

**ΠΥΡΗΝΙΚΟΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΣ
ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΣ**

ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ & ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

του

Γιάννη Λιονή (Α.Μ. 2865)

Πτυχιακή εργασία για την μερική εκπλήρωση
των απαιτήσεων του τίτλου:

Ηλεκτρονικού Μηχανικού

Τεχνολογικής Εκπαίδευσης

Τεχνολογικό εκπαιδευτικό Ίδρυμα Κρήτης Σχολή
Τεχνολογικών Εφαρμογών Παρ/τημα Χανίων -
Τμήμα Ηλεκτρονικής

Ακαδημαϊκό έτος 2008-2009

Επιβλέπων Καθηγητής : Δρ. Πετρίδης Κων/νος

Επιτροπή:

Δρ Πλιάκης Δημήτριος

Dr. Eugene Clark.

Ημερομηνία: Πέμπτη 1^η Οκτώβρη 2009

Ευχαριστίες

Η ολοκλήρωση της πτυχιακής μου εργασίας ήρθε να ολοκληρώσει τις σπουδές μου στο Τμήμα Ηλεκτρονικής του ΤΕΙ Κρήτης και για αυτό το λόγο με γεμίζει με περισσότερη χαρά και έχει για εμένα ιδιαίτερη σημασία.

Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου Δρ. Πετρίδη Κωνσταντίνο για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε όλο αυτό το διάστημα καθώς και για την πλήρη ελευθερία που μου άφησε στην επιλογή, στην διαμόρφωση και στην συγγραφή της εργασίας. Η συμβολή του στην κατανόηση του θέματος που πραγματεύεται η εργασία ήταν παραπάνω από καθοριστική. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Dr. Eugene Clark και την υποψήφια Δρ Τζιανάκη Ειρήνη, συγγάτουκους, κατά κάποιο τρόπο, στο εργαστήριο που έγραψα την εργασία, για το ευχάριστο περιβάλλον στο εργαστήριο και για την βοήθεια που μου πρόσφεραν όποτε τη χρειάστηκα. Η συνεργασία μου και με τους τρεις ήταν άψογη και εποικοδομητική, τουλάχιστον για εμένα.

Θέλω επίσης να ευχαριστήσω την συντροφιά μου, στην ζωή και στον αγώνα, για την συμπαράσταση και την κατανόηση που μου έδειξε όλο το προηγούμενο διάστημα και να της ευχηθώ και μέσα από την πτυχιακή μου εργασία, καλή δύναμη, μιας και τώρα ξεκινάει τις μεταπτυχιακές της σπουδές.

Τελευταίο, αλλά σημαντικότερο, άφησα το κομμάτι εκείνο της ζωής μου χωρίς το οποίο δεν θα είχα την δυνατότητα να σπουδάσω, την οικογένεια μου. Τον εμπνευστή του θέματος της εργασίας, τον πατέρα μου, Σπύρο και την μητέρα μου, Φωτεινή, που και καθ' όλη την διάρκεια των σπουδών μου, αλλά κυρίως πριν την έναρξή τους, δεν παρέδωσαν τα όπλα και αφιέρωσαν πολύ χρόνο στο να μας δώσουν, τόσο εμένα όσο και του αδερφού μου, τα εφόδια και την δυνατότητα να στρίβουμε το καράβι προς την σωστή κατεύθυνση. Μας μάθανε να προσπαθούμε να βλέπουμε όχι μόνο με τα μάτια αλλά και με το μυαλό. Η αλήθεια είναι ότι εγώ τους δυσκόλεψα αρκετά αλλά τελικά τα καταφέραμε νομίζω.

Σας ευχαριστώ όλους,
Χανιά 28 Σεπτέμβρη 2009

**«Ἐν μόνον ἀγαθὸν εἶναι, τὴν ἐπιστήμην, καὶ Ἐν μόνον κακὸν,
τὴν ἀμαθίαν.»**

Σωκράτης. (Διογένης Λαέρτιος ,βιβλίο Β)

Περιεχόμενα

Εισαγωγή.....	1
1 Γενικά για την συμβολή της ηλεκτρονικής στην ιατρική.....	4
1.1 Γενικά για την Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού.....	4
1.2 Σύντομη ιστορική αναδρομή.....	6
2 NMR – Βασικές Αρχές του Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού	8
2.1 Γενικά.....	
2.2 Το ατομικό πρότυπο του Bohr.....	8
2.2.1) Μαγνητική ροπή του ηλεκτρονίου και ο γυρομαγνητικός λόγος g του Lande.....	10
2.3 Μαγνητικές Ιδιότητες του πυρήνα.....	14
2.3.1 Πυρηνικό σπιν και μαγνητική ροπή.....	15
2.4 Ο πυρήνας μέσα σε ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο.....	17
2.4.1 Κβαντική Προσέγγιση.....	20
2.4.2 Η ηλεκτρονική θωράκιση των πυρήνων.....	21
2.4.3 Κατανομή πληθυσμού - Κατανομή Boltzmann.....	22
2.4.4 Υπολογισμός της ενέργειας μετάβασης.....	23
2.5 Χρόνοι επαναφοράς.....	24
2.5.1 Χρόνος αποκατάστασης T1.....	26
2.5.2 Χρόνος χαλάρωσης T2.....	27
3 Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού.....	32
3.1 Αρχές Απεικόνισης.....	34
3.2 Βαθμωτό Μαγνητικό Πεδίο.....	35
3.3 Κωδικοποίηση Συχνότητας.....	36
3.4 Slice Selection.....	37
3.5 Κωδικοποίηση Φάσης.....	40
3.5.1 Βαθμίδα Κωδικοποίησης Φάσης.....	41
3.6 Τομογραφική απεικόνιση M/Σ Fourier.....	42
3.7 Επεξεργασία Σήματος.....	47
3.8 Ανάλυση Εικόνας.....	56
3.9 Η αλληλουχία των παλμών.....	58
3.9.1 spin echo.....	58
3.9.2 gradient echo.....	60
3.10 Παρουσίαση της εικόνας.....	62
4 Μαγνητικός Τομογράφος- τυπική δομή.....	70
4.1 Μαγνήτες.....	71
4.1.1 Οι μόνιμοι Μαγνήτες.....	71
4.1.2 Οι ηλεκτρομαγνήτες.....	71
4.1.3 Οι υπεραγώγιμοι μαγνήτες.....	72
4.2 Θωράκιση Μαγνητικού Πεδίου.....	74
4.2.1 Παθητική Θωράκιση.....	74
4.2.3 Ενεργός θωράκιση.....	74
4.3 Το σύστημα βαθμίδων.....	76
4.3.1 Τα πηνία βαθμίδας.....	76
4.3.2 Τα πηνία εξομάλυνσης.....	81
4.3.3 Τα πηνία ραδιοσυχνοτήτων.....	82

4.4 Το σύστημα ράδιοσυχνότητων.....	83
4.5 Το σύστημα επεξεργασίας.....	85
5 Μελλοντικές εξελίξεις	86
5.1 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα.....	87
5.2 Συμπεράσματα από την σκοπιά του ηλεκτρονικού.....	88
Βιβλιογραφία.....	90

Εισαγωγή

Σκοπός αυτής της εργασίας είναι η μελέτη της απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού και των συστημάτων του. Αρχικά μελετάται το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού και των βασικών εννοιών που θα χρειαστεί ο αναγνώστης για να κατανοήσει το φαινόμενο. Στη συνέχεια αναλύονται οι βασικές αρχές απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού καθώς και οι βασικές μέθοδοι απεικόνισης. Παραπέρα αναλύεται ο μαγνητικός τομογράφος στα δομικά στοιχεία που τον απαρτίζουν και εξετάζονται η αρχή λειτουργίας του. Στο τελευταίο κεφάλαιο ρίχνουμε μια σύντομη ματιά στην εξέλιξη της τεχνολογίας του μαγνητικού συντονισμού και στα αντικειμενικά συμπεράσματα που, υποκειμενικά, θα ήθελα να βγάλει ένας ηλεκτρονικός μηχανικός διαβάζοντας την εργασία.

Abstract

The main purpose of this project is the study of Magnetic Resonance Imaging Systems (MRI). First, the nuclear magnetic resonance is studied and the basics principle that the reader must know are presented. After that we analyze, the basics principles used for successful imaging procedures and the magnetic tomography system in its basic parts. We also examine the operational principles of a magnetic resonance facility. In the final chapter the reader will find a short view of the evolution taking place in the field of magnetic resonance and my view of the conclusions that an electronics engineer should make by this project.

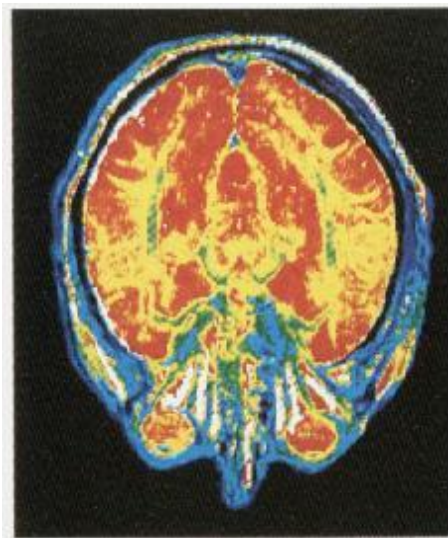
ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1 Γενικά για την συμβολή της ηλεκτρονικής στην ιατρική απεικόνιση

Η εξέλιξη των φυσικών επιστημών έφερε επανάσταση σε όλους τους τομείς της ζωής του ανθρώπου και συνέβαλε στους ρυθμούς εξέλιξης της ανθρώπινης κοινωνίας. Η ανακάλυψη του ηλεκτρισμού και στη συνέχεια της ηλεκτρονικής αποτέλεσαν επανάσταση σε όλους τους τομείς των επιστημών και όχι μόνο. Η ιατρική ως επιστήμη δεν θα μπορούσε να μην επηρεάσει και να μην επηρεασθεί από μια τέτοια επανάσταση. Ήδη από την ανακάλυψη του ηλεκτρικού ρεύματος και τις πρώτες εφαρμογές του η ιατρική απέκτησε νέες δυνατότητες. Η χρήση του ηλεκτρικού λαμπτήρα, οι ακτίνες X, τα συστήματα καταγραφής των βασικών λειτουργιών του ανθρώπινου σώματος, καρδιογράφοι κ.ά., η ηλεκτρονική επικοινωνία απομακρυσμένων αποστάσεων, έλυσαν πολλά προβλήματα που δεν θα ήταν δυνατό να λυθούν χωρίς την ανακάλυψη του κοινού τους στοιχείου, του ηλεκτρισμού. Μία από τις πολλές εφαρμογές, που αυτήν τη στιγμή βρίσκεται στην αιχμή της τεχνολογικής εξέλιξης σε όλες τις θετικές επιστήμες και στην ιατρική απεικόνιση, είναι η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού.

1.1 Γενικά για την Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού

Οι μαγνητικές ιδιότητες του πυρήνα - η βάση του MRI - μετρήθηκαν για πρώτη φορά από τον Isidor Rabi στα μέσα της δεκαετίας του 1930. Πρωτοπόρος στην ανίχνευση του φαινομένου του συντονισμού ήταν και ο Zavoisky το 1941, ενώ οι Felix Bloch και Edward Purcell ανεξάρτητα ο ένας από τον άλλο ανακάλυψαν τον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό το 1946. Οι τρεις πήραν βραβείο Νόμπελ για τις ανακαλύψεις τους: Ο Rabi το 1944 και οι Bloch - Purcell το 1952.



Το 1973 ο Lauterbur, τότε στο Πολιτειακό πανεπιστήμιο της Νέας Υόρκης, στο Stony Brook, ανακάλυψε ότι ήταν δυνατόν να πάρουμε διδιάστατες εικόνες του δείγματος με προσθήκη μιας ανομοιογένειας στο μαγνητικό πεδίο. Ο Mansfield τότε έδειξε πως η αποκαλούμενη τεχνική της επίπεδης ηχούς θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για να αυξήσει κατά πολύ το ρυθμό συλλογής των δεδομένων για το σχηματισμό της εικόνας, κάνοντας έτσι τη μέθοδο πρακτικά χρησιμοποιήσιμη. Οι περισσότερες

εφαρμογές του MRI στηρίζονται στην απεικόνιση του υδρογόνου, που βρίσκεται στα μόρια του νερού, το οποίο καταλαμβάνει περίπου το 70% του ανθρώπινου σώματος.

Στον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό (N.M.R.), ένα δείγμα τοποθετείται μέσα σε ισχυρό μαγνητικό πεδίο (περίπου χίλιες φορές μεγαλύτερο από αυτό της Γης, το οποίο έχει ένταση $0,5 \cdot 10^{-4}$ Tesla) και στη συνέχεια ακτινοβολείται με ραδιοκύματα. Οι πυρήνες των ατόμων υδρογόνου στο δείγμα απορροφούν τα ραδιοκύματα και στη συνέχεια τα επανεκπέμπουν σε συχνότητα που εξαρτάται από την μαγνητική ροπή του πυρήνα και την ένταση του μαγνητικού πεδίου. Μετρώντας τα κύματα αυτά, δηλαδή το σήμα NMR, είναι δυνατόν να μάθουμε για τη χημική δομή του δείγματος.

Το σήμα που λαμβάνουμε από τους διάφορους ιστούς διαφέρει, γιατί η περιεκτικότητά τους σε νερό, είναι διαφορετική. Όμως αυτοί που έχουν μεγαλύτερη συγκέντρωση σε νερό φαίνονται πιο ανοικτοί, ενώ η κατανομή του νερού και άλλων μικρών μορίων που είναι πλούσια σε υδρογόνο πχ λιπίδια αλλοιώνεται σε αρκετές παθολογικές καταστάσεις όπως στον καρκίνο.

