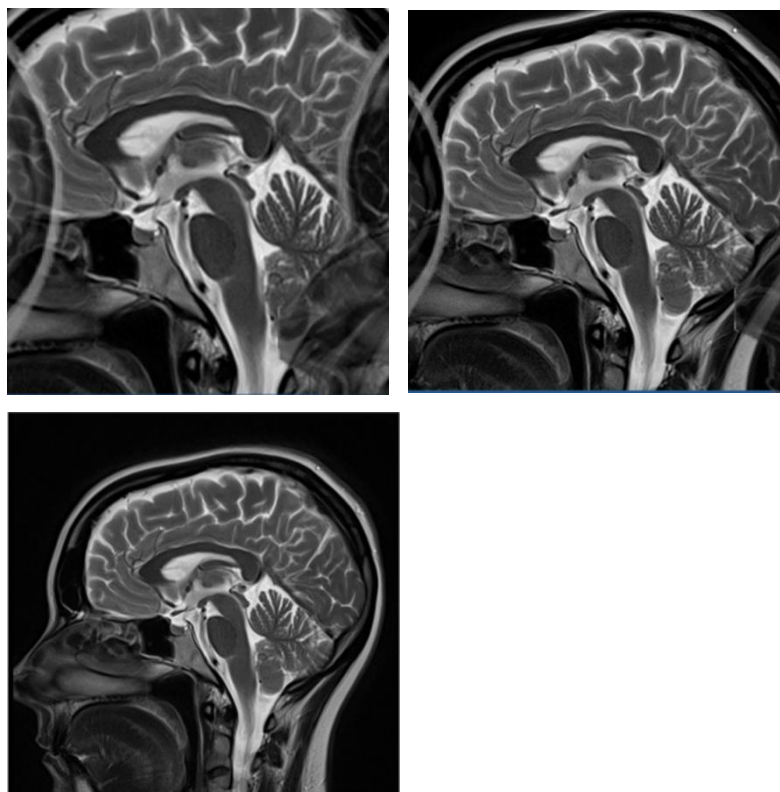
- Εναλλαγή αξόνων φάσης και συχνότητας
- Αύξηση του πεδίου απεικόνισης
- Χρήση της τεχνικής αποφυγής αναδίπλωσης ιστών
- Χρήση της τεχνικής χωρικού προκορεσμού
- Χρήση πηνίου επιφανείας

#### 4.1.8.a. Εναλλαγή αξόνων φάσης και συχνότητας

Η χρήση αυτής της τεχνικής είναι ικανή να επιλύσει το τεχνικό σφάλμα αναδίπλωσης, ωστόσο είναι πιθανό να προκαλέσει την εμφάνιση άλλων τεχνικών σφαλμάτων. Γενικά, η διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης θα πρέπει να εφαρμόζεται στη βραχύτερη διάμετρο της εξεταζόμενης περιοχής, προκειμένου να γίνεται διαθέσιμη η δυνατότητα χρήσης rectangular FOV με μειωμένα βήματα κωδικοποίησης φάσης χωρίς απώλεια χωρικής διακριτικής ικανότητας.

#### 4.1.8.β. Αύξηση του πεδίου απεικόνισης (FOV)

Με την αύξηση του πεδίου απεικόνισης (*Εικόνα 4.10*) ο τεχνολόγος προσπαθεί να συμπεριλάβει όλο το ανατομικό θέμα που απαιτείται από το παραπεμπτικό του ασθενούς, εξαλείφοντας έτσι το πρόβλημα της αναδίπλωσης. Βέβαια, με την αύξηση του FOV μειώνεται η χωρική διακριτική ικανότητα, μόνο όμως στην περίπτωση που οι υπόλοιπες παράμετροι της εξέτασης διατηρηθούν αμετάβλητες.



*Εικόνα 4.10. Σταδιακή αποκλιμάκωση του τεχνικού σφάλματος wrap around με αύξηση του FOV (15 cm, 20 cm, 30 cm).*

#### 4.1.8.γ. Χρήση Τεχνικής Αποφυγής Αναδίπλωσης Ιστών (No Phase Wrap)

Κάνοντας χρήση της τεχνικής αποφυγής αναδίπλωσης ιστών (no phase wrap ή Phase Oversampling ή Foldover Suppression) συνήθως θα συμβούν τα εξής:

- 1 Θα γίνει διπλασιασμός του FOV κατά τη διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης, ταυτόχρονα όμως θα προκληθεί και υποδιπλασιασμός της χωρικής διακριτικής ικανότητας.
- 2 Για να διατηρηθεί σταθερή η χωρική διακριτική ικανότητα θα πρέπει να διπλασιαστούν τα βήματα της κωδικοποίησης φάσης. Ο διπλασιασμός όμως των βημάτων κωδικοποίησης φάσης αποφέρει το διπλασιασμό του χρόνου συλλογής δεδομένων.
- 3 Για να παραμείνει αμετάβλητος ο χρόνος συλλογής δεδομένων, αυτόματα υποδιπλασιάζεται από τη μία ο αριθμός διεγέρσεων NEX και από την άλλη το επιπλέον τμήμα του FOV κατά τον ταχύ μετασχηματισμό Fourier (FFT) απορρίπτεται, επομένως στην τελική εικόνα μόνο το αρχικό FOV θα αναδεικνύεται μεγεθυμένο. Με αυτή την τεχνική ο χρόνος συλλογής δεδομένων, ο λόγος SNR και η χωρική διακριτική ικανότητα της τομής με τεχνική no phase wrap είναι ίδια με αυτήν που δεν εφαρμόζεται η τεχνική.

#### 4.1.8.δ. Χρήση Τεχνικής Χωρικού Προκορεσμού

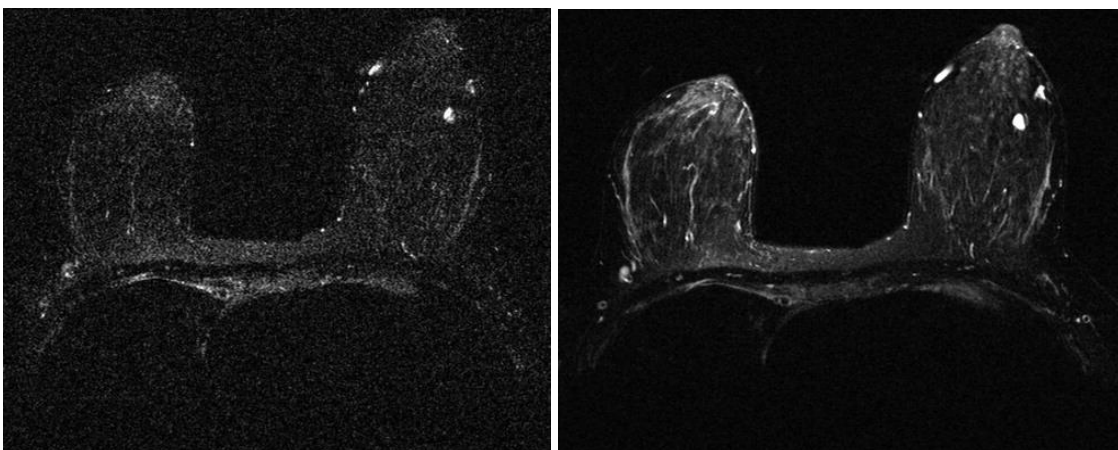
Το σφάλμα της αναδίπλωσης της εικόνας είναι δυνατόν να αποφευχθεί και με τη χρήση της τεχνικής του χωρικού προκορεσμού (Spatial Pre-saturation) για την καταστολή του σήματος στους ιστούς που βρίσκονται εκτός του πεδίου απεικόνισης. Σε κάποια συστήματα MT η τεχνική αυτή τίθεται σε εφαρμογή αυτόματα όταν ο αριθμός διεγέρσεων  $NEX=1$  και υλοποιείται με δυο κάθετους παλμούς προκορεσμού εκατέρωθεν του FOV κατά τη διεύθυνση της κωδικοποίησης φάσης, με τον κάθε παλμό να έχει πάχος ίσο με το μισό μέγεθος του πεδίου απεικόνισης (δηλαδή  $FOV/2$ ). Πρέπει να ληφθεί υπόψιν βεβαίως πως λόγω των παλμών υπάρχει το ενδεχόμενο να αυξηθεί ο χρόνος του ελάχιστου δυνατού TR ή να ελαττωθεί ο μέγιστος αριθμός τομών.

#### 4.1.8.ε. Χρήση Πηνίων Επιφανείας

Καθώς με τη χρήση των πηνίων επιφανείας παρουσιάζεται ταχύτετη μείωση του σήματος όσο αυξάνεται η απόσταση από το πηνίο, είναι εφικτό να αξιοποιηθούν για να εξαλείψουν τα σφάλματα αναδίπλωσης της εικόνας στους εν τω βάθει ιστούς.

#### 4.1.9. Τεχνικό σφάλμα δίκην έναστρου ουρανού (starry sky artifact)

Το τεχνικό σφάλμα δίκην έναστρου ουρανού στην παράλληλη απεικόνιση είναι σχετικά συχνό και προβάλλεται σαν μία ανομοιομορφη κατανομή του θορύβου στην εικόνα (Εικόνα 4.11). Τυπικά επηρεάζει περισσότερο τους ιστούς στο κέντρο της εικόνας, λόγω απόστασης από τα πηνία επιφανείας, παρά τους επιφανειακούς ιστούς, που βρίσκονται σε μικρότερη απόσταση από τα πηνία. Ο θόρυβος στην παράλληλη απεικόνιση είναι τυχαίος αλλά εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από μία χωρική παράμετρο, τον γεωμετρικό παράγοντα ( $g$ ). Επίσης αυξάνει με τη χρήση υψηλότερου παράγοντα επιτάχυνσης ( $R$ ). Ως αποτέλεσμα, εμφανίζονται περιοχές χαμηλού SNR ανομοιογενούς κατανομής. Περιοχές που βρίσκονται πιο μακριά από το πηνίο επιφανείας είναι πιο ευαίσθητες σε αυτό το σφάλμα. Η προσαρμογή του παράγοντα  $R$  σε χαμηλότερα επίπεδα κατά τη διάρκεια της σάρωσης ίσως βελτιώσει το λόγο SNR, αλλά θα αυξηθεί σημαντικά ο χρόνος δειγματοληψίας. Μερικές φορές είναι απαραίτητο να γίνει επανάληψη της ακολουθίας για να αποσοβηθεί το σφάλμα.

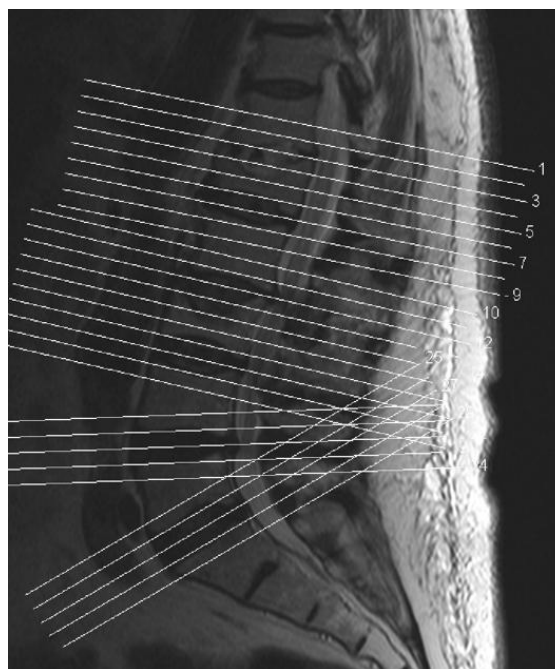


*Εικόνα 4.11. Εγκάρσια εικόνα T2 στήθους αριστερά με τεχνικό σφάλμα starry sky λόγω χρήσης πηνίου σώματος αντί πηνίου στήθους και δεξιά βελτιωμένη εικόνα με τη χρήση του ενδεδειγμένου πηνίου.*

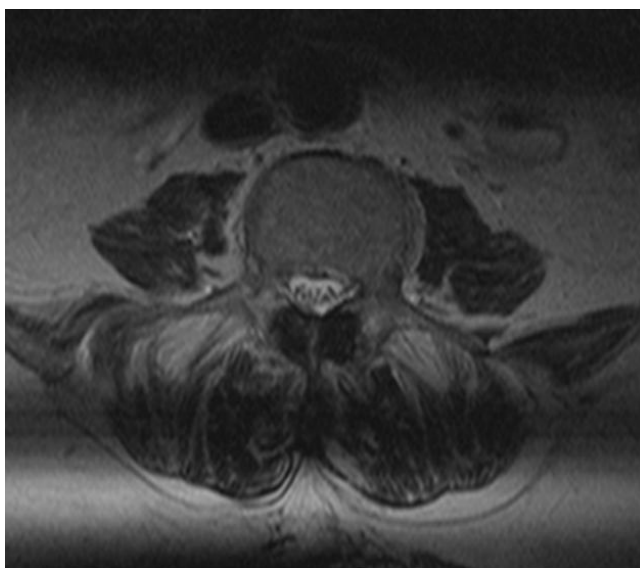
## 4.2. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΛΟΓΩ ΛΥΣΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΟΥ MRI SOFTWARE

### 4.2.1. Τεχνικό σφάλμα διαρροής (slice overlap ή cross talk)

Το τεχνικό σφάλμα διαρροής εμφανίζεται σαν μια απώλεια σήματος στην εικόνα σε τεχνικές multi-slice, multi-angle, τεχνικές, δηλαδή, που χρησιμοποιούνται συχνά στην απεικόνιση της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης. Δεν θα πρέπει να συγχέεται με το τεχνικό σφάλμα διασταυρούμενης διέγερσης (cross excitation), αφού το σφάλμα διαρροής οφείλεται στην έκλυση ενέργειας από πυρήνες που χαλαρώνουν σε γειτονικές τομές (spin-lattice relaxation), ενώ το πρώτο είναι αποτέλεσμα διέγερσης πυρήνων από RF παλμό που εφαρμόστηκε σε παρακείμενη γειτονική τομή. Εάν οι τομές αποκτηθούν από διαφορετικά μεσοσπονδύλια διαστήματα και δεν είναι παράλληλες (*Εικόνα 4.12*), τότε οι τομές ίσως να επικαλυφθούν. Αν οποιαδήποτε δύο επίπεδα ληφθούν την ίδια χρονική στιγμή (π.χ. μεσοσπονδύλιο διάστημα O2-O3 και O3-O4), τότε το επίπεδο που αποκτάται δεύτερο θα περιλαμβάνει πρωτόνια που έχουν ήδη υποστεί κορεσμό. Αυτό προκαλεί την εμφάνιση μιας ζώνης απώλειας σήματος (*Εικόνα 4.13*), η οποία διαπερνά οριζοντίως την εικόνα αν όχι κατά μήκος της σπονδυλικής στήλης, εμφάνιση που αποτελεί το χειρότερο σενάριο.



*Εικόνα 4.12. Ορθή τεχνική σχεδιασμού τομών για αποφυγή τυχόν cross talk σφάλματος.*



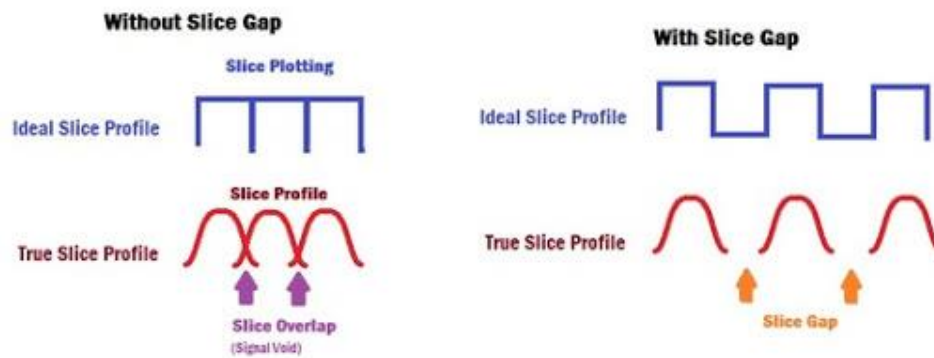
*Εικόνα 4.13. Το τεχνικό σφάλμα διαρροής στο μεσοσπονδύλιο διάστημα O4-O5.*

#### **4.2.2. Τεχνικό σφάλμα διασταυρούμενης διέγερσης (cross excitation)**

Το τεχνικό σφάλμα διασταυρούμενης διέγερσης αναφέρεται στην απώλεια σήματος εντός μίας τομής εξαιτίας προκορεσμού από παλμό RF που προοριζόταν για γειτονική τομή. Το εύρος συχνοτήτων ενός παλμού RF είναι ελαττωματικό, με άλλα λόγια κατά τη διάρκεια της επιλογής τομής υπάρχει ήδη ένας βαθμός διέγερσης από τις παρακείμενες τομές. Εάν η γειτονική τομή απεικονιστεί κατά τη διάρκεια του ίδιου TR ή λίγο αργότερα, θα υποστεί μερικό κορεσμό και ο τελικός λόγος SNR θα μειωθεί. Το φαινόμενο αυτό είναι πλέον ευδιάκριτο στις ακολουθίες ανάκτησης αναστροφής (inversion recovery).

Σε αντίθεση με το τεχνικό σφάλμα διαρροής που δεν μπορεί να εξαλειφθεί, αφού προκαλείται από τη φυσιολογική έκλυση ενέργειας από τους πυρήνες, το σφάλμα διασταυρούμενης διέγερσης μπορεί να διορθωθεί σε πρώτη φάση μέσω της εξασφάλισης κενού (gap) μεταξύ των τομών της τάξεως του 30% κατά την απεικόνιση όμορων τομών (Εικόνα 4.14). Ένας δεύτερος τρόπος διόρθωσης του σφάλματος είναι μία διαδικασία γνωστή ως αλληλουχία (interleaving ή concatenation) μεταξύ των τομών, που αυξάνει το χρόνο εξασθένησης της διασταυρούμενης διέγερσης γειτονικών τομών ακόμα περισσότερο από την παραπάνω τεχνική. Κατά τη διαδικασία του interleaving δεν

απαιτείται κενό μεταξύ των τομών. Μία ακόμα τεχνική αφορά την επιστράτευση 3D απεικόνισης, αν απαιτείται ογκομετρική απεικόνιση. Τέλος, μπορεί να γίνει χρήση βέλτιστα ρυθμισμένων ακολουθιών παλμών που διαθέτουν το υψηλότερο ελάχιστο TE και μειωμένο αριθμό τομών για δεδομένο χρόνο TR



Εικόνα 4.14. Ο μηχανισμός λειτουργίας του σφάλματος cross excitation και ο τρόπος αντιμετώπισής του.

#### 4.3. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΛΟΓΩ ΚΙΝΗΣΗΣ

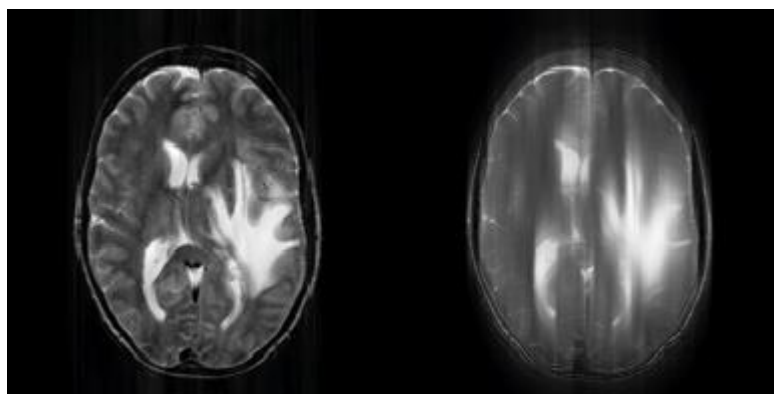
Τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης προκαλούνται είτε λόγω τυχαίας κίνησης του εξεταζόμενου (όπως περισταλισμού του εντέρου, κατάποσης, εκούσιας κίνησης) είτε λόγω περιοδικής κίνησης του εξεταζόμενου (όπως παλμικών ώσεων στα αγγεία, αναπνευστικής κίνησης, καρδιακής κίνησης) είτε λόγω φαινομένων ροής στα αγγεία, στην καρδιά και στο ΕΝΥ. Στην εικόνα τα τεχνικά σφάλματα λόγω τυχαίας κίνησης προκαλούν ασαφοποίηση των ανατομικών δομών κατά τη διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης (Εικόνα 4.15), τα τεχνικά σφάλματα λόγω περιοδικής κίνησης δημιουργούν είδωλα (ghost artifacts) κατά τη διεύθυνση της κωδικοποίησης φάσης (Εικόνα 4.16), ενώ τα τεχνικά σφάλματα λόγω ρέοντων πυρήνων κατά τη διάρκεια της λήψης δεδομένων εμφανίζονται ως περιοχές υψηλού ή χαμηλού σήματος εντός των αγγείων (Εικόνα 4.17).

Υφίστανται δύο αιτίες λόγω των οποίων τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης εντοπίζονται κατά τη διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης. Κατά την χωρική καταγραφή ισχύει η υπόθεση ότι το σήμα σε κάθε voxel είναι σταθερό μεταξύ των βημάτων κωδικοποίησης φάσης και

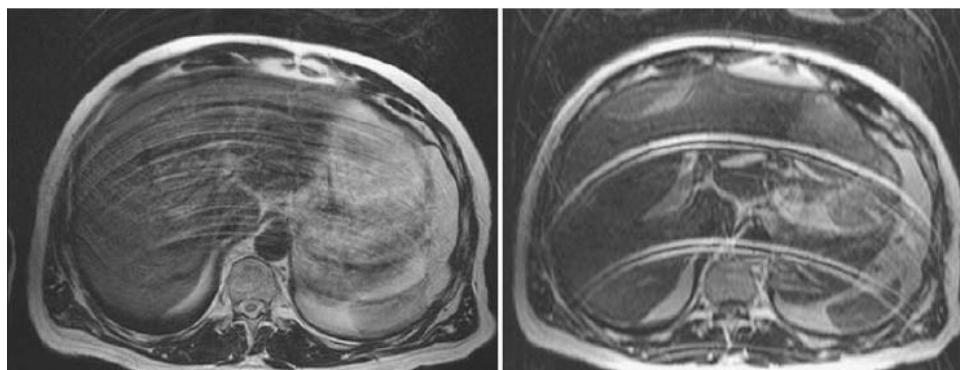


ότι κάθε παρατηρούμενη μεταβολή του σήματος οφείλεται μόνο στην εφαρμογή της κωδικοποίησης φάσης. Έτσι, κάθε αλλαγή της τιμής φάσης του voxel που οφείλεται σε κίνηση αποδίδεται από τον Ταχύ Μετασχηματισμό Fourier (FFT) σε διαφορετικό voxel, με αποτέλεσμα κινούμενες δομές να καταλαμβάνουν διαφορετικές θέσεις στο FOV σε διαφορετικούς χρόνους κατά τη διάρκεια της κωδικοποίησης φάσης. Η δεύτερη αιτία αφορά το χρόνο. Συγκεκριμένα, για τη δειγματοληψία του σήματος κατά την κωδικοποίηση συχνότητας χρειάζονται μόνο μερικά χιλιοστά του δευτερολέπτου, ενώ χρειάζονται δευτερόλεπτα για την πλήρωση του χώρου δεδομένων.

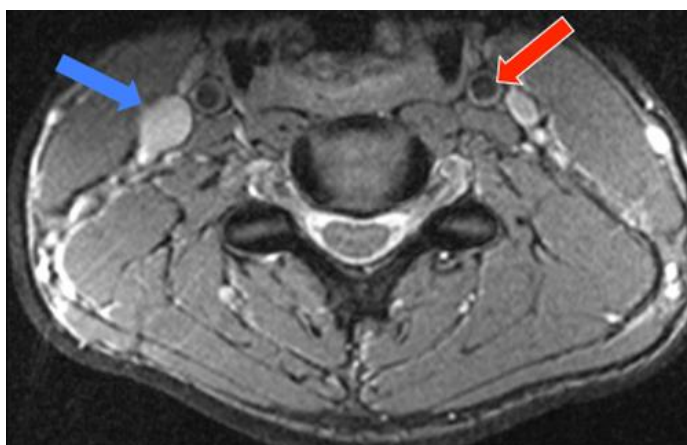
Τα είδωλα που προκαλούνται από τις περιοδικές κινήσεις είναι ακριβή αντίγραφα του κινούμενου θέματος, ισαπέχουν μεταξύ τους και η έντασή τους εξασθενεί καθώς αυξάνεται η απόσταση από την αρχική δομή. Τα είδωλα είναι δυνατόν να είναι σκοτεινά ή φωτεινά ανάλογα με το πλάτος του παλμού. Ακολούθως παρουσιάζονται και αναλύονται οι διαφορετικές τεχνικές που εφαρμόζονται για την αντιμετώπιση των ανεπιθύμητων επιδράσεων της κίνησης (εκούσιας, ακούσιας ή περιοδικής) στην τελική εικόνα. Πάντως, καμία εξ αυτών δεν εξαλείφει πλήρως τα σφάλματα κίνησης, ενώ παράλληλα όλες εμφανίζουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Επειδή όμως αυτές οι μέθοδοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν συνδυαστικά, επιδιώκεται η χρήση του κατάλληλου συνδυασμού τους ανάλογα με το κλινικό ζητούμενο, την ανατομική περιοχή, την ακολουθία παλμών και τον υπάρχοντα εξοπλισμό.



*Εικόνα 4.15. Εγκάρσια τομή εγκεφάλου χωρίς την παρουσία κάποιου motion artifact (αριστερά) και με παρουσία artifact λόγω εκούσιας κίνησης (δεξιά).*



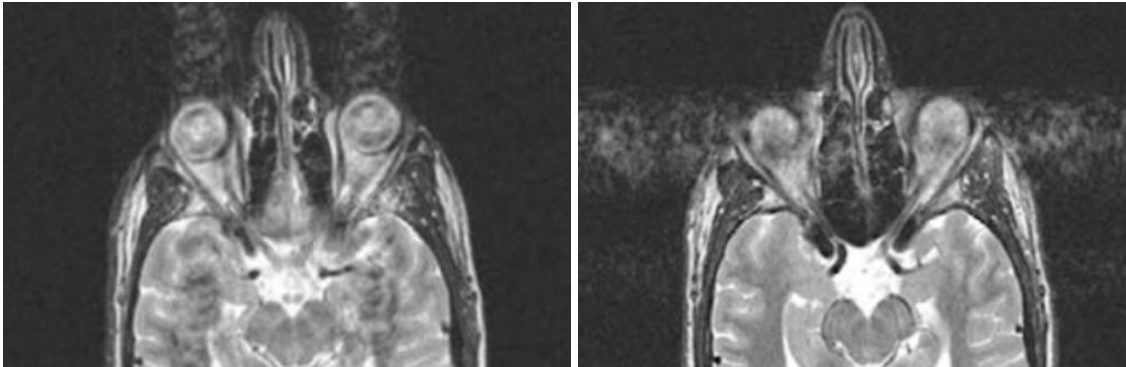
Εικόνα 4.16. Ακανόνιστη αναπνευστική κίνηση (αριστερά) προκαλεί γενικευμένο “θόλωμα” (*blurring*) σε εικόνα T2 TSE (TR 2200 ms, TE 103 ms, ETL 21), ενώ περιοδική αναπνευστική κίνηση οδηγεί σε εμφάνιση ειδώλων (*ghost artifact*).



Εικόνα 4.17. Τεχνικό σφάλμα ροής λόγω φαινομένου *time of flight*. Το κινούμενο με μικρότερη ταχύτητα αίμα της σφραγίδας φλέβας (μπλε βέλος) εμφανίζει αυξημένο σήμα (*enhancement*), ενώ το κινούμενο με μεγαλύτερη ταχύτητα αίμα της καρωτίδας αρτηρίας (κόκκινο βέλος) εμφανίζει απώλεια έντασης σήματος (*washout*).

#### 4.3.1. Εναλλαγή των αξόνων φάσης και συχνότητας

Η εναλλαγή των αξόνων φάσης και συχνότητας μπορεί να αποσοβήσει τον κίνδυνο να εμφανιστεί κάποιο τεχνικό σφάλμα στην περιοχή του ενδιαφέροντος (Εικόνα 4.17). Η συγκεκριμένη επιλογή βέβαια, δεν εξαλείφει το σφάλμα, απλά αλλάζει τη θέση του σφάλματος στην εικόνα.