Είναι γνωστό ότι όταν βρεθούν μέσα σε ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο, οι πυρήνες του υδρογόνου περιστρέφονται με συχνότητα που εξαρτάται από την ένταση του πεδίου, όπως και ότι όλα τα άτομα του υδρογόνου είναι ευθυγραμμισμένα προς μια ιδιαίτερη κατεύθυνση, αυτήν του μαγνητικού πεδίου.

Η ενέργειά τους αυξάνεται αν απορροφήσουν ραδιοκύματα της ίδιας συχνότητας με την οποία περιστρέφονται (συντονισμός). Όταν ο RF παλμός εκλίνει οι πυρήνες επιστρέφουν πάλι στην ελάχιστη ενεργειακή τους κατάσταση (σε ισορροπία) και εκπέμπουν ραδιοκύματα.

Αυτά λοιπόν τα ραδιοκύματα, που εκπέμπονται από τους πυρήνες-ραδιομεταδότες, συλλαμβάνονται και μετρώνται από ειδικές διατάξεις. Έτσι εντοπίζοντας την ακριβή θέση των πυρήνων υδρογόνου, ο μαγνητικός τομογράφος μπορεί να αναδημιουργήσει την ακριβή εικόνα ενός οργάνου.

1.2 Σύντομη ιστορική αναδρομή

Είναι πολύ χρήσιμο, πριν την μελέτη των συστημάτων απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού, να δούμε μερικές από τις πιο βασικές ημερομηνίες – σταθμούς που μας δείχνουν εν συντομία την πορεία εξέλιξης της εν λόγω τεχνολογίας.

Οι πρώτες μελέτες σχετικά με τις μαγνητικές ιδιότητες των πυρήνων ξεκινούν στις δεκαετίες του '30 με τους **Gorter** και **Rabi**. Ο πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός ανακαλύφθηκε στο πανεπιστήμιο Kazan της ΕΣΣΔ από τον **σοβιετικό** επιστήμονα **Yevgeni K. Zavoisky**. Ο Zavoisky είχε ανιχνεύσει το φαινόμενο το **1941** και παρουσίασε τα πορίσματά του σε αγγλόφωνο ρωσικό επιστημονικό περιοδικό της περιοχής. Τα περιορισμένα μέσα που διέθετε, εξ' αιτίας της εμπλοκής της ΕΣΣΔ στον Β' Π. Π. δεν του επέτρεψαν την κατασκευή συσκευής, ικανής να αναπαράγει το εκπεμπόμενο σήμα. Για το ερευνητικό του έργο, του απονεμήθηκε το βραβείο Stalin το 1946 και το βραβείο Lenin το 1957. Η επίσημη - δυτική όμως ιστορία καταγράφει ότι το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού ανακαλύφθηκε από τους **Bloch** και **Purcell** το **1946**. Ανακάλυψαν ανεξάρτητα ο ένας από τον άλλον το φαινόμενο και για την ανακάλυψή τους αυτή τους απονεμήθηκε από κοινού το **1952** το βραβείο Nobel.

Την περίοδο 1950 μέχρι 1970 ο μαγνητικός συντονισμός των πυρήνων αναπτύχθηκε και χρησιμοποιήθηκε για την χημική και φυσική μοριακή ανάλυση.

Το 1971 ο **Raymond Damadian** απέδειξε ότι ο χρόνος επαναφοράς των πυρήνων μετά τον συντονισμό, διαφέρει ανάμεσα στους ιστούς και τους όγκους σε έναν ζωντανό οργανισμό και έτσι οι επιστήμονες προσανατολίστηκαν από τότε στην αξιοποίηση του φαινομένου για την ανίχνευση και αντιμετώπιση ασθενειών.

Το 1973 πραγματοποιήθηκε η πρώτη επίδειξη απεικόνισης μέσω μαγνητικού συντονισμού με μικρά δείγματα μέσα σε δοκιμαστικούς σωλήνες από τον **Paul Lauterbur**.

Το 1975 ο **Richard Ernst** πρότεινε την απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού χρησιμοποιώντας κωδικοποίηση φάσης και συχνότητας και του Μ/Σ Fourier. Η τεχνική αυτή αποτελεί την βάση των σημερινών τεχνικών Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού(ΑΜΣ).

Το 1977 ο **Raymond Damadian** έκανε επίδειξη ΑΜΣ ολόκληρου του σώματος. Την ίδια χρονιά ο **Peter Mansfield** ανέπτυξε την τεχνική απεικόνισης EPI (Echo Planar Imaging). Αυτή η τεχνική αναπτύχθηκε μετά από χρόνια για την δημιουργία εικόνων σε ρυθμούς video (30 ms/image).

Ο **Edelstein** με τους συνεργάτες του πραγματοποίησαν επίδειξη ολόκληρου του σώματος με την τεχνική του **Ernst** το 1980. Μία εικόνα μπορούσε να δημιουργηθεί με αυτήν την τεχνική μέσα σε, περίπου, 5 λεπτά. Το 1986 ο χρόνος δημιουργίας της εικόνας είχε μειωθεί σε περίπου 5 δευτερόλεπτα χωρίς σημαντικές απώλειες στην ποιότητα της εικόνας. Την ίδια χρονιά αναπτύχθηκε η μικροσκοπία μαγνητικού συντονισμού η οποία επέτρεπε ανάλυση 10 χιλιοστών ανά εκατοστό δείγματος.

Το 1987 η τεχνική EPI χρησιμοποιήθηκε για την απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο ενός καρδιακού κύκλου. Την ίδια χρονιά ο **Charles Dumoulin** τελειοποιούσε την αγγειογραφία μαγνητικού συντονισμού, η οποία επέτρεπε την απεικόνιση της ροής του αίματος χωρίς την προσθήκη χρωστικών ουσιών στο αίμα.

Το 1991 απονεμήθηκε το βραβείο Nobel στον **Richard Ernst** για τα επιτεύγματά του στον παλμικό μετασχηματισμό Fourier στον ΜΠΣ και στα συστήματα MRI.

Το 1993 αναπτύχθηκε η τεχνική του functional – MRI. Η τεχνική αυτή κατόρθωσε να χαρτογραφήσει διάφορες περιοχές λειτουργίας του ανθρώπινου εγκεφάλου. 6 χρόνια νωρίτερα πολύ γιατροί θεωρούσαν πως οι κύριες εφαρμογές απεικόνισης EPI ήταν στην πραγματικού χρόνου απεικόνιση της καρδιάς. Η ανάπτυξη του f-MRI άνοιξε καινούριους δρόμους στην χαρτογράφηση των περιοχών του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνες για την σκέψη και των έλεγχο της κίνησης.

Το 1994, ερευνητές στα Πανεπιστήμια της Νέας Υόρκης, Stony Brook και Princeton, επιδείξανε την απεικόνιση υπερπολομένου αερίου Xe129 για μελέτες αναπνοής. Φαίνεται ξεκάθαρα πια, πως η τεχνολογία MRI, είναι νεαρή στην ηλικία, μα μεγαλώνει πολύ γρήγορα.

Τέλος, το 1999, η εταιρία **MagneVu** υλοποίησε την πρώτη πλήρως φορητή συσκευή MRI και την κατέστησε διαθέσιμη πλέον στο γραφείο ενός κλινικού γιατρού και σήμερα το πανεπιστήμιο του Aachen στην Γερμανία προωθεί την κατασκευή πλήρως φορητής συσκευής Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού την λεγόμενη NMR-mouse.

2 NMR – Βασικές αρχές του Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού

2.1 Γενικά.

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (**MRI – Magnetic Resonance Imaging**) αποτελεί αυτή τη στιγμή την κορυφαία, τεχνολογικά, χρησιμοποιούμενη μέθοδο απεικόνισης των ιστών του ανθρώπινου σώματος. Στο παρόν κεφάλαιο θα εξετάσουμε τις βασικές αρχές του φαινομένου στο οποίο βασίζεται η λειτουργία ενός μαγνητικού τομογράφου ώστε στη συνέχεια να μας δοθεί η δυνατότητα να ρίξουμε μια πιο κοντινή ματιά στα υλικά και στα ηλεκτρονικά κυκλώματα που επιτρέπουν την υλοποίηση αυτών των βασικών αρχών.

Όπως μας φανερώνει και η ονομασία αυτής της μεθόδου πρόκειται για μια μέθοδο που βασίζεται στο φαινόμενο του **μαγνητικού συντονισμού (NMR – Nuclear Magnetic Resonance)** και συγκεκριμένα, του μαγνητικού συντονισμού του πυρήνα ενός ατόμου με έναν τεχνητά εκπεμπόμενο ράδιο-παλμό. Ο επιστημονικός όρος του φαινομένου είναι ο πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός όμως εξαιτίας των πολλών ιατρικών εφαρμογών και του φόβου που προκαλούσε ο όρος “πυρηνικός” στους ασθενείς, ο όρος αυτός εξαλείφθηκε, γι’ αυτό η ιατρική απεικόνιση αναφέρεται ως MRI και όχι ως NMR όπως θα έπρεπε. Η ουσία αυτού του συντονισμού βασίζεται στις μαγνητικές ιδιότητες των δομικών στοιχείων του ατόμου και πιο συγκεκριμένα του πυρήνα. Όμως για την κατανόηση αυτού του φαινομένου απαιτείται ένα φρεσκάρισμα στις γνώσεις μας πάνω στις ιδιότητες των ατόμων και των δομικών τους στοιχείων.

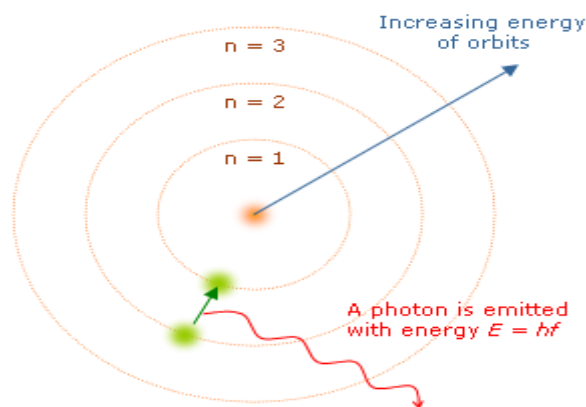
2.2 Το ατομικό πρότυπο του Bohr

Το 1913 ο Δανός Φυσικός Niels Bohr για να εξηγήσει τη δομή του ατόμου δέχτηκε το ατομικό πρότυπο του Νεοζηλανδού φυσικού Ernest Rutherford. Σύμφωνα με αυτό:

- Σε κάθε άτομο υπάρχει θετικό φορτίο συγκεντρωμένο σε μια πολύ μικρή περιοχή του που είναι συμπαγής και ονομάζεται πυρήνας.
- Γύρω από τον πυρήνα βρίσκονται σε τροχιές τα αρνητικά ηλεκτρόνια, δεχόμενα από τον πυρήνα ελκτικές ηλεκτρικές δυνάμεις Coulomb, σχηματίζοντας ένα *σύννεφο* αρνητικού φορτίου.
- Ο μεγαλύτερος χώρος του ατόμου είναι κενός.

Το πρότυπο αυτό ονομάζεται και *πλανητικό πρότυπο* γιατί μοιάζει στο πλανητικό μας σύστημα με τον πυρήνα να παίρνει τη θέση του ήλιου και τα ηλεκτρόνια τη θέση των πλανητών γύρω από αυτόν.

Ο Bohr δέχτηκε επίσης ότι τα ηλεκτρόνια κινούνται σε κυκλικές τροχιές γύρω από τον πυρήνα υπό την επίδραση των ελκτικών ηλεκτρικών δυνάμεων Coulomb. Για να άρει τις αδυναμίες του ατομικού προτύπου του Rutherford, ο Bohr έθεσε αξιωματικά δύο προτάσεις που ονομάζονται και *συνθήκες του Bohr*.



Σχήμα 1. Γραφική αναπαράσταση της δομής του ατόμου σύμφωνα με το μοντέλο του Bohr.

Συνθήκες του Bohr

- **Πρώτη συνθήκη:** Τα ηλεκτρόνια μπορούν να κινούνται γύρω από τον πυρήνα μόνο σε *ορισμένες κυκλικές τροχιές* στις οποίες η ενέργειά τους είναι κβαντισμένη. Οι τροχιές αυτές ονομάζονται *επιτρεπτές τροχιές*. Οι επιτρεπτές τροχιές έχουν ακτίνα (σύμβολο r) που καθορίζεται από την κβαντική συνθήκη: επιτρεπτές τροχιές είναι οι τροχιές στις οποίες η *στροφορμή* (σύμβολο l) των ηλεκτρονίων είναι ακέραιο πολλαπλάσιο του \hbar ($\hbar = h/2\pi$). Με αυτή τη συνθήκη η στροφορμή γίνεται μέγεθος κβαντισμένο αφού μπορεί να πάρει μόνο διακριτές τιμές. (h : σταθερά του Πλάνκ, n : κύριος κβαντικός αριθμός)
- **Δεύτερη συνθήκη:** Όταν το ηλεκτρόνιο βρίσκεται στις επιτρεπτές τροχιές δεν ακτινοβολεί και έτσι η ενέργεια του παραμένει σταθερή. Ένα ηλεκτρόνιο εκπέμπει ακτινοβολία μόνο κατά την μετάβασή του από μία επιτρεπτή τροχιά υψηλότερης ενέργειας σε μια επιτρεπτή τροχιά χαμηλότερης ενέργειας. Η ενέργεια του εκπεμπόμενου φωτονίου (E) ισούται τότε με τη διαφορά ενεργειών των δύο επιτρεπτών τροχιών. Κατά τον ίδιο τρόπο ένα ηλεκτρόνιο απορροφά ενέργεια μόνο κατά την μετάβασή του από μια επιτρεπτή τροχιά χαμηλότερης ενέργειας σε μια επιτρεπτή τροχιά υψηλότερης ενέργειας. Για να μπορέσει το ηλεκτρόνιο να κάνει αυτή τη μετάβαση πρέπει να του δοθεί ενέργεια (E) ακριβώς ίση με τη διαφορά ενεργειών των δύο τροχιών.