*Εικόνα 4.18. Εγκάρσια τομή εγκεφάλου στην οποία η κωδικοποίηση φάσης πραγματοποιείται από τα αριστερά προς τα δεξιά, ώστε τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης από τους οφθαλμούς να μην αλλοιώνουν την απεικόνιση του εγκεφάλου.*

#### 4.3.2. Τεχνική ελέγχου αναπνευστικής κίνησης

Μια σχετικά πιο απλή τεχνική για τη μείωση τεχνικών σφαλμάτων από αναπνευστικές κινήσεις είναι η συλλογή των δεδομένων με τη συγκράτηση αναπνοής από τον εξεταζόμενο την ώρα της εξέτασης (Breath-Holding). Βέβαια για να είναι επιτυχής η τεχνική αυτή απαιτείται αφενός άριστη συνεργασία από τον ίδιο ασθενή και αφετέρου χρόνος σάρωσης που να είναι μικρότερος από 30 sec. Σε σαρώσεις που είναι απαραίτητη ή αναγκαία η χρήση μεγαλύτερου χρόνου σάρωσης μπορεί να βοηθήσει και η τεχνική του συγχρονισμού με την αναπνοή (Respiratory Triggering ή Gating) η οποία συντονίζει τη συλλογή των δεδομένων με την εκπνευστική φάση του αναπνευστικού κύκλου του εξεταζόμενου. Για την περάτωση της τεχνικής θα χρειαστεί ένας μετρητής πίεσης στην κοιλιακή χώρα (Εικόνα 4.19) για την παρακολούθηση της αναπνευστικής κίνησης. Το αναπνευστικό σήμα θα μετατραπεί σε παλμό, ο οποίος θα χρησιμοποιηθεί από το σύστημα ως σήμα συγχρονισμού. Το σύστημα αναμένει για την εκπνευστική φάση του αναπνευστικού κύκλου και όταν επέλθει αυτή η φάση ξεκινάει για περιορισμένο χρονικό

διάστημα η συλλογή δεδομένων. Η συγκεκριμένη διαδικασία θα επαναλαμβάνεται σε καθέναν από τους επόμενους αναπνευστικούς κύκλους. Επειδή όμως οι κινούμενες δομές της τομής θα εντοπίζονται στην ίδια σχετική θέση στην εκάστοτε αναπνευστική φάση, θα υπάρξει σημαντική μείωση των τεχνικών σφαλμάτων. Κρίσιμο ελάττωμα της μεθόδου αποτελεί η επιμήκυνση του συνολικού χρόνου σάρωσης και η εξάρτηση του TR (συνεπώς και της αντίθεσης) από τον αναπνευστικό κύκλο του ασθενούς.

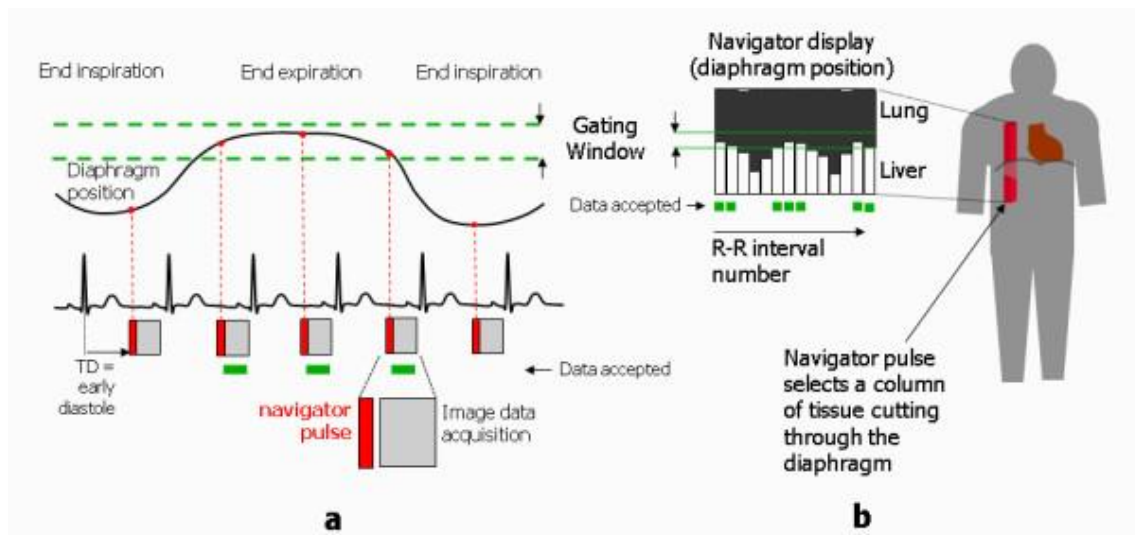


*Εικόνα 4.19. Ηλεκτρονικός μετρητής πίεσης.*

Με την τεχνική αντιστάθμισης αναπνοής (Respiratory Compensation) υφίσταται αλλαγή στη σειρά με την οποία λαμβάνονται τα βήματα κατά την κωδικοποίηση φάσης. Με τη συνδρομή του παλμού από το μετρητή πίεσης, οι κεντρικές γραμμές του K-χώρου που συνεισφέρουν στο σήμα και την αντίθεση συλλέγονται στο τέλος της εκπνοής και στην αρχή της επόμενης εισπνοής, ενώ οι περιφερικές γραμμές του K-χώρου που προσφέρουν στη διακριτική ικανότητα συλλέγονται στο υπόλοιπο τμήμα κάθε αναπνευστικού κύκλου. Με την επιλογή αυτή αλλάζει η σειρά που πληρούνται οι γραμμές του K-χώρου με συνέπεια να γίνεται επαναδιάταξη των δεδομένων του K-χώρου (Centrically Ordered Encoding), η οποία απομακρύνει την περιοδικότητα της αναπνευστικής κίνησης και μειώνει τα είδωλα. Για τη σημαντική μείωση των τεχνικών σφαλμάτων ο ρυθμός αναπνοής θα πρέπει να παραμείνει σταθερός ενώ σε ασθενείς με ακανόνιστο αναπνευστικό κύκλο θα παρατηρηθεί μικρή μείωση των σφαλμάτων. Η τεχνική αυτή δεν επιμηκώνει το συνολικό χρόνο της εξέτασης και δεν επηρεάζει την αντίθεση της εικόνας, μπορεί όμως να μειώσει ελαφρά το μέγιστο αριθμό τομών για δεδομένο χρόνο TR.

Μια πιο προηγμένη τεχνική ελέγχου της αναπνευστικής κίνησης είναι η τεχνική με πλοηγό ανίχνευσης της ηχούς (Navigator Echo Gating). Κατά την αναφερόμενη τεχνική σχεδιάζεται ένας παλμός ανάγνωσης πάνω στο δεξιό ημιδιάφραγμα (*Εικόνα 4.19*) και

κατά τη διάρκεια της λήψης των δεδομένων πραγματοποιείται συνεχής ανάγνωση του σήματος, με φυσική απόρροια να απεικονίζεται η διαφραγματική κίνηση σε πραγματικό χρόνο. Η προεπιλογή των ορίων αποδοχής έχει ως επακόλουθο την πλήρωση του K-χώρου μόνο με δεδομένα σε συγκεκριμένη φάση του αναπνευστικού κύκλου. Και στη συγκεκριμένη τεχνική η διάρκεια της σάρωσης εξαρτάται από την κανονικότητα του αναπνευστικού ρυθμού του εξεταζόμενου.

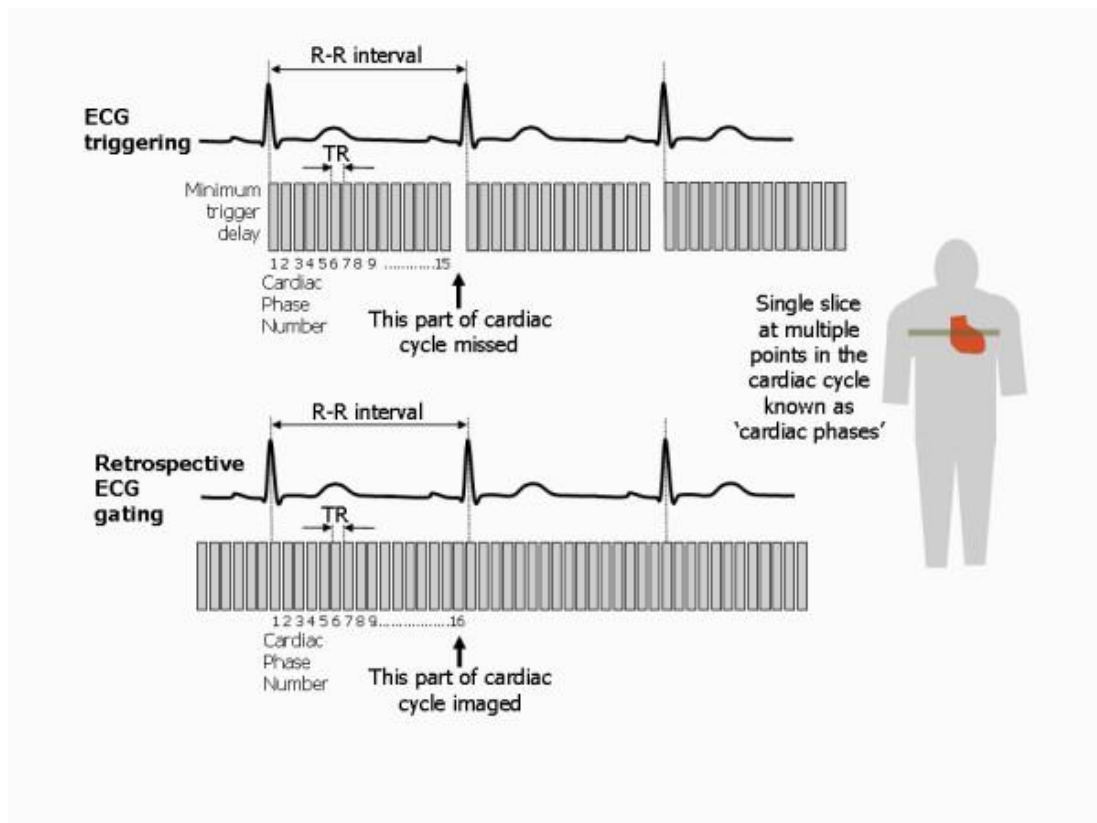


Εικόνα 4.20. Γραφική αναπαράσταση της τεχνικής Navigator Echo Gating.

#### 4.3.3. Χρήση Καρδιακού Συγχρονισμού

Με τον καρδιακό συγχρονισμό η συλλογή των δεδομένων συγχρονίζεται με το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται από την κίνηση της καρδιάς. Στον ΗΚΓ συγχρονισμό (ECG Gating) τοποθετούνται ειδικά ηλεκτρόδια και καλώδια στο θώρακα του εξεταζόμενου για την παραγωγή ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG) ή ανυσματοκαρδιογραφήματος (VCG). Υπάρχουν ποικίλοι τρόποι με τους οποίους το ΗΚΓ μπορεί να κατευθύνει τη λήψη δεδομένων. Μια επιλογή βασίζεται στη χρήση του προηγούμενου R κύματος που λειτουργεί ως έναυσμα στην απόκτηση δεδομένων κατά τη διάρκεια του R-R διαστήματος που ακολουθεί. Η τεχνική αυτή είναι γνωστή ως προοπτικός συγχρονισμός (Prospective Triggering). Μια διαφορετική τεχνική είναι η συνεχής πρόσκτηση δεδομένων με ταυτόχρονη καταγραφή του ΗΚΓ. Η τεχνική αυτή ονομάζεται αναδρομικός συγχρονισμός (Retrospective Gating) και επιτρέπει με οδηγό το ΗΚΓ την εκ των υστέρων επιλογή παραθύρου απεικόνισης (Εικόνα 4.21). Όταν όμως είναι αδύνατος ο ΗΚΓ συγχρονισμός

για έλεγχο τυχόν σφαλμάτων κίνησης μπορεί να χρησιμοποιηθεί περιφερικός συγχρονισμός (Peripheral Gating) με σφυγμικό οξύμετρο τοποθετημένο στο δάχτυλο του ασθενούς. Η συσκευή εκπέμπει υπέρυθρο φως για την παρακολούθηση της οξυγόνωσης του αρτηριακού αίματος στα τριχοειδή αγγεία και για τον υπολογισμό του σφυγμικού κύματος. Παρόλο που ο περιφερικός συγχρονισμός μπορεί να μην είναι ιδιαίτερα ακριβής, μπορεί να γίνει η χρήση του για τη μείωση των τεχνικών σφαλμάτων εξαιτίας της ροής του ENY.



Εικόνα 4.21. Διάγραμμα προοπτικού (άνω) και αναδρομικού συγχρονισμού (κάτω).

#### 4.3.4. Χρήση Τεχνικών Πλήρωσης

Η χρήση ακολουθιών παλμών που μπορούν να μειώσουν αισθητά το χρόνο πλήρωσης του K-χώρου είναι ένας αποτελεσματικός τρόπος για τη μείωση των τεχνικών σφαλμάτων κίνησης. Σε ακολουθίες με ευθύγραμμη (rectilinear) τεχνική πλήρωσης του K-χώρου, ο K-χώρος γεμίζει με πολύ ταχύτερο ρυθμό στην FSE και στην single shot FSE από ότι στην SE. Σημαντική μείωση στο χρόνο συλλογής δεδομένων επιτυγχάνεται επίσης και με τη χρήση παράλληλης απεικόνισης. Αντιθέτως, αν και μειώνεται σημαντικά ο χρόνος συλλογής δεδομένων όταν η πρόσκτηση των δεδομένων γίνεται με 2D multislice τεχνική σε σχέση με 2D sequential-slice τεχνική, η πρώτη τεχνική είναι αξιοσημείωτα πιο ευαίσθητη στην κίνηση του εξεταζομένου, επειδή ο χρόνος λήψης για κάθε τομή αυξάνεται από δευτερόλεπτα σε λεπτά. Αυξημένη έλλειψη ευαισθησίας στην κίνηση εμφανίζουν και οι Radial Blade τεχνικές πλήρωσης του K-χώρου. Κατά την προαναφερθείσα τεχνική τα δεδομένα λαμβάνονται με πολλαπλά συμπροβαλλόμενες λεπίδες, οι οποίες στρέφονται γύρω από το κέντρο του K-χώρου. Καθώς όμως η διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης διαφέρει από λεπίδα σε λεπίδα, η δημιουργία ειδώλων λόγω της κίνησης του ασθενούς δεν αναπαράγεται κατά τη διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης αλλά διασπείρεται σε όλες τις λεπίδες και επομένως έχει μικρότερη επίδραση στην τελική εικόνα. Το κυριότερο μειονέκτημα της μεθόδου είναι η χαμηλή χωρική διακριτική ικανότητά της, επακόλουθο της αραιής πλήρωσης του περιφερικού K-χώρου σε σχέση με το κέντρο του K-χώρου.

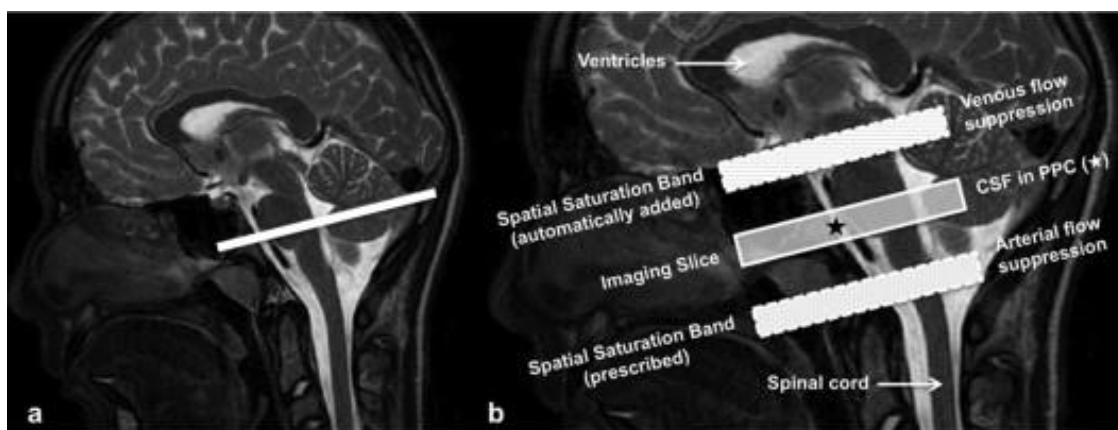
#### 4.3.5. Αύξηση του Αριθμού των Διεγέρσεων (NEX)

Η αύξηση του αριθμού των διεγέρσεων (NEX) ελαττώνει τα σφάλματα κίνησης και τα σφάλματα ροής αλλά αυξάνει ευθέως αναλογικά το χρόνο συλλογής δεδομένων. Η διόρθωση των σφαλμάτων βασίζεται στη θεμελιώδη αρχή ότι το σήμα παραμένει σταθερό και ο θόρυβος είναι τυχαίος άρα τα αποτελέσματά του μπορούν να μειωθούν με επαναλαμβανόμενες μετρήσεις. Όταν όμως οι διεγέρσεις είναι παραπάνω από μία, η εφαρμογή Serial Averaging (ή Serial Motion Artifact Reduction Technique SMART) μπορεί να μειώσει ακόμα περισσότερο τα σφάλματα λόγω κίνησης. Όταν γίνεται χρήση αυτής της τεχνικής, συλλέγονται όλα τα βήματα κωδικοποίησης φάσης προτού γίνει η επόμενη διέγερση, σε αντίθεση με την τεχνική χωρίς Serial Averaging όπου κάθε βήμα κωδικοποίησης φάσης επαναλαμβάνεται αμέσως τόσες φορές όσες και ο αριθμός των

διεγέρσεων. Ως εκ τούτου, λόγω του ότι στις τεχνικές με Serial Averaging οι διαδοχικές διεγέρσεις απέχουν χρόνο τάξης λεπτών, ενώ στην τεχνική χωρίς Serial Averaging οι διαδοχικές διεγέρσεις απέχουν χρόνο τάξης TR (δηλαδή δευτερολέπτων), με την πρώτη τεχνική μειώνεται σημαντικά η ένταση των τεχνικών σφαλμάτων κίνησης και ιδιαίτερα αυτών που είναι μη περιοδικά ή τυχαία, όπως ο περισταλιτισμός του εντέρου.

#### 4.3.6. Χρήση Τεχνικής Προκορεσμού

Η τεχνική του χωρικού προκορεσμού (spatial pre-saturation) είναι χρήσιμη για την καταστολή των τεχνικών σφαλμάτων κινούμενων οργάνων και την ελαχιστοποίηση των σφαλμάτων ροής (Εικόνα 4.22).

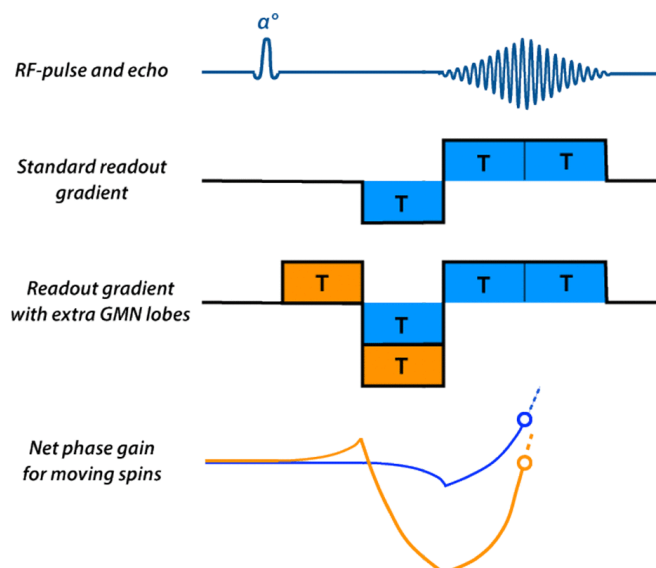


Εικόνα 4.22. Εφαρμογή παλμού προκορεσμού για την αντιμετώπιση σφαλμάτων ροής από το ENY.

#### 4.3.7. Χρήση Τεχνικής Αντιστάθμισης της Ροής (GMN)

Κατά τη χρήση της τεχνικής αντιστάθμισης της ροής (gradient moment nulling ή flow compensation) ενεργοποιούνται επιπλέον πηνία βαθμίδας (Εικόνα 4.23), αντισταθμίζοντας έτσι τις απώλειες συμφασικότητας από τα κινούμενα πρωτόνια.





Εικόνα 4.23. Χρήση της τεχνικής GMN για την αντιστάθμιση της απώλειας συμφασικότητας.

#### 4.4. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΛΟΓΩ ΕΤΕΡΟΓΕΝΕΙΑΣ ΙΣΤΩΝ ΚΑΙ ΞΕΝΩΝ ΣΩΜΑΤΩΝ

##### 4.4.1. Τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξεως (chemical shift artifact of the first order)

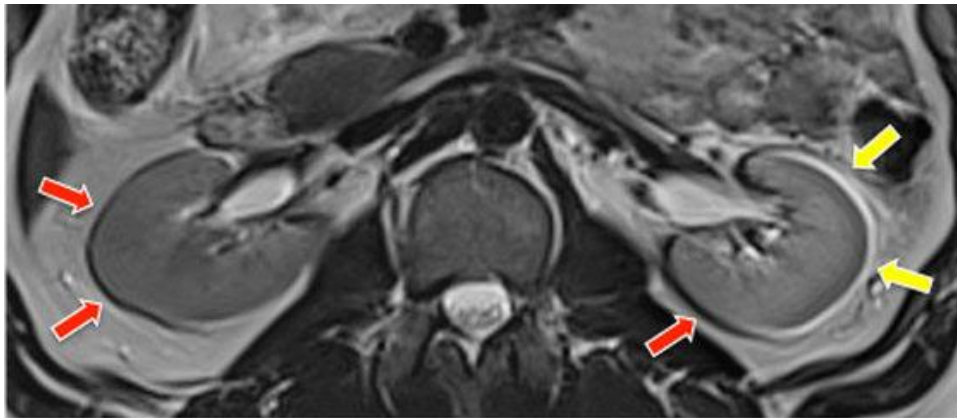
Με το φαινόμενο της χημικής μετατόπισης προκαλούνται δύο τύποι σφαλμάτων, της πρώτης και της δεύτερης τάξης. Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξης οφείλεται στις διαφορές των μεταπτωτικών συχνοτήτων των πρωτονίων ανάμεσα σε λίπος και νερό. Το σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξεως (Chemical Shift Artifact Of The First Order) εμφανίζεται στις εικόνες με μηνοειδείς ζώνες υψηλής και χαμηλής έντασης, παράλληλες με τα όρια του λίπους και του νερού (συνήθως εντοπίζεται σε δομές όπως το ήπαρ, οι νεφροί, τα οπτικά νεύρα, ο νωτιαίος σωλήνας, οι μύες και τα νευρικά δεμάτια). Αυτές οι ζώνες αναγνωρίζονται πιο εύκολα στη διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας και πιο δύσκολα στη διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης (εξάίρεση αποτελούν οι ακολουθίες EPI) ή στη διεύθυνση επιλεκτικής διέγερσης.

Στο σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξης, η χημική μετατόπιση μεταξύ των συχνοτήτων μετάπτωσης νερού και λίπους προκαλεί λανθασμένη χωρική καταγραφή δύο ιστών, με αποτέλεσμα να εμφανίζονται ζώνες υψηλής έντασης που αποδίδονται σε

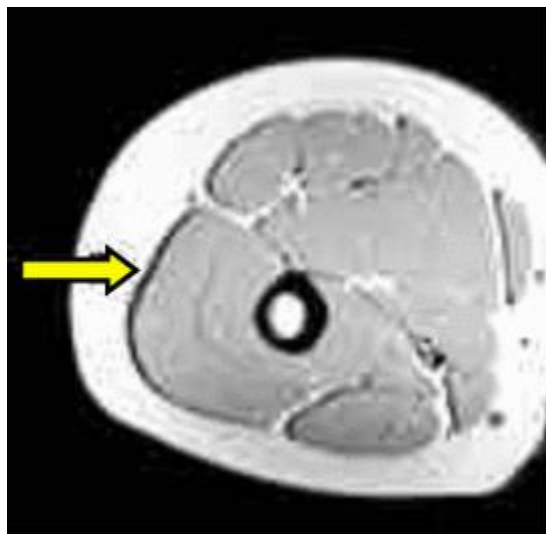
συμπροβολές σημάτων και ζώνες χαμηλής έντασης που οφείλονται σε απουσία σήματος. Η πλευρά στην οποία θα εμφανιστούν οι ζώνες χαμηλής έντασης (μαύρες μηννοειδείς ζώνες) εξαρτάται από το αν το πηνίο κωδικοποίησης συχνότητας έχει αύξουσα ή φθίνουσα ένταση από τα αριστερά προς τα δεξιά στην εικόνα. Αν δηλαδή η συχνότητα αυξάνεται από τα αριστερά προς τα δεξιά, οι ζώνες χαμηλής έντασης θα εμφανιστούν στα αριστερά, ενώ αν η συχνότητα μειώνεται από τα αριστερά προς τα δεξιά, οι ζώνες χαμηλής έντασης θα εμφανιστούν στα δεξιά. Στα προαναφερθέντα παραδείγματα η συχνότητα αυξάνεται από τα αριστερά προς τα δεξιά στο γόνατο (Εικόνα 4.23) , στους νεφρούς (Εικόνα 4.24) και στους μύες (Εικόνα 4.25). Εξάιρεση αποτελεί ο νωτιαίος σωλήνας (Εικόνα 4.26), στον οποίο η συχνότητα μειώνεται από τα αριστερά προς τα δεξιά. Η διαφορά στη μεταπτωτική συχνότητα λίπους και νερού είναι ευθέως ανάλογη της έντασης του μαγνητικού πεδίου.



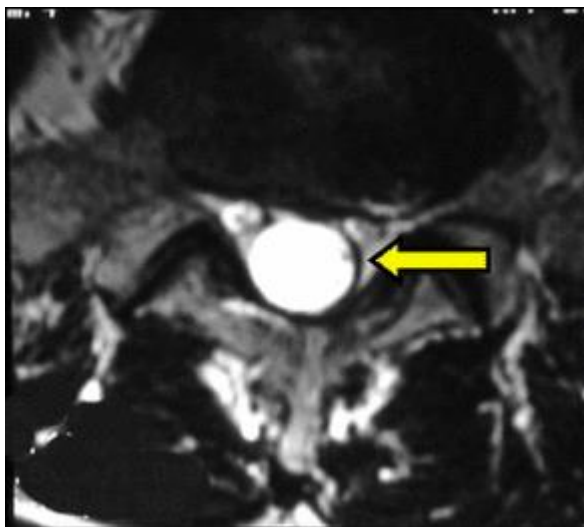
*Εικόνα 4.24. Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξης αναδεικνύεται αμυδρά σε αυτήν την οβελιαία τομή γόνατος. Η διεύθυνση κωδικοποίησης είναι από τα αριστερά προς τα δεξιά. Προφανείς διαφορές στο πάχος του χόνδρου προκαλούν σφάλματα που προέρχονται από τη μετατόπιση των συχνοτήτων μετάπτωσης μυελού των οστών και λίπους. Με κόκκινο βέλος επισημαίνεται η μηννοειδής ζώνη χαμηλής έντασης και με κίτρινο βέλος η μηννοειδής ζώνη υψηλής έντασης.*



*Εικόνα 4.25. Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξης στους νεφρούς. Τα κόκκινα βέλη επισημαίνουν τις μηννοειδείς ζώνες χαμηλής έντασης, ενώ τα κίτρινα βέλη τις μηννοειδείς ζώνες υψηλής έντασης.*



*Εικόνα 4.26. Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξης στους μύες. Με το κίτρινο βέλος επισημαίνεται η μηννοειδής ζώνη χαμηλής έντασης.*

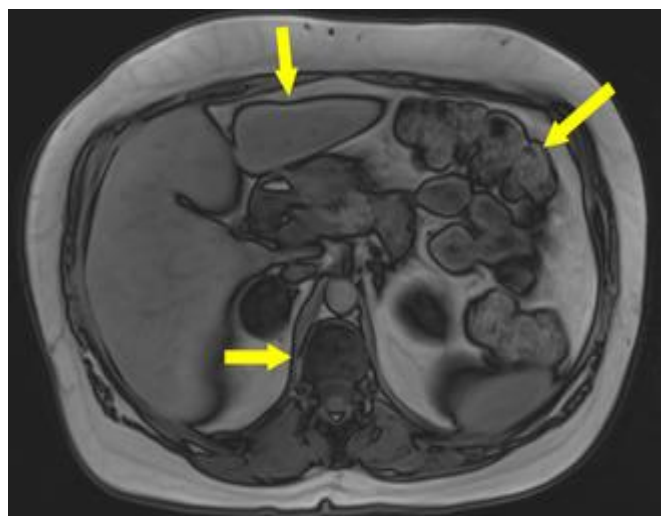


*Εικόνα 4.27. Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξης στο νοτιαίο σωλήνα. Με το κίτρινο βέλος επισημαίνεται η μηννοειδής ζώνη χαμηλής έντασης.*

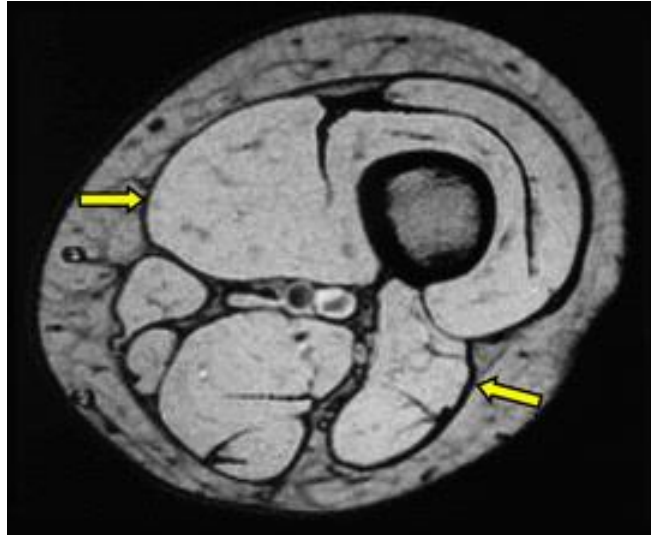
Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξεως διορθώνεται όσο μειώνεται η ένταση του μαγνητικού πεδίου και όσο αυξάνεται το εύρος των συχνοτήτων δέκτη  $rBW$  και το μέγεθος του pixel. Στην κλινική εφαρμογή αυτό σημαίνει ότι θα πρέπει να χρησιμοποιείται το μεγαλύτερο δυνατό εύρος συχνοτήτων δέκτη  $rBW$ . Ο έλεγχος της χημικής μετατόπισης ρυθμίζοντας το  $rBW$  διαφέρει στην κλινική πράξη στον εκάστοτε κατασκευαστή. Αν το  $rBW$  μειωθεί με σκοπό τη βελτίωση του λόγου SNR μπορεί να επέλθει και καταστολή του σήματος του λίπους (απαραίτητη προϋπόθεση στις ακολουθίες EPI) ή να εφαρμοστεί τεχνική εκλεκτικής διέγερσης. Επιπλέον, για τον έλεγχο του σφάλματος χημικής μετατόπισης μπορεί να καθίσταται δυνατό να χρησιμοποιηθεί και μεγαλύτερο TE, με σκοπό να προκληθεί μεγαλύτερη απώλεια φάσης και επομένως λιγότερο σήμα από το λίπος, ή μπορεί να γίνει εναλλαγή των αξόνων συχνότητας και φάσης (η μέθοδος αυτή όμως αλλάζει μόνο τη διεύθυνση της χημικής μετατόπισης).

#### 4.4.2. Τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης δεύτερης τάξεως (chemical shift artifact of the second order)

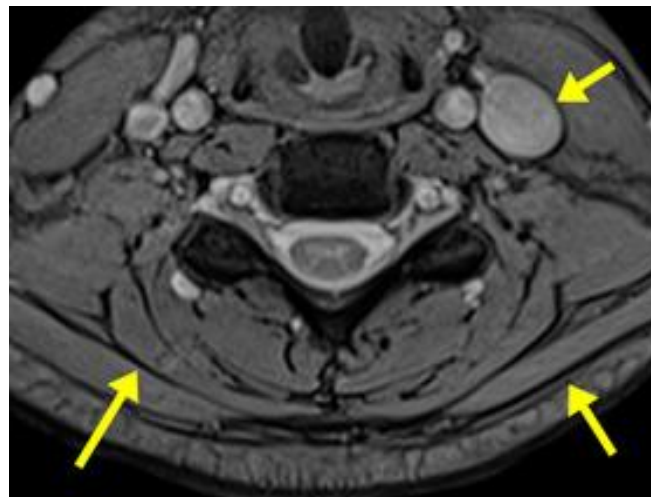
Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης δεύτερης τάξης οφείλεται στις διαφορές φάσης μεταξύ των πρωτονίων του ύδατος και του λίπους. Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης δεύτερης τάξης (Chemical Shift Artifact Of The Second Order) εμφανίζεται στις εικόνες με σκοτεινούς δακτυλίους στα όρια των ιστών με λίπος και νερό. Λόγω της χαρακτηριστικής του αυτής εμφάνισης το σφάλμα είναι γνωστό και ως Boundary Effect ή India Ink Etching και συναντάται πολλές φορές και ως Black Line Artifact. Αμέσως μετά την εφαρμογή ραδιοπαλμού, οι εγκάρσιες μαγνητίσεις των πρωτονίων είναι συμφασικές. Καθώς όμως τα πρωτόνια του λίπους και του νερού κατέχουν διαφορετικές μεταπτωτικές συχνότητες, θα βρίσκονται περιοδικά εντός και εκτός φάσης. Σε χρόνους εκτός φάσης, τα voxels που περιέχουν σχετικά τον ίδιο αριθμό πρωτονίων ύδατος και λίπους θα αναδεικνύονται μαύρα. Το σφάλμα εμφανίζεται τόσο στον άξονα κωδικοποίησης φάσης όσο και στον άξονα κωδικοποίησης συχνότητας, αφού είναι ανεξάρτητο της χωρικής κωδικοποίησης. Το σφάλμα είναι ιδιαίτερο διακριτό σε ακολουθία Gradient Echo (εν αντιθέσει με το σφάλμα χημικής μετατόπισης πρώτης τάξης που συναντάται κατά κόρον στις ακολουθίες SE) και μπορεί να αξιοποιηθεί όταν επιδιώκεται ποσοτική εκτίμηση του λίπους με την τεχνική Dixon αλλά και χαρακτηρισμός των ιστών. Ο χαρακτηρισμός των ιστών γίνεται με σύγκριση της έντασης του σήματος εικόνων in-phase με εικόνες out-of-phase. Παρατίθενται ορισμένα παραδείγματα σε σπονδυλική στήλη (Εικόνα 4.28), μηρό (Εικόνα 4.29) και κοιλία (Εικόνα 4.30).



Εικόνα 4.28. Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης δεύτερης τάξης στη ΣΣ.



Εικόνα 4.29. Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης δεύτερης τάξης στο μηρό.



Εικόνα 4.30. Το τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης δεύτερης τάξης στην κοιλία.

Με απώτερο σκοπό τη μείωση του σφάλματος χημικής μετατόπισης δεύτερης τάξης είναι διαθέσιμες οι ακόλουθες ενέργειες:

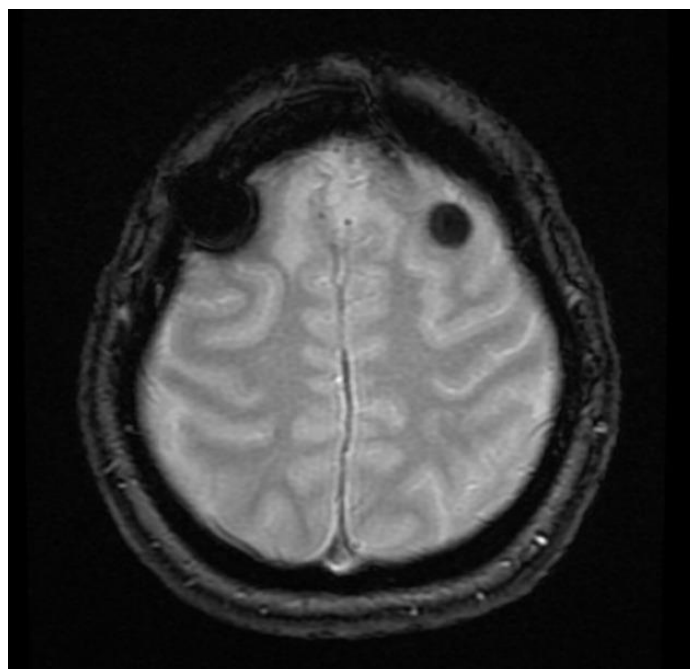
- Μεταβολή του χρόνου TE ώστε να βρεθούν σε φάση τα πρωτόνια του λίπους και του ύδατος.
- Αύξηση του εύρους συχνοτήτων δέκτη rBW, με μείωση όμως του SNR.
- Καταστολή του σήματος του λίπους.
- Χρήση ακολουθίας SE αντί της GE.

#### 4.4.3. Τεχνικό σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας (magnetic susceptibility artifact)

Ως μαγνητική επιδεκτικότητα (Magnetic Susceptibility) ορίζεται η ιδιότητα του πυρήνα ενός ατόμου να μαγνητίζεται μετά την είσοδό του σε ένα ισχυρό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Η τελική εικόνα μετά το σφάλμα της μαγνητικής επιδεκτικότητας υφίσταται παραμόρφωση και σημαντική απώλεια σήματος (*Εικόνα 4.31*). Το τεχνικό σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας εμφανίζεται στα όρια υλικών που έχουν σημαντικά διαφορετική μαγνητική επιδεκτικότητα. Λόγω αυτών των διαφορών μαγνητικής επιδεκτικότητας θα προκληθούν σημαντικές τοπικές ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου. Τυπικές περιπτώσεις μεγάλης διαφοράς επιδεκτικότητας συνιστούν τα όρια ιστών και αέρα, τα μεταλλικά εμφυτεύματα, τα παραμαγνητικά μέσα σκιαγραφικής αντίθεσης, ορισμένες παθολογικές αλλοιώσεις των ιστών (όπως η αιμορραγία ή εμφάνιση κύστεων) και άλλα. Αυτές οι ανομοιογένειες που αναφέρθηκαν προηγουμένως προκαλούν σημαντική απώλεια φάσης μεταξύ των παρακείμενων voxel και λανθασμένη καταχώρηση θέσης του σήματος στον K-χώρο: το πρώτο φαινόμενο αποφέρει απώλεια σήματος ενώ το δεύτερο προκαλεί τη γεωμετρική παραμόρφωση της εικόνας. Τα σφάλματα μαγνητικής επιδεκτικότητας είναι μεγαλύτερα σε ακολουθίες GE και σε τεχνικές EPI και αυξάνονται ανάλογα με το τετράγωνο της έντασης του μαγνητικού πεδίου.

Παρότι το τεχνικό σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας είναι ωφέλιμο στη διάγνωση σε αρκετές περιπτώσεις, όταν επιβάλλεται μείωση των επιδράσεών του στην τελική εικόνα, αυτή μπορεί να επιτευχθεί:

- 1 Με την απομάκρυνση όλων των μεταλλικών αντικειμένων από τον εξεταζόμενο την ώρα της εξέτασης.
- 2 Με τη χρήση ακολουθίας SE ή FSE με μεγάλο ETL αντί για ακολουθίες GE, διότι με την παρουσία του παλμού  $180^\circ$  ακυρώνονται όλες οι απώλειες της συμφασικότητας που προκαλούν διαφορετικές μαγνητικές επιδεκτικότητες.
- 3 Με τη χρήση μικρότερου χρόνου TE, προκειμένου η απώλεια φάσης να μην έχει χρόνο να εκδηλωθεί.
- 4 Με τη χρήση μικρότερου voxel που μπορεί να προκύψει από μεγαλύτερη μήτρα, μικρότερο FOV ή λεπτότερη τομή.
- 5 Με την εφαρμογή πηνίων εξομάλυνσης.
- 6 Με την εφαρμογή της τεχνικής multishot έναντι της single shot τεχνικής.
- 7 Με τη χρήση παράλληλης απεικόνισης.
- 8 Με τη χρήση STIR αντί της τεχνικής του χημικού προκορεσμού.
- 9 Με την προτίμηση της radial στη θέση της rectilinear τεχνικής πλήρωσης του K-χώρου.





*Εικόνα 4.31. Το τεχνικό σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας σε εγκάρσια τομή εγκεφάλου. Το σφάλμα στην παρούσα περίπτωση οφείλεται στην ύπαρξη χειρουργικών συρραφών.*

#### **4.4.4. Τεχνικό σφάλμα μαγικής γωνίας (magic angle effect)**

Περιοχές ιστών με παράλληλες ίνες από κολλαγόνο, όπως οι τένοντες, αναδεικνύονται με μη φυσιολογικό υψηλό σήμα που μπορεί να μιμηθεί παθολογική συμπεριφορά, όπως για παράδειγμα τενοντίτιδα, εκφύλιση ή μερική ρήξη. Προκαλείται σε ιστούς οι οποίοι σχηματίζουν γωνία  $54,74^\circ$  με το στατικό μαγνητικό πεδίο (*Εικόνα 4.32*). Οφείλεται στην ανισοτροπική δομή του κολλαγόνου η οποία περιορίζει την ελεύθερη κινητικότητα των μορίων του νερού που είναι προσδεμένα σε αυτό, με αποτέλεσμα όταν το κολλαγόνο σχηματίζει την μαγική γωνία των  $54,74^\circ$  (Magic Angle) σε σχέση με το στατικό μαγνητικό πεδίο, τότε οι αλληλεπιδράσεις μεταξύ των πρωτονίων εκμηδενίζονται, αυξάνεται ο χρόνος χαλάρωσης T2 και μεγιστοποιείται το σήμα του ιστού. Στην πλειονότητα των περιπτώσεων, το τεχνικό σφάλμα magic angle εμφανίζεται στους τένοντες της ποδοκνημικής, στο μακρύ τένοντα του δικεφάλου στον ώμο και στον επιγονατιδικό τένοντα στο γόνατο.

Το τεχνικό σφάλμα της μαγικής γωνίας μπορεί να διορθωθεί με δύο τρόπους:

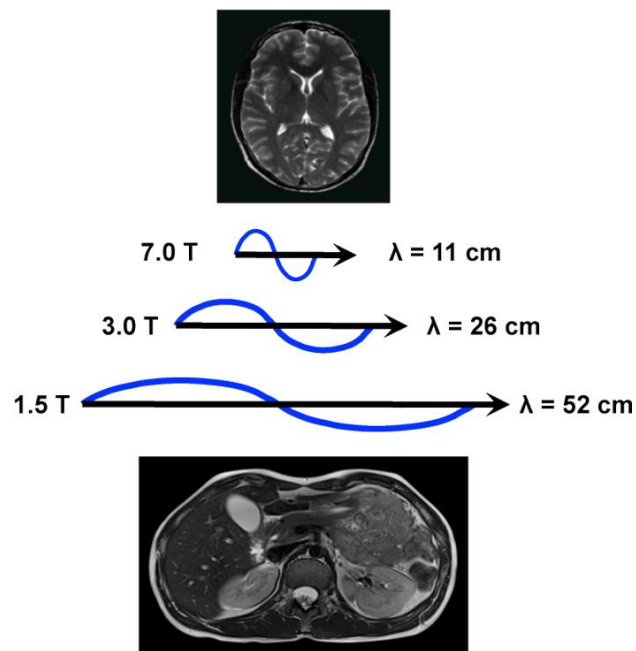
- Με αλλαγή του προσανατολισμού στο εξεταζόμενο θέμα
- Με την αύξηση του χρόνου TE. Στη μαγική γωνία η αύξηση του χρόνου χαλάρωσης T2 είναι πολύ μικρή έως και αμελητέα όταν ο χρόνος TE είναι μεγάλος, χρησιμοποιώντας όμως μικρό χρόνο TE (κατά κόρον σε εικόνες T1 και PD) είναι σημαντική και αποφέρει τοπική αύξηση του σήματος.



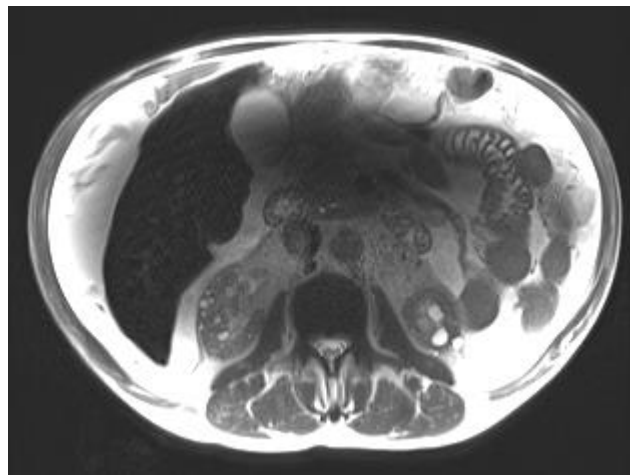
*Εικόνα 4.32. Το σφάλμα μαγικής γωνίας σε οβελιαία τομή γόνατος.*

#### **4.4.5 Τεχνικό σφάλμα διηλεκτρικού φαινομένου (dielectric effect artifact)**

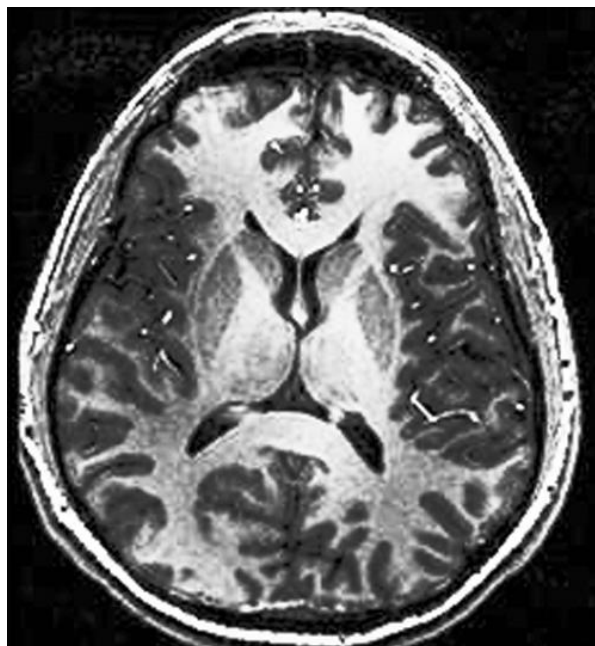
Σε μαγνητικό πεδίο 3T, το μήκος κύματος των ραδιοσυχνοτήτων μετράται στα 234 cm στον αέρα, ενώ η ταχύτητα και το μήκος κύματος των ραδιοσυχνοτήτων υφίστανται ελάττωση και το τελευταίο μετράται ~26 cm μέσα στο σώμα του εξεταζόμενου, ως αποτέλεσμα της ύπαρξης διηλεκτρικών φαινομένων (ο όρος αναφέρεται στην αλληλεπίδραση της ύλης με την συνισταμένη του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου  $B_0$  και του παλμού RF-πεδίο  $B_1$ ). Μολαταύτα, αυτό το πεδίο απεικόνισης (FOV) των 26 cm ταυτίζεται με την κατά προσέγγιση μέση διατομή του ανθρώπινου κορμού (*Εικόνα 4.32*). Σε ασθενείς όμως με διάμετρο κοιλιακής χώρας που υπερβαίνει το μήκος κύματος του RF παλμού (π.χ. ασθενείς με κίρρωση του ήπατος, με ασκίτη και εγκυμονούσες), μπορεί να προβληθούν σχηματισμοί που θα καταστήσουν δύσκολη ή ακόμα και αδύνατη την κλινική αξιολόγηση της εικόνας. Με λίγα λόγια, στην μαγνητική τομογραφία σώματος αυτό μπορεί να οδηγήσει σε σκιάσεις στο κέντρο της εικόνας (*Εικόνα 4.33*). Στους μαγνητικούς τομογράφους 7T το μήκος κύματος του ραδιοπαλμού στους ιστούς έχει ακόμα πιο ελαττωμένη τιμή ~11 cm (*Εικόνα 4.34*). Το τεχνικό σφάλμα μπορεί να εξαφανιστεί, είτε αλλάζοντας σύστημα απεικόνισης (<3.0T), είτε στις περιπτώσεις ασθενών με ασκίτη, παροχετεύοντας το ασκικτικό υγρό πριν την απεικόνιση, ώστε να μειωθεί η πιθανότητα εμφάνισης του σφάλματος.



Εικόνα 4.33. Σύγκριση του μήκους κύματος των ραδιοπαλμών σε τρία διαφορετικά μαγνητικά πεδία (1.5 T, 3.0 T και 7.0 T) με τις τυπικές διαστάσεις ανθρώπινων ανατομικών δομών.



Εικόνα 4.34. Το τεχνικό σφάλμα διηλεκτρικού φαινομένου σε εγκάρσια τομή κοιλίας. Το κέντρο της κοιλίας σε ασθενή με ασκίτη είναι ασυνήθιστα σκοτεινό. Το διηλεκτρικό φαινόμενο εμφανίζεται κυρίως σε μαγνητικούς τομογράφους 3T σε εξετάσεις σώματος.



*Εικόνα 4.35. Το ίδιο σφάλμα σε εγκάρσια τομή εγκεφάλου σε μαγνητικό τομογράφο 7 T. Το κέντρο της εικόνας είναι ασυνήθιστα φωτεινό.*

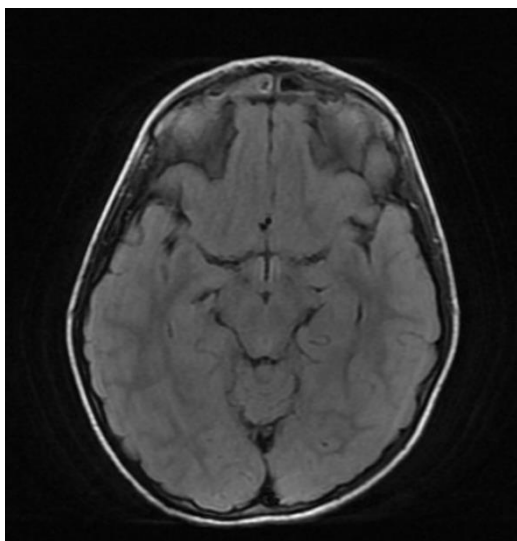
#### **4.5. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΛΟΓΩ FFT ΚΑΙ ΘΕΩΡΗΜΑΤΟΣ NYQUIST**

##### **4.5.1. Τεχνικό σφάλμα ακρωτηριασμού (truncation ή Gibbs artifact)**

Το τεχνικό σφάλμα ακρωτηριασμού (ή αποκοπής) εμφανίζεται σε περιοχές θεμάτων υψηλής αντίθεσης (λ.χ. στα όρια μαλακών ιστών/οστών) με γραμμοειδείς ταινίες που ακολουθούν τις παρυφές των ορίων (Εικόνα 4.36). Όταν αποκόπτονται οι υψηλές συχνότητες (πλευρικοί λοβοί) ενός σήματος, ο ταχύς μετασχηματισμός Fourier προξενεί την εμφάνιση κυματισμών (Gibbs ringing) στις παρυφές των θεμάτων που παρουσιάζουν αιφνίδια μεταβολή στην ένταση του σήματος. Έντονη είναι η παρουσία του σφάλματος σε εικόνες που έχουν ληφθεί με τεχνική reduced matrix με ποσοστό μικρότερο από 70%. Αναγνωρίζεται συνήθως κατά τη διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης, όπου τα pixels είθισται να είναι λιγότερα (με στόχο τη μείωση του χρόνου συλλογής δεδομένων) συγκριτικά με τη διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας. Στην CE-MRA (μαγνητική αγγειογραφία με χρήση ΠΟ) το σφάλμα truncation μπορεί να μιμηθεί διαχωρισμό και εμφανίζεται όταν δεν έχει συγχρονιστεί η πλήρωση των κεντρικών γραμμών του K-χώρου με το πλατό της μέγιστης αρτηριακής ενίσχυσης (ringing artifact).

Μείωση του σφάλματος επιτυγχάνεται με:

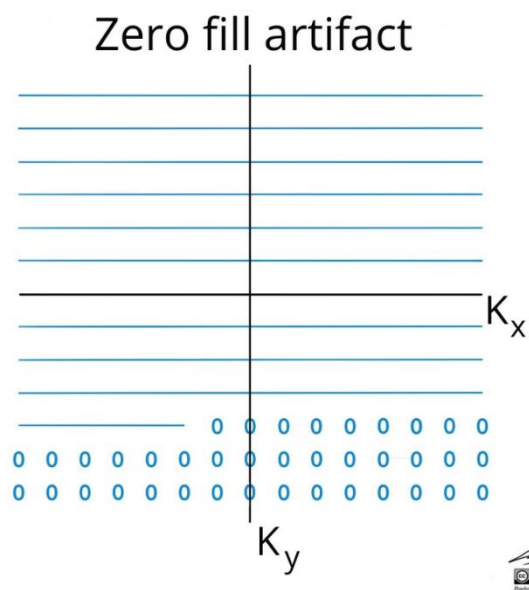
- i Αύξηση της ΧΔΙ της εικόνας.
- ii Μείωση της αντίθεσης στις παρυφές των ορίων.
- iii Εφαρμογή ειδικών φίλτρων (ringing filter) πριν τον ανασχηματισμό της εικόνας (με το μειονέκτημα όμως της ασαφοποίησης στην εικόνα).



*Εικόνα 4.36. Το τεχνικό σφάλμα Gibbs σε εγκάρσια τομή εγκεφάλου.*

#### **4.5.2. Τεχνικό σφάλμα μηδενικής πλήρωσης (zero-fill artifact)**

Το τεχνικό σφάλμα μηδενικής πλήρωσης οφείλεται σε δεδομένα του K- χώρου που είτε χάθηκαν είτε εκμηδενίστηκαν (Εικόνα 4.37) κατά τη διάρκεια της σάρωσης. Η απότομη αλλαγή από παρουσία σε απουσία σήματος οδηγεί σε σφάλματα που παρουσιάζονται ως εναλλάξ σκιερές και σκοτεινές ζώνες, συχνά προς μία πλάγια κατεύθυνση (Εικόνα 4.38).



Εικόνα 4.37. Η συμβατική πλήρωση του  $K$ -χώρου και το φαινόμενο zero filling.



Εικόνα 4.38. Το τεχνικό σφάλμα zero-fill σε στεφανιαία τομή ώμου.

## 5. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΡΘΡΙΚΟΥ ΧΟΝΔΡΟΥ ΣΤΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

### 5.1. ΟΡΙΣΜΟΣ ΧΟΝΔΡΟΥ

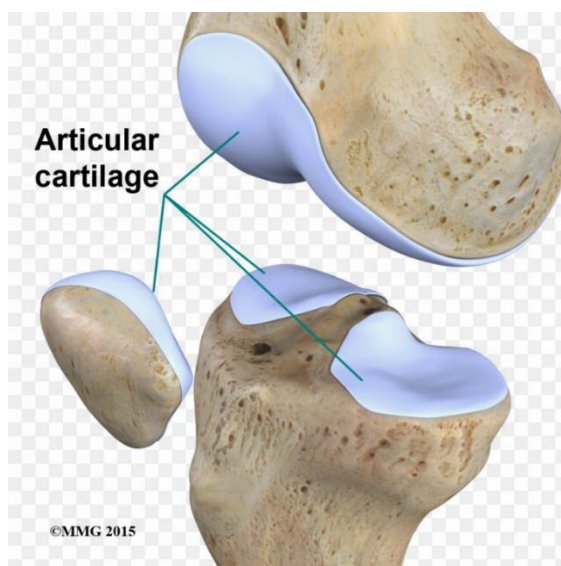
Ο χόνδρος (*Εικόνα 5.1*) είναι ένας ελαστικός, αδιαφανής, λευκός, λείος, στιλπνός και υγρός συνδετικός ιστός που απαντάται στο ανθρώπινο σώμα. Εντοπίζεται στα αυτιά, στους σπονδύλους, στη μύτη, στο θωρακικό κλωβό και στις αρθρώσεις μεταξύ των οστών, όπου και αναφέρεται με τον όρο αρθρικός χόνδρος. Δεν χαρακτηρίζεται από την ίδια σκληρότητα με εκείνη των οστών. Ειδικότερα, ο χόνδρος αποτελείται από συγκεκριμένα κύτταρα που ονομάζονται χονδροβλάστες, τα οποία ενώνονται μεταξύ τους με κολλαγόνο και γλυκοζαμινογλυκάνες (ΓΑΓ). Στο ανθρώπινο σώμα συναντώνται τρία διαφορετικά είδη χόνδρων που διαφέρουν ως προς τη σύστασή τους: ο υαλώδης (αρθρικός), ο ελαστικός και ο ινώδης χόνδρος. Η θρέψη του χόνδρου, σε αντίθεση με τους άλλους ιστούς, δεν πραγματοποιείται με τη λήψη θρεπτικών ουσιών εκ της αιματικής ροής μέσω αιμοφόρων αγγείων, αλλά με διάχυση ουσιών, η οποία χαρακτηριστικά επιταχύνεται με τη πίεση του χόνδρου. Η έλλειψη αιμοφόρων αγγείων στον ιστό αυτό ευθύνεται στην πραγματικότητα για την αργή ταχύτητα ίασής του.

Ο αρθρικός χόνδρος, πιο συγκεκριμένα, λειτουργεί σαν ένα μικρό “αμορτισέρ”, το οποίο καλύπτει τα οστά που έρχονται σε επαφή μεταξύ τους σε μία άρθρωση και επιτρέπει την ομαλή, με ελάχιστη τριβή, κίνηση των αρθρικών επιφανειών. Βασική του λειτουργία είναι να ανθίσταται στο δριμύ αρθρικό περιβάλλον, να κατανέμει τις αρθρικές φορτίσεις και να ελαττώνει τις πιέσεις στο υποχόνδριο οστό. Κατά τη διάρκεια της φόρτισης παραμορφώνεται, και μετά την άρση της λαμβάνει πάλι το αρχικό του σχήμα. Ο αρθρικός χόνδρος έχει ιδιότητες που του επιτρέπουν να δέχεται φορτία και να απορροφά κραδασμούς. Το 60-80% του συνολικού όγκου του αρθρικού χόνδρου αποτελείται από νερό, ενώ από το ξηρό βάρος του, το 50% αποτελείται από κολλαγόνο και το υπόλοιπο 50% από χονδροκύτταρα και άλλες ενώσεις του μεσοκυτταρίου χώρου, όπως πρωτεογλυκάνες, λιπίδια, ανόργανα άλατα. Το πάχος του χόνδρου στις αρθρικές επιφάνειες ποικίλλει από 2-4 χιλιοστά και μειώνεται με τη γήρανση. Η θρέψη του λαμβάνει χώρα μέσω διάχυσης ουσιών από το αρθρικό υγρό, το οποίο παράγεται από τον αρθρικό υμένα και η ποσότητά του σε μια φυσιολογική άρθρωση είναι ελάχιστη.