Η πιο σημαντική επιτυχία του ατομικού προτύπου του Bohr είναι το γεγονός ότι εξηγεί τη φόρμουλα του Rydberg για φασματικές γραμμές που εμφανίζονται στο φάσμα εκπομπής του υδρογόνου. Το ατομικό πρότυπο του Bohr δίνει τη θεωρητική βάση στη φόρμουλα του Rydberg η οποία μέχρι τότε ήταν γνωστή μόνο εμπειρικά. Το ατομικό πρότυπο του Bohr μπορεί να περιγράψει ικανοποιητικά το άτομο του υδρογόνου και άλλα παρόμοια με το υδρογόνο (υδρογονοειδή) σωματίδια όπως το He^+ τα οποία έχουν ένα μόνο ηλεκτρόνιο καθώς και τα φάσματά τους, ωστόσο αδυνατεί να περιγράψει πιο σύνθετα από το υδρογόνο άτομα.

Μειονεκτήματα του Προτύπου

- Δεν μπορεί να περιγράψει ικανοποιητικά άτομα με περισσότερα από ένα ηλεκτρόνια, ούτε να ερμηνεύσει τα φάσματα πολυπλοκότερων του υδρογόνου ατόμων και ιόντων.
- Το ατομικό πρότυπο του Μπορ μεταχειρίζεται τα ηλεκτρόνια ως σωματίδια με εντελώς καθορισμένη θέση και ορμή ταυτόχρονα. Αυτό όμως παραβιάζει την αρχή της αβεβαιότητας του Heisenberg που λέει ότι η θέση και η ορμή ενός σωματιδίου είναι αδύνατο να καθοριστούν ταυτόχρονα με απεριόριστη ακρίβεια.
- Δεν εξηγεί τις σχετικές εντάσεις των φασματικών γραμμών.
- Η πρώτη συνθήκη του Bohr λέει ότι η στροφορμή του ηλεκτρονίου είναι μέγεθος κβαντισμένο αλλά δεν εξηγεί γιατί.

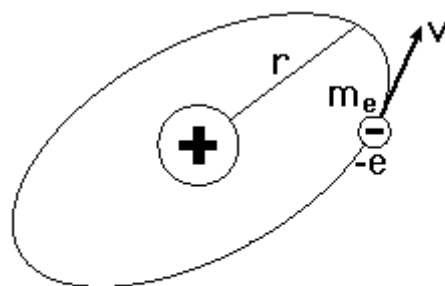
Το ατομικό πρότυπο του Μπορ αποτελεί μόνο μία προσέγγιση της δομής του ατόμου της πολύ πιο ακριβούς κβαντικής θεωρίας.

2.2.1 Μαγνητική ροπή του ηλεκτρονίου και ο γυρομαγνητικός

λόγος g του Lande

Στις επόμενες παραγράφους θα πάρουμε μία μικρή γεύση από την διαδρομή που θα ακολουθούσε κάποιος για να καταλήξει στον ορισμό του γυρομαγνητικού λόγου.

Από την κλασσική έκφραση για τη μαγνητική ροπή, $\mu = IA$, μπορεί να πάρουμε τη σχέση για την μαγνητική ροπή ενός ηλεκτρονίου που περιστρέφεται γύρω από τον πυρήνα και γύρω από τον εαυτό του. Αυτή η μαγνητική ροπή είναι ανάλογη με την στροφορμή του ηλεκτρονίου. Επειδή όμως έχουμε δύο στροφορμές, την τροχιακή στροφορμή l (γύρω από τον πυρήνα) και την εσωτερική στροφορμή s , λόγω ιδιοπεριστροφής, ή σπιν όπως απλά λέγεται θα έχουμε και δύο μαγνητικές ροπές. Όμως οι εργασίες που έγιναν στα φάσματα, αλλά και η εργασία του Dirac έδειξαν ότι η μαγνητική ροπή λόγω σπιν έχει μια ελαφρώς διαφορετική τιμή από την προβλεπόμενη.



T = Περίοδος Τροχιάς
 L = Τροχιακή Στροφορμή

Σχήμα 2. Γραφική αναπαράσταση του πυρήνα και της κίνησης του ηλεκτρονίου γύρω από αυτόν με ταχύτητα v .

Η κίνηση του ηλεκτρονίου γύρω από τον πυρήνα, ισοδυναμεί με ένα ρεύμα I , όπου v είναι η γραμμική ταχύτητα του ηλεκτρονίου και r είναι η ακτίνα της τροχιάς του. Στον τύπο της μαγνητικής ροπής το A είναι το εμβαδόν της τροχιάς $A = \pi r^2$

$$I = \frac{-e}{T} = \frac{ev}{2\pi r}$$

Πολλαπλασιάζοντας αριθμητή και παρανομαστή με $m_e r$, παίρνουμε:

$$I = \frac{-em_e v r}{2\pi m_e r^2}$$

όπου το γινόμενο $m_e v r$ δίνει την τροχιακή στροφορμή L . Στο τέλος η μαγνητική ροπή (κλασσικός τύπος) γίνεται:

$$\mu = IA = \frac{-e}{2m_e} L$$

Η τροχιακή όμως στροφορμή L είναι κβαντισμένη όπως ξέρουμε. Αντικαθιστώντας την L με την κβαντική συνθήκη, παίρνουμε την παρακάτω σχέση για τη μαγνητική ροπή λόγω τροχιακής περιστροφής.

$$\mu_L = \frac{-e}{2m_e} L = \frac{-e}{2m_e} \sqrt{l(l+1)} \hbar = \sqrt{l(l+1)} \mu_B$$

Όπου μ_B είναι η μαγνητόνη του Bohr και καθορίζει τη μονάδα της μαγνητικής ροπής του ατόμου. Η τιμή της δίνεται από τη σχέση:

$$\mu_B = \frac{e \hbar}{2 m_e} = 9.27 \times 10^{-24} \text{ J/T} = 5.79 \times 10^{-5} \text{ eV/T}$$

Η μαγνητική ροπή συνήθως εκφράζεται σαν πολλαπλάσια της μαγνητόνης του Bohr. Όμως η συνιστώσα της τροχιακής στροφορμής κατά τον άξονα z είναι:

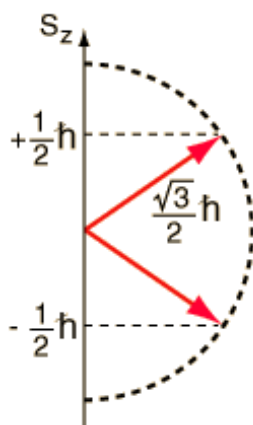
$$L_z = m_l \hbar$$

όπου m_l είναι ο μαγνητικός κβαντικός αριθμός, που παίρνει τιμές στο διάστημα $-l \dots 0 \dots +l$.

Τελικά η μαγνητική ροπή κατά τον άξονα z θα γίνει:

$$\mu_{L,z} = m_l \mu_B$$

Όταν ανακαλύφθηκαν τα φαινόμενα του ηλεκτρονικού spin από τους Goudsmit και Uhlenbeck, βρέθηκε ότι τα παρατηρούμενα φασματικά χαρακτηριστικά ταίριαζαν αν θεωρούσαμε ότι το ηλεκτρονικό spin είχε και μια εγγενή μαγνητική ροπή λόγω spin. Αφού λοιπόν εκτός από την τροχιακή στροφορμή L υπάρχει και η εσωτερική στροφορμή, λόγω spin S, θα έχουμε και μια δεύτερη μαγνητική ροπή μ που οφείλεται στο spin του ηλεκτρονίου.



Σχήμα 3. Η στροφορμή spin μπορεί να έχει δύο προσανατολισμούς, που περιγράφονται από τον μαγνητικό κβαντικό αριθμό spin m_s , που μπορεί να έχει δύο τιμές: άνω (+1/2) και κάτω (-1/2). Οι τιμές αυτές είναι οι προβολές του S πάνω στον άξονα z.

Το μέτρο της εσωτερικής (εγγενούς) στροφορμής S του ηλεκτρονίου είναι:

$$S = \sqrt{\frac{1}{2}\left(\frac{1}{2} + 1\right)} \hbar = \frac{\sqrt{3}}{2} \hbar$$

Η συνιστώσα z της εγγενούς στροφορμής σπιν έχει δύο τιμές:

$$S_z = \pm \frac{1}{2} \hbar$$

Οι δύο τιμές αντιστοιχούν στους δύο δυνατούς προσανατολισμούς του S . Έχει βρεθεί όμως ότι στην πραγματικότητα η τιμή της μαγνητικής ροπής, που σχετίζεται με το σπιν είναι:

$$\mu_s = \frac{e}{m} S$$

και όχι

$$\mu_s = \frac{e}{2m} S$$

όπως θα αναμενόταν από την αντιστοιχία με την τροχιακή στροφορμή. Έχει δηλαδή διπλάσια τιμή από το αναμενόμενο. Επίσης όπως είδαμε το μέτρο της εσωτερικής στροφορμής (σπιν) κατά τον άξονα z δίνεται όμως από την σχέση:

$$S_z = \pm \frac{1}{2} \hbar$$

Έτσι η συνιστώσα z της μαγνητικής ροπής σπιν, γίνεται ίση με τη μαγνητόνη του Bohr.:

$$\mu_{s,z} = \frac{e}{2m} \hbar$$

Κι αυτή δηλαδή παρουσιάζει διπλάσια τιμή απ' ότι αναμενόταν με το αντίστοιχο της κλασσικής σχέσης. Ο Dirac αργότερα κατέληξε ότι η πιο ακριβής τιμή για τη συνιστώσα z της μαγνητικής ροπής λόγω σπιν είναι η εξής:

$$\mu_z = \pm \frac{1}{2} g \mu_B$$

όπου ο παράγοντας g ονομάζεται γυρομαγνητικός λόγος του Lande και για το σπιν του ηλεκτρονίου σήμερα έχει τιμή:

$$g=2.002319304386$$

Όταν αργότερα παρατηρήθηκε το φαινόμενο Zeeman στο υδρογόνο, οι διαχωρισμοί των γραμμών ήταν σύμφωνοι με την ανωτέρω τιμή.

2.3 Μαγνητικές Ιδιότητες του πυρήνα

Ήταν το 1921 όταν οι Otto Stern και Walter Gerlach εκτέλεσαν ένα πείραμα με το οποίο έδειξαν ότι τα ηλεκτρόνια παρουσιάζουν μαγνητική ροπή λόγω σπιν. Στο πείραμα μετρούσαν την ολική μαγνητική ροπή του ατόμου του αργύρου. Όταν όμως η μαγνητική ροπή λόγω τροχιακής στροφορμής είναι μηδέν, αναγκαστικά η μετρούμενη τιμή της μαγνητικής ροπής αποδίδεται στην μαγνητική ροπή λόγω σπιν. Επίσης δείχθηκε η κβάντωση του σπιν του ηλεκτρονίου σε δύο προσανατολισμούς. Το πείραμα είχε μια πολύ σημαντική συμβολή στην ανάπτυξη της κβαντικής θεωρίας του ατόμου. Ο Stern με τους συνεργάτες του επανέλαβε το πείραμα του με μόρια υδρογόνου. Έτσι μέτρησε την πυρηνική μαγνητική ροπή του υδρογόνου, η οποία είναι μικρότερη του ηλεκτρονίου κατά τρεις τάξεις λόγω της μεγαλύτερης μάζας του πρωτονίου, όπως φαίνεται και από τον τύπο της μαγνητόνης του Bohr.

$$\mu_B = \frac{e\hbar}{2m_e}$$

Μια πρώτη εκτίμηση της πυρηνικής μαγνητικής ροπής θα ήταν ότι αυτή είναι μικρότερη κατά το $1/1836$ όσο και ο λόγος των μαζών ηλεκτρονίου-πρωτονίου. Μάλιστα ο Pauli είχε αναφέρει στον Stern ότι είναι χαμένος χρόνος το πείραμα του γιατί είναι γνωστό το αποτέλεσμα. Στο τέλος όμως βρήκαν πειραματικά ότι ο λόγος αυτός ήταν διαφορετικός από τον θεωρητικά υπολογισμένο. Κι αυτό το αποτέλεσμα έδειξε ότι το πρωτόνιο έχει μια σύνθετη δομή (από κουάρκ).

2.3.1 Πυρηνικό σπιν και μαγνητική ροπή

Τι είναι το όμως το σπιν? Το Σπιν είναι μια θεμελιώδης ιδιότητα της φύσης που χαρακτηρίζει ηλεκτρικά φόρτια ή-και υλικές ποσότητες (μάζα). Στη φύση συναντάται σε πολλαπλάσια του $\frac{1}{2}$ και μπορεί να είναι θετικό (+) ή αρνητικό (-). Τα πρωτόνια ,τα ηλεκτρόνια και τα νετρόνια κατέχουν σπιν. Όταν είναι ανεξάρτητα ,δηλαδή δεν συμμετέχουν σε ζεύγος (δεσμό), τότε και 3 είδη των παραπάνω στοιχειωδών σωματιδίων κατέχουν σπιν ίσο με $\frac{1}{2}$.

Στο άτομο του Δευτέρου (^2H) ,το οποίο έχει ένα ελεύθερο ηλεκτρόνιο και ένα ελεύθερο νετρόνιο, το συνολικό σπιν των ηλεκτρονίων είναι $\frac{1}{2}$ και το συνολικό σπιν του πυρήνα είναι ίσο με 1.