Ο αρθρικός χόνδρος έχει λίγα χιλιοστά πάχος και χωρίζεται σε 6 ζώνες (*Εικόνα 5.2*):

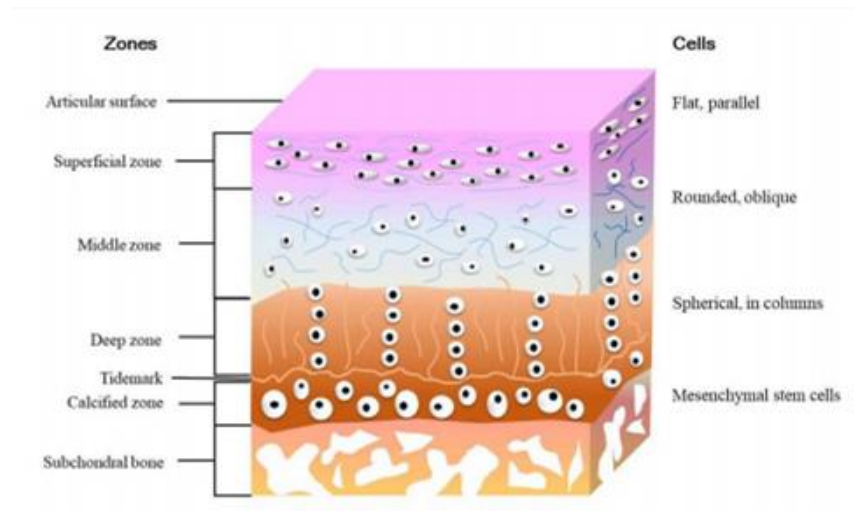
- 1 Επιφανειακή ή ζώνη ολίσθησης (superficial zone)
- 2 Μέση ή μεταβατική (transitional zone)
- 3 Εν τω βάθει ή ακτινωτή (deep zone)
- 4 Ζώνη διαχωρισμού (tidemark)
- 5 Ζώνη του αποτιτανωμένου χόνδρου (calcified cartilage)
- 6 Ζώνη υποχόνδριου οστού (subchondral bone)

Οι ζώνες διαφέρουν μεταξύ τους όσον αφορά τη σύσταση της θεμέλιου ουσίας, τη συγκέντρωση του ύδατος, τον προσανατολισμό των ινών του κολλαγόνου και τη μορφολογία και τη διάταξη των κυττάρων.



*Εικόνα 5.1. Ο αρθρικός χόνδρος στην άρθρωση του γόνατος σε 3D απεικόνιση.*



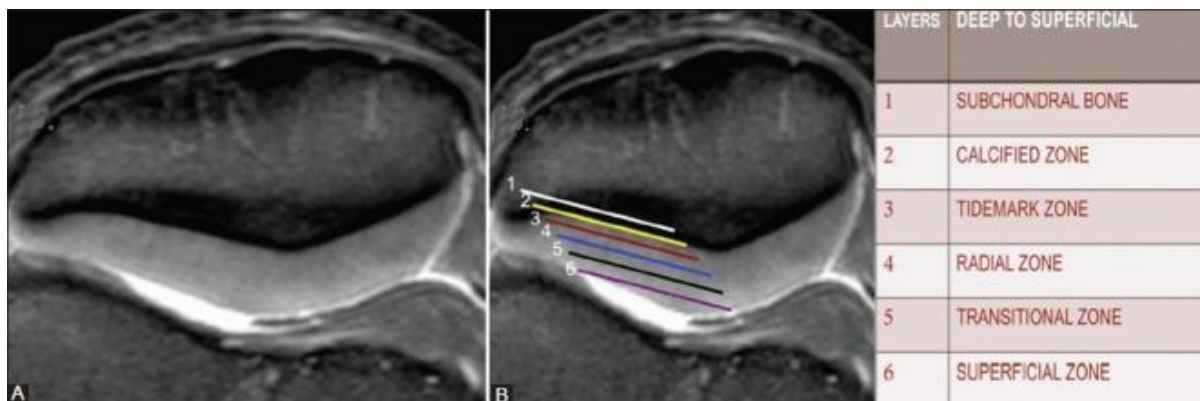


Εικόνα 5.2. Απεικόνιση των ζωνών του αρθρικού χόνδρου.

## 5.2. ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΟΥ ΑΡΘΡΙΚΟΥ ΧΟΝΔΡΟΥ

Καθώς η εύρεση θεραπευτικών τεχνικών για τις παθήσεις του αρθρικού χόνδρου αυξάνεται με ραγδαίο ρυθμό στην σύγχρονη εποχή, γεννάται ακολούθως η ανάγκη επινόησης πρωτοκόλλων που θα καθορίζουν τη φύση και την προέλευση αυτών των παθήσεων και θα αποτρέπουν τυχόν λανθασμένες διαφοροδιαγνώσεις. Η απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου (Εικόνα 5.3) συνιστά πρόκληση για τον εκάστοτε τεχνολόγο, καθώς το μέγιστο πάχος της δομής δεν ξεπερνά τα 4mm και έχει ιδιαίτερη μορφολογία με λεία καμπύλα περιγράμματα. Η μαγνητική τομογραφική απεικόνιση έχει το προτέρημα της μέγιστης δυνατής ακρίβειας κατά την εκτίμηση της κατάστασης του αρθρικού χόνδρου, ως μέθοδος με υψηλή χωρική και αντιθετική διακριτική ικανότητα, που παρέχει την δυνατότητα ανασχηματισμού σε πολλαπλά επίπεδα. Η ευαισθησία της εξέτασης μειώνεται λόγω των επιδράσεων του φαινομένου μερικού όγκου, με αποτέλεσμα συχνά να επισκιάζονται πρώιμες χόνδρινες παθήσεις, όπως είναι η ρήξη ή η απόσπαση.

Οι τεχνικές απεικόνισης που χρησιμοποιούνται για τους σκοπούς της διάγνωσης μίας χονδροπάθειας και της μετεγχειρητικής ή μεταθεραπευτικής της παρακολούθησης, μπορούν να χωριστούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες: στις τεχνικές που αφορούν καθαρά μία μορφολογική απεικόνιση και στις τεχνικές που σχετίζονται με απεικόνιση των δομικών μονάδων και της σύνθεσης του χόνδρου. Στην πρώτη κατηγορία εντάσσονται οι κλασικές spin-echo (SE) και gradient-echo (GRE) ακολουθίες, οι ταχείες SE ακολουθίες, καθώς και οι τρισδιάστατες (3D) SE και GRE ακολουθίες. Αυτές οι τεχνικές επιτρέπουν την εντόπιση μορφολογικών αλλοιώσεων στον αρθρικό χόνδρο και χρησιμοποιούνται επίσης για ημιποσοτικές και ποσοτικές μετρήσεις του χόνδρου. Στην δεύτερη κατηγορία ανήκουν οι τεχνικές χαρτογράφησης T2, η καθυστερημένη απεικόνιση με ενίσχυση γαδολινίου (dGEMRIC), η απεικόνιση T1ρ, η απεικόνιση νατρίου και η απεικόνιση με τεχνικές διάχυσης (DWI). Οι παραπάνω, είναι χρήσιμες για τη μελέτη του δικτύου του κολλαγόνου και της περιεκτικότητας των πρωτεογλυκανών του χόνδρου, ενώ επιπλέον μπορούν να συνδυαστούν μεταξύ τους και να εφαρμοστούν σε μαγνητικά πεδία ποικίλων εντάσεων για να βελτιώσουν τον χαρακτηρισμό των μεταβολών στο χόνδρο.



Εικόνα 5.3. Απεικόνιση φυσιολογικού αρθρικού χόνδρου γόνατος, σε στεφανιαία τομή σε άνδρα 32 ετών. Χρησιμοποιήθηκε ακολουθία πυκνότητας πρωτονίων με καταστολή λίπους (PD FS). Η διαφορά σε περιεκτικότητα νερού ανάμεσα στα επιπολεί και στα εν τω βάθει στρώματα θεωρείται υπαίτια για την ομοιογενή εμφάνιση του αρθρικού χόνδρου στην MRI.

### 5.2.1. Τεχνικές Μορφολογικής Απεικόνισης

Οι τεχνικές μορφολογικής απεικόνισης του αρθρικού χόνδρου παρέχουν ακριβείς πληροφορίες αναφορικά με διεργασίες όπως ρήξη και εστιακή ή εκτεταμένη (μερική ή ολική) απώλεια του πάχους του αρθρικού χόνδρου. Καθεμία από τις ακολουθίες μορφολογικής απεικόνισης έχει πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα και η επιλογή έγκειται στη διακριτική ευχέρεια του εκάστοτε ερευνητή ή τεχνολόγου (Πίνακας 5.1).

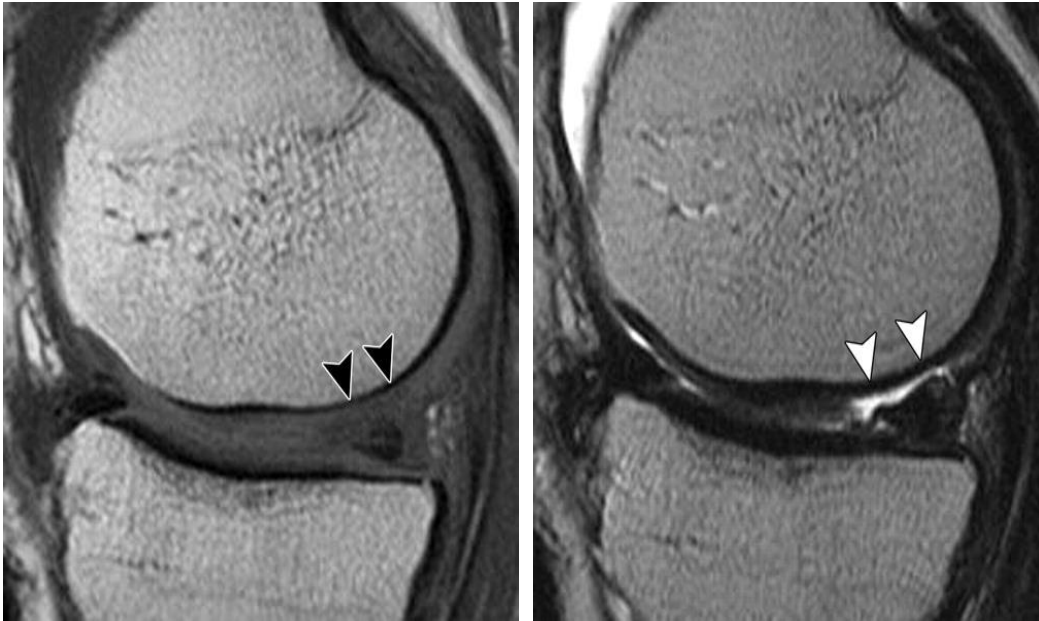
Στην κλινική πράξη, οι χόνδρινες αλλοιώσεις αξιολογούνται με βάση την τροποποιημένη κλίμακα Noyes ή την κλίμακα Outerbridge. Η αξιολόγηση της επιδιόρθωσης του χόνδρου μέσω της μορφολογικής απεικόνισης παρέχει πολύτιμες μετεγχειρητικές πληροφορίες σχετικά με συγκεκριμένες παραμέτρους, που επιλέγονται σύμφωνα με τη χειρουργική μέθοδο που χρησιμοποιείται. Στην κλινική έρευνα και ειδικά σε δοκιμασίες οστεοαρθρίτιδας, η αποτίμηση της μορφολογίας του χόνδρου πραγματοποιείται με τη χρήση ημιποσοτικών βαθμολογικών μεθόδων, όπως οι μέθοδοι WORMS (whole-organ MR imaging score), BLOKS (Boston-Leeds osteoarthritis knee score) και KOSS (knee osteoarthritis scoring system). Σε τέτοιου είδους συστήματα, οι ανατομικές λεπτομέρειες του αρθρικού χόνδρου αξιολογούνται σε συνδυασμό με τα χαρακτηριστικά παρακείμενων δομών της άρθρωσης του γόνατος (π.χ. μηνίσκων, οστών, οστεοφύτων), ώστε να υπολογιστεί ο παράγοντας κινδύνου της εξέλιξης της πάθησης σε ασθενείς με οστεοαρθρίτιδα.

MR Imaging Technique	Characteristics	Strengths	Drawbacks	Utility for Assessing Menisci and Ligaments	Utility for Assessing Bone Marrow	Tested in Clinical Trials
2D fast SE	Standard imaging technique used in clinical and research settings; includes T1-, T2-, intermediate-, and proton density-weighted sequences	T2- and intermediate-weighted sequences provide excellent contrast between fluid and cartilage	Anisotropic voxels, section gaps, partial volume effects	Yes	Yes	Yes
3D fast SE	Relies on flip-angle modulation to reduce blurring, parallel imaging to reduce time for acquisition of intermediate-weighted or proton density-weighted images	Isotropic voxels allow multiplanar reformatting of image data, decrease in partial volume artifacts	Has not yet replaced 2D fast SE in clinical practice	Validated in few studies	Yes	No
3D SPGR	Spoils the transverse steady state by semirandomly changing the phase of the radiofrequency pulse; provides T1- or proton density-weighted contrast	Standard technique for 3D morphologic imaging, has higher sensitivity than routine 2D fast SE; isotropic voxels allow multiplanar reformatting, decrease in partial volume artifacts	Long acquisition times, lack of reliable contrast between fluid and cartilage, vulnerability to susceptibility artifacts	Not yet well validated	Not reliable	Yes
3D DESS	Two or more gradient echoes, each pair separated by a refocusing pulse, are acquired, and data from both are combined in image reconstructions; higher flip angles may be used	Allows shorter acquisition times than SPGR, high SNR, and high cartilage-to-fluid contrast; isotropic voxels allow multiplanar reformatting, decreased partial volume artifacts	Unreliable depiction of signal intensity changes within cartilage, vulnerability to susceptibility artifacts	Not yet well validated	Not reliable	Yes
3D bSSFP	Steady-state sequence similar to DESS but with different parameters; may be combined with a 3D radial k-space acquisition (VIPR)	High SNR and cartilage-to-fluid contrast; isotropic voxels allow multiplanar reformatting, decreased partial volume artifacts	Long TR leads to banding artifacts, especially when high field strength (3.0 T) is used	Validated in few studies	Not yet well validated	No
3D DEFT	Active return of magnetization to the z-axis after each excitation enhances the signal intensity of fluid while preserving that of cartilage	Allows diagnostic performance comparable to that obtained with 2D fast SE and SPGR techniques	Long acquisition times, frequently insufficient fat saturation	Not yet well validated	Not reliable	No
3D fast SE SPACE	Large eligible turbo factors are used with a restore pulse and variable flip angle distribution to achieve a pseudo steady state	Allows acquisition of isotropic voxels for multiplanar reformatting; has good SNR and high SNR efficiency	Long acquisition times; insufficiently validated for clinical use	Not yet well validated	Not yet well validated	No

Πίνακας 5.1. Χαρακτηριστικά, πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των απεικονιστικών τεχνικών μορφολογικής απεικόνισης του αρθρικού χόνδρου.

### 5.2.1.α. 2D Spin Echo και Fast Spin Echo Τεχνική

Προκειμένου να διαπιστωθεί η ακεραιότητα του αρθρικού χόνδρου, συνήθως γίνεται χρήση ακολουθιών 2D T1W, ακολουθιών πυκνότητας πρωτονίων (PD), ή ακολουθιών T2W με ή χωρίς καταστολή του σήματος του λίπους. Οι εικόνες T1 βαρύτητας απεικονίζουν με λεπτομέρεια την ανατομία του υαλώδους χόνδρου, αλλά δεν παρέχουν καλή αντιθετική ικανότητα ανάμεσα στα αρθρικά υγρά και την επιφάνεια του χόνδρου, μειονέκτημα που περιορίζει τη διαγνωστική τους αξία αναφορικά με εστιακές αλλοιώσεις (Εικόνα 5.4). Επιπρόσθετα, οι ακολουθίες T1W χαρακτηρίζονται από χαμηλή ικανότητα απεικόνισης έτερων δομών της άρθρωσης του γόνατος (π.χ. συνδέσμων) και δύναται να οδηγήσουν σε λανθασμένη αποτίμηση της κατάστασης των μηνίσκων. Έτσι, οι ακολουθίες T1W χρησιμοποιούνται περιστασιακά και σε συγκεκριμένες μόνο, περιπτώσεις (Εικόνα 5.5).



(α)

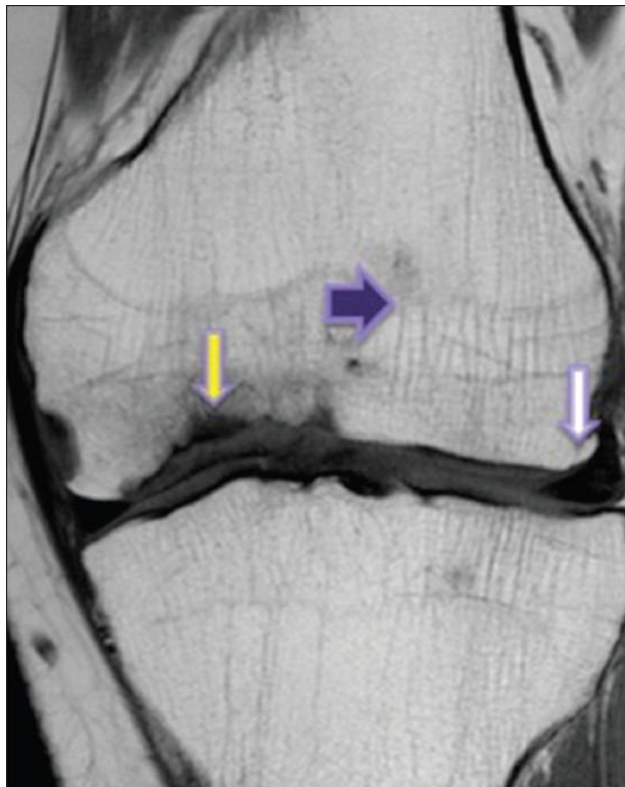
(β)



(γ)

Εικόνα 5.4. Οβελιαία τομή άρθρωσης του γόνατος. 2D FSE εικόνες με χρήση διαφορετικών τεχνικών. (α) Εικόνα T1W. Παρατηρείται χαμηλή αντίθεση ανάμεσα στο αρθρικό υγρό και την επιφάνεια του χόνδρου, γεγονός που αποτρέπει την ακριβή αξιολόγηση μίας εστιακής χόνδρινης βλάβης (κεφαλές βελών). (β) T2W και (γ) PDW εικόνες προσφέρουν καλύτερη αντίθεση ανάμεσα στο αρθρικό υγρό και την επιφάνεια του χόνδρου, επιτρέποντας έτσι τη διάγνωση μίας ευμεγέθους χόνδρινης βλάβης (κεφαλές βελών) στην περιοχή του έσω

μηριαίου κονδύλου. Ρήξη του οπίσθιου κέρατος του έσω μηνίσκου είναι επίσης ορατή στις εικόνες (α) και (γ).



Εικόνα 5.5. Στεφανιαία τομή άρθρωσης του γόνατος σε ακολουθία T1W. Ο αρθρικός χόνδρος απεικονίζεται με χαμηλή ένταση. Λαμβάνονται σημαντικές λεπτομέρειες αναφορικά με το μηριαίο οστό, όπως ύπαρξη γραμμών οστικής δοκίδωσης (μπλε βέλος), οστεοφύτων στα όρια της δομής (λευκό βέλος) και υποχόνδριας σκλήρυνσης (κίτρινο βέλος). Οι πληροφορίες που λαμβάνονται σχετικά με το χόνδρο είναι ελλείπεις.

Οι ακολουθίες T2 βαρύτητας με ή χωρίς καταστολή του σήματος του λίπους παρέχουν ικανοποιητική αντιθετική διακριτική ικανότητα μεταξύ αρθρικών υγρών και της επιφάνειας του χόνδρου, γεγονός χρήσιμο για τον εντοπισμό εστιών αποκόλλησης του χόνδρου ή άλλων εστιακών βλαβών (Εικόνα 5.6). Πέραν από το μειονέκτημα λήψης χαμηλού σήματος από τις εσωτερικές ζώνες του χόνδρου (λόγω μακρομορίων του χόνδρου με μικρό χρόνο T2) θεωρούνται ακολουθίες εκλογής κατά την απεικόνιση αξιολόγησης του αρθρικού χόνδρου.



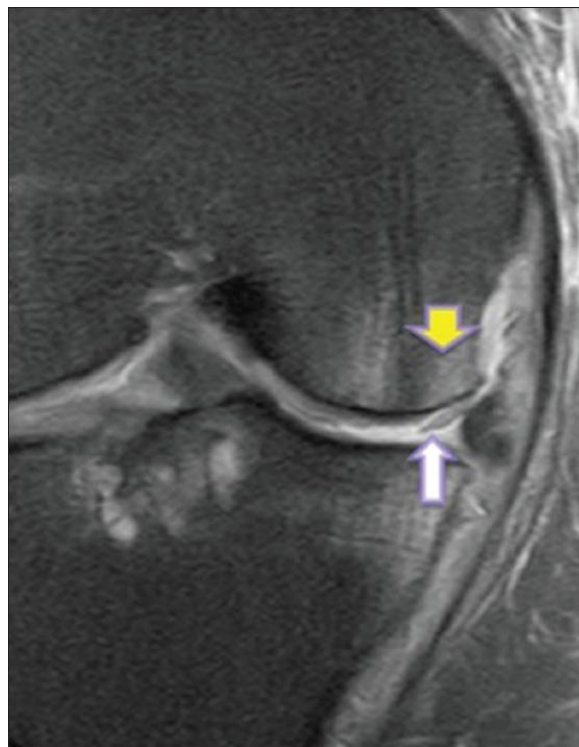
*Εικόνα 5.6. Εγκάρσια τομή της άρθρωσης του γόνατος, 2D T2W FSE εικόνα παρέχει λεπτομερή απεικόνιση εστιακής εν τω βάθει κάκωσης του χόνδρου (βέλος), με υψηλή αντίθεση ανάμεσα στην επιφάνεια του χόνδρου και του αρθρικού υγρού.*

Οι δισδιάστατες fast ή turbo SE ακολουθίες παλμών διακρίνονται από εξαιρετικό λόγο SNR και υψηλή αντιθετική διακριτική ικανότητα μεταξύ υγιούς και παθολογικού ιστού στον αρθρικό χόνδρο. Ειδικότερα, ο υγιής αρθρικός χόνδρος έχει χαμηλή ένταση σήματος συγκριτικά με την υψηλή ένταση που χαρακτηρίζει τα υγρά ή την παθολογία, αυξάνοντας έτσι την ευκρίνεια των εστιακών επιφανειακών αλλοιώσεων (Εικόνα 5.7). Λόγω της καταγραφής πολλαπλών αντιλήψεων κατά την επανάληψη κάθε ακολουθίας, ο χρόνος πρόσκτησης δεδομένων είναι μικρότερος συγκριτικά με τις κλασικές SE ακολουθίες. Η 2D FSE τεχνική είναι αυτή που χρησιμοποιείται συχνότερα στην κλινική πράξη για την διάγνωση ανωμαλιών της άρθρωσης του γόνατος, συμπεριλαμβανομένων και των χόνδρινων βλαβών.

Οι ακολουθίες πυκνότητας πρωτονίων (Εικόνα 5.8) και οι ακολουθίες T2 βαρύτητας FSE (Εικόνα 5.9) θεωρούνται ιδανικές για την εκτίμηση όχι μόνο της μορφολογίας του χόνδρου αλλά και των μηνίσκων και των συνδέσμων της άρθρωσης, διότι παρέχουν πληροφορίες ισάξιας ποιότητας με αυτές που λαμβάνονται από μία χειρουργική επέμβαση.

Στις δοκιμασίες οστεοαρθρίτιδας γόνατος, οι FSE τεχνικές που εκτελούνται για την αξιολόγηση της κατάστασης του χόνδρου και των άλλων δομών εντός της άρθρωσης έχουν καταστήσει εφικτή την αναγνώριση ενδεχομένων παραγόντων κινδύνου για την εξέλιξη της πάθησης σε βάθος χρόνου. Η απεικόνιση FSE είναι μέρος του πρωτοκόλλου αξιολόγησης της επιδιόρθωσης του αρθρικού χόνδρου που προτείνεται από την ICRS (International Cartilage Repair Society).

Παρότι οι FSE ακολουθίες παλμών παρέχουν υψηλό λόγο SNR και CNR, η τεχνική αυτή χαρακτηρίζεται από ενδεχόμενη λήψη ανισοτροπικών voxel, γεγονός που προκαλεί εμφάνιση του φαινομένου μερικού όγκου. Επιπλέον, η επιλογή αυτής της τεχνικής συνοδεύεται από πρόσκτηση δεδομένων από πολλαπλά επίπεδα.



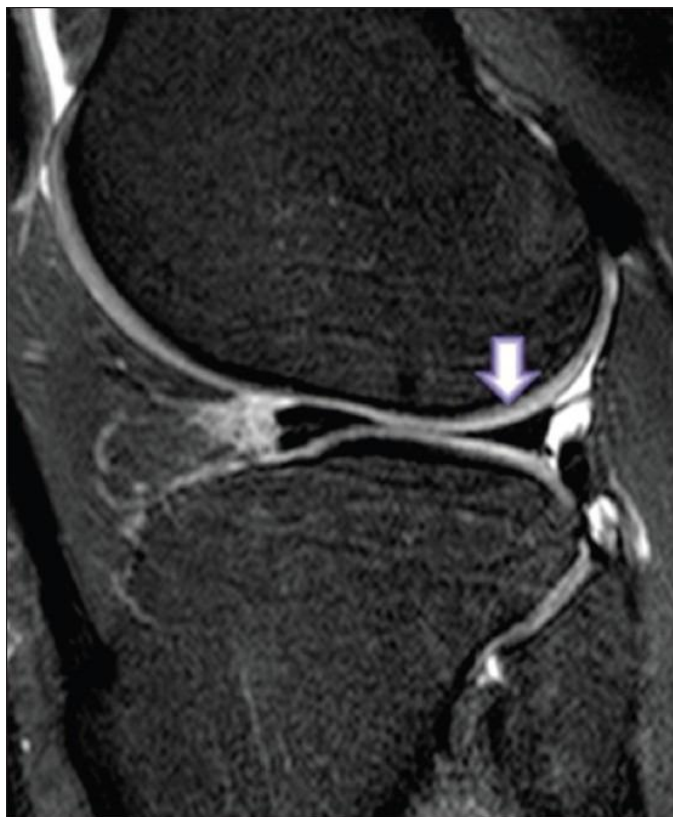
*Εικόνα 5.7. Τραυματισμός του γόνατος σε άνδρα 20 ετών λόγω υπερέκτασης. Στεφανιαία FS PDW εικόνα της άρθρωσης του γόνατος που αναδεικνύει ελαφρώς έκτοπο τον αρθρικό χόνδρο (λευκό βέλος) που αφορά την επιφάνεια κατανομής του βάρους του έσω μηριαίου κονδύλου. Υπάρχουν αμφοτερόπλευρα οστικά οιδήματα στο άνω τμήμα του κνημιαίου οστού και στο μηριαίο οστό (κίτρινο βέλος), συμπληρωματικά ως προς τον βασικό τραυματισμό. Η*



*βλαιοσύτητα του γόνατος που εμφανίζεται κατά την υπερεκτατική βλάβη οδηγεί στην εντόπιση των αμφοτερόπλευρων οιδημάτων στην έσω πλευρά του γόνατος.*



*Εικόνα 5.8. Οβελιαίες τομές άρθρωσης του γόνατος σε (A) ακολουθία PDW χωρίς FS και (B) με FS αποδεικνύουν την επάρκεια και την ανωτερότητα των 2D FSE ακολουθιών για την απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου. Η εικόνα που λήφθηκε χωρίς τη χρήση τεχνικής καταστολής του σήματος του λίπους (A) απεικονίζει καλύτερα τον αρθρικό χόνδρο και το υποχόνδριο οστό, με μόνη εξαίρεση την ανάδειξη μικρού οστικού οιδήματος (βέλος), που απεικονίζεται, με μειωμένη βέβαια διακριτική ικανότητα.*



*Εικόνα 5.9. Οβελιαία τομή άρθρωσης του γόνατος σε FS T2W FSE ακολουθία. Ο αρθρικός χόνδρος εμφανίζεται ως δομή αυξημένου σήματος. Σημειωτέα είναι η εξαιρετική λεπτομέρεια με την οποία απεικονίζεται η μορφολογία του χόνδρου, ενώ παράλληλα αναγνωρίζονται και οι άλλες δομές της άρθρωσης.*

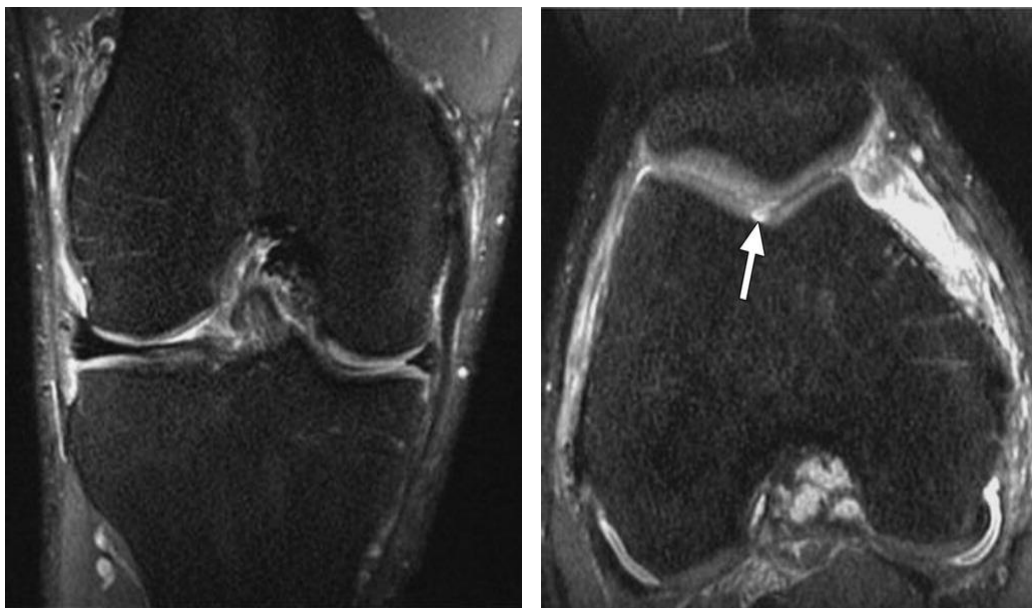
Ανακεφαλαιώνοντας, οι T2W ακολουθίες παλμών χαρακτηρίζονται από εξαιρετική αντιθετική διακριτική ικανότητα λόγω της διαφοράς φάσης ανάμεσα στο αρθρικό υγρό και τον χόνδρο, υστερούν όμως στην ένταση του σήματος που λαμβάνεται από τον αρθρικό χόνδρο. Οι συμβατικές T1W SE ακολουθίες παλμών έχουν υψηλό λόγο SNR και καλή χωρική διακριτική ικανότητα, μειονεκτούν όμως όσον αφορά την αντίθεση ανάμεσα σε χόνδρο και αρθρικό υγρό.