Δύο η περισσότερα σωματίδια που έχουν σπιν με αντίθετο πρόσημο μπορούν να δημιουργήσουν δεσμό, εξουδετερώνοντας έτσι την παρατηρούμενη εκδήλωση του σπιν. Ένα παράδειγμα είναι το Ήλιο. **Στον μαγνητικό συντονισμό του πυρήνα είναι το ελεύθερο πυρηνικό σπιν που μας ενδιαφέρει.**

Το μοντέλο του Bohr, μας λέει ότι οι πυρήνες γεμίζουν τροχιές, όπως ακριβώς κάνουν και τα ηλεκτρόνια. Όταν ο αριθμός των πρωτονίων ή των νετρονίων είναι ίσος με 2,8,20,28,50,82, και 126 τότε οι τροχιές είναι πλήρεις. Επειδή οι πυρήνες έχουν σπιν, είναι δυνατό το σπιν τους να αλληλοεξουδετερωθεί μέσα σε αυτές τις τροχιές. Σχεδόν όλα τα στοιχεία του περιοδικού πίνακα έχουν ένα ισότοπο (ίδιος αριθμός πρωτονίων, διαφορετικός αριθμός νετρονίων) με μη μηδενικό σπιν.

Πίνακας 1, Ο Περιοδικός Πίνακας των Στοιχείων

H																			He
Li	Be											B	C	N	O	F	Ne		
Na	Mg											Al	Si	P	S	Cl	Ar		
K	Ca	Sc	Ti	V	Cr	Mn	Fe	Co	Ni	Cu	Zn	Ga	Ge	As	Se	Br	Kr		
Rb	Sr	Y	Zr	Nb	Mo	Tc	Ru	Rh	Pd	Ag	Cd	In	Sn	Sb	Te	I	Xe		
Cs	Ba	La	Hf	Ta	W	Re	Os	Ir	Pt	Au	Hg	Tl	Pb	Bi	Po	At	Rn		

Ο Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (ΠΜΣ) μπορεί να επιτευχθεί μόνο όταν αυτά τα ισότοπα βρίσκονται σε ανιχνεύσιμη πληθυσμιακή αφθονία. Τα ισότοπα που χρησιμοποιούνται συχνότερα στον ΠΜΣ φαίνονται στον παρακάτω πίνακα.

Πίνακας 2. Πίνακας ισοτόπων που χρησιμοποιούνται στον ΠΜΣ.

ΠΥΡΗΝΑΣ	ΕΛΕΥΘΕΡΑ ΠΡΩΤΟΝΙΑ	ΕΛΕΥΘΕΡΑ ΝΕΤΡΟΝΙΑ	Spin	(MHz/T)
¹ H	1	0	1/2	42.58
² H	1	1	1	6.54
³¹ P	1	0	1/2	17.25
²³ Na	1	2	3/2	11.27
¹⁴ N	1	1	1	3.08
¹³ C	0	1	1/2	10.71
¹⁹ F	1	0	1/2	40.08

Όπως λοιπόν τα ηλεκτρόνια έχουν μια εγγενή στροφορμή, το σπιν, έτσι και οι πυρήνες έχουν και αυτοί μια εγγενή στροφορμή, δηλαδή σπιν. Το μέτρο της εγγενούς πυρηνικής στροφορμής, P, ισούται με:

$$P = \sqrt{I(I + 1)}\hbar$$

Ο κβαντικός αριθμός I ονομάζεται **πυρηνικό σπιν** και μπορεί να είναι ακέραιος ή και ημιακέραιος. Η μέγιστη συνιστώσα της πυρηνικής στροφορμής σε οποιονδήποτε άξονα, μπορεί να είναι :

$$I \cdot (\hbar/2\pi)$$

Στην πυρηνική στροφορμή αντιστοιχεί η μαγνητική ροπή του πυρήνα, σε αντιστοιχία με την μαγνητική ροπή λόγω σπιν του ηλεκτρονίου.

Εδώ όμως η μαγνητική ροπή ενός πυρήνα εκφράζεται με πυρηνικές μαγνητόνες μ_n. Η μονάδα αυτή της πυρηνικής ροπής ορίζεται ως:

$$\mu_n = \frac{e\hbar}{2m_p} = 5.05 \times 10^{-27} \text{ J/T}$$

Ο ορισμός αυτός είναι αντίστοιχος της μαγνητόνης του Bohr (μ_B) με την οποία μετρείται η μαγνητική ροπή λόγω σπιν των ελεύθερων ηλεκτρονίων. Η τιμή της πυρηνικής μαγνητόνης είναι μικρότερη κατά 2.000 φορές από την μαγνητόνη του Bohr λόγω της διαφοράς μάζας του πρωτονίου από το ηλεκτρόνιο.

Το περίεργο όμως είναι ότι η μαγνητική ροπή του ελεύθερου πρωτονίου δεν ισούται με ένα μN όπως θα αναμέναμε, αλλά με $2.7928 \cdot \mu\text{N}$. Ενώ η μαγνητική ροπή του νετρονίου είναι $-1.9135 \cdot \mu\text{N}$. Το αρνητικό πρόσημο δηλώνει ότι η μαγνητική ροπή του νετρονίου έχει αντίθετη κατεύθυνση από την αντίστοιχη στροφορμή του. Η ιδιότητες αυτές των δομικών στοιχείων των πυρήνων αποδεικνύονται πολύ χρήσιμες όταν μιλάμε για τον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό.

2.4 Ο πυρήνας μέσα σε ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο (Κλασσική προσέγγιση)

Σε αυτή την παράγραφο, θα πάρουμε μια "κλασσική" όψη της συμπεριφοράς του πυρήνα, δηλαδή τη συμπεριφορά ενός φορτισμένου σωματιδίου, σε ένα μαγνητικό πεδίο. Φανταστείτε έναν πυρήνα (με σπιν $1/2$) σε ένα μαγνητικό πεδίο B_0 . Αυτός ο πυρήνας είναι σε ηρεμία (απουσία εξωτερικού μαγνητικού πεδίου) και περιστρέφεται γύρω από τον άξονά του. Όταν όμως εφαρμοστεί το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, αυτός ο άξονας της περιστροφής μεταπίπτει (precess) γύρω από την διεύθυνση του B_0 , δηλαδή ο άξονας της μαγνητικής ροπής μ περιστρέφεται γύρω από το B . Η κυκλική συχνότητα της μετάπτωσης καλείται συχνότητα μετάπτωσης **Larmor**, (ω_L), **προς τιμήν του Άγγλου φυσικού Larmor (1857-1942)**, και είναι ανάλογη προς το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο.

Η περιστροφική αυτή κίνηση του πυρήνα γύρω από τον άξονα που καθορίζει το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο δεν μπορεί να προσανατολιστεί ακριβώς παράλληλα (ή αντιπαράλληλα) με την διεύθυνση του εφαρμοζόμενου πεδίου B_0 , αλλά πρέπει να μεταπίπτει γύρω του, μία κίνηση που μοιάζει με αυτήν του γυροσκοπίου, υπό γωνία, με μια γωνιακή ταχύτητα ω_0 που δίνεται από την σχέση:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

Όπου το ω_0 είναι ο ρυθμός μετάπτωσης, η συχνότητα Larmor δηλαδή. Το γ , όπως έχουμε δει, σχετίζει την μαγνητική διπολική ροπή μ και τον αριθμό σπιν και για έναν συγκεκριμένο πυρήνα, ισούται με :

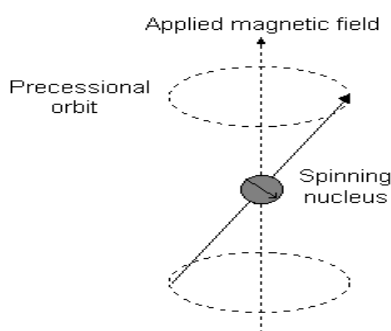
$$\gamma = 2\pi\mu/hI$$

Κάθε πυρήνας έχει μια χαρακτηριστική τιμή για το γ , το οποίο είναι η σταθερά της αναλογίας μεταξύ της εγγενούς στροφορμής του πυρήνα και της μαγνητικής διπολικής ροπής του. Για ένα πρωτόνιο το γ είναι :

$$\gamma = 2.674 \times 10^4 \text{ gauss}^{-1} \text{ sec}^{-1}$$

Αυτό ακριβώς περιγράφεται στο παρακάτω σχήμα, όπου το μαγνητικό πεδίο έχει την κατεύθυνση του θετικού άξονα z. Αν το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο είναι $B=1\text{ T}$, τότε η συχνότητα Larmor ενός πρωτονίου στο πεδίο αυτό ισούται με 42.577 MHz.

Αυτή η μεταπτωτική κίνηση παράγει ένα ηλεκτρικό πεδίο με συχνότητα ω_0 . Αν διαταράξουμε τον πυρήνα με ράδιο κύματα (στην ζώνη συχνοτήτων των MHz) το πρωτόνιο θα απορροφήσει την ενέργεια των ράδιο κυμάτων και θα περάσει σε μια ανεβασμένη ενεργειακή κατάσταση που σχετίζεται, όπως θα δούμε παρακάτω, με τον προσανατολισμό της μαγνητικής του διπολικής ροπής ως προς την διεύθυνση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Αυτή η απορρόφηση ενέργειας καλείται συντονισμός επειδή η συχνότητα των εφαρμοζόμενων ράδιο κυμάτων και η συχνότητα περιστροφής (μεταπτωτική) συμπίπτουν.



Σχήμα 4. Μετάπτωση. Όταν ένας πυρήνας ο οποίος έχει μαγνητική ροπή βρεθεί σε εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B, η μαγνητική ροπή εκτελεί γωνιακή μετάπτωση γύρω από τον άξονα του μαγνητικού πεδίου, με συχνότητα η οποία είναι ανάλογη προς το πεδίο.

Η δυναμική ενέργεια του πυρήνα που κάνει μετάπτωση δίνεται από την σχέση:

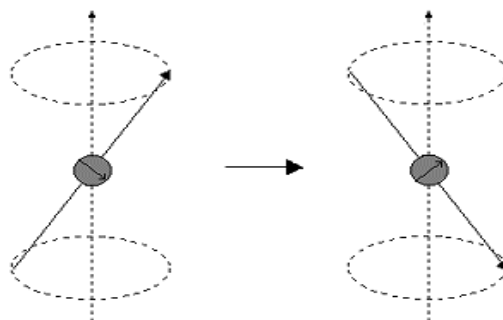
$$E = -\mu B \cos\theta$$

όπου θ είναι η γωνία μεταξύ της κατεύθυνσης του εξωτερικού πεδίου και του άξονα της περιστροφής του πυρήνα

Όταν η προβολή της μαγνητικής ροπής μ κατά τη διεύθυνση του μαγνητικού πεδίου είναι μ , η δυναμική ενέργεια του δίπολου ισούται με $-\mu \cdot B$ (αυτή είναι και η ελάχιστη τιμή της). Όταν όμως η μ έχει αντίθετη κατεύθυνση από το μαγνητικό πεδίο, τότε η δυναμική ενέργεια του δίπολου ισούται με τη μέγιστη τιμή της, που είναι $\mu \cdot B$.

Εάν ο πυρήνας απορροφήσει ενέργεια, τότε η γωνία της μετάπτωσης, θ , θα αλλάξει. Για έναν πυρήνα με σπιν 1/2, όπως θα δούμε και στην κβαντική αντιμετώπιση, ο προσανατολισμός της μαγνητικής ροπής μπορεί να είναι μόνο, είτε παράλληλος (ελάχιστη τιμή ενέργειας), είτε αντιπαράλληλος με το μαγνητικό πεδίο (μέγιστη τιμή ενέργειας). Η απορρόφηση τότε ενέργειας μέσω κάποιας ακτινοβολίας, αναγκάζει τη

μαγνητική ροπή έτσι ώστε αυτή να γίνει αντίθετη με το πεδίο (η υψηλότερη κατάσταση ενέργειας).



Σχήμα 5. Προσανατολισμός μαγνητικής ροπής. Αυτές οι δύο διαφορετικές καταστάσεις προσανατολισμού της μαγνητικής ροπής, απεικονίζονται στο παραπάνω σχήμα για την περίπτωση ενός πυρήνα με σπιν $1/2$

Αν χρησιμοποιήσουμε την τεχνική που λέγεται πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός μπορούμε να ανιχνεύσουμε μεταβάσεις ανάμεσα σε αυτές τις δύο καταστάσεις προσανατολισμού του σπιν των πυρήνων. Εφαρμόζουμε πρώτα το σταθερό πεδίο B για να προσανατολίσουμε τις μαγνητικές ροπές. Ταυτόχρονα εφαρμόζουμε και ένα ασθενές αλλά ταλαντούμενο μαγνητικό πεδίο, κάθετο στο πρώτο B . Όταν η συχνότητα ταλάντωσης του ασθενούς πεδίου γίνει ίση με τη συχνότητα μετάπτωσης Larmor, τότε η ροπή που δρα πάνω στις μεταπίπτουσες μαγνητικές ροπές των πυρήνων τις αναγκάζει να αλλάξουν κατάσταση και να μεταβούν από τη μια στην άλλη.

Το καθαρό αποτέλεσμα των μεταβάσεων αυτών είναι απορρόφηση ενέργειας από τον πυρήνα, κάτι που ανιχνεύεται πειραματικά. Για την καλύτερη κατανόηση της ενεργειακής κατάστασης των πυρήνων σε σχέση με τον προσανατολισμό των σπιν των πυρήνων όταν αυτοί βρίσκονται σε εξωτερικό μαγνητικό πεδίο το παρακάτω παράδειγμα είναι διαφωτιστικό.

Αν υποθέσουμε ότι το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο αντιστοιχεί στο βαρυτικό πεδίο της γης και ότι το πρωτόνιο αντιστοιχεί στον άνθρωπο, τότε μπορούμε εύκολα να κατανοήσουμε την διαφορά ενέργειας μεταξύ των δύο πιθανών προσανατολισμών του πυρήνα.

Ο άνθρωπος μπορεί να προσανατολίσει τον εαυτό του παράλληλα με το βαρυτικό πεδίο της γης, περπατώντας με τα πόδια. Μπορεί όμως να προσανατολίσει τον εαυτό του αντί – παράλληλα με το βαρυτικό πεδίο της γης, περπατώντας με τα χέρια. Το περπάτημα με τα πόδια, το οποίο αντιστοιχεί όπως καταλαβαίνουμε στον παράλληλο προσανατολισμό των πυρήνων με το μαγνητικό πεδίο, είναι αναμφίβολα πιο ξεκούραστο και απαιτεί λιγότερη ενέργεια από το να περπατά κάποιος με τα πόδια.

Όπως είναι φυσικό, η προτιμώμενη ενεργειακά, κατάσταση ευθυγράμμισης είναι αυτή που απαιτεί λιγότερη ενέργεια. Έτσι περισσότερα πρωτόνια βρίσκονται στη χαμηλή ενεργειακά κατάσταση, παράλληλα με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο

(περπατώντας με τα πόδια δηλαδή). Παρόλα αυτά η διαφορά του αριθμού των πρωτονίων που βρίσκονται στις δύο καταστάσεις, είναι πολύ μικρή και εξαρτάται από την ένταση του εφαρμοζόμενου μαγνητικού πεδίου. Για να πάρουμε μια ιδέα, για κάθε 10 εκατομμύρια πρωτόνια που «περπατούν με τα χέρια τους» υπάρχουν 10.000.007 πρωτόνια που «περπατούν με τα πόδια τους». Περισσότερες όμως λεπτομέρειες θα δούμε σε επόμενη παράγραφο για το συγκεκριμένο θέμα.

2.4.1 Κβαντική προσέγγιση (Πυρηνικό σπιν και διαχωρισμός των επιπέδων ενέργειας σε ένα μαγνητικό πεδίο)

Τα υποατομικά σωματίδια (ηλεκτρόνια, πρωτόνια και νετρόνια) μπορούμε να τα φανταστούμε ότι περιστρέφονται γύρω από τους άξονές τους. Σε πολλά άτομα (όπως στον άνθρακα ^{12}C) αυτά τα σπιν είναι σε ζεύξη, δηλαδή το ένα αντίθετο του άλλου, έτσι ώστε ο πυρήνας του ατόμου να μην παρουσιάζει κανένα συνολικό σπιν. Εντούτοις, σε μερικά άτομα (όπως στο ^1H και στον άνθρακα ^{13}C) ο πυρήνας παρουσιάζει ένα συνολικό σπιν. Οι κανόνες για τον καθορισμό του καθαρού σπιν ενός πυρήνα είναι οι ακόλουθοι:

1. Εάν ο αριθμός νετρονίων **και** ο αριθμός πρωτονίων είναι και οι δύο άρτιοι, τότε ο πυρήνας δεν έχει **KANENA** σπιν.
2. Εάν ο αριθμός νετρονίων **συν** τον αριθμό πρωτονίων είναι περιττός, τότε ο πυρήνας έχει ένα σπιν ημιακέραιο (δηλ. $1/2, 3/2, 5/2$)
3. Εάν ο αριθμός νετρονίων **και** ο αριθμός πρωτονίων είναι και οι δύο περιττοί, τότε ο πυρήνας έχει ένα ακέραιο σπιν (δηλ. $1, 2, 3$)

Το συνολικό σπιν, I , είναι σημαντικό. Η κβαντομηχανική μας λέει ότι ένας πυρήνας με σπιν I θα έχει $2I+1$ δυνατούς προσανατολισμούς του σπιν. Έτσι ένας πυρήνας με σπιν $1/2$ θα έχει 2 δυνατούς προσανατολισμούς. Χωρίς εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, αυτοί οι προσανατολισμοί είναι ίσης ενέργειας. Εάν όμως εφαρμοστεί ένα μαγνητικό πεδίο, τότε τα επίπεδα της ενέργειας διαχωρίζονται. Σε κάθε επίπεδο ενέργειας, αντιστοιχεί ένας μαγνητικός κβαντικός αριθμός του σπιν, m .

Επίπεδα ενέργειας για ένα πυρήνα με σπιν $1/2$



Σχήμα 6. Ενεργειακά επίπεδα. Το πρωτόνιο το οποίο έχει σπιν $1/2$, μπορεί να καταλάβει μία από δύο πιθανές ενεργειακές καταστάσεις όταν βρεθεί σε εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Η χαμηλότερη, ενεργειακή κατάσταση, E_1 , από τις δύο αντιστοιχεί στην περίπτωση που το σπιν του πρωτονίου έχει την ίδια κατεύθυνση με το μαγνητικό πεδίο, ενώ η υψηλότερη, η E_2 στην περίπτωση που το σπιν είναι

αντιπαράλληλο με το πεδίο. Το αντίθετο συμβαίνει με τα ηλεκτρόνια διότι έχουν αρνητικό ηλεκτρικό φορτίο.

Όταν ο πυρήνας βρίσκεται σε ένα μαγνητικό πεδίο, οι αρχικοί πληθυσμοί των επιπέδων ενέργειας καθορίζονται από τη θερμοδυναμική ισορροπία, όπως περιγράφονται από την κατανομή Boltzmann. Αυτό είναι πολύ σημαντικό, και σημαίνει ότι **το χαμηλότερο επίπεδο ενέργειας περιέχει ελαφρώς περισσότερους πυρήνες από ό,τι το υψηλότερο επίπεδο ενέργειας.**

2.4.2 Η ηλεκτρονιακή θωράκιση των πυρήνων

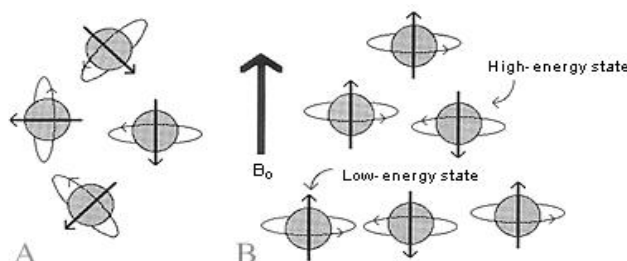
Στην παραπάνω θεώρηση εξετάσαμε την συμπεριφορά του πυρήνα υπό την παρουσία ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Αυτό που δεν λάβαμε υπόψιν, πράγμα το οποίο κάναμε για την ευκολότερη κατανόηση του φαινομένου, είναι το ότι οι πυρήνες στην πράξη βρίσκονται σε δεσμούς, έχουν γύρω τους δηλαδή το λεγόμενο ηλεκτρονιακό νέφος. Όπως έχουμε δει, τα ηλεκτρόνια έχουν αντίθετο σπιν σε σχέση με τον πυρήνα. Αυτό σημαίνει πως και η μαγνητική διπολική τους ροπή θα συμπεριφέρεται αντίστοιχα με την παρουσία του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Εξαιτίας της αντίθετης κατεύθυνσης του σπιν των ηλεκτρονίων το μαγνητικό που δημιουργούν αντιτίθεται στις δυναμικές γραμμές του εξωτερικά εφαρμοζόμενου μαγνητικού πεδίου με αποτέλεσμα οι πυρήνες των ατόμων να συναντούν στην πράξη μικρότερο μαγνητικό πεδίο από αυτό που εφαρμόζεται αφού ένα μέρος εξουδετερώνεται από το σπιν των ηλεκτρονίων. Για αυτό και χρησιμοποιούμε τον όρο ασπίδα ή θωράκιση για να περιγράψουμε το φαινόμενο. Το γεγονός αυτό είναι πολύ σημαντικό αφού μεταβάλλει την συχνότητα Larmor των πυρήνων. Η σχέση που μας δίνει την πραγματική συχνότητα Larmor για τους πυρήνες H, που λαμβάνει υπόψιν την επίδραση της ασπίδας των ηλεκτρονίων είναι η ακόλουθη:

$$\omega_0 = \gamma(\mathbf{B}_0 - \mathbf{S})$$

Το S, αναπαριστά την αλλαγή στο μαγνητικό πεδίο που επιφέρει η αντίθετη σε αυτό, μαγνητική διπολική ροπή των ηλεκτρονίων. Έτσι για να κρατήσουμε την συχνότητα Larmor των πυρήνων σταθερή απαιτείται μεγαλύτερη ένταση του μαγνητικού πεδίου, γεγονός που παίρνεται σοβαρά υπόψιν στην δημιουργία των συνθηκών κατάλληλων για την επίτευξη του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού.

2.4.3 Κατανομή Boltzmann (Boltzmann Statistics)

Όταν τοποθετήσουμε ένα αριθμό σωματιδίων με spin σε ένα μαγνητικό πεδίο, τότε το κάθε spin προσανατολίζεται σε μία από τις δύο πιθανές κατευθύνσεις.



Σχήμα 7. Προσανατολισμός του spin. Χωρίς την παρουσία εξωτερικού μαγνητικού πεδίου (κατάσταση A) και με την παρουσία εξωτερικού μαγνητικού πεδίου (κατάσταση B).

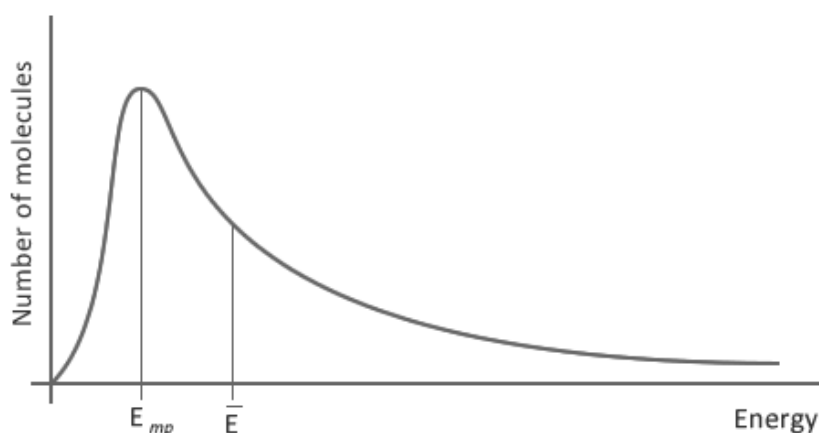
Σε θερμοκρασία δωματίου, ο αριθμός των σωματιδίων με spin χαμηλής ενέργειας (N^-), ξεπερνάει ελαφρώς, τον αριθμό των σωματιδίων με spin υψηλής ενέργειας (N^+). Η κατανομή του Boltzmann μας υποδεικνύει ότι

$$N^- / N^+ = e^{-E/kT}$$

Όπου E είναι η ενεργειακή διαφορά μεταξύ των δύο καταστάσεων του spin, k η σταθερά του Boltzmann : $1.3805 \times 10^{-23} \text{ J/Kelvin}$, και T η θερμοκρασία, εκφρασμένη σε βαθμούς Kelvin.

Όταν η θερμοκρασία αυξάνει, τότε αυξάνει και ο λόγος N^- / N^+ , ενώ όταν μειώνεται, τότε ο λόγος αυτός προσεγγίζει το 1.

THE MAXWELL-BOLTZMANN DISTRIBUTION



Σχήμα 8. Κατανομή Boltzmann. Η κατανομή αυτή μας περιγράφει τον αριθμό των μορίων που βρίσκονται σε κάθε ενεργειακή κατάσταση.

Είναι δυνατόν να διεγερθούν τεχνητά αυτοί οι πυρήνες σε υψηλότερο ενεργειακά επίπεδο αν πέσει πάνω τους ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία και απορροφήσουν την ενέργεια της. Η συχνότητα της ακτινοβολίας που απαιτείται καθορίζεται από τη διαφορά της ενέργειας μεταξύ των δύο πιθανών ενεργειακών καταστάσεων των πυρήνων. Η τεχνική αυτή ονομάζεται **Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός, (ΠΜΣ).**

Το σήμα στη **φασματοσκοπία Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού**, προκύπτει από την διαφορά της ενέργειας που υπάρχει μεταξύ της χαμηλής ενεργειακά κατάστασης και της υψηλής ενεργειακά κατάστασης και συγκεκριμένα από την εκπεμπόμενη ενέργεια κατά την μετάβαση του σπιν από την υψηλή στην χαμηλή ενεργειακά κατάσταση, από την επαναφορά δηλαδή του σπιν στον αρχικό του προσανατολισμό. Η δυνατότητα αυτή προκύπτει από την διαφορά που υπάρχει στους πληθυσμούς των σωματιδίων με διαφορετικό προσανατολισμό σπιν. Καταλαβαίνουμε έτσι ότι, η φασματοσκοπία ΠΜΣ είναι πολύ ακριβής φασματοσκοπία αφού είναι ικανή να ανιχνεύει αυτές τις πολύ μικρές διαφορές στον πληθυσμό των σωματιδίων.

2.4.4 Υπολογισμός της ενέργειας μετάβασης

Ο πυρήνας έχει ένα θετικό φορτίο και περιστρέφεται. Αυτό παράγει ένα μικρό μαγνητικό πεδίο. Ο πυρήνας επομένως κατέχει μια μαγνητική ροπή, μ , που είναι ανάλογη με το σπιν του, I

$$\mu = \frac{\gamma I \hbar}{2 \pi}$$

Η σταθερά, γ , καλείται γυρομαγνητικός λόγος και είναι μια θεμελιώδης πυρηνική σταθερά η οποία έχει μια διαφορετική τιμή για κάθε πυρήνα. το \hbar είναι η σταθερά του Planck.

Η ενέργεια κάθε επιπέδου ενέργειας δίνεται από

$$E = - \frac{\gamma \hbar}{2 \pi} m B$$

Όπου B είναι η ένταση του μαγνητικού πεδίου **στον πυρήνα**.