### 5.2.1.β. Τρισδιάστατη Fast Spin Echo τεχνική

Οι τρισδιάστατες GRE ακολουθίες παλμών παρέχουν εικόνες υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας ιστροπικών voxel, προσφέροντας έτσι βελτιωμένη απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου, ωστόσο δεν είναι ιδανικές για την εκτίμηση του παρακείμενου στο χόνδρο οστού. Η αξιολόγηση της κατάστασης του παρακείμενου οστού είναι μείζονος σημασίας για τον καθορισμό της έκτασης των εκφυλιστικών ή τραυματικών αλλοιώσεων του χόνδρου.

Καινοτόμος τεχνική για την απεικόνιση της άρθρωσης του γόνατος θεωρούνται οι 3D διάμεσης βαρύτητας FSE ακολουθίες παλμών, οι οποίες παρέχουν υψηλή αντιθετική διακριτική ικανότητα και τομές ιστροπικών voxel. Η τεχνική αυτή βασίζεται στη διαμόρφωση της γωνίας εκτροπής και στην παράλληλη απεικόνιση, με σκοπό τη μείωση της ασάφειας και τη μείωση του χρόνου πρόκτησης δεδομένων αντίστοιχα. Οι ακολουθίες παλμών FSE, καθώς και άλλες τεχνικές απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού που δίνουν τη δυνατότητα λήψης τομών με ιστροπικά voxel, καθιστούν εφικτή την παραγωγή ανασυνθέσεων υψηλής ποιότητας σε πολλαπλά επίπεδα, οι οποίες είναι χρήσιμες για να αξιολογηθεί η ανατομία των δομών σε τρισδιάστατο επίπεδο (*Εικόνα 5.10*).

Πρόσφατες έρευνες αποδεικνύουν ότι η χρήση 3D FSE ακολουθιών έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή εικόνων με διαγνωστική αξία αντίστοιχη με αυτή που επιτυγχάνεται όταν χρησιμοποιούνται κλασικές multiplanar 2D FSE τεχνικές για την εκτίμηση της μορφολογίας του χόνδρου, καθώς και άλλων δομών που ανευρίσκονται εντός της άρθρωσης (π.χ. μηνίσκοι, σύνδεσμοι κ.τ.λ.). Σημειώνεται ότι σε αντίθεση με τις 3D GRE, οι 3D FSE ακολουθίες προσφέρουν ικανοποιητική απεικόνιση των ανωμαλιών του οστικού μυελού του υποχόνδριου οστού. Έως και σήμερα, πάντως, η 3D FSE απεικόνιση δεν έχει καταφέρει να αντικαταστήσει επιτυχώς την 2D FSE τεχνική στην κλινική εφαρμογή. Μολαταύτα θεωρείται ότι με περαιτέρω βελτιστοποίηση η τεχνική 3D FSE πρόσκτησης μονής ηχούς με ανασχηματισμούς σε πολλαπλά επίπεδα, θα μπορούσε να αντικαταστήσει τις κλασικές 2D FSE τεχνικές, με σκοπό να μειωθεί ο εκτιμώμενος χρόνος εξέτασης.



(α)

(β)



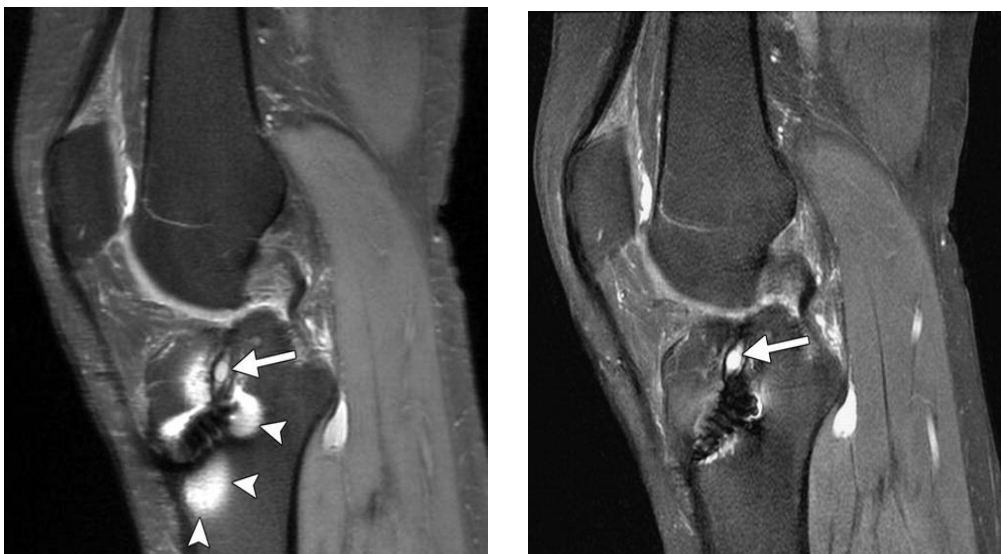
(γ)

Εικόνα 5.10. (α) Στεφανιαία τομή της άρθρωσης του γόνατος, ακολουθία 3D FSE διάμεσης βαρύτητας ( $TR= 3000ms$ ,  $TE= 35ms$ ). Γίνεται χρήση ιστροπικού voxel (πάχος τομής=  $0.6mm$ , χρόνος παραγωγής εικόνας  $5min$ ), χωρίς ανάδειξη χόνδρινης βλάβης. (β) εγκάρσια και (γ) οβελιαία τομές, αποκτηθείσες με ανασχηματισμό της εικόνας (α) αναδεικνύουν εστιακή χόνδρινη βλάβη (βέλος) στον επιγονατιδομηριαίο βόθρο.

### 5.2.1.γ. Τεχνικές με καταστολή του σήματος του λίπους (Fat Suppression Techniques)

Με στόχο την αύξηση της αντίθεσης ανάμεσα σε λιπώδεις και μη λιπώδεις δομές και τη μείωση των τεχνικών σφαλμάτων λόγω χημικής μετατόπισης, εφαρμόζονται τεχνικές καταστολής του σήματος του λίπους στα πρωτόκολλα ρουτίνας που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου. Μέσω αυτής της προσθήκης παρέχεται καλύτερη εντόπιση μικρών μεταβολών της έντασης του σήματος. Η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνική είναι ο κορεσμός του λίπους (fat saturation), που περιλαμβάνει τη διέγερση και την αποσυμφασικοποίηση των πρωτονίων στο λίπος με την εφαρμογή συγκεκριμένου παλμού ραδιοσυχνότητας πριν από κάθε επανάληψη 2D ή 3D SE ή GRE ακολουθίας παλμών. Εκ των μειονεκτημάτων της επιλογής τεχνικής του κορεσμού του λίπους είναι οι μεγάλοι χρόνοι πρόσκτησης δεδομένων, όταν αυτή συνδυάζεται με 3D GRE ακολουθίες. Επιπρόσθετα, η τεχνική αυτή είναι ευάλωτη σε ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου που παράγονται από διαφορές μαγνητικής επιδεκτικότητας λόγω παραγόντων, όπως η ύπαρξη μεταλλικών αντικειμένων.

Η τεχνική επαναληπτικής ασυμφωνίας του ύδατος και του λίπους μέσω ασύμμετρης ηχούς και υπολογισμό ελάχιστων τετραγώνων (IDEAL, iterative decomposition of water and fat with echo asymmetry and least-squares estimation) μπορεί να παρέχει ομοιόμορφη καταστολή του σήματος του λίπους σε απαιτητικά περιβάλλοντα, όπως αυτό της άρθρωσης του γόνατος, διατηρώντας παράλληλα υψηλό λόγο SNR (Εικόνα 5.11). Αυτή η τεχνική διαχωρισμού λίπους και νερού βασίζεται στη χρήση ασύμμετρων αντιχίσεων και στην εφαρμογή των ελάχιστων τετραγώνων για τη μεγιστοποίηση του λόγου SNR και μπορεί να εφαρμοστεί σε συνδυασμό με SE ή GRE τεχνική.



Εικόνα 5.11. (α) Οβελιαία τομή άρθρωσης του γόνατος σε εικόνα *fast SE* διάμεσου προσανατολισμού με τεχνική κορεσμού του λίπους ( $TR=4000\text{ ms}$ ,  $TE=35\text{ ms}$ ) αναδεικνύει περιοχές υψηλής έντασης που οφείλονται σε ανεπαρκή κορεσμό του λίπους (κεφαλές βελών), παρακείμενες με χειρουργική βίδα στο οστό της κνήμης (βέλος). (β) Οβελιαία τομή σε εικόνα *fast SE* διάμεσου προσανατολισμού με τεχνική *IDEAL* ( $TR=4000\text{ ms}$ ,  $TE=35\text{ ms}$ ) αναδεικνύει ύπαρξη κύστης παρακείμενης στη χειρουργική βίδα (βέλος). Η διαφοροποίηση των σημάτων του λίπους και του νερού είναι προφανώς βελτιωμένη με αυτή τη μέθοδο.

Μία ακόμα μέθοδος με την οποία επιτυγχάνεται καταστολή του σήματος του λίπους αφορά τη χρήση T1W ακολουθία ανάκτησης αναστροφής (inversion recovery), γνωστή με τον όρο STIR (short tau inversion recovery). Η τεχνική επιτρέπει ικανοποιητική απεικόνιση των βλαβών του αρθρικού χόνδρου (Εικόνα 5.12), με μειονέκτημα όμως χαμηλότερους λόγους SNR και CNR.

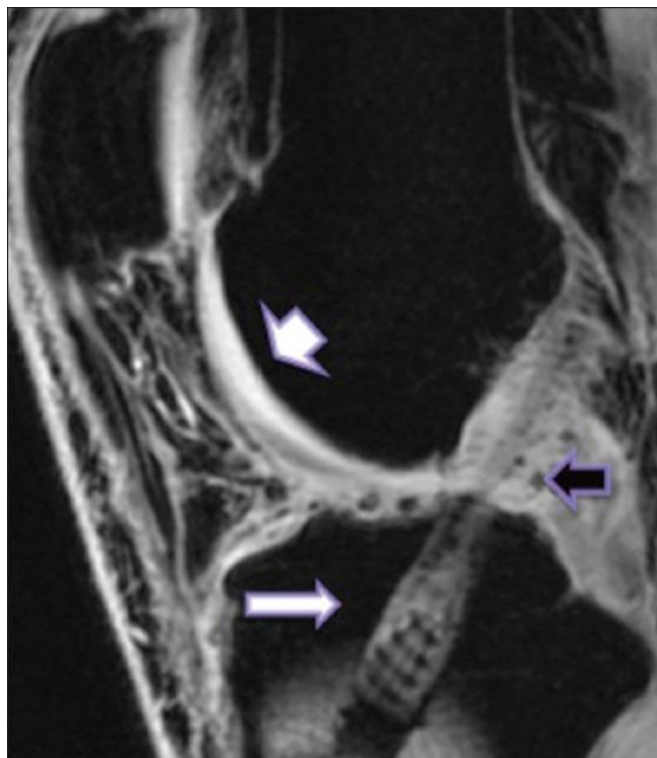


Εικόνα 5.12. Εγκάρσια τομή άρθρωσης του γόνατος με ακολουθία *STIR* αναδεικνύει εστιακή βλάβη στο χόνδρο (βέλη) στον επιγονατιδομηριαίο βόθρο.

Η τεχνική επιλεκτικής διέγερσης του ύδατος βασίζεται στην επιλεκτική διέγερση πρωτονίων που δεν προέρχονται από λιπώδη ιστό. Χρησιμοποιούνται μικρός χρόνος TR (~18 ms) και μικρή γωνία εκτροπής (~15°-40°) για να απεικονιστεί ο αρθρικός χόνδρος με υψηλό σήμα και υψηλή αντίθεση σε σχέση με τις παρακείμενες δομές. Η χρησιμοποίηση της τεχνικής αυτής συνοδεύεται από σημαντικά πλεονεκτήματα, όπως μείωση του χρόνου πρόσκτησης δεδομένων (καθώς αποφεύγεται η χρονοβόρα διαδικασία κορεσμού του λίπους που απαιτείται για να εξαλειφθεί το σήμα από το λιπώδη ιστό) και αποφυγή των σφαλμάτων χημικής μετατόπισης. Η απεικόνιση διέγερσης ύδατος μπορεί επίσης να εφαρμοστεί σε ποσοτικές μετρήσεις της πυκνότητας και του όγκου του αρθρικού χόνδρου, ενώ ο συνδυασμός της μεθόδου με ακολουθίες GRE με τον ίδιο σκοπό συνιστά τεχνική που εφαρμόζεται ευρέως.

#### **5.2.1.δ. Ακολουθίες Gradient Echo**

Οι ακολουθίες βαθμιδωτής ηχούς (GRE) επιτρέπουν την απόκτηση εικόνων ιστροπικών voxel με μειωμένο χρόνο σάρωσης και βελτιωμένη χωρική διακριτική ικανότητα. Πρακτικά, ένας παλμός επανεστίασης διαχωρίζει δύο ή περισσότερες βαθμιδωτές αντηχήσεις, με τελικό αποτέλεσμα τον συνδυασμό αυτών των αντηχήσεων (Echoes) για να παραχθεί η εικόνα. Οι ακολουθίες Gradient-recalled Echo (GRE) πλεονεκτούν ειδικότερα σε ασθενείς με προηγηθείσα χειρουργική παρέμβαση ή τοποθέτηση μεταλλικών ή άλλων ειδών ενδοπροσθέτων ή εμφυτευμάτων (*Εικόνα 5.13*).



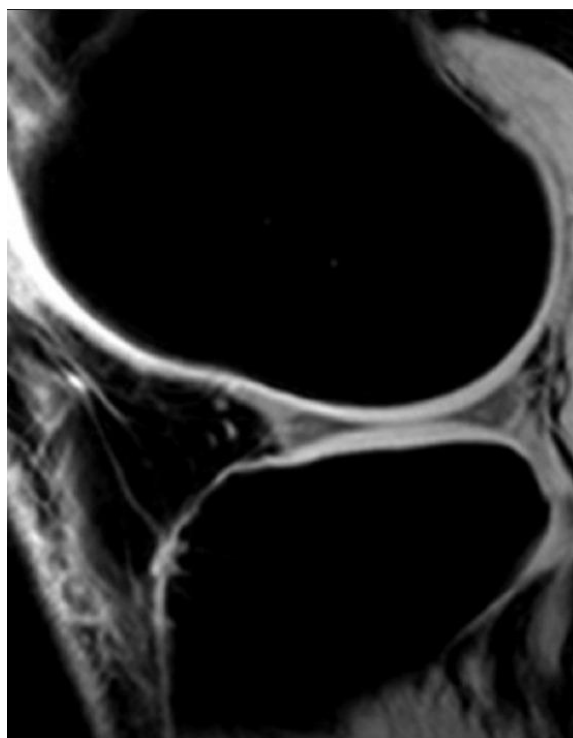
*Εικόνα 5.13. Οβελιαία τομή άρθρωσης του γόνατος σε 3D GRE ακολουθία, όπου αναδεικνύονται με επιτυχία οι λεπτομέρειες του αρθρικού χόνδρου (μικρό βέλος). Το επιπλέον πλεονέκτημα της μεθόδου έγκειται στην απεικόνιση των αρθρώσεων με προηγηθείσες επεμβάσεις ή με τοποθετημένες βίδες ή μοσχεύματα (μεγάλο βέλος). Παρατηρούνται μικροσκοπικές κηλίδες (μαύρο βέλος) περιμετρικά του μοσχεύματος BPB (Bone-Patella tendon-Bone graft), που πιθανώς αντιστοιχούν σε μετεγχειρητικό κάταγμα.*

### **5.2.1.ε. Ακολουθίες Ασύμφωνης Βαθμιδωτής Ηχούς**

Οι ακολουθίες ασύμφωνης βαθμιδωτής ηχούς, όπως για παράδειγμα οι SPGR (spoiled ή incoherent gradient echo) ή οι FLASH (fast low angle shot/ταχείες GE), δημιουργούν εικόνες T1W με καλύτερη αντίθεση ανάμεσα στον χόνδρο (δομή υψηλής έντασης) και τα αρθρικά υγρά (δομές χαμηλής έντασης). Στην 3D SPGR απεικόνιση, το υπόλοιπο μαγνήτισης που έχει δημιουργηθεί λόγω της διατηρούμενης σταθεράς κατάστασης φθείρεται (spoiled) μέσω απώλειας φάσης με τη χρήση ραδιοπαλμού (RF spoiling) ή με τη χρήση βαθμιδωτών πεδίων (gradient spoiling), προκειμένου να δημιουργηθεί αντίθεση παρόμοια με αυτή των T1W ή PDW ακολουθιών.



Οι ακολουθίες SPGR με καταστολή του σήματος του λίπους χαρακτηρίζονται από αυξημένη διακριτική ικανότητα συγκριτικά με τις κλασικές SE ακολουθίες. Η καταστολή του σήματος του λίπους μπορεί να επιτευχθεί μέσω κορεσμού ή μέσω επιλεκτικής διέγερσης του ύδατος. Η ευαισθησία της μεθόδου ανέρχεται περίπου στο 93% με τον αρθρικό χόνδρο να εμφανίζεται με σήμα υψηλής έντασης και οι παρακείμενες δομές με σήμα χαμηλής έντασης (Εικόνα 5.14). Επιπροσθέτως η χρήση αυτής της τεχνικής επιτρέπει την παραγωγή τομών ιστροπικών voxel, παρέχοντας υψηλής ποιότητας εικόνα 3D δεδομένων, στοιχεία τα οποία συμβάλλουν στην αποφυγή εμφάνισης artifacts λόγω φαινομένου μερικού όγκου και στην επίτευξη υψηλής ακρίβειας ποσοτικών μετρήσεων της πυκνότητας και του όγκου του αρθρικού χόνδρου. Οι 3D SPGR ακολουθίες αποτελούν μέθοδο αναφοράς σύμφωνα με την ICRS (International Cartilage Repair Society) στην απεικόνιση και την αξιολόγηση των χόνδρινων κακώσεων, και ειδικότερα κατά την μετεγχειριτική παρακολούθηση και αποθεραπεία.



Εικόνα 5.14. Οβελιαία τομή άρθρωσης του γόνατος με 3D SPGR ακολουθία ( $TR=14.1\text{ ms}$ ,  $TE=5\text{ ms}$ ,  $\text{flip angle}=60^\circ$ ). Παρέχεται άριστη αντίθεση μεταξύ χόνδρου και οστού.

Βέβαια, όπως και κάθε άλλη μέθοδος, έτσι και αυτή αντιμετωπίζει ορισμένες αδυναμίες. Κατ' αρχάς, είναι πιθανή η ασαφοποίηση, ακόμα και η απόκρυψη ορισμένων μικρών διαστάσεων εστιακών κακώσεων, λόγω χαμηλής αντίθεσης μεταξύ του χόνδρου και του αρθρικού υγρού που εφάπτεται στις επιφανειακές βλάβες. Επιπλέον, οι ακολουθίες SPGR αδυνατούν να απεικονίσουν με υψηλή ποιότητα δομές διάφορες του αρθρικού χόνδρου· artifacts λόγω φαινομένου μαγικής γωνίας δύναται να προκαλέσουν ψευδώς θετικά ευρήματα στους συνδέσμους και τους μηνίσκους, ενώ φαινόμενα μαγνητικής επιδεκτικότητας μπορεί να μιμηθούν ύπαρξη παθολογίας στον οστικό μυελό. Ένα τρίτο μειονέκτημα της μεθόδου έγκειται στους μεγάλους χρόνους πρόσκτησης δεδομένων, διότι υπάρχει η πιθανότητα εμφάνισης τεχνικού σφάλματος λόγω κίνησης και μετρήσεις μειωμένης ακρίβειας. Βέβαια, αυτά τα δύο ζητήματα είναι λιγότερο αισθητά στα σύγχρονα συστήματα μαγνητικής τομογραφίας. Ακόμα, το βαθμιδωτό πεδίο ή ο RF παλμός φθοράς που εφαρμόζεται στο τέλος κάθε TR για να περιορίσει τα τεχνικά σφάλματα και να επιτύχει αντίθεση ανάλογη εικόνας T1W συντελεί στην καταγραφή χαμηλότερης έντασης σήματος συγκριτικά με το σήμα που λαμβάνεται από τεχνικές απεικόνισης σταθερής κατάστασης. Πρόσφατες μελέτες έδειξαν ότι ο συνδυασμός ακολουθιών SPGR με τεχνική IDEAL παρέχει υψηλής ποιότητας εικόνες του αρθρικού χόνδρου με αυξημένο λόγο SNR, με καλύτερη αντίθεση χόνδρου-αρθρικών υγρών και με μικρότερους χρόνους εξέτασης συγκριτικά με το συνδυασμό ακολουθιών SPGR με τεχνική κορεσμού του λίπους.

Ένα άλλο είδος ακολουθιών ασύμφωνης βαθμιδωτής ηχούς είναι οι FLASH (fast low angle shot/ταχείες GE), στις οποίες ένα βαθμιδωτό πεδίο χρησιμοποιείται για να προκαλέσει απώλεια φάσης ή επαναφορά σε φάση του υπόλοιπου της μαγνήτισης, φθείροντας έτσι αυτό το υπόλοιπο, στοχεύοντας στην επίτευξη αντίθεσης ανάλογης με αυτήν που παρέχουν οι T1W ή οι PDW ακολουθίες. Οι FLASH τεχνικές διαθέτουν διαγνωστικές δυνατότητες ανάλογες με αυτές των 2D SE και των 3D GRE όσον αφορά την ανάδειξη χόνδρινων αλλοιώσεων, γεγονός που τις καθιστά αποδεκτές για την γενικότερη αξιολόγηση της μορφολογίας του χόνδρου. Επισημαίνεται επίσης η χρησιμότητα των FLASH ακολουθιών κατά την εκτίμηση διαφοροποιήσεων του όγκου και της πυκνότητας του αρθρικού χόνδρου. Η καταστολή του σήματος του λίπους επιτυγχάνεται με εφαρμογή τεχνικής κορεσμού του λίπους ή με παλμό διέγερσης ύδατος. Ο υγιής χόνδρος απεικονίζεται ως δομή υψηλής έντασης, με αποτέλεσμα οι επιφανειακές

χόνδρινες αλλοιώσεις να είναι ευδιάκριτες αλλά να δυσχεραίνεται σημαντικά η απεικόνιση εσώτερων βλαβών, όπως η ρήξη.

Η τεχνική αυτή επιτρέπει την λήψη εικόνων υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας, με κίνδυνο πάντα την εμφάνιση τεχνικών σφαλμάτων κίνησης λόγω μεγάλων χρόνων εξέτασης. Επιπλέον, οι ακολουθίες FLASH είναι ευαίσθητες σε τεχνικά σφάλματα επιδεκτικότητας, τα οποία μπορεί να οδηγήσουν σε λανθασμένη εκτίμηση της έκτασης των μεταβολών του οστικού μυελού. Αυτό συνιστά μειονέκτημα όταν γίνεται προσπάθεια να αξιολογηθεί η αποτελεσματικότητα των εγχειρήσεων αποκατάστασης του χόνδρου (Εικόνα 5.15).

Συνοψίζοντας, οι 3D GE ακολουθίες δεν παρέχουν τις απαραίτητες πληροφορίες για τη διάγνωση ρήξεων των συνδέσμων ή των μηνίσκων, εν αντιθέσει με τις SE τεχνικές. Πέραν όμως από αυτούς τους περιορισμούς, οι 3D SPGR τεχνικές λογίζονται ως οι βασικές ακολουθίες για την μορφολογική απεικόνιση του χόνδρου (Εικόνα 5.16) και οι FLASH τεχνικές θεωρούνται χρήσιμες για την εκτίμηση της κατάστασης του χόνδρου μετεγχειρητικά (π.χ. έπειτα από εμφύτευση αυτόλογων χονδροκυττάρων).

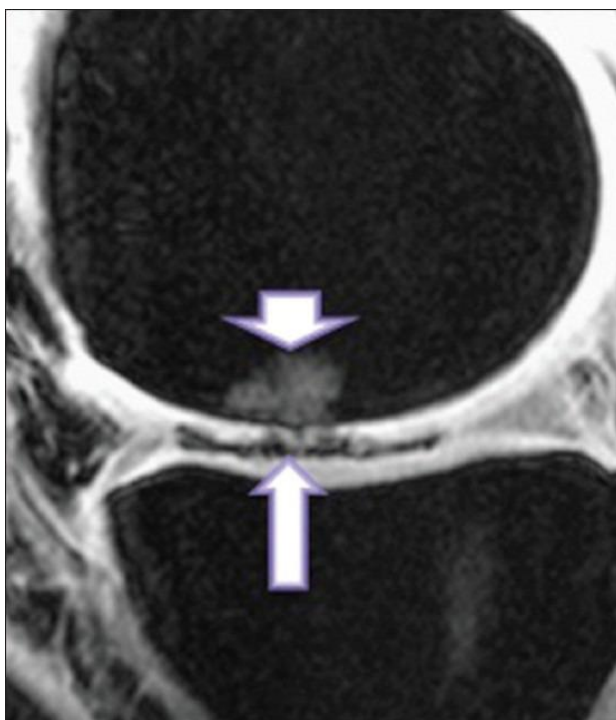


(α)



(β)

Εικόνα 5.15. (α) Στεφανιαία τομή γόνατος, T2W FS εικόνα. Αναδεικνύονται ευρείες περιοχές πλήρους απώλειας του αρθρικού χόνδρου στην έσω κνημομηριαία περιοχή, με συσχετιζόμενες οίδηματώδεις εκφυλιστικές αλλοιώσεις του μυελού του υποχόνδριου οστού (κεφαλές βελών). Παρατηρούνται επίσης ευμεγέθη οστεόφυτα και μετατόπιση του έσω μηνίσκου. (β) Στεφανιαία τομή, 3D FLASH εικόνα, που αναδεικνύει με ακρίβεια τις περιοχές πλήρους απώλειας του αρθρικού χόνδρου στην έσω κνημομηριαία περιοχή. Οι αλλοιώσεις του μυελού διακρίνονται με δυσκολία.



Εικόνα 5.16. Άνδρας 46 ετών με άλγος στην περιοχή του γόνατος. Οβελιαία τομή της άρθρωσης του γόνατος αναδεικνύει αλλοίωση του αρθρικού χόνδρου (μεγάλο βέλος) στην περιοχή του έσω κνημιαίου κονδύλου. Σημειώνεται ότι η υπερκείμενη κάκωση του χόνδρου είναι πιο ευδιάκριτη σε εικόνες SPGR. Επιπροσθέτως υπάρχει οίδημα στον οστικό μυελό (μικρό βέλος).

### 5.2.1.στ. Τεχνική απεικόνισης DEFT

Η απεικόνιση DEFT (driven equilibrium Fourier transform) βασίζεται στην επιστροφή της μαγνήτισης στον άξονα z μετά από κάθε διέγερση. Αυξάνει την αντίθεση ανάμεσα στο αρθρικό υγρό και το χόνδρο μέσω ενίσχυσης του σήματος του υγρού, διατηρώντας σταθερό το σήμα από τον αρθρικό χόνδρο. Εξαιτίας του μικρού χρόνου TE στην τεχνική DEFT, η ένταση του σήματος από τα υγρά είναι υψηλότερη από αυτήν της τεχνικής SPGR και η ένταση του σήματος από το χόνδρο είναι υψηλότερη από αυτήν των T2W FSE ακολουθιών. Η αντίθεση μεταξύ των ιστών είναι άμεσα εξαρτώμενη από το λόγο T1 προς T2 σε κάθε ιστό και η αντίθεση ανάμεσα σε αρθρικό υγρό και χόνδρο είναι υψηλότερη με τη χρήση μικρού χρόνου TR στην απεικόνιση DEFT παρά στην απεικόνιση με PDW FSE, T2W FSE ή SPGR τεχνικές (Εικόνα 5.17). Η καταστολή του σήματος του λίπους μπορεί να καταστεί δυνατή με τη χρήση ενός παλμού κορεσμού. Η διαγνωστική αξία των εικόνων DEFT για την ανίχνευση κακώσεων του αρθρικού χόνδρου είναι ανάλογη με αυτήν που προσφέρουν οι κλασικές 2D εικόνες και αυτές που παράγονται από την τεχνική SPGR.