Για ένα πυρήνα με σπιν $1/2$, η διαφορά στην ενέργεια μεταξύ των επιπέδων (η ενέργεια μετάβασης) μπορεί να βρεθεί από τη διαφορά:

$$\Delta E = \frac{\gamma \hbar B}{2 \pi}$$

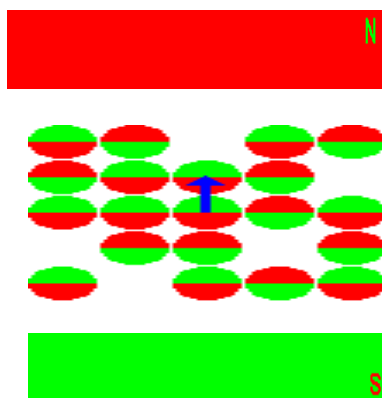
Αυτό σημαίνει ότι εάν το μαγνητικό πεδίο, B , αυξάνεται, έτσι αυξάνεται και η ΔΕ. Επίσης σημαίνει ότι εάν ένας πυρήνας έχει ένα σχετικά μεγάλο γυρομαγνητικό λόγο, τότε η Διαφορά Ενέργειας ΔΕ είναι αντίστοιχα μεγάλη.

Είναι σημαντικό να επισημανθεί ξανά ότι μόνο ένα ποσοστό των πυρήνων "στόχων" βρίσκονται στην χαμηλότερη κατάσταση ενέργειας (και μπορεί να απορροφήσει την ακτινοβολία). Επίσης οι πυρήνες που θα βρεθούν στην υψηλότερη κατάσταση ενέργειας (διεγερμένοι), θα επιστρέψουν στην χαμηλότερη κατάσταση ενέργειας εκπέμποντας αντίστοιχη ακτινοβολία μ' αυτήν που απορρόφησαν για να βρεθούν εκεί. Έτσι υπάρχει η πιθανότητα πως από την αποδιέγερση και την σύγχρονη διέγερση άλλων πυρήνων, οι πληθυσμοί των υψηλότερων και χαμηλότερων επιπέδων ενέργειας μπορεί να γίνουν ίσοι. Εάν αυτό συμβεί, τότε δεν θα υπάρξει **καμία** περαιτέρω απορρόφηση της ακτινοβολίας. Λέμε τότε ότι το σύστημα των σπιν είναι κορεσμένο .

Στον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό αυτό που έχει εξαιρετικό ενδιαφέρον για τον ερευνητή και που παίζει τον πιο σημαντικό ρόλο τόσο στην φασματοσκοπία , αλλά και στο σύνολο των εφαρμογών του ΠΜΣ, είναι οι χρόνοι που απαιτούνται για την αποδιέγερση των τεχνητά διεγερμένων πυρήνων. Όπως προαναφέραμε η τεχνική του ΠΜΣ , χρησιμοποιεί ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία για την διατάραξη των μαγνητικών διπολικών ροπών των πυρήνων.

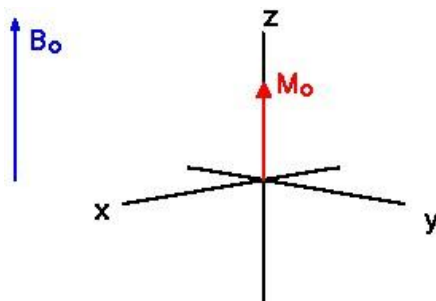
2.5 Χρόνοι επαναφοράς

Ας ρίξουμε μια πιο μακροσκοπική ματιά στο φαινόμενο του ΠΜΣ. Το πρώτο βήμα για αυτή την ματιά είναι να προσδιορίσουμε το πακέτο σπιν. Το **πακέτο σπιν** είναι μια ομάδα σωματιδίων με σπιν που βρίσκονται στο ίδιο μαγνητικό πεδίο. Σε κάθε χρονική στιγμή το μαγνητικό πεδίο που δημιουργεί κάθε πακέτο σπιν μπορεί να απεικονισθεί με ένα μαγνητικό διάνυσμα. Το μέγεθος αυτού του διανύσματος είναι ανάλογο της διαφοράς ($N^+ - N^-$). Το άθροισμα των μαγνητικών διανυσμάτων από όλα τα πακέτα σπιν μας δίνει την μαγνήτιση του δικτυώματος των πακέτων σπιν, δηλαδή την συνολική μαγνήτιση.



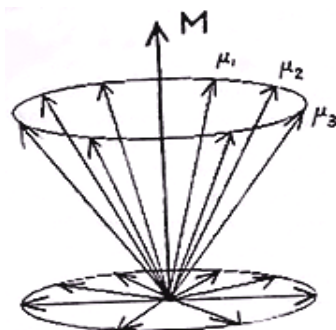
Σχήμα 9. Γραφική αναπαράσταση πυρήνων που βρίσκονται στο ίδιο μαγνητικό πεδίο προσδίδοντας στο σπιν τους κοινά χαρακτηριστικά συνιστώντας έτσι ένα πακέτο σπιν. Το μπλε διάνυσμα αναπαριστά την μαγνήτιση του πακέτου σπιν.

Προσαρμόζοντας το κλασικό σύστημα συντεταγμένων, το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο και το διάνυσμα του πακέτου spin, στην κατάσταση ισορροπίας, βρίσκονται και τα δύο στον άξονα Z.



Σχήμα 10. Το διάνυσμα της μαγνήτισης ισορροπίας στο σύστημα συντεταγμένων.

Σε κατάσταση ισορροπίας το μαγνητικό διάνυσμα, του κάθε πακέτου spin, ευθυγραμμίζεται με το εφαρμοζόμενο μαγνητικό πεδίο B_0 και ονομάζεται **μαγνήτιση ισορροπίας M_0** . Σε αυτήν την διαμόρφωση, η Z συνιστώσα της μαγνήτισης M_Z ισούται με την M_0 . Το διάνυσμα M_Z αναφέρεται ως **διαμήκης μαγνήτιση**. Σε αυτήν την περίπτωση οι άλλες δύο συνιστώσες (M_X ή M_Y) δεν υπάρχουν. Για την ακρίβεια οι συνιστώσες της μαγνήτισης στους άξονες X και Y υπάρχουν αλλά αλληλοεξουδετερώνονται αφού είναι ίσες και αντίρροπες όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 11. Διανυσματική αναπαράσταση της μαγνήτισης σε κατάσταση ισορροπίας. Παρατηρείστε τις αντίρροπες συνιστώσες στο οριζόντιο επίπεδο.

Όταν η μαγνήτιση του δικτύωματος των πακέτων spin τοποθετηθεί στο επίπεδο XY, θα περιστρέφεται γύρω από τον άξονα Z με μια συχνότητα ίση με την συχνότητα που θα έπρεπε να έχει ένα φωτόνιο για να προκαλέσει την μετάβαση μεταξύ των δύο ενεργειακών καταστάσεων του spin. Αυτή η συχνότητα, όπως είδαμε παραπάνω, είναι η **συχνότητα μετάπτωσης Larmor**. Έχοντας κωδικοποιήσει την μαγνήτιση των πακέτων spin με ένα διάνυσμα πρέπει να κρατάμε στο μυαλό μας πως το διάνυσμα αυτό, η μαγνητική διπολική ροπή των πυρήνων, περιστρέφονται γύρω από τον άξονα που ορίζουν οι μαγνητικές γραμμές του εξωτερικού μαγνητικού

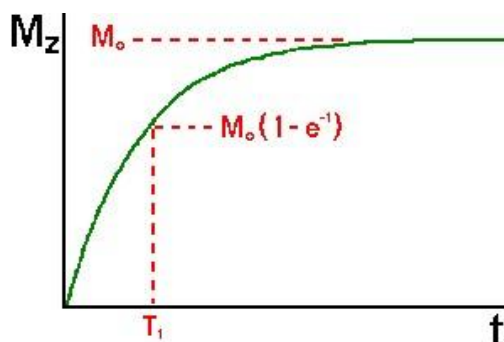
πεδίου. Το σημείο κλειδί στην τεχνική του ΠΜΣ είναι ο τρόπος με τον οποίο θα μπορέσει κάποιος να διαταράξει την μεταπτωτική κίνηση της διπολικής ροπής (με συχνότητα τα 58 MHz) χρησιμοποιώντας μόνο το μικρό μαγνητικό πεδίο ενός Η/Μ παλμού που βρίσκεται στην περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων.

Αυτό είναι ένα πρόβλημα, παρόμοιο με το να προσπαθεί κάποιος, να σπρώξει τον φίλο του από το γνωστό μας carousel των λούνα παρκ, με το μικρό του δαχτυλάκι την στιγμή που αυτό περιστρέφεται με 58 εκατομμύρια στροφές το δευτερόλεπτο χωρίς αυτός να βρίσκεται πάνω στο carousel! Όπως γίνεται αντιληπτό, ο συγχρονισμός σε ένα τέτοιο εγχείρημα είναι κάτι παραπάνω από κρίσιμος. Ο τρόπος για να γίνει αυτό, είναι να πηδήξει πάνω στο carousel και ύστερα τα πράγματα γίνονται πολύ απλά. Αυτό το μικρό άλμα πάνω στο carousel είναι σημαντικό. Η σχετική ταχύτητα τότε, γίνεται μηδέν και η αλληλεπίδραση μεταξύ των δύο φίλων γίνεται εφικτή. Στο πείραμα ΠΜΣ θα πρέπει να εφαρμόσουμε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία με συχνότητα ίση με την συχνότητα Larmor των πυρήνων Η έτσι ώστε να διαταράξουμε την μαγνητική διπολική τους ροπή με το μαγνητικό περιεχόμενο του ηλεκτρομαγνητικού ράδιο παλμού.

2.5.1 Χρόνος Αποκατάστασης T_1 (T_1 Processes)

Μπορούμε, χρησιμοποιώντας την τεχνική του ΠΜΣ και διοχετεύοντας την απαιτούμενη ενέργεια στο σύστημα μέσω ακτινοβολίας, να μηδενίσουμε την M_z , και να καταστήσουμε το σύστημα μαγνητικά κορεσμένο. Ο χρόνος που απαιτείται για να επανέλθει η συνιστώσα M_z στην τιμή που είχε στην κατάσταση ισορροπίας καλείται **χρόνος αποκατάστασης (T_1)** και περιγράφεται από την εξίσωση :

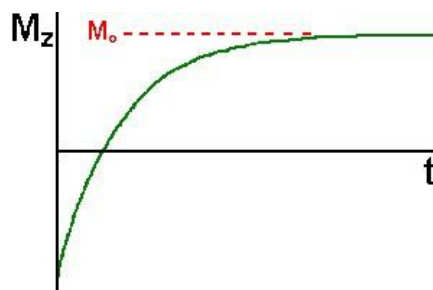
$$M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$$



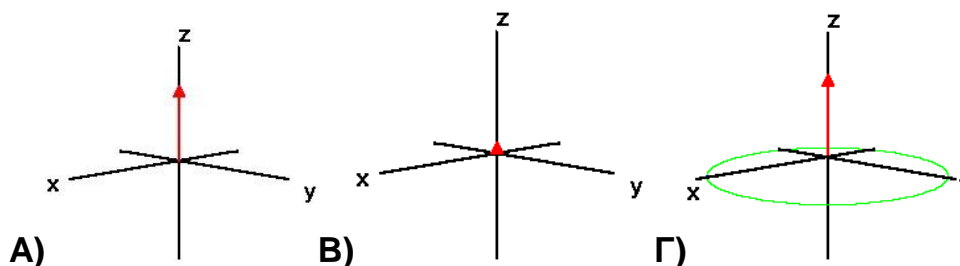
Από την παραπάνω εξίσωση βλέπουμε ότι ο χρόνος T_1 (**spin-lattice relaxation time**) είναι το χρονικό διάστημα (σε msec) μέσα στο οποίο η μαγνήτιση στην επιστροφή της στον άξονα z ανακτά το 63% της αρχικής της τιμής M_0 .

Έτσι λοιπόν αν τοποθετήσουμε την μαγνήτιση στο αρνητικό κομμάτι του άξονα Z, θα παρατηρήσουμε ότι θα επιστρέψει στις θετικές τιμές με ρυθμό που καθορίζεται από τον χρόνο T_1 . Η εξίσωση που περιγράφει αυτήν την συμπεριφορά, ως συνάρτηση του χρόνου t είναι :

$$M_z = M_0 (1 - 2e^{-t/T_1})$$



Ο χρόνος αποκατάστασης T_1 καθορίζει τον ρυθμό επαναφοράς της διαμήκουσ μαγνήτισης.



Σχήμα 12. Διανυσματική αναπαράσταση του μεγέθους της διαμήκουσ μαγνήτισης. Αρχικά βλέπουμε την ευθυγράμμιση με το εσωτερικό πεδίο στον άξονα Z (κατάσταση A). Μετά την απορρόφηση της ενέργειας της η/μ ακτινοβολίας η μαγνήτιση του άξονα Z έχει μηδενισθεί.(κατάσταση B). Με το πέρασμα του χρόνου T_1 η μαγνήτιση έχει επανέλθει στην κατάσταση ισορροπίας.(κατάσταση Γ).

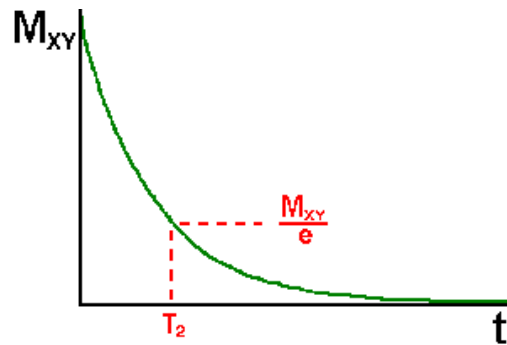
2.5.2 Χρόνος Χαλάρωσης T_2 (T_2 Processes)

Το δικτύωμα των πακέτων spin εκτός από την περιστροφή του γύρω από τον άξονα Z διαθέτει και άλλη μια πολύ σημαντική ιδιότητα.Αφού προσδώσουμε την απαιτούμενη ενέργεια μέσω ακτινοβολίας, όλοι οι πυρήνες που το αποτελούν βρίσκονται σε φάση. Όμως με το πέρασμα του χρόνου κάθε πακέτο spin μέσα στο δικτύωμα αντιμετωπίζει ελαφρώς διαφορετικό μαγνητικό πεδίο, γεγονός που οδηγεί σε διαφορές φάσης ανάμεσα στα πακέτα spin του δικτυώματος. Όσο περισσότερο περνάει ο χρόνος τόσο μεγαλώνει η διαφορά φάσης. Μπορούμε να φανταστούμε για να το καταλάβουμε καλύτερα, ότι το συνολικό διάνυσμα μαγνήτισης, που εδώ βρίσκετε στον άξονα +Y αποτελείται από πολλά λεπτότερα διανύσματα που αντιστοιχούν στα διανύσματα μαγνήτισης κάθε πακέτου που βρίσκεται στο δικτύωμα..

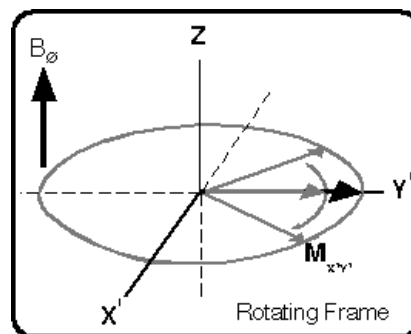
- Ο χρόνος ο οποίος απαιτείται για να επανέλθει το διάνυσμα M_{XY} , στην αρχική κατάσταση λέγεται χρόνος T_2 (**spin-spin relaxation time**) και είναι το χρονικό διάστημα (σε msec) μέσα στο οποίο η τιμή της μαγνήτισης στο

εγκάρσιο επίπεδο εξασθενεί και πέφτει στο 37% της τιμής που απέκτησε με την εφαρμογή του παλμού και περιγράφεται από την εξίσωση:

$$M_{XY} = M_{XY_0} e^{-t/T_2}$$

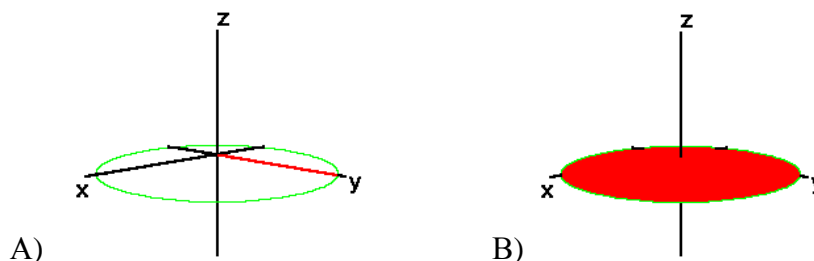


Ο χρόνος T_2 είναι πάντα μικρότερος ή ίσος με τον χρόνο αποκατάστασης T_1 . Η εγκάρσια μαγνήτιση του δικτύωματος τείνει στο μηδέν και η διαμήκης μαγνήτιση αυξάνει έως ότου έχουμε το διάνυσμα M_0 στον άξονα Z.



Σχήμα 13. Διανυσματική γραφική παράσταση της διαδικασίας κατά την οποία μεγαλώνει η διαφορά φάσης ανάμεσα στις συνιστώσες της εγκάρσιας μαγνήτισης M_{xy} .

Όλες οι εγκάρσιες συνιστώσες της μαγνήτισης συμπεριφέρονται με τον ίδιο τρόπο. Οι εγκάρσιες συνιστώσες περιστρέφονται γύρω από την διεύθυνση της εφαρμοζόμενης μαγνήτισης και αυξάνει η διαφορά φάσης μεταξύ τους.

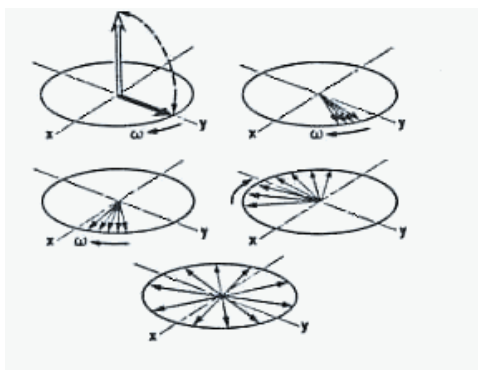


Σχήμα 14. Σχηματική αναπαράσταση του διανύσματος μαγνήτισης του άξονα XY. Στην κατάσταση A) οι πυρήνες έχουν απορροφήσει την η/μ ενέργεια του φωτονίου και η μαγνήτιση του δικτύωματος των πακέτων spin μεταπίπτει στο επίπεδο XY.

Αρχικά όλα τα πακέτα είναι συμφασικά. (κατάσταση A)

Με το πέρασμα του χρόνου εμφανίζεται διαφορά φάσης μεταξύ τους μέχρι που τα πακέτα στο δικτύωμα περιστρέφονται το καθένα με δική του φάση γειμίζοντας το επίπεδο XY. (κατάσταση B)

Καταλαβαίνουμε ότι , ο spin-spin χρόνος χαλάρωσης είναι ο χρόνος που απαιτείται για την μείωση της εγκάρσιας μαγνήτισης κατά ένα παράγοντα ίσο με e. Παραπάνω , εξετάσαμε τους χρόνους T_2 και T_1 ξεχωριστά για λόγους σαφήνειας. Τα διανύσματα μαγνήτισης, σύμφωνα με τα παραπάνω, γεμίζουν πλήρως το επίπεδο XY πριν την επαναφορά τους στον άξονα Z. Αυτό που συμβαίνει στην πραγματικότητα είναι ότι οι δύο διαδικασίες συμβαίνουν ταυτόχρονα με τον μόνο περιορισμό ότι ο χρόνος T_2 είναι πάντα μικρότερος ή το πολύ ίσος με τον χρόνο T_1 .



Σχήμα 15. Σχηματική απεικόνιση όλης της διαδικασίας κατά την οποία οι συνιστώσες της εγκάρσιας μαγνήτισης χάνουν την συμφασικότητά τους.

Δύο είναι οι παράγοντες που συμβάλουν στην φθορά της εγκάρσιας μαγνήτισης.

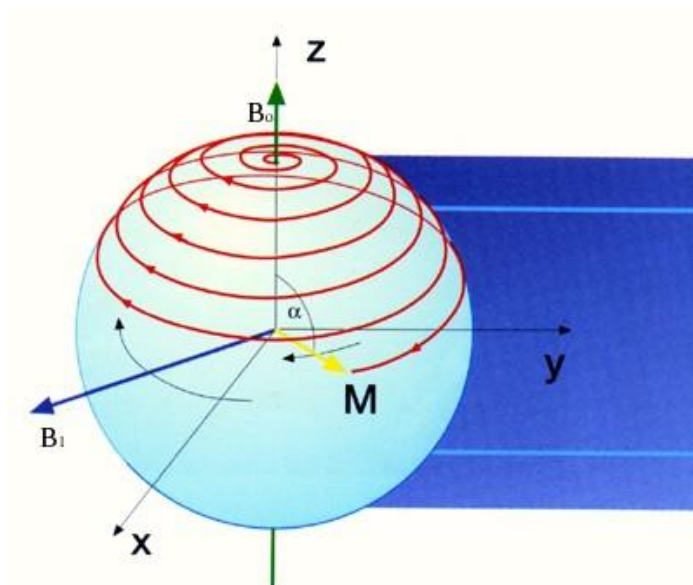
- Η επίδραση των μοριακών δεσμών
- Διακυμάνσεις στο μαγνητικό πεδίο B_0 (ανομοιογένειες)

Ο συνδυασμός αυτών των δύο παραγόντων είναι ουσιαστικά η αιτία στην οποία οφείλεται η φθορά της εγκάρσιας μαγνήτισης. Ο βαθμός που ο συνδυασμός αυτών των δύο παραγόντων επηρεάζει την μαγνήτιση ονομάζεται T_2^* . Η σχέση μεταξύ του χρόνου εξαιτίας των μοριακών διεργασιών και του χρόνου εξαιτίας των ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου δίνεται από την εξίσωση :

$$1/T_2^* = 1/T_2 + 1/T_{2inhomo}.$$

Η τεχνική του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού, όπως είδαμε βασίζεται στην διέγερση των πυρήνων που βρίσκονται στην χαμηλή ενεργειακά κατάσταση, μέσω ακτινοβολίας, με αποτέλεσμα την μετάβαση τους στην υψηλή ενεργειακά κατάσταση και εν συνεχεία στην αποδιέγερση των πυρήνων και την επαναφορά τους στην κατάσταση ισορροπίας. Από την σκοπιά του ηλεκτρονικού, αυτό που αποκτά ιδιαίτερη σημασία και ενδιαφέρον στην εν λόγω τεχνική, είναι η προσπάθεια δημιουργίας των συνθηκών για την επίτευξή του (μαγνητικό πεδίο, συντονισμός, διέγερση δείγματος), η προσπάθεια δημιουργίας του κατάλληλου εκπεμπόμενου ράδιο – παλμού, καθώς και η προσπάθεια συλλογής των σημάτων που δημιουργούνται από την επαναφορά των πυρήνων, σημάτων που περιέχουν όλη την χρήσιμη πληροφορία για την δημιουργία εικόνας.

Η μεταπτωτική κίνηση των πυρήνων σε συνδυασμό με την διέγερση και αποδιέγερση των πυρήνων με την εφαρμογή του ράδιο-παλμού δημιουργεί μία σπειροειδή κίνηση του διανύσματος μαγνήτισης, ανοδική ή καθοδική, ανάλογα με την διεύθυνση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου.

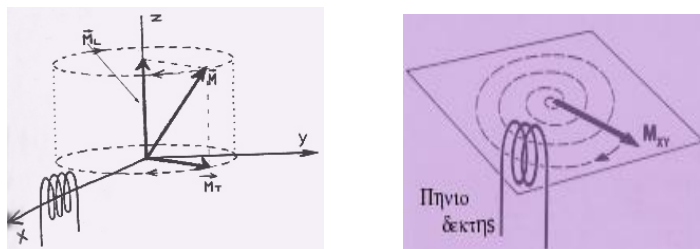


Σχήμα 16. Σχηματική αναπαράσταση της σύνθετης κίνησης του διανύσματος μαγνήτισης ενός πυρήνα στο χώρο.

Αυτή η κίνηση προκαλεί μια μεταβολή στην μαγνητική ροή στον χώρο γύρω από τον πυρήνα όπως ακριβώς προκαλεί και η κίνηση ενός μαγνήτη. Έτσι με την τοποθέτηση ενός πηνίου στον επίπεδο XY μπορούμε να ανιχνεύσουμε την μεταβολή της τάσης που θα προκαλέσει η κίνηση αυτή του διανύσματος μαγνήτισης(Νόμος Faraday). Ο νόμος του Faraday μας λέει ότι:

$$\mathcal{E} = -\frac{d\Phi}{dt}$$

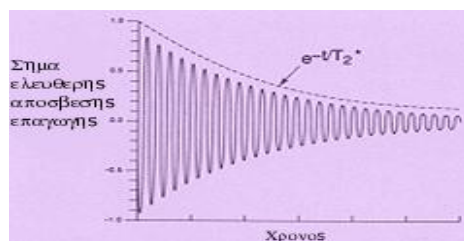
Όπου \mathcal{E} ,είναι η τάση εξ επαγωγής εκφρασμένη σε volt και $d\Phi$ η μεταβολή της μαγνητικής ροής εκφρασμένη σε Webber.



Σχήμα 17. Η κίνηση της εγκάρσιας μαγνήτισης σε σχέση με το τοποθετημένο πηνίο για την μέτρηση της μαγνητικής ροής που θα μας δώσει τον χρόνο απόσβεσης.

Είδαμε στις προηγούμενες παραγράφους τις εξισώσεις που περιγράφουν την μεταβολή της συνολικής μαγνήτισης και της τάσης που προκαλείται στα άκρα του πηνίου εξ' αιτίας της, έτσι μπορούμε να βγάλουμε το συμπέρασμα ότι η μεταβολή της εγκάρσιας μαγνήτισης θα έχει μία εκθετική απόσβεση. Το σήμα που μετράμε στο πηνίο - δέκτη ονομάζεται **σήμα FID**, εκ του **Free Induction Decay Signal** (Σήμα ελεύθερης απόσβεσης επαγωγής).

Η διέγερση των πυρήνων, ώστε να έχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα, μπορεί να επιτευχθεί χρησιμοποιώντας ακτινοβολία στην περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων είτε με περιοδική μορφή είτε με μορφή παλμών. Η χρήση παλμών είναι η πιο συχνή στις μέρες μας στα πειράματα ΠΜΣ. Οι παλμοί αυτοί δημιουργούνται χρησιμοποιώντας ένα σωληνοειδές πηνίο (ή πηνία άλλης γεωμετρίας). Τα πηνία που χρησιμοποιούνται στα συστήματα Α.Μ.Σ. τα εξετάζουμε στο κεφάλαιο 4. Έτσι καταλήγουμε στην γραφική παράσταση του σήματος FID η οποία απεικονίζεται παρακάτω. Η μορφή του οφείλεται στην κυκλική κίνηση της διεύθυνσης του διανύσματος της φθίνουσας κατά μέτρο εγκάρσιας μαγνήτισης.



Σχήμα 18. Γραφική παράσταση του σήματος FID.