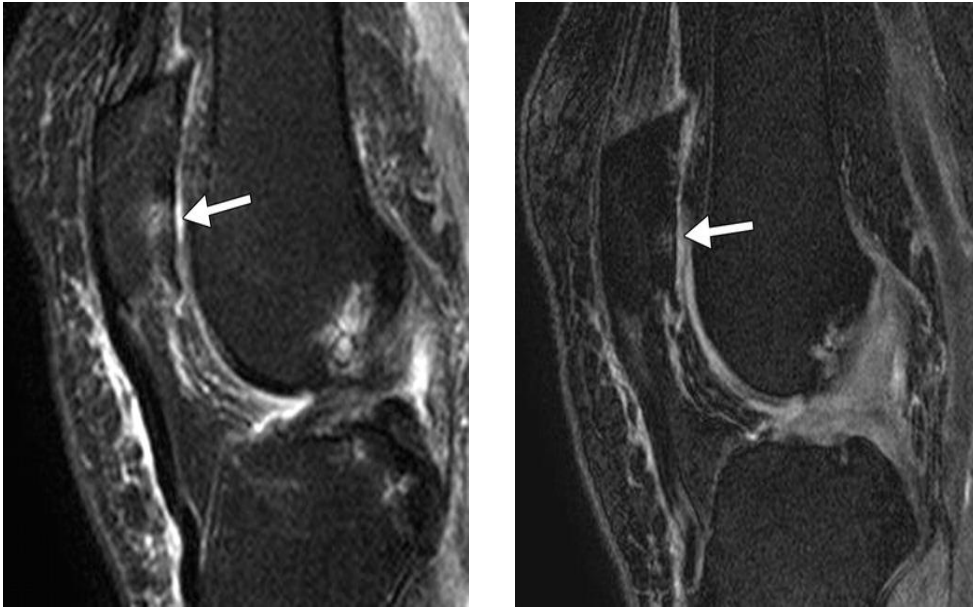
Μία νέα τεχνική που χρησιμοποιείται είναι η τεχνική DRIVE, στην οποία μία 2D πολυτομική FSE ακολουθία συνδυάζεται με έναν driven equilibrium μετασχηματισμό Fourier. Αυτή η μέθοδος παρέχει ικανοποιητική αντίθεση στην περιοχή της άρθρωσης μέσω αύξησης της έντασης του σήματος του αρθρικού υγρού, ενώ παράλληλα διατηρεί σταθερή την ένταση του σήματος από τα μαλακά μόρια και τα οστά. Μεγάλο πλεονέκτημα της μεθόδου είναι οι εικόνες με πολύ μικρό πάχος τομής (0.3mm) σε συνδυασμό με τον πολύ μικρό χρόνο απόκτησης εικόνας (6min). Τα μειονεκτήματα που προκύπτουν από την εν λόγω τεχνική είναι πρωτίστως η ευαισθησία στα τεχνικά σφάλματα κίνησης λόγω του μεγάλου χρόνου πρόσκτησης των δεδομένων για το σχηματισμό της τελικής εικόνας. Δευτερευόντως ο ανεπαρκής κορεσμός του λίπους και τέλος η εξαιρετικά χαμηλή ευαισθησία σε μεταβολές του οστικού μυελού -όπως είναι το οίδημα- η οποία μπορεί να αποφέρει λανθασμένη διάγνωση αναφορικά με την έκταση των κακώσεων του μυελού των οστών.



*Εικόνα 5.17. Οβελιαία τομή γόνατος. 3D DEFT εικόνα αναδεικνύει ρήξη του χόνδρου (βέλος) στο έσω κνημιαίο πλατώ. Η βλάβη είναι διακριτή λόγω του υψηλού σήματος του αρθρικού υγρού, κατάσταση που πηγάζει από την τεχνική driven equilibrium.*

#### **5.2.1.ζ. Τεχνική απεικόνισης DESS**

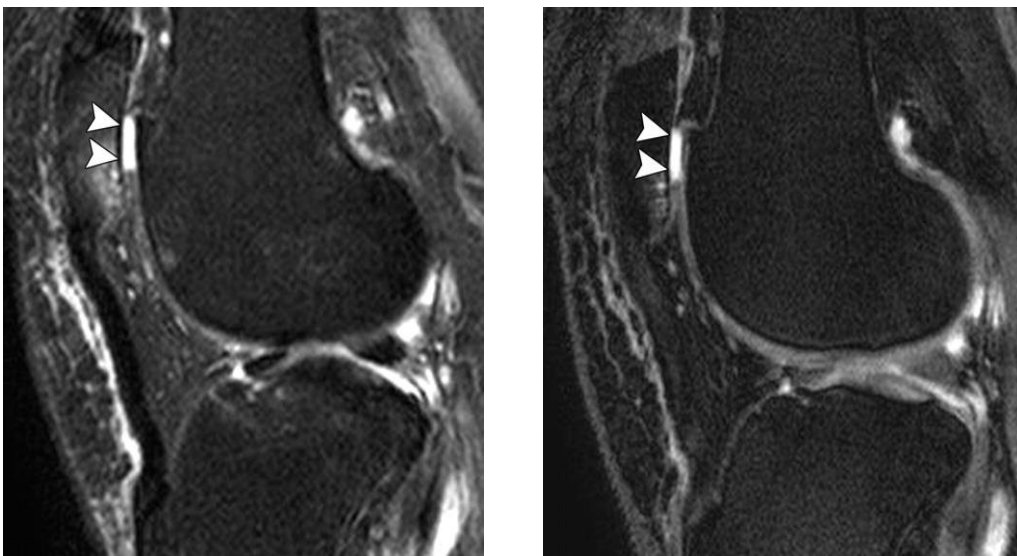
Στην τεχνική απεικόνισης 3D DESS (dual-echo steady state) καταγράφονται δύο ή περισσότερες βαθμιδωτές αντηχήσεις και κάθε ζεύγος αντηχήσεων διαχωρίζεται από το επόμενο μέσω παλμού επανεστίασης. Τα δεδομένα από το ζεύγος των αντηχήσεων συνδυάζονται, ώστε να παραχθεί εικόνα με μεγάλο βάρος T2 και με υψηλό σήμα στο χόνδρο και τα αρθρικά υγρά. Ανάλογα με τις παραμέτρους της εξέτασης, είναι πιθανό η αντίθεση ανάμεσα στην επιφάνεια του χόνδρου και το αρθρικό υγρό να μην είναι ικανοποιητική ώστε να διασαφηνισθούν μικρές χόνδρινες βλάβες. Ωστόσο, μικρή αύξηση της γωνίας εκτροπής συμβάλλει σημαντικά στην βελτίωση της αντίθεσης και συνεπώς στην απεικόνιση αυτών των μικρών βλαβών (*Εικόνα 5.18 και Εικόνα 5.19*). Καταστολή του σήματος του λίπους μπορεί να πραγματοποιηθεί είτε με τεχνική κορεσμού είτε με τεχνική διέγερσης του ύδατος.



(α)

(β)

Εικόνα 5.18 (α) Οβελιαία τομή γόνατος, FS T2W FSE εικόνα αναδεικνύει χόνδρινη βλάβη (βέλος) στην επιγονατίδα. (β) Οβελιαία τομή στον ίδιο εξεταζόμενο, εικόνα DESS με διέγερση ύδατος με γωνία εκτροπής  $20^\circ$  δεν αναδεικνύει επαρκώς αυτήν την βλάβη (βέλος).



(α)

(β)

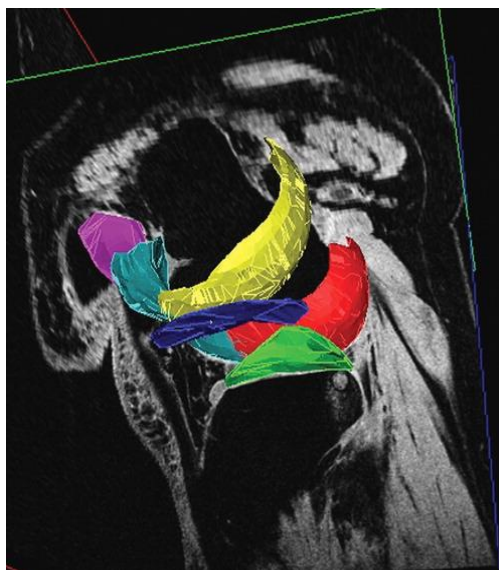
Εικόνα 5.19. (α) Οβελιαία τομή γόνατος, FS T2W FSE εικόνα και (β) εικόνα DESS με διέγερση ύδατος και με γωνία εκτροπής  $90^\circ$ . Και οι δύο αναδεικνύουν με ακρίβεια τη χόνδρινη βλάβη (κεφαλές βελών) στην περιοχή της επιγονατίδας.

Διάφορες μελέτες έχουν αποδείξει τη χρησιμότητα της απεικόνισης DESS κατά την αξιολόγηση της μορφολογίας του αρθρικού χόνδρου. Όταν χρησιμοποιήθηκαν χειρουργικά ευρήματα ως μέτρο σύγκρισης, διαπιστώθηκε ότι η DESS προσφέρει διαγνωστική ακρίβεια συγκρίσιμη με αυτή των 2D και 3D GRE ακολουθιών όσον αφορά την ανίχνευση χόνδρινων βλαβών, καθιστώντας την έτσι βιώσιμη επιλογή στην κλινική πράξη. Εξαιτίας του μικρότερου χρόνου πρόσκτησης δεδομένων συγκριτικά με την 3D SPGR, η DESS είναι σε μικρότερο βαθμό ευάλωτη σε τεχνικά σφάλματα κίνησης. Σημαντικά επίσης πλεονεκτήματα αυτής της τεχνικής είναι ο εν δυνάμει υψηλότερος λόγος SNR, η υψηλότερη αντίθεση μεταξύ χόνδρου και αρθρικών υγρών και οι λεπτότερες -σχεδόν ιστροπικών voxel- τομές, που μειώνουν τις επιπτώσεις του φαινομένου μερικού όγκου.

Επειδή ο χόνδρος απεικονίζεται με υψηλό σήμα, δυσχεραίνεται η ανίχνευση μεταβολών της έντασης του σήματος στο εσωτερικό του χόνδρου. Σημειώνεται ότι σε δοκιμασίες οστεοαρθρίτιδας η απεικόνιση με 3D DESS δίνει τη δυνατότητα μεγάλης ακρίβειας ποσοτικών μετρήσεων του όγκου και της πυκνότητας του αρθρικού χόνδρου (Εικόνα 5.20). Σε σύγκριση με άλλες 3D GRE ακολουθίες που έχουν εφαρμοστεί σε δοκιμασίες οστεοαρθρίτιδας, η DESS παρουσιάζει παρόμοια ευαισθησία στις προοδευτικές μεταβολές του πάχους του χόνδρου. Βέβαια, η ικανότητα αυτής της τεχνικής να απεικονίσει έτερες δομές της άρθρωσης, όπως τους μηνίσκους και τους συνδέσμους, δεν έχει ακόμα αποδειχθεί.



(α)



(β)



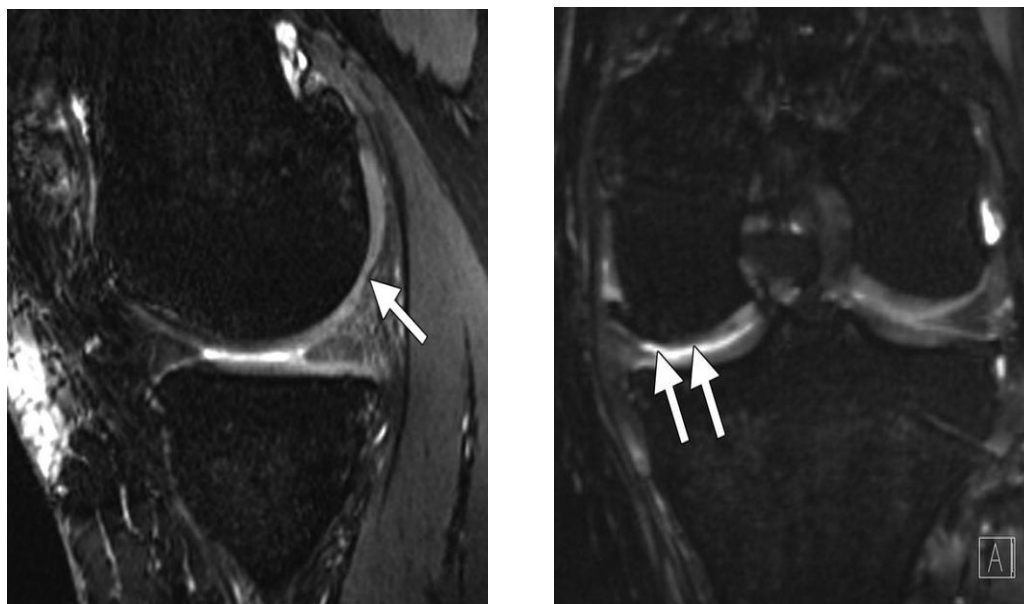
*Εικόνα 5.20. Η κατηγοριοποίηση των δεδομένων που λαμβάνονται μέσω της 3D DESS εικόνας (α και β σε διαφορετικά επίπεδα) επιτρέπει την ποσοτικοποίηση του αρθρικού χόνδρου στις περιοχές κατανομής του βάρους των μηριαίων κονδύλων (κόκκινο και κίτρινο), των κνημιαίων πλατώ (μπλε και πράσινο), της μηριαίας τροχιλίας (γαλάζιο) και της επιγονατίδος (ροζ).*

### **5.2.1.η. Τεχνική απεικόνισης bSSFP**

Η 3D bSSFP τεχνική, όπως και η 3D απεικόνιση DESS, αναδεικνύουν τον αρθρικό χόνδρο με υψηλή ένταση σήματος, αλλά οι παράμετροι απεικόνισης είναι διαφορετικές από αυτές της DESS. Η συγκεκριμένη ακολουθία απαντάται και με άλλες ονομασίες όπως FISP (true fast imaging with steady-state precession) στη Siemens, FIESTA (fast imaging employing steady-state acquisition) στην GE και balanced FFE (fast field echo) στην Philips.

Η τρισδιάστατη απεικόνιση bSSFP απεικονίζει το υγρό με αυξημένη ένταση σήματος, διατηρώντας παράλληλα σταθερή την ένταση του σήματος του αρθρικού χόνδρου, αποδίδοντας έτσι άριστη αντίθεση μεταξύ του αρθρικού χόνδρου και του αρθρικού υγρού. Με την ολοένα και πιο βελτιωμένη τεχνολογία των πηνίων βαθμίδας, γίνεται εφικτή η επίτευξη μικρότερων χρόνων TE, γεγονός που συνδράμει στην εξάλειψη των τεχνικών σφαλμάτων λόγω ανομοιογένειας του πεδίου, όπως τα τεχνικά σφάλματα ζώνης. Ωστόσο αυτά τα κοινά τεχνικά σφάλματα αποτελούν σκόπελο για τον υπεύθυνο της εξέτασης, όταν χρησιμοποιούνται υψηλά μαγνητικά πεδία (3T) ή όταν εφαρμόζεται μεγάλος χρόνος TR. Λόγω του ότι οι μικροί χρόνοι TR δεν επιτρέπουν την επίτευξη ικανοποιητικής διακριτικής ικανότητας για την απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου, ίσως καταστεί αναγκαία πολλαπλή επανάληψη της ακολουθίας για να επιτευχθεί υψηλότερη ευκρίνεια.

Η διαγνωστική αξία της 3D bSSFP είναι παρόμοια με αυτή των δισδιάστατων κλασικών τεχνικών απεικόνισης και των 3D GRE ακολουθιών που χρησιμοποιούνται για τη μορφολογική απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου στην περιοχή του γόνατος (Εικόνα 5.21). Αυτή η τεχνική αποδεικνύεται επίσης χρήσιμη για την απεικόνιση και των άλλων δομών του γόνατος, όπως των συνδέσμων και των μηνίσκων, δυνατότητα που εδραιώνει έτσι την συγκεκριμένη ακολουθία σαν μία ελκυστική επιλογή στην κλινική πράξη.



(α)

(β)

*Εικόνα 5.21. (α) Οβελιαία τομή γόνατος με τεχνική 3D bSSFP με διέγερση ύδατος απεικονίζει βλάβη μερικής εστιακής πάχυνσης του αρθρικού χόνδρου (βέλος) στην περιοχή του έσω μηριαίου κονδύλου. (β) Ανασηματισμός της εικόνας σε στεφανιαίο επίπεδο αναδεικνύει επέκταση της βλάβης (βέλος). Επίσης παρατηρείται η εμφάνιση οστεοφύτων στο μηριαίο οστό και ρήξη του έσω μηνίσκου με πιθανή παρουσία αποσπασθέντος τεμαχίου του μηνίσκου.*

Μια παραλλαγή της bSSFP είναι η fluctuating equilibrium MR (FEMR) απεικόνιση, η οποία είναι χρήσιμη για τη μορφολογική απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου στην κατά γόνυ άρθρωση, παράγοντας 3D εικόνες με μικρό χρόνο πρόσκτησης δεδομένων. Αυτή η τεχνική προσφέρει υψηλή αντίθεση ανάμεσα στον αρθρικό χόνδρο και στο αρθρικό υγρό, εξαρτάται από το λόγο T1 προς T2 σε αυτούς τους ιστούς και παράγει εικόνες με υψηλό σήμα στο αρθρικό υγρό, διατηρώντας ταυτόχρονα επίσης υψηλή την ένταση του σήματος του αρθρικού χόνδρου (Εικόνα 5.22). Οι εικόνες FEMR έχουν υψηλότερο λόγο SNR στον αρθρικό χόνδρο από ότι οι τυπικές ακολουθίες, όπως οι ακολουθίες βαρύτητας πρωτονίων FSE, οι T2 εικόνες FSE και οι 3D SPGR. Βέβαια, όπως και η ακολουθία bSSFP έτσι και η FEMR είναι ευαίσθητη σε τεχνικά σφάλματα ανομοιογένειας. Επιπλέον, δεν έχει εγκριθεί σε απόλυτο βαθμό η εφαρμογή της στην κλινική πράξη, καθώς δεν έχει επικυρωθεί η δυναμική της στην απεικόνιση και των άλλων δομών της περιοχής του γόνατος.



*Εικόνα 5.22. Οβελιαία τομή γόνατος 3D bSSFP εικόνα με διέγερση του σήματος του νερού με την τεχνική *fluctuating equilibrium* σε μαγνητικό τομογράφο 1.5T με χρόνο  $TR=6.6ms$ , χρόνο  $TE=1.8ms$ , διαστάσεις *pixel*  $0.3 \times 0.6 \text{ mm}$ , πάχος τομής  $2mm$  χρόνος απόκτησης εικόνας  $2min$  και  $43sec$  αποδίδει βέλτιστη αντίθεση ανάμεσα στον αρθρικό χόνδρο και το αρθρικό υγρό εξάιρηση αποτελούν οι ατελώς διαχωρισμένες περιοχές ύδατος και λίπους που είναι αποτέλεσμα της ανομοιογένειας του πεδίου (βέλη).*

Η καταστολή του λίπους στην απεικόνιση bSSFP μπορεί να επέλθει με ποικίλους τρόπους. Όταν ο χρόνος TR είναι μικρός και υφίσταται ομοιογένεια του μαγνητικού πεδίου, μπορεί να εφαρμοστεί μια συμβατική τεχνική κορεσμού του λίπους ή διέγερσης του ύδατος. Άλλη μέθοδος για την καταστολή του σήματος του λίπους ή για το διαχωρισμό του σήματος του λίπους από του νερού στις εικόνες bSSFP είναι η ακολουθία Dixon, η οποία επιτρέπει την άριστη διαφοροποίηση του λίπους από το νερό. Μία τρίτη μέθοδος είναι οι γραμμικοί συνδυασμοί της bSSFP και τέλος η εφαρμογή διακοπτόμενων παλμών για την καταστολή του σήματος του λίπους, κατά την οποία τίθεται σε λειτουργία ο παλμός κορεσμού του λίπους για να κατασταλλεί προσωρινά το σήμα του λίπους. Ακόμα, μπορεί να εφαρμοστεί ο συνδυασμός της bSSFP με διαδοχικές επαναλήψεις της

ακολουθίας με την τεχνική IDEAL για το διαχωρισμό του λίπους από το νερό, παρέχοντας υψηλότερο λόγο SNR στο αρθρικό υγρό και επίσης υψηλότερο λόγο CNR μεταξύ του αρθρικού χόνδρου και του αρθρικού υγρού από αυτόν που επιτυγχάνεται στην bSSFP ακολουθία με κορεσμό του λίπους (Εικόνα 5.23).



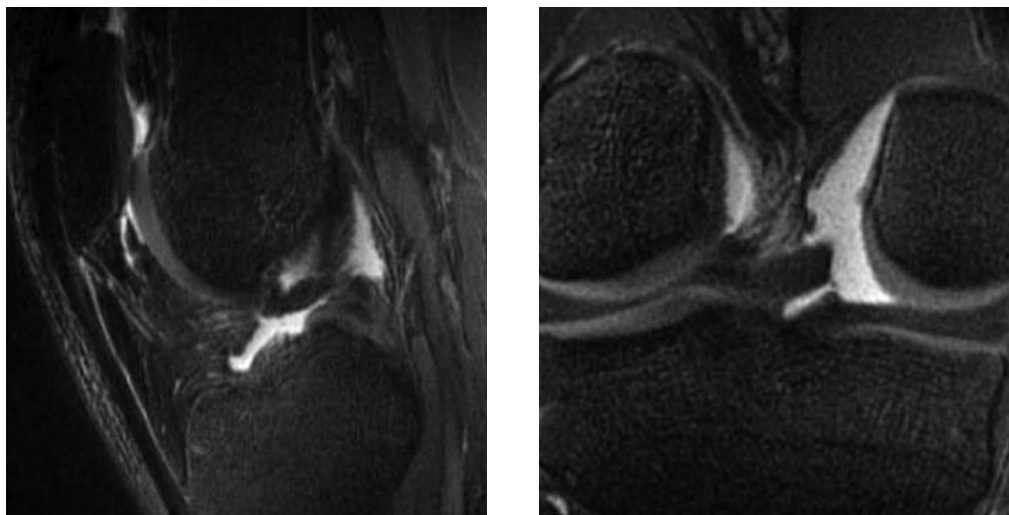
*Εικόνα 5.23. Οβελιαία τομή IDEAL-bSSFP τεχνικής με διέγερση ύδατος. Παρατηρείται υψηλή αντίθεση ανάμεσα σε χόνδρο και αρθρικό υγρό (βέλος) καθώς και ανάμεσα στον χόνδρο και στους περιβάλλοντες ιστούς.*

Προηγμένες ακολουθίες bSSFP μπορούν να συνδυαστούν με προηγμένες τεχνικές καταστολής του λίπους σε υψηλά μαγνητικά πεδία, εφαρμογή που φαίνεται ότι μπορεί να εξασφαλίσει χαμηλότερους χρόνους παραγωγής της εικόνας κατά τη μορφολογική απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου, εξέλιξη που αποτελεί πλεονέκτημα στην κλινική πράξη. Πλήθος μελετών έχουν αποδείξει την πρακτικότητα της bSSFP για την απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου. Εξαιτίας του “φωτεινού” αρθρικού υγρού και της τρισδιάστατης φύσης της τεχνικής, ακόμα μία ενδεχόμενη εφαρμογή της bSSFP περιλαμβάνει την απεικόνιση ενδότερων διαταραχών άλλων δομών, όπως των χιαστών συνδέσμων και των μηνίσκων.

### 5.2.1.0. Τεχνική απεικόνισης VIPR

Μια νέα τεχνική που βρίσκεται ακόμα σε εξέλιξη είναι η VIPR-SSFP (Vastly undersampled Isotropic Projection Reconstruction), η οποία βασίζεται στο συνδυασμό της απεικόνισης bSSFP με την 3D spiral (ακτινωτή) τροχιά πλήρωσης του K-χώρου, παράγοντας έτσι υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας ισοτροπικές εικόνες βαρύτητας T1/T2. Η radial τεχνική πλήρωσης παρέχει έναν πιο αποτελεσματικό τρόπο συλλογής των δεδομένων του K-χώρου, καλύπτοντας δύο γραμμές ανά χρόνο TR και παρακάμπτοντας gradient παλμούς αποσυμφασικοποίησης και επανασυμφασικοποίησης συχνότητας. Γραμμικοί συνδυασμοί της bSSFP χρησιμοποιούνται για το διαχωρισμό του σήματος του λίπους από το σήμα του νερού. Η απεικόνιση VIPR παράγει ισοτροπικές τρισδιάστατες εικόνες με πάχος τομής από 0.5mm έως 0.7mm, επιτρέποντας έτσι τον ανασχηματισμό της εικόνας σε επιλεγμένα επίπεδα.

Μικροί χρόνοι TR χρησιμοποιούνται για το διαχωρισμό του σήματος του λίπους από αυτό του ύδατος, συμβάλλοντας κατά αυτόν τον τρόπο στην εξάλειψη των τεχνικών σφαλμάτων ζώνης (banding artifacts) σε περιοχές μαγνητικής επιδεκτικότητας. Αυτή η τεχνική προσδίδει υψηλό λόγο SNR στον αρθρικό χόνδρο και υψηλή αντίθεση ανάμεσα στον χόνδρο και τις παρακείμενες δομές της άρθρωσης (Εικόνα 5.24), αποδίδοντας έτσι εξαιρετική διαγνωστική αξία για την ανίχνευση βλαβών του χόνδρου, των μηνίσκων και των συνδέσμων, καθώς επίσης και των μεταβολών του οστικού μυελού. Οι μικροί χρόνοι παραγωγής της εικόνας ανοίγουν το δρόμο για την χρήση της VIPR στην κλινική εφαρμογή και έρευνα.



(α)

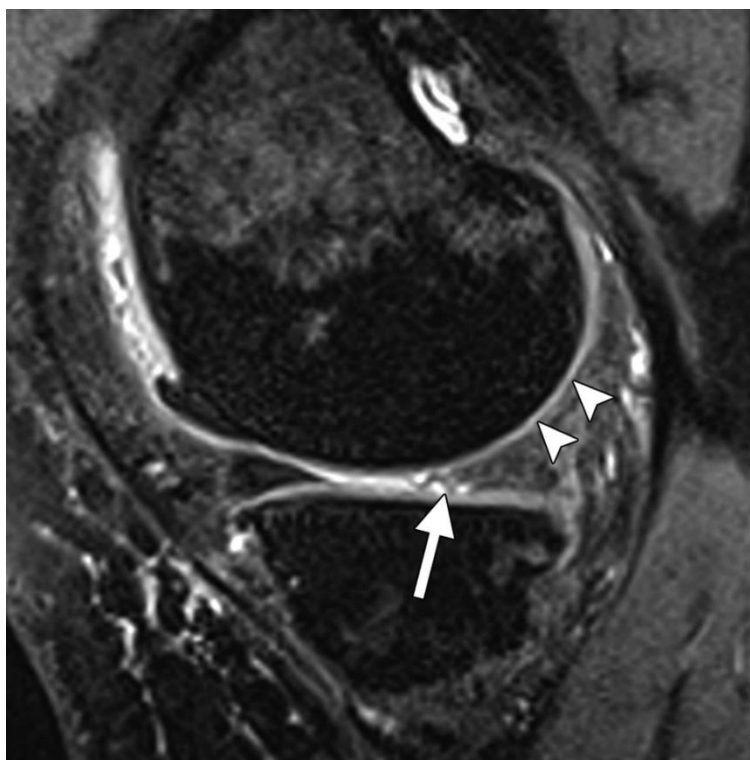
(β)

*Εικόνα 5.24. (α) Οβελιαία τομή γόνατος και (β) ανασχηματισμός της εικόνας σε στεφανιαίο επίπεδο, 3D VIPR-SSFP τεχνική που αναδεικνύει τον αρθρικό χόνδρο με υψηλό λόγο SNR και αυξημένη αντίθεση μεταξύ του χόνδρου, του αρθρικού υγρού και των άλλων δομών της άρθρωσης.*

### **5.2.1.1. Τεχνική απεικόνισης SPACE**

Πρόκειται για μία 3D FSE τεχνική στην οποία μέσω παλμού επαναφοράς και μεταβαλλόμενης κατανομής της γωνίας εκτροπής παράγεται μεγάλου μήκους συρμός σημάτων ηχούς, ο οποίος χρησιμοποιείται για να παράγει μία ψευδή σταθερή κατάσταση. Ο συρμός των παλμών επαναφοράς στην τεχνική SPACE αποτελείται από ραδιοπαλμούς μεταβαλλόμενης γωνίας εκτροπής (γωνία μικρότερη των  $180^\circ$ ) που εφαρμόζονται παράλληλα με τον συρμό σημάτων ηχούς. Αυτή η τεχνική προσφέρει υψηλή αντίθεση ανάμεσα στους ιστούς σε εικόνες T2W. Επιπροσθέτως, οι εικόνες SPACE δύναται να αποκτηθούν με τη χρήση ισοτροπικών voxel, επιτρέποντας έτσι τον ανασχηματισμό σε πολλαπλά επίπεδα.. Σε σύγκριση με τις υπόλοιπες 3D ακολουθίες που χρησιμοποιούνται στην κλινική εφαρμογή για την απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου, οι εικόνες SPACE διαθέτουν υψηλότερο λόγο SNR. Οι διαγνωστικές δυνατότητες που παρέχει αυτή η τεχνική αναφορικά με την *in vitro* την ανάδειξη των κακώσεων του αρθρικού χόνδρου είναι συγκρίσιμες με αυτές που παρέχει η 3D DESS απεικόνιση, αλλά είναι υποδεέστερες των δυνατοτήτων που προσφέρει μία τυπική 2D PDW FSE ακολουθία.

Ένα σημαντικό μειονέκτημα της SPACE τεχνικής είναι οι μεγάλοι χρόνοι που απαιτούνται για την παραγωγή της τελικής εικόνας. Επίσης, ο λόγος CNR μεταξύ του αρθρικού χόνδρου και του υγρού καθώς και η ικανότητα διάκρισης του χόνδρου από τους παρακείμενους ιστούς δεν θεωρείται επαρκής, σε σύγκριση με τις άλλες ευρέως διαδεδομένες για την κλινική εφαρμογή 3D τεχνικές απεικόνισης. Η τεχνική SPACE δεν ενδείκνυται ακόμα για την κλινική αξιολόγηση του αρθρικού χόνδρου ή των άλλων δομών που βρίσκονται στην περιοχή της άρθρωσης, όπως οι μηνίσκοι και οι σύνδεσμοι (Εικόνα 5.25).



*Εικόνα 5.25. Οβελιαία τομή γόνατος, 3D εικόνα με χρήση της τεχνικής SPACE, απεικονίζεται με μεγάλη ακρίβεια η λέπτυνση του αρθρικού χόνδρου του έσω μηριαίου κονδύλου (κεφαλές βελών) και η ρήξη του οπίσθιου κέρατος του έσω μηνίσκου (βέλος). Παρατηρούνται ακόμα οστεόφυτα στην έσω επιφάνεια του μηριαίου οστού πρόσθια.*

### 5.2.2. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΔΟΜΙΚΩΝ ΜΟΝΑΔΩΝ ΚΑΙ ΣΥΝΘΕΣΗΣ ΤΟΥ ΑΡΘΡΙΚΟΥ ΧΟΝΔΡΟΥ

Ο υαλώδης αρθρικός χόνδρος αποτελείται από ένα μακρομοριακό υδάτινο δίκτυο υπεύθυνο για την υποστήριξη μηχανικών φορτίων. Κατά τη διάρκεια που ασκούνται πιεστικές δυνάμεις, το περιέχον ηλεκτρολύτες ενδιάμεσο υγρό -που αντιπροσωπεύει περίπου το 75% του όγκου του αρθρικού χόνδρου- συμπιέζεται σε τέτοιο βαθμό που η κινητικότητά του περιορίζεται από το μακρομοριακό δίκτυο που κατανέμει και υποστηρίζει το μηχανικό φορτίο. Αυτό το δίκτυο μακρομορίων συνίσταται κυρίως από κολλαγόνο και πρωτεογλυκάνες. Το κολλαγόνο είναι το πιο διαδεδομένο μακρομόριο στον αρθρικό χόνδρο, αφού αποτελεί περίπου το 20% του συνολικού όγκου του αρθρικού χόνδρου. Δεύτερη σε συγκέντρωση έρχεται η αγγρεκάνη, μία μεγάλη πρωτεογλυκάνη. Στις υγιείς αρθρώσεις, το δίκτυο του κολλαγόνου δρα ως ο δομικός σκελετός για τους ιστούς, όντας η κύρια πηγή των εφελκυστικών και των διατμητικών δυνάμεων τους. Τόσο το δίκτυο κολλαγόνου όσο και το περιεχόμενο νερό προκαλούν μεταφορά μαγνήτισης και τεχνικά σφάλματα μαγικής γωνίας.

Οι πρωτεογλυκάνες συνδέονται με ομοιοπολικό δεσμό με γλυκοζαμινογλυκάνες σε ακτινωτή διάταξη μέσω αρνητικά φορτισμένων καρβοξυλικών ή θεικών ομάδων. Οι γλυκοζαμινογλυκάνες είναι αυτές που προσδίδουν στο χόνδρο εξαιρετικά μεγάλη αντοχή σε πιεστικά φαινόμενα. Λόγω του αρνητικού ολικού φορτίου των πρωτεογλυκάνων, θετικά φορτισμένα ιόντα, όπως το νάτριο ( $\text{Na}^+$ ), αλλά και θετικά φορτισμένα σκιαγραφικά μέσα με βάση το γαδολίνιο, όπως το διαιθυλενο-τριαμινο-πεντα-οξικό οξύ επισημασμένο με γαδολίνιο ( $\text{Gd-DTPA}$ )<sup>2-</sup> κατανέμονται στον χόνδρο ανάλογα με την συγκέντρωση των πρωτεογλυκάνων. Επειδή το κολλαγόνο και οι γλυκοζαμινογλυκάνες είναι σημαντικές για τη διατήρηση της λειτουργικότητας και της δομής του χόνδρου, η απεικόνιση σύνθεσης του χόνδρου επικεντρώνεται στην μοριακή κατάστασή του, ειδικά αναφορικά με την περιεκτικότητα των δύο προαναφερθέντων μακρομορίων. Οι διαθέσιμες τεχνικές που αποσκοπούν στην μελέτη της σύνθεσης του αρθρικού χόνδρου καθώς και η εφαρμογές του σε κλινικό και ερευνητικό επίπεδο περιγράφονται στον Πίνακα 5.2.



MR Imaging Technique	Cartilage Component Assessed	Strengths	Drawbacks	Tested in Clinical Trials
T2 mapping	Collagen network, water content	Clinically useful, well validated, robust; does not require use of contrast material	2D technique, long acquisition time	Yes
dGEMRIC	Glycosaminoglycans	Measurements correlate indirectly with glycosaminoglycan content; clinically useful, well validated	Requires use of intravenous contrast material with time delay before acquisition	Yes
T1ρ imaging	Collagen network, glycosaminoglycans	Robustness, high sensitivity for detection of early degeneration; does not require use of contrast material	Unclear specificity for assessing cartilage components; special pulse sequences must be applied; acquisition of multiple datasets is time consuming	No
Sodium imaging	Glycosaminoglycans	Measurements correlate directly with glycosaminoglycan content; does not require use of contrast material	Low SNR, low spatial resolution; requires use of special hardware	No
Diffusion-weighted imaging	Collagen network, glycosaminoglycans	Provides additional information about glycosaminoglycan and collagen content; does not require use of contrast material	Absolute quantification in thin cartilage layers is demanding	No

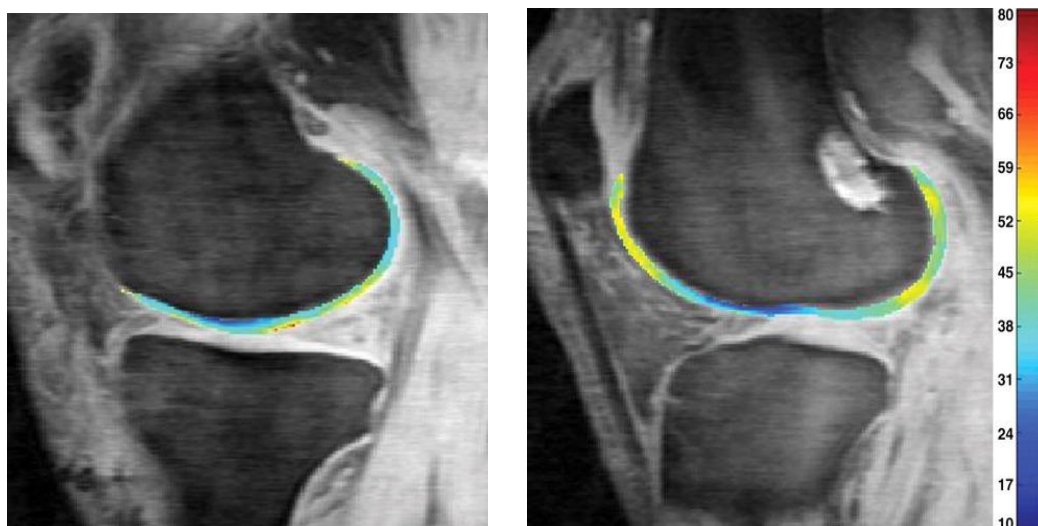
Πίνακας 5.2. Χαρακτηριστικά, πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των τεχνικών απεικόνισης της σύνθεσης και των δομικών μονάδων του αρθρικού χόνδρου.

### 5.2.2.α. Χαρτογράφηση T2

Ο χρόνος T2 του υαλώδους αρθρικού χόνδρου αντικατοπτρίζει της αλληλεπιδράσεις μεταξύ των μορίων του νερού και ανάμεσα στα μόρια του νερού και τα γειτονικά μακρομόρια και είναι εξαιρετικά ευαίσθητος σε διαφοροποιήσεις εντός του αρθρικού χόνδρου. Σε έναν φυσιολογικό χόνδρο οι τοπικές και περιφερικές διαφορές στην ένταση και την οργάνωση του δικτύου του κολλαγόνου εμφανίζονται ως μεταβολές του χρόνου T2. Για να υπολογιστούν οι τιμές αυτών των T2 χρησιμοποιείται μια ακολουθία SE πολλαπλών αντιχίσεων. Η ένταση του σήματος καθενός pixel αντιστοιχείται σε μία ή περισσότερες μεταβλητές εκθετικής απόσβεσης, ανάλογα με το αν περισσότερες από μία μεταβολές του χρόνου T2 θεωρείται παρούσα εντός του δείγματος. Ωστόσο μονή εκθετική αντιστοίχιση είναι πιο κατάλληλη για τους χρόνους TE που χρησιμοποιούνται συχνά στη συμβατική απεικόνιση MR. Ενώ οι ακολουθίες ρουτίνας MR επιτρέπουν θεωρητική εκτίμηση των αλλαγών του χρόνου T2 στον αρθρικό χόνδρο, οι ποσοτικές χαρτογραφήσεις του χρόνου T2 παρέχουν πρακτικά δεδομένα τα οποία παράγονται είτε με διαφορετικά χρώματα είτε με διαφορετικές διαβαθμίσεις στην κλίμακα του γκρι,

χρωματισμοί που παρουσιάζουν τις μεταβολές στους χρόνους απόσβεσης εντός του αρθρικού χόνδρου.

Υπάρχουν επαρκή στοιχεία ότι η χαρτογράφηση T2 είναι χρήσιμη για την ανάδειξη ενδείξεων πρώιμου εκφυλισμού του αρθρικού χόνδρου (πρώιμη καταστροφή του δικτύου του κολλαγόνου), οι οποίες εμφανίζονται ως περιοχές παθολογικά υψηλού σήματος στην T2 εικόνα σε σχέση με το φυσιολογικό χόνδρο (Εικόνα 5.26). Συγκρίνοντας τις τιμές της χαρτογράφησης T2 ενός υγιούς υαλώδους χόνδρου με αυτές που απαντώνται σε έναν χόνδρο που πάσχει από οστεοαρθρίτιδα, παρατηρείται ότι οι δεύτερες εμφανίζουν μεγαλύτερη ετερογένεια. Η τεχνική αυτή μπορεί να εφαρμοστεί σχετικά εύκολα στα περισσότερα συστήματα MR απεικόνισης, καθώς τόσο οι ακολουθίες παλμών για την απόκτηση ποσοτικών χαρτών T2, όσο και το λογισμικό παραγωγής έγχρωμων T2 χαρτών είναι διαθέσιμα στην αγορά ως αυτούσια προϊόντα.



(α)

(β)

*Εικόνα 5.26. Χάρτες T2 αρθρικού χόνδρου σε άνδρα 51 ετών μετά από χειρουργική αποκατάσταση των οπίσθιων χιαστών συνδέσμων αναδεικνύουν υψηλότερες τιμές T2 (κίτρινο) στα (α) έσω και (β) έξω κνημομηριαία διαμερίσματα. Υπάρχουν ευρήματα ενδεικτικά αλλοίωσης της δομής και του προσανατολισμού του δικτύου του κολλαγόνου. Οι χάρτες λήφθηκαν εντός πεδίου 3T με οβελιαία 3D T2W multiecho SE ακολουθία παλμών ( $TR= 9.3\text{ ms}$ ,  $TE= 3.1, 13.5, 23.9, 44.8\text{ ms}$ ,  $\text{recovery time}= 1500\text{ ms}$ ,  $FoV= 14\text{ cm}$ ,*

*matrix= 256 × 192, section thickness= 3mm, bandwidth= 31.25-kHz). Η κλίμακα είναι σε ms.*

Αυξημένοι χρόνοι T2 σχετίζονται συχνά με βλάβη στον αρθρικό χόνδρο. Ωστόσο, σε ορισμένες περιπτώσεις οι κακώσεις εμφανίζονται με χαμηλό σήμα, κατάσταση που οφείλεται σε αυξημένη αλληλεπίδραση των μορίων του νερού με άλλα μακρομοριακά στοιχεία εντός του χόνδρου. Παρότι οι χάρτες T2 μπορούν να αξιοποιηθούν για την διαφοροποίηση φυσιολογικών από εκφυλισμένες περιοχές, δεν είναι ορατή η ύπαρξη κάποιας αναλογικής σχέσης ανάμεσα στους χρόνους T2 και τη σταδιοποίηση της οστεοαρθρίτιδας, η οποία θα μπορούσε να συνδράμει στη διάκριση ανάμεσα στην ήπια και στην πιο επιθετική μορφή της πάθησης. Διαπιστώνεται επίσης η σύνδεση ανάμεσα στην σωματική άσκηση και τις τιμές των T2 στο χόνδρο.

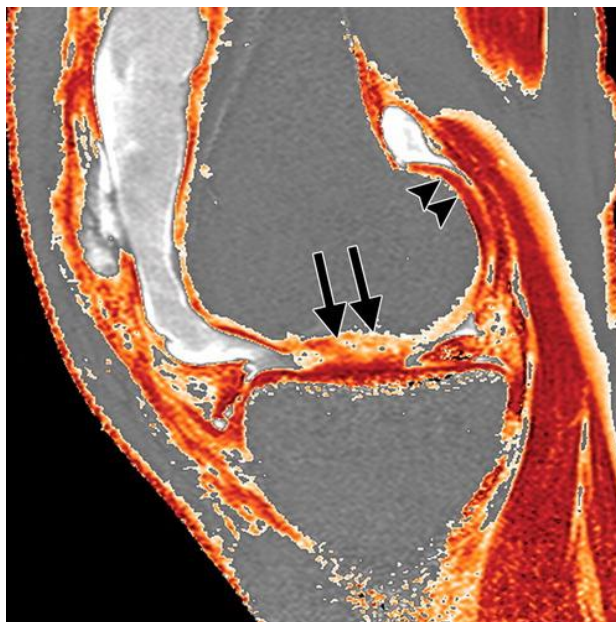
Η χαρτογράφηση των χρόνων T2 βρίσκει εφαρμογή στην παρακολούθηση της αποτελεσματικότητας της επιδιόρθωσης του χόνδρου σε βάθος χρόνου. Η επιτυχία της θεραπείας σηματοδοτείται από την εμφάνιση δικτύου κολλαγόνου που έχει δομή και σχήμα παρόμοια με αυτά που διαθέτει ο υγιής χόνδρος (Εικόνα 5.27). Σε έρευνες που μελετήθηκε η αποτελεσματικότητα ποικίλων τεχνικών επιδιόρθωσης του χόνδρου, η χαρτογράφηση T2 παρουσίασε σημαντικά πλεονεκτήματα για την προοπτική παρακολούθηση των μεταβολών στο χόνδρο.



(α)



(β)



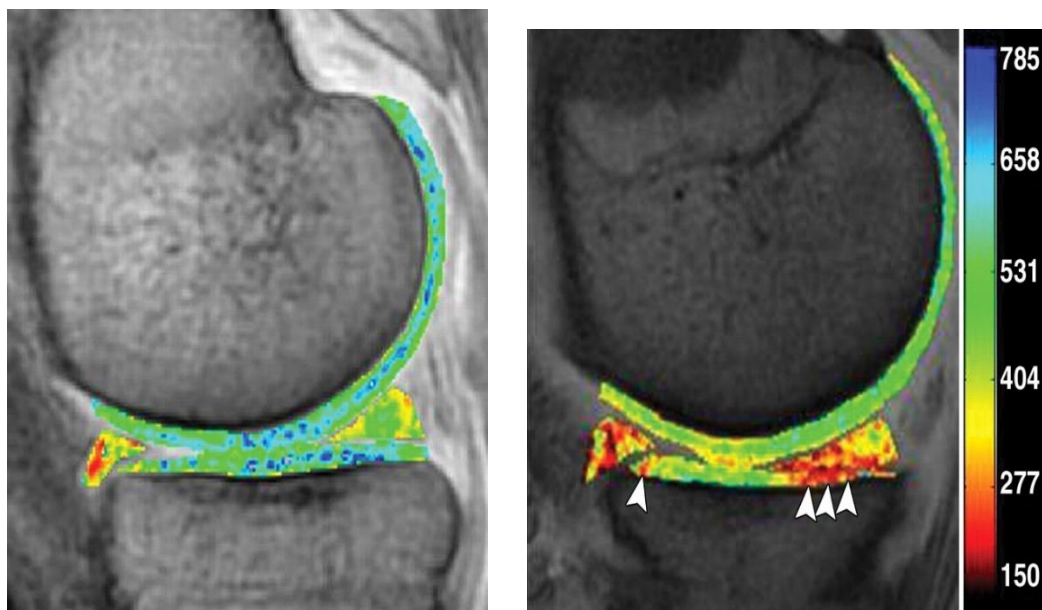
(γ)

Εικόνα 5.27. (α) Προεγχειρητική εικόνα άρθρωσης του γόνατος σε γυναίκα 20 ετών. Οβελιαία 2D FS PDW FSE εικόνα, αναδεικνύει μία ευμεγέθη οστεοχόνδρινη βλάβη στον έσω μηριαίο κόνδυλο (βέλος) με συνοδό υποχόνδρια κύστη (κεφαλή βέλους). (β) Μετεγχειρητική εικόνα της ίδιας άρθρωσης 18 μήνες μετά την εμφύτευση αυτόλογων χονδροκυττάρων. Οβελιαία 2D FS PDW FSE εικόνα, αναδεικνύει ετερογενή ιστό επιδιόρθωσης στην περιοχή της εμφύτευσης με περισοτική υπερτροφία (βέλη) και ήπιο οίδημα του οστικού μυελού (κεφαλή βελών). (γ) Οβελιαίος χάρτης T2 με χρήση multiecho SE ακολουθίας παλμών ( $TR=1500\text{ ms}$ ,  $TE=9\text{ έως }99\text{ ms}$ ) που λήφθηκε στο ίδιο χρονικό διάστημα με την εικόνα (β), απεικονίζει περιοχές ιστού επιδιόρθωσης με ετερογενείς τιμές T2 (βέλη). Η φυσιολογική εμφάνιση εξαρτώμενων από το βάθος παραλλαγών, που είναι ορατή στο οπίσθιο τμήμα του μηριαίου κόνδυλου (κεφαλές βελών), είναι απούσα.

### 5.2.2.β. Τεχνική απεικόνισης dGEMRIC

Η τεχνική dGEMRIC βασίζεται στην παρατήρηση ότι τα ιόντα του υγρού του υαλώδους χόνδρου κατανομούνται ανάλογα με τη συγκέντρωση των αρνητικά φορτισμένων μορίων των γλυκοζαμινογλυκανών, η οποία με τη σειρά της σχετίζεται με τη συγκέντρωση των πρωτεογλυκανών.

Με τον όρο “καθυστερημένες λήψεις” στα πλαίσια της τεχνικής dGEMRIC εννοείται ο χρόνος που απαιτείται ώστε το  $Gd-DTPA^{2-}$  να εισέλθει πλήρως μέσα στον αρθρικό χόνδρο. Φυσιολογικά, πρέπει να υπάρξει κινητικότητα της άρθρωσης για περίπου 10 min μετά την καθήλωση του  $Gd-DTPA^{2-}$  (δηλαδή 80min μετά τη χορήγηση). Με το πέρας των δέκα λεπτών λαμβάνουν χώρα οι υπολογισμοί των χρόνων T1 (90 min μετά την ενδαρθρική χορήγηση της ουσίας στην περιοχή). Η τεχνική dGEMRIC συχνά πραγματοποιείται με μια 3D SPGR ακολουθία παλμών με μεταβαλλόμενη γωνία εκτροπής, αλλά η bSSFP και άλλες τεχνικές οι οποίες έχουν επίσης χρησιμοποιηθεί, αποδίδουν μικρότερους χρόνους απόκτησης δεδομένων και καλύτερο λόγο SNR στις μετρήσεις T1 και T2. Θεωρητικά, η ουσία  $Gd-DTPA^{2-}$  κατανέμεται διάχυτα σε υψηλές συγκεντρώσεις στις περιοχές του αρθρικού χόνδρου, στις οποίες η περιεκτικότητα σε γλυκοζαμινογλυκάνη είναι εξαιρετικά χαμηλή (κάτι το οποίο οδηγεί σε μειωμένο χρόνο T1), ενώ αντίθετα δεν παρατηρείται υψηλή συγκέντρωση της εν λόγω ουσίας σε περιοχές πλούσιες σε γλυκοζαμινογλυκάνες (Εικόνα 5.28). Ωστόσο επειδή η συγκέντρωση του  $Gd-DTPA^{2-}$  στο αίμα σε in vivo εξετάσεις ποικίλλει με την πάροδο του χρόνου, μια κατάσταση ισορροπίας ανάμεσα στο  $Gd-DTPA^{2-}$  στις γλυκοζαμινογλυκάνες δεν επιτυγχάνεται ποτέ. Οι μετρήσεις του χρόνου T1 μετά την εισροή του  $Gd-DTPA^{2-}$  στον αρθρικό χόνδρο ορίζονται ως δείκτης dGEMRIC. Οι περιοχές του αρθρικού χόνδρου με χαμηλό δείκτη dGEMRIC υποδεικνύουν κάποια παθολογική κατάσταση (π.χ. κάκωση). Αυτές οι καταστάσεις συνήθως παρατηρούνται σε αρθρώσεις όπου τα ακτινολογικά ευρήματα μαρτυρούν οστεοαρθρίτιδα ή σε αρθρώσεις που έχουν εκτεθεί σε μεγάλο μηχανικό φορτίο.



(α)

(β)

Εικόνα 5.28. Σύγκριση του δείκτη dGEMRIC (β) σε ασθενή με οστεοαρθρίτιδα στην περιοχή του γόνατος και (α) σε εξεταζόμενο με υγιή αρθρικό χόνδρο. Στην εικόνα (β) αναδεικνύονται οι περιοχές με χαμηλές τιμές του δείκτη dGEMRIC, ευρήματα τα οποία δείχνουν την ελάττωση της γλυκοζαμινογλυκάνης στον αρθρικό χόνδρο στο έσω κνημιαίο πλατώ (βέλη) και τον εκφυλισμό του έσω μηνίσκου. Η κλίμακα της εικόνας είναι σε ms.

Διακύμανση στις τιμές του δείκτη dGEMRIC μπορεί να παρατηρηθεί ακόμα και εντός ενός μεμονωμένου τμήματος του αρθρικού χόνδρου σε αρχικό -και εν δυνάμει αναστρέψιμο- στάδιο της οστεοαρθρίτιδας. Η διακύμανση αυτή οφείλεται σε μειωμένη συγκέντρωση των γλυκοζαμινογλυκανών του χόνδρου. Ο δείκτης dGEMRIC φαίνεται πως επηρεάζεται από τους καθημερινούς παράγοντες, όπως είναι η σωματική άσκηση και ο δείκτης μάζας σώματος. Ακόμα, μπορεί να επηρεαστεί και από εκτεταμένη σωματική καταπόνηση. Ο δείκτης dGEMRIC επικυρώθηκε σε κλινικές μελέτες, στις οποίες συγκρίθηκε με τις τυπικές ιστολογικές και βιοχημικές μετρήσεις της περιεκτικότητας σε γλυκοζαμινογλυκάνη. Ουσιαστικά, η dGEMRIC αποτελεί μια μη επεμβατική μέθοδο για την περαιτέρω παρακολούθηση της συγκέντρωσης της γλυκοζαμινογλυκάνης μετά από κάποια θεραπεία αποκατάστασης. Ωστόσο, είναι απαραίτητες οι μετρήσεις τόσο με ενίσχυση αντίθεσης, όσο και αυτές χωρίς ενίσχυση, προκειμένου να μεγιστοποιηθεί η ευαισθησία της τεχνικής κατά τη μελέτη της επιτυχίας της θεραπευτικής διαδικασίας.

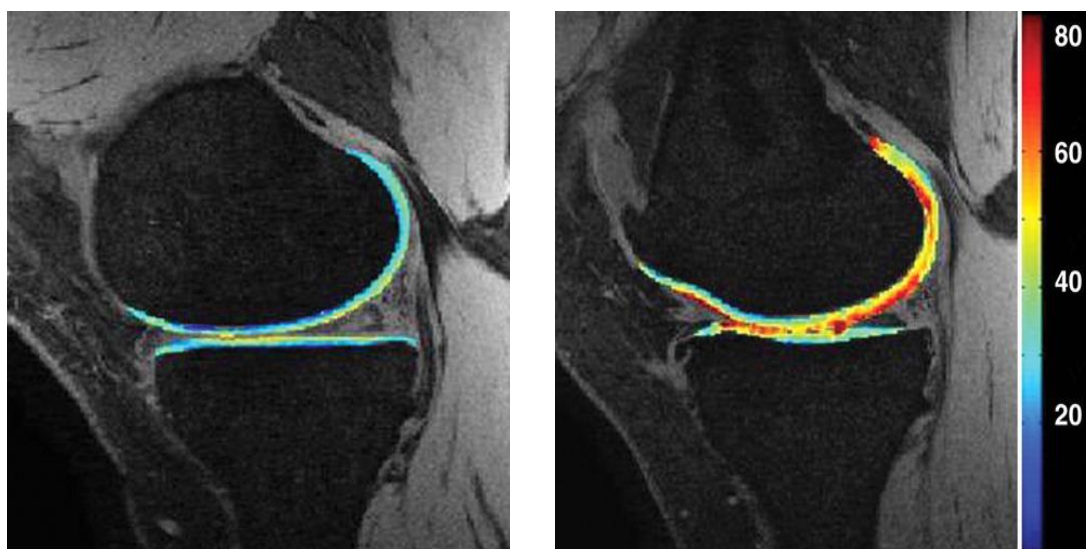
Η dGEMRIC σαν τεχνική απεικόνισης μπορεί με μεγάλη ευκολία να εφαρμοστεί στην κλινική πράξη σε μαγνητικούς τομογράφους των 1.5T αλλά και των 3.0T. Μολονότι ο χρόνος απόκτησης της εικόνας είναι πολύ μεγάλος (πάνω από 2 ώρες) και η μέθοδος δεν είναι έτσι πρακτική ώστε να χρησιμοποιείται σε καθημερινή βάση από τον τεχνολόγο, είναι πολύ χρήσιμη στις κλινικές δοκιμές, στις οποίες έχει τη δυνατότητα να απεικονίζει τις μορφολογικές αλλαγές του υγιούς αρθρικού χόνδρου, οι οποίες μπορεί να προβλέψουν την εξέλιξη της πορείας της οστεοαρθρίτιδας. Αποδεικνύεται πως η dGEMRIC είναι πιο ευαίσθητη από τις τυπικές 3D T2W GE ακολουθίες για την ανάδειξη κακώσεων του αρθρικού χόνδρου

### 5.2.2.γ. Τεχνική απεικόνισης T1ρ

Ο χρόνος χαλάρωσης T1ρ (δηλαδή η διάρκεια της χαλάρωσης spin-πλέγματος σε περιστρεφόμενο πλαίσιο) είναι παρόμοιος με τον χρόνο χαλάρωσης T2. Ωστόσο, για να μετρηθεί ο T1ρ, εφαρμόζεται ένας επιπλέον παλμός RF όταν η μαγνήτιση έχει στραφεί στο εγκάρσιο επίπεδο. Ο χρόνος T1ρ σχετίζεται με τις ενεργειακές μεταβολές μεταξύ των περιστρεφόμενων πυρήνων υδρογόνου με το περιβάλλον τους. Οι αλληλεπιδράσεις ανάμεσα στα περιορισμένης κινητικότητας μόρια νερού και στο γειτονικό μακρομοριακό τους περιβάλλον μπορούν, λοιπόν, να παρατηρηθούν μετρώντας τους T1ρ. Αυτή η δυνατότητα καθιστά την τεχνική αυτή κατάλληλη για την μελέτη της σύστασης του αρθρικού χόνδρου, αφού ο εξωκυττάριος χώρος του χόνδρου πληροί τις προϋποθέσεις περιορισμένης υδατικής κίνησης. Επομένως, μεταβολές στη σύσταση του εξωκυττάρια χώρου, όπως μείωση της συγκέντρωσης των πρωτεογλυκάνων, μπορεί να διαφοροποιήσουν τις τιμές των T1ρ. Σε άρθρωση που πάσχει από οστεοαρθρίτιδα, ο πάσχων υαλώδης χόνδρος παρουσιάζει υψηλότερες τιμές T1ρ από έναν υγιή χόνδρο. Επίσης σημειώνεται ότι η απεικόνιση T1ρ εμφανίζει υψηλότερη ευαισθησία στη διάκριση υγιούς χόνδρου από χόνδρο με σημεία πρώιμη οστεοαρθρίτιδας σε σύγκριση με T2W ακολουθίες (Εικόνα 5.30). Υπάρχουν ενδείξεις ότι οι τιμές των T1ρ μπορούν να μεταβληθούν και από παράγοντες διάφορους της συγκέντρωσης των πρωτεογλυκάνων, όπως τον προσανατολισμό και τη συγκέντρωση των ινών του κολλαγόνου και άλλων μακρομορίων.

Εδώ αξίζει να προστεθεί ότι ο προσανατολισμός των ινιδίων του κολλαγόνου στον εξωκυττάριο χώρο του αρθρικού χόνδρου έχει μελετηθεί χρησιμοποιώντας την ανισοτροπική τεχνική κυτταρικής διάχυσης (Diffusion tensor imaging, DTI). Οποιαδήποτε διαταραχή προκύπτει στο δίκτυο του κολλαγόνου θα αποτυπωθεί στην τελική εικόνα μέσω της DTI τεχνικής. Και αυτή η τεχνική όμως χαρακτηρίζεται από ορισμένα μειονεκτήματα: πολυπλοκότερη ανάλυση δεδομένων και μεγαλύτερος χρόνος παραγωγής της εικόνας. Η τεχνική DTI χρησιμοποιείται για να μελετηθούν οι επιδράσεις των φαινομένων πίεσης στο δίκτυο κολλαγόνου του αρθρικού χόνδρου.

Παρότι η τεχνική απεικόνισης T1ρ δεν μπορεί να προσδιορίσει τις μακρομοριακές μεταβολές του εκφυλισμού του χόνδρου, η ευαισθησία της στην ανίχνευση πρώιμων εκφυλιστικών αλλοιώσεων μπορεί να συμβάλλει ενεργά στην διάγνωση της οστεοαρθρίτιδας. Βέβαια, η μέτρηση των T1ρ απαιτεί ειδικές ακολουθίες παλμών, οι οποίες τυπικά είναι διαθέσιμες αποκλειστικά σε ερευνητικές εγκαταστάσεις. Απαιτεί επίσης πλήθος χρονοβόρων επαναλήψεων, κάνοντάς την λιγότερο ελκυστική στην κλινική πράξη. Οι κλινικές μελέτες αναφορικά με αυτήν την τεχνική και την αξιοποίησή της σε ασθενείς έπειτα από θεραπεία αποκατάστασης είναι περιορισμένες.



(α)

(β)

Εικόνα 5.30. Σύγκριση χαρτών T1ρ αρθρικού χόνδρου το γόνατος σε (α) υγιή εξεταζόμενο και (β) σε εξεταζόμενο που πάσχει από οξεία οστεοαρθρίτιδα (Kellgren and Lawrence grade 3). Οι τιμές T1ρ είναι φανερά υψηλότερες στην β. Η μέση τιμή των T1ρ στον έσω



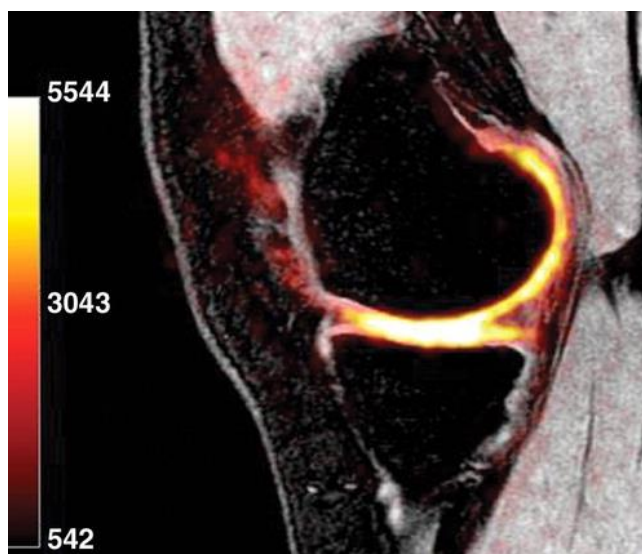
μηριαίο κόνδυλο είναι  $32.9 \text{ ms} \pm 9.0$  για την (α) και  $49.1 \text{ ms} \pm 14.2$  για την (β). Στο έσω κνημιαίο πλατώ η μέση τιμή είναι  $35.8 \text{ ms} \pm 11.4$  για την (α) και  $43.6 \text{ ms} \pm 12.0$  για την (β).

#### 5.2.2.δ. Τεχνική απεικόνισης Νατρίου

Όπως αναφέρθηκε και στο εισαγωγικό τμήμα, οι αρνητικά φορτισμένες καρβοξυλικές και θειώδεις ομάδες των γλυκοζαμινογλυκάνων προσδίδουν στον εξωκυττάριο χώρο του χόνδρου ένα σταθερό ολικό αρνητικό φορτίο. Σύμφωνα με την αρχή της ηλεκτρικής ουδετερότητας, τα θετικά φορτισμένα ιόντα κατανέμονται σε συγκεντρώσεις ανάλογες με την πυκνότητα αυτού του ολικού αρνητικού φορτίου. Επομένως, η παρουσία των αρνητικά φορτισμένων γλυκοζαμινογλυκάνων προκαλεί υψηλότερη συγκέντρωση των θετικά φορτισμένων ιόντων νατρίου ( $\text{Na}^{23}$ ) εντός του χόνδρου απ' ό,τι στο περιβάλλον αρθρικό υγρό ή υποχόνδριο οστό. Σε έναν φυσιολογικό (πλούσιο σε γλυκοζαμινογλυκάνες) χόνδρο παρατηρείται υψηλή συγκέντρωση νατρίου, ενώ σε έναν παθολογικό (φτωχό σε γλυκοζαμινογλυκάνες) χόνδρο σημειώνεται χαμηλή συγκέντρωση. Καθώς το νάτριο κατέχει συνολικό άνυσμα μαγνήτισης, είναι δυνατή η απεικόνισή του μέσω μαγνητικού συντονισμού.

Η απεικόνιση νατρίου είναι μία πολλά υποσχόμενη μέθοδος για την αξιολόγηση της σύστασης του αρθρικού χόνδρου. Τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι η ήδη υπάρχουσα συγκέντρωση νατρίου στον εξωκυττάριο χώρο του χόνδρου, η υψηλή ένταση σήματος του χόνδρου σε σύγκριση με τους περιβάλλοντες ιστούς και το ότι μπορεί να απεικονίσει περιοχές με ελαττωμένη συγκέντρωση πρωτεογλυκάνων, οι οποίες εμφανίζουν χαμηλότερο σήμα από περιοχές υγιούς χόνδρου (Εικόνα 5.31). Αυτό καθιστά την απεικόνιση νατρίου χρήσιμη στο διαχωρισμό του υγιούς αρθρικού χόνδρου από αυτόν που παρουσιάζει πρώιμα σημάδια εκφυλισμού. Λόγω των μικρών χρόνων T2 απόσβεσης του νατρίου, η τεχνική αυτή συχνά εκτελείται με φασματοσκοπική *twisted projection* τεχνική. Βέβαια, κατά τη γνωμάτευση των εικόνων απεικόνισης νατρίου θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη η ύπαρξη παραλλαγών του αρθρικού χόνδρου στις οποίες η ελαφρώς αυξημένη ή μειωμένη συγκέντρωση του νατρίου είναι φυσιολογική.

Το γεγονός ότι στην τεχνική αυτή ο λόγος SNR (και επομένως η ευκρίνεια) είναι σημαντικά χαμηλότερος από αυτόν των ακολουθιών PDW, καθώς και η υποχρεωτική ύπαρξη ειδικού εξοπλισμού καθιστούν δύσκολη την κλινική εδραίωσή της. Προς το παρόν δεν έχουν πραγματοποιηθεί ευρύτερες κλινικές μελέτες αναφορικά με την απεικόνιση νατρίου σε ασθενείς με οστεοαρθρίτιδα ή σε ασθενείς που υποβλήθηκαν σε θεραπεία του αρθρικού χόνδρου.



*Εικόνα 5.31. Εικόνα απεικόνισης νατρίου ολόκληρου του γόνατος σε υγιή εξεταζόμενο 20 ετών. PDW SPGR ακολουθία αναδεικνύει τον αρθρικό χόνδρο με υψηλό σήμα. Οι εικόνες αποκτήθηκαν εντός πεδίου 3T, με πηνίο κυκλικής πόλωσης νατρίου και τρισδιάστατη κωνική τροχιά ανάγνωσης (3D cones readout trajectory), διαστάσεις voxel  $1.25 \times 1.25 \times 4$  mm και χρόνο πρόσκτησης 20 min. Η κλίμακα είναι σε millimoles.*

#### **5.2.2.ε. Τεχνική απεικόνισης μοριακής διάχυσης**

Η απεικόνιση με τεχνική διάχυσης βασίζεται στην κίνηση των μορίων του νερού, η οποία επηρεάζεται από ενδοκυττάρια και εξωκυττάρια φραγμούς (π.χ. σύνδεσμοι, μεμβράνες, μακρομόρια). Επειδή η μαγνήτιση και η κατεύθυνση της διάχυσης των περιβαλλόντων ιστών σχετίζονται με το μακρομοριακό περιβάλλον της διάχυσης του νερού, η τεχνική διάχυσης μπορεί να παρέχει χρήσιμες πληροφορίες αναφορικά με τη δομή των ιστών. Η κίνηση των μορίων του νερού καταγράφεται ως μεταβολή από τα

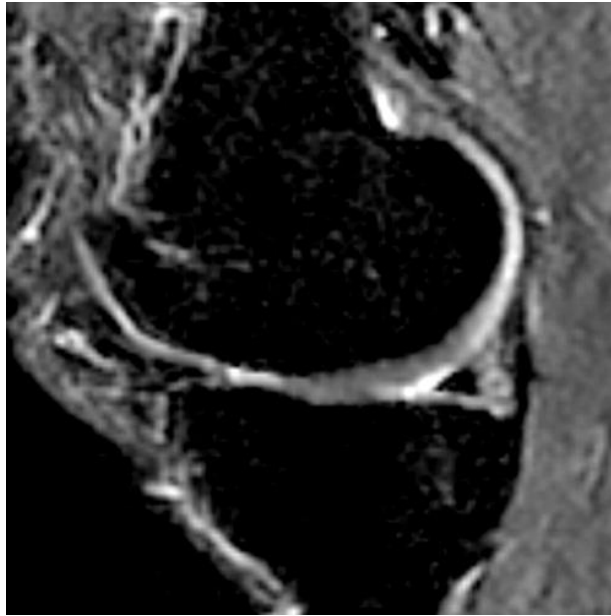
πηνία βαθμίδας και θα μετρηθεί ως παράγων  $b$  ( $b$ -factor), ο οποίος έχει χρόνο ηχούς που χαρακτηρίζει το βαθμό στον οποίο η εικόνα θα είναι T2 βαρύτητας.

Οι μετρήσεις διάχυσης αποκτώνται με την εφαρμογή πολλαπλών βαθμιδωτών πεδίων ευαίσθητων σε φαινόμενα διάχυσης, πεδίων που συντονίζουν τα μόρια του νερού και παράγουν άνυσμα μαγνήτισης. Το άνυσμα της μαγνήτισης των πρωτονίων των μορίων στη συνέχεια αντιστρέφεται ή μηδενίζεται όταν τα spin είναι στατικά. Ένα τυχαίο ποσοστό του ανύσματος που έχει παραχθεί στα κινούμενα μόρια του νερού υφίσταται απώλεια και δεν μπορεί να επανεστιαστεί, οδηγώντας σε απώλεια του σήματος σε ιστούς που επηρεάζονται από τη διάχυση. Ο βαθμός της απώλειας του σήματος εξαρτάται από το βαθμό της διάχυσης. Η διάχυση του ύδατος στον αρθρικό χόνδρο αντανακλά τη βιοχημική σύσταση και δομή του ιστού.

Ο συντελεστής φαινομενικής διάχυσης (apparent diffusion coefficient, ADC) καθορίζει την αλληλεπίδραση ανάμεσα στα μόρια του νερού και τα μόρια του περιβάλλοντα χώρου. Αυτός ο συντελεστής έχει υπολογιστεί στον αρθρικό χόνδρο και οι τιμές του αντιπροσωπεύουν την ακεραιότητά του. Ο συντελεστής φαινομενικής διάχυσης είναι χαμηλός, όταν οι χρόνοι διάχυσης είναι μεγάλοι, όπως συμβαίνει στον υγιή αρθρικό χόνδρο, όπου η διάχυση των μορίων του ύδατος περιορίζεται από το μακρομοριακό δίκτυο του εξωκυττάριου χώρου του. Ωστόσο, βλάβη στον εξωκυττάριο χώρο του αρθρικού χόνδρου οδηγεί σε αύξηση της κινητικότητας του νερού, η οποία αυξάνει τον ADC στον χόνδρο. Οι διακυμάνσεις των τιμών του ADC μπορούν να χαρτογραφηθούν (Εικόνα 5.32). Ο όρος 'φαινομενική' τίθεται σε ισχύ επειδή οι μεμβράνες ίσως περιορίσουν τα πρωτόνια του νερού και ο συντελεστής διάχυσης δεν αφορά απλώς τον συνολικό όγκο του νερού.

Πρόσφατα, οι τεχνικές διάχυσης άρχισαν να εφαρμόζονται σε συνδυασμό με τις ακολουθίες bSSFP για την αξιολόγηση της μεταθεραπευτικής πορείας του αρθρικού χόνδρου, όπως για παράδειγμα έπειτα από θεραπεία εμφύτευσης αυτόλογων χονδροκυττάρων *in vivo*. Αναφέρεται το πλεονέκτημα της υψηλότερης ευαισθησίας στον εντοπισμό αλλαγών στην κατεύθυνση της διάχυσης των εμφυτευμάτων με την πάροδο του χρόνου. Δεδομένου ότι η απεικόνιση με τεχνική διάχυσης δεν απαιτεί τη χρήση κάποιου μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης και ότι επιβαρύνει την εκτέλεση των εκάστοτε ακολουθιών με μόνο πέντε λεπτά, κρίνεται χρήσιμη στην κλινική πράξη. Ωστόσο, μία αδυναμία της μεθόδου εντοπίζεται στις κλινικές μελέτες σύγκρισης των διάφορων θεραπευτικών τεχνικών του αρθρικού χόνδρου, διότι δεν επιτρέπει την περαιώση αυστηρά

ποσοτικών υπολογισμών. Οι ακολουθίες με τεχνικές διάχυσης προβάλλονται ως ικανές μέθοδοι για την αξιολόγηση του εκφυλισμού του χόνδρου και για την περαιτέρω μετεγχειρητική παρακολούθηση.



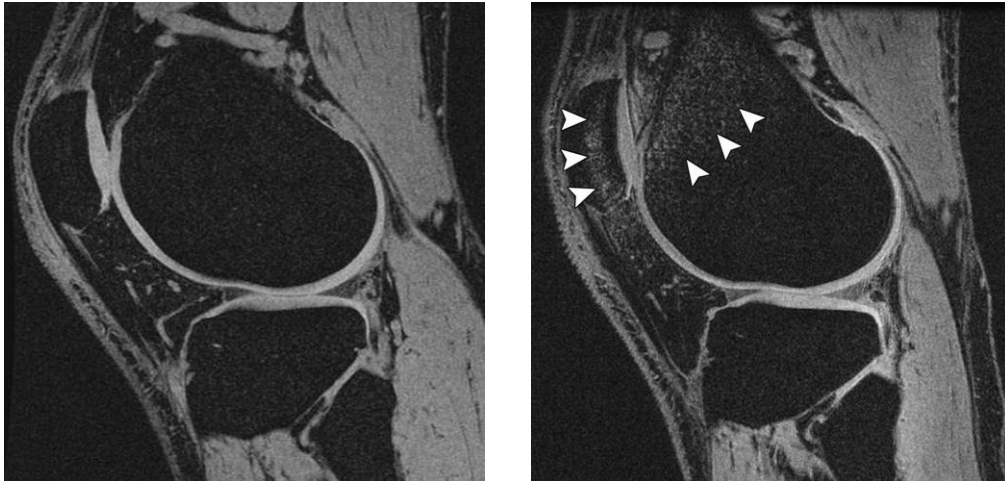
*Εικόνα 5.32. Χάρτης ADC σε οβελιαία τομή, DWI γόνατος σε εξεταζόμενο 28 ετών χωρίς συμπτώματα. Αναδεικνύεται περιοχή υψηλού σήματος στην οπίσθια επιφάνεια του έσω μηριαίου κονδύλου, εύρημα ενδεικτικό αυξημένης κίνησης των πρωτονίων του νερού μέσω κάποιας βλάβης του εξωκυττάριου χώρου του χόνδρου. Η απεικόνιση πραγματοποιήθηκε εντός πεδίου 3T (TR= 2200 ms, TE= 73 ms, b= 600 sec/mm<sup>2</sup>, section thickness= 5 mm, matrix= 192 × 192).*

### 5.3. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΑΡΘΡΙΚΟΥ ΧΟΝΔΡΟΥ ΜΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΠΕΔΙΑ ΔΙΑΦΟΡΩΝ ΕΝΤΑΣΕΩΝ

Με την διαθεσιμότητα διαφορετικών μαγνητικών πεδίων που προσφέρει η εξέλιξη της τεχνολογίας τόσο σε κλινικό, όσο και σε ερευνητικό επίπεδο, γεννάται η απορία περί ιδανικότερης έντασης πεδίου για την μορφολογική αλλά και την λειτουργική απεικόνιση του χόνδρου. Τα μαγνητικά πεδία χαμηλής έντασης (0.18-0.2 T) θεωρούνται ανεπαρκή για την μορφολογική απεικόνιση του χόνδρου και δεν προτείνονται για την αξιολόγηση της οστεοαρθρίτιδας ή της θεραπείας επιδιόρθωσης του χόνδρου. Απεναντίας, μαγνητικά πεδία έντασης τουλάχιστον 1.0 T θεωρούνται κατάλληλα για την απεικόνιση του χόνδρου. Τα αποτελέσματα από δοκιμασίες οστεοαρθρίτιδας έδειξαν ότι τα συστήματα 1.0 T παρουσιάζουν από καλή έως άριστη αξιοπιστία μεταξύ ιδίου και διαφορετικών παρατηρητών κατά την μορφολογική αξιολόγηση του αρθρικού χόνδρου, ακόμα και σε σύγκριση με συστήματα 1.5 T.

Το ισχύον πλέον πρωτόκολλο αφορά στην μορφολογική και λειτουργική απεικόνιση του χόνδρου με συστήματα 1.5 και 3.0 T, ανάλογα με την εκάστοτε διαθεσιμότητα. Βέβαια, η χρήση πεδίου 3.0 T πλεονεκτεί έναντι της χρήσης πεδίου 1.5 T σε βασικές αλλά παράλληλα πολύ σημαντικές παραμέτρους: διαθέτει σχεδόν διπλάσιο λόγο SNR, δημιουργώντας εικόνες αυξημένης ευκρίνειας και διακριτικής ικανότητας, στον ίδιο περίπου χρόνο, ενώ ταυτόχρονα, ο χρόνος πρόσκτησης δεδομένων μειώνεται δραστικά, συμβάλλοντας στη μείωση των τεχνικών σφαλμάτων κίνησης. Βέβαια, από τη χρήση υψηλότερων μαγνητικών πεδίων προκύπτουν νέα ζητήματα: αυξάνεται η εμφάνιση φαινομένων μαγνητικής επιδεκτικότητας, ο ρυθμός απορρόφησης της ενέργειας των ραδιοσυχνοτήτων ανά μονάδα μάζας (SAR-Specific Absorption Rate) και η ευαισθησία της εικόνας σε φαινόμενα ροής, ενώ επίσης τα σφάλματα χημικής μετατόπισης γίνονται εντονότερα καθώς αυξάνει η ένταση του μαγνητικού πεδίου.

Παρά το γεγονός ότι πολλές κλινικές εγκαταστάσεις πληρούν τις προϋποθέσεις εκτέλεσης κλινικής εξέτασης μέσω συστήματος απεικόνισης 7.0 T (Εικόνα 5.33), αυτού του είδους τα συστήματα λειτουργούν ως επί το πλείστον καθαρά για ερευνητικές μελέτες. Μόνο λίγες κλινικές μελέτες έχουν ολοκληρωθεί σχετικά με την μορφολογική και λειτουργική απεικόνιση του ανθρώπινου αρθρικού χόνδρου εντός πεδίου έντασης 7.0 T. Είναι πιθανόν στο άμεσο μέλλον να επιτευχθεί υψηλότερη ποιότητα εικόνας με ταυτόχρονο χαμηλότερο χρόνο εξέτασης με συστήματα 7.0 T σε σύγκριση με συστήματα 3.0 T.



(α)

(β)

*Εικόνα 5.33. Σύγκριση 3D SPGR εικόνων γόνατος σε οβελιαία τομή που λήφθηκαν εντός πεδίου (α) 3.0 T και (β) 7.0 T. Δεν είναι ορατή καμία ουσιώδης διαφορά στην απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου. Παρατηρούνται όμως φαινόμενα μαγνητικής επιδεκτικότητας στην εικόνα (β) (βέλη).*

## Περίληψη

Μέσα από την εκπόνηση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας γίνεται προσπάθεια καταγραφής και ανάδειξης τόσο των συμβατικών, όσο και των πιο εξειδικευμένων ακολουθιών παλμών που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση του αρθρικού χόνδρου σε μία σύγχρονη μονάδα μαγνητικής τομογραφίας. Στην πρώτη ενότητα παρατίθενται κατά χρονολογική σειρά τα πιο σημαντικά γεγονότα που συνέβαλαν στην εξέλιξη της τεχνολογίας της απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού μέχρι και σήμερα, μέσα από τις προοδευτικές μελέτες και έρευνες επιστημόνων, οι οποίοι με τις καινοτόμες ιδέες τους κέρδισαν το σεβασμό και την αναγνώριση όλης της επιστημονικής κοινότητας. Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι φυσικές αρχές και τα φαινόμενα που διέπουν τη λειτουργία ενός μαγνητικού τομογράφου, καθώς και η διαδικασία παραγωγής σήματος και η σχέση της με τους λεγόμενους χρόνους χαλάρωσης. Στο τρίτο κεφάλαιο αναλύονται διεξοδικά όλες οι παράμετροι που επηρεάζουν την τελική ποιότητα μιας εικόνας μαγνητικού συντονισμού και παράλληλα ο τρόπος με τον οποίο ο εκάστοτε υπεύθυνος της εξέτασης μπορεί να τους μεταβάλλει, ώστε να βελτιώσει την ποιότητα της εικόνας και να αποφύγει την υποβάθμιση της διαγνωστικής πληροφορίας. Πριν την εισαγωγή στο κυρίως θέμα γίνεται ενδελεχής καταγραφή και περιγραφή των συχνότερων αλλά και των πιο σπάνιων τεχνικών σφαλμάτων που δύνανται να εμφανιστούν σε μια εικόνα μαγνητικής τομογραφίας, καθώς και των μεθόδων εξάλειψης ή περιορισμού αυτών. Τέλος, καταβάλλεται η προσπάθεια να απαριθμηθούν και να παρουσιαστούν οι τεχνικές που εφαρμόζονται για την ανάδειξη της μορφολογίας αλλά και της σύστασης του αρθρικού χόνδρου ανάλογα με το κλινικό ζητούμενο και τα συμπεράσματα που προέκυψαν μέσα από αυτήν την πολύμηνη και καρποφόρα έρευνα.

## Summary

Through the elaboration of this diploma thesis, an attempt is made to record and highlight both the conventional and the more specialized pulse sequences used to assess the articular cartilage in a modern MRI unit. The first section presents in chronological order the most important events that contributed to the evolution of magnetic resonance imaging technology up to date, through the progressive studies and research of scientists, who with their innovative ideas and conclusions gained the respect and recognition of all the scientific community. The following section presents the physical principles and phenomena that regulate the operation of an MRI scanner, as well as the signal generation process and its relationship to the so-called relaxation times. The third chapter analyzes in detail all the parameters that affect the final quality of a magnetic resonance image and at the same time the way in which the person in charge of the examination can change them, in order to improve the image quality and avoid the degradation of the diagnostic information. The fourth section provides a thorough record as well as the description of the most common but also the rarest artifacts that may appear in an MRI image, as well as the methods of their elimination or reduction. Finally, an effort is made to list and present the techniques used to highlight the morphology and the composition of articular cartilage depending on the clinical question and the conclusions that emerged through this long-term and fruitful research.



## Βιβλιογραφία

- <https://physicsworld.com/a/isidor-isaac-rabi-walking-the-path-of-god/>
- <https://mriquestions.com/who-discovered-nmr.html>
- <https://www.facebook.com/BillingsOvulationMethod/posts/2898745423479323>
- <https://www.longislandpress.com/2018/01/08/melvilles-dr-raymond-damadian-father-of-the-mri/>
- <https://nottstv.com/miss-dearly-sir-peter-mansfields-family-remember-pioneering-nottingham-scientist-invented-mri/>
- <https://www.alumnipark.com/exhibits/featured/raymond-damadian/>
- [https://www.reddit.com/r/Radiology/comments/jnwere/first\\_mri\\_scan\\_of\\_a\\_live\\_human\\_body\\_thorax\\_at\\_the/](https://www.reddit.com/r/Radiology/comments/jnwere/first_mri_scan_of_a_live_human_body_thorax_at_the/)
- <https://ethz.ch/en/news-and-events/eth-news/news/2020/05/quiz-richard-ernst.html>
- <https://phelpshealth.org/news/featured-stories/phelps-healths-new-mri-system-first-its-kind-missouri>
- <https://www.statista.com/statistics/282401/density-of-magnetic-resonance-imaging-units-by-country/>
- [https://eapeikonisi.gr/MRI\\_ebook.html](https://eapeikonisi.gr/MRI_ebook.html)
- [https://www.researchgate.net/figure/Alignment-of-protons-due-to-an-external-magnetic-field-Pooley-2005\\_fig12\\_299512554](https://www.researchgate.net/figure/Alignment-of-protons-due-to-an-external-magnetic-field-Pooley-2005_fig12_299512554)
- <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/introduction-to-mri>
- [MRI - magnetic Imaging resonance](#)
- <https://www.slideshare.net/AshimBudhathoki/mri-by-ashim-budhtahoki>
- <https://www.cambridge.org/core/books/mri-from-picture-to-proton/getting-in-tune-resonance-and-relaxation/10C0B206FCE6049DCD2C3F89206F82F9>
- [https://www.researchgate.net/figure/Nature-of-precessing-blood-proton-spins-Hydrogen-based-molecules-in-blood-maintain\\_fig20\\_26250137](https://www.researchgate.net/figure/Nature-of-precessing-blood-proton-spins-Hydrogen-based-molecules-in-blood-maintain_fig20_26250137)

- <https://mrimaster.com/technique%20SNR.html>
- <http://mri-q.com/rectangular-fov.html>
- <https://www.slideserve.com/tristessa/signal-and-noise-in-fmri-john-vanmeter-ph-d-center-for-functional-and-molecular-imaging-georgetown-university-medica>
- <https://mrimaster.com/index.4.html>
- <https://www.philips.gr/healthcare/education-resources/publications/fieldstrength/how-compressed-sense-makes-mri-faster>
- <http://mriquestions.com/image-resolution.html>
- <https://studykorner.com/partial-volume-effect-artifact-in-cross-sectional-mr-imaging/>
- <https://www.researchgate.net/figure/MRI-Brain-T2W-Saggital-Section-Disclosed-Hyperintense-Lesions-in-the-Central-Portion-of-fig1-281347653>
- <https://radiopaedia.org/>
- <http://mri-q.com/wrap-around-artifact.html>
- <http://www.mrishark.com/index.html>
- <https://radiopaedia.org/articles/mri-artifacts-1?lang=us>
- <https://pubs.rsna.org/>
- <http://mriquestions.com/index.html>
- <https://www.researchgate.net/figure/Respiratory-gating-and-navigator-echoes-This-figure-illustrates-the-principle-behind-the-fig14-235661995>
- <https://www.researchgate.net/>
- <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2352047714000094>
- <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jmri.20850>
- <https://www.jscimedcentral.com/BoneJoint/bonejoint-1-1010.pdf>
- <https://www.ijri.org/article.asp?issn=0971-3026;year=2014;volume=24;issue=3;spage=237;epage=248;aulast=Paunipagar>

- [http://clinicauniversitariaradiologia.pt/curso\\_fisica\\_RM/MRI\\_Course\\_Artifacts.pdf](http://clinicauniversitariaradiologia.pt/curso_fisica_RM/MRI_Course_Artifacts.pdf)
- <http://mrishark.com/shading.html>
- <http://mri-q.com/dielectric-effect.html>
- ΔΕΠ Α' Ορθοπαιδικής Κλινικής, "Ορθοπαιδική και Τραυματιολογία", εκδόσεις Κωνσταντάρας, Αθήνα 2001. Ορισμός αρθρικού χόνδρου
- <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4126138/>
- Westbrook C., Kaut Roth C., Talbot J., MRI in Practise, Fourth Edition, Blackwell Publishing Ltd, 2011
- [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-97622-8\\_26](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-97622-8_26)
- <http://users.teiath.gr/goikon/CT/CTPOSTPROCESSING.pdf>