Η διαδικασία σχηματισμού της εικόνας από το σήμα FID θα αποτελέσει το θέμα του επόμενου κεφαλαίου.

3 Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού

Ο μαγνητικός συντονισμός των πυρήνων αξιοποιείται ως εφαρμογή τομογραφικής απεικόνισης για την παραγωγή εικόνων ΠΜΣ μιας «φέτας» του ανθρώπινου σώματος. Κάθε φέτα έχει ένα πάχος (T_{hk}).



Σχήμα 19. Απεικόνιση της περιοχής προς απεικόνιση πάω σε πραγματική φωτογραφία.

Αυτή η μορφή απεικόνισης είναι κατά κάποιο τρόπο ισοδύναμη με το να κόψουμε όλη την περιοχή πάνω από την επιθυμητή,



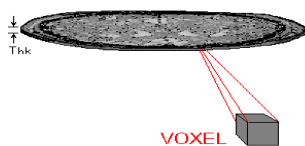
Σχήμα 20. Σταδιακή απομόνωση της επιθυμητής περιοχής.

αλλά και κάτω από αυτήν.



Σχήμα 21. Η περιοχή προς απεικόνιση (φέτα.)

Η φέτα , αποτελείται από πολλά στοιχεία όγκου (Volume Elements) ,τα οποία καλούνται **ογκοστοιχεία** ή **Voxels**.



Σχήμα 22. Το Voxel όπως προκύπτει από μία περιοχή που θέλουμε να απεικονίσουμε.

Ο όγκος κάθε στοιχείου είναι περίπου 3mm^3 . Η εικόνα μιας μαγνητικής τομογραφίας αποτελείται από πολλά στοιχεία εικόνας, τα γνωστά μας εικονοστοιχεία ή pixels.



Σχήμα 23. Το εικονοστοιχείο σε μία εικόνα από μαγνητική τομογραφία.

Η ένταση ενός pixel είναι ανάλογη της έντασης του NMR σήματος (FID) που εκπέμπει το περιεχόμενο του αντίστοιχου voxel το οποίο επιλέγουμε προς απεικόνιση. Οι βασικές αλληλουχίες γεγονότων που ακολουθούμε περιγράφονται στην επόμενη παράγραφο.

3.1 Αρχές Απεικόνισης

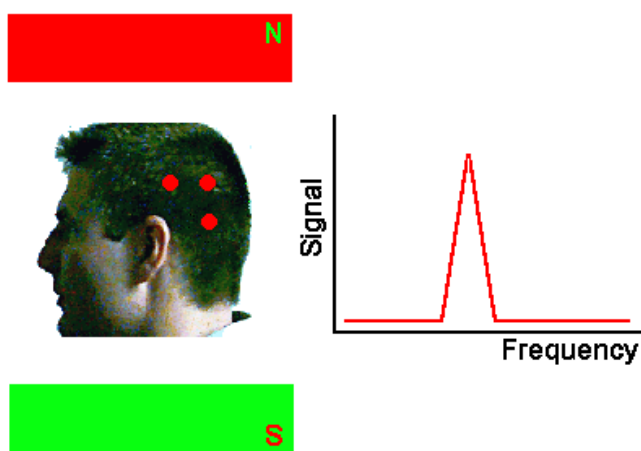
Η βασική αρχή πίσω από όλες τις μορφές μαγνητικής απεικόνισης είναι η βασική εξίσωση του μαγνητικού συντονισμού η οποία μας υποδειχνει ότι η συχνότητα συντονισμού του σπιν ενός πυρήνα είναι ανάλογη με την ένταση του μαγνητικού πεδίου μέσα στο οποίο βρίσκεται

$$\omega = \gamma B_0$$

Όπως έχουμε ήδη αναλύσει στο 2^ο κεφάλαιο, το γ είναι ο γυρομαγνητικός λόγος του πυρήνα.

Οι πυρήνες υδρογόνου, των οποίων τη συμπεριφορά σε μαγνητικό πεδίο εξετάσαμε ξεχωριστά, είναι αυτοί που μας ενδιαφέρουν και στην ιατρική μαγνητική απεικόνιση δηλαδή στα συστήματα μαγνητικής τομογραφίας. Το σήμα NMR στο ανθρώπινο σώμα, το κοιτάμε στο νερό και το λίπος του, που είναι και περιοχές του σώματος που έχουν την μεγαλύτερη περιεκτικότητα σε υδρογόνο.

Ας υποθέσουμε ότι σε έναν ανθρώπινο κεφάλι υπάρχουν τρεις περιοχές με ικανοποιητική πυκνότητα υδρογόνου. Στην πραγματικότητα ολόκληρο το κεφάλι περιέχει φορείς σήματος. Όταν αυτές οι περιοχές εκτεθούν στο ίδιο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, τότε το σήμα NMR κατά τον μαγνητικό συντονισμό θα περιέχει μία μόνο κορυφή (peak), αφού όλες οι περιοχές θα έχουν την ίδια συχνότητα Larmor.

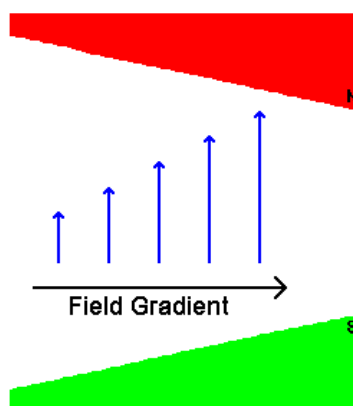


Σχήμα 24. Το υποθετικό φάσμα του σήματος NMR για τις περιοχές με πυκνότητα σε H (κόκκινα σημεία) ενός κεφαλιού. Παρατηρούμε το peak το οποίο θα συμβεί στην συχνότητα συντονισμού των πυρήνων H , για το μαγνητικό πεδίο που δημιουργούν οι πόλοι του μαγνήτη (S-N).

3.2 Βαθμωτό Μαγνητικό Πεδίο

Αν μπορούσαμε να εκθέσουμε την κάθε περιοχή σε ξεχωριστό-διαφορετικό μαγνητικό πεδίο τότε θα μπορούσαμε να απεικονίσουμε την σχετική τους θέση. Ένα βαθμωτό μαγνητικό πεδίο μας λύνει αυτό το πρόβλημα. Το πεδίο αυτό είναι στην ουσία ένα πεδίο με μεταβλητή τιμή της έντασης του μαγνητικού πεδίου σε σχέση με την θέση που βρίσκεται υποθετικό υπόθεμα μέσα σε αυτό. Όταν η μεταβολή της έντασης είναι κατά μία κατεύθυνση στο χώρο τότε το πεδίο είναι βαθμωτό μιας διάστασης ενώ όταν η μεταβολή γίνεται κατά δύο κατευθύνσεις τότε το πεδίο είναι βαθμωτό 2 διαστάσεων.

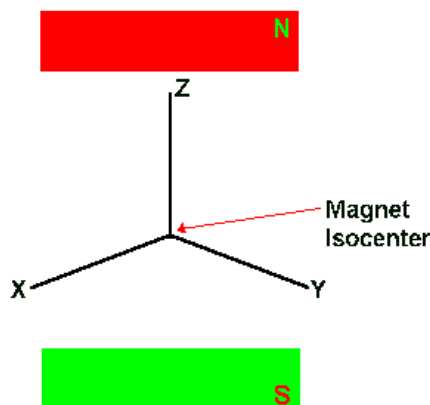
Ο πιο χρήσιμος τύπος βαθμωτού πεδίου στην μαγνητική απεικόνιση είναι το γραμμικό βαθμωτό πεδίο μιας διάστασης. Ένα τέτοιο πεδίο βαθμίδας κατά μήκος του άξονα X σε ένα μαγνητικό πεδίο εντάσεως B_0 μας υποδεικνύει ότι η ένταση αυξάνει κατά μήκος του άξονα X.



Σχήμα 25. Στο σχήμα το μήκος των διανυσμάτων μας αναπαριστούν το μέγεθος του μαγνητικού πεδίου. Τα σύμβολα που χρησιμοποιούνται για τις βαθμίδες στους άξονες x , y , z είναι αντίστοιχα G_x , G_y και G_z .

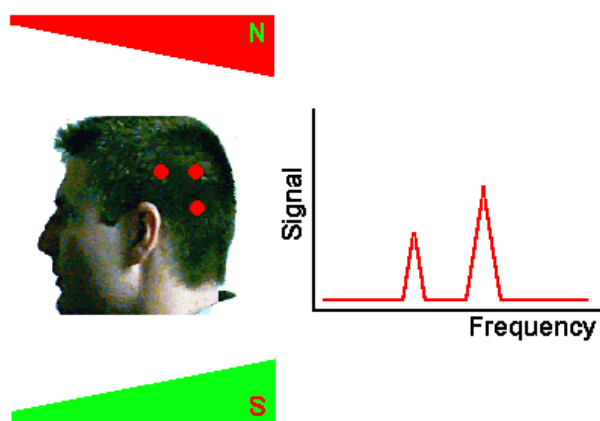
3.3 Κωδικοποίηση Συχνότητας

Το σημείο στο κέντρο του μαγνήτη, στο οποίο οι τρεις συνιστώσες των βαθμίδων είναι μηδέν ($X, Y, Z = 0, 0, 0$) καλείται ισόκεντρο του μαγνήτη. Η ένταση του μαγνητικού πεδίου στο σημείο αυτό είναι B_0 και η συχνότητα συντονισμού είναι ν_0 .



Σχήμα 26. Γραφική αναπαράσταση του μαγνητικού ισόκεντρου

Όταν εφαρμόσουμε το βαθμωτό πεδίο στο υποθετικό μας κεφάλι, τότε οι τρεις περιοχές που έχουν πυρήνες με σπιν θα βρίσκονται σε διαφορετικά μαγνητικά πεδία όπως φαίνετε και στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 27. Το αποτέλεσμα της εφαρμογής του βαθμωτού μαγνητικού πεδίου φαίνεται στο φάσμα του σήματος NMR το οποίο τώρα περιέχει περισσότερες περιοχές.

Το αποτέλεσμα είναι ένα σήμα NMR το φάσμα του οποίου περιέχει παραπάνω από ένα σήμα. Το πλάτος του σήματος είναι ανάλογο του αριθμού των σπιν που βρίσκονται κάθετα στο βαθμωτό πεδίο που εφαρμόζουμε. Αυτή η διαδικασία ονομάζεται κωδικοποίηση συχνότητας και μας δίνει την συχνότητα συντονισμού σε ευθεία αναλογία με την θέση που έχουν τα σπιν των πυρήνων της περιοχής.

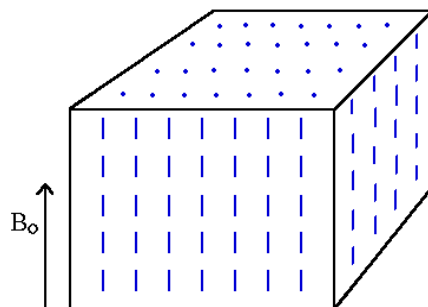
Η σχέση που εκφράζει την συχνότητα σε σχέση με τις βαθμίδες που εφαρμόζουμε είναι η ακόλουθη:

$$\begin{aligned} \nu &= \gamma (\mathbf{B}_0 + \mathbf{x} \mathbf{G}_x) = \nu_0 + \gamma \mathbf{x} \mathbf{G}_x \\ \mathbf{x} &= (\nu - \nu_0) / (\gamma \mathbf{G}_x) \end{aligned}$$

Αυτή είναι η βασική αρχή που χρησιμοποιούμε στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού. Η τεχνική που εφαρμόζεται για τη παραγωγή εικόνας αξιοποιώντας μόνο την κωδικοποίηση συχνότητας ονομάζεται απεικόνιση **Back Projection**. Ήταν από τις πρώτες τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν για την απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού. Στις μέρες μας όμως κανένα από τα σύγχρονα συστήματα δεν την εφαρμόζει. Σήμερα μαζί με την κωδικοποίηση συχνότητας, το σπιν των πυρήνων υφίσταται και άλλη μια κωδικοποίηση. Την κωδικοποίηση φάσης την οποία θα αναλύσουμε διεξοδικά σε επόμενη παράγραφο. Προηγουμένως πρέπει να αναφερθούμε στην διαδικασία η οποία μας δίνει την δυνατότητα να απεικονίσουμε τα σπιν σε μία λεπτή φέτα. Την δυνατότητα αυτή μας την δίνει το πεδίο βαθμίδας Z και η διαδικασία ονομάζεται **Slice selection** (επιλογή φέτας).

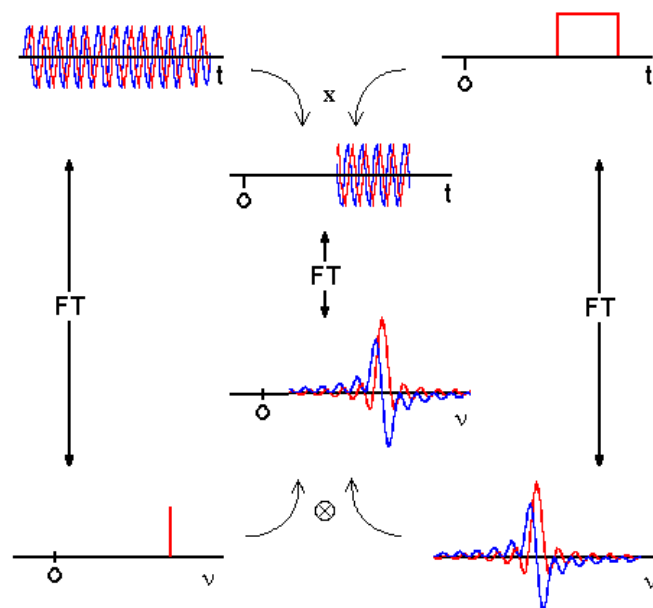
3.4 Slice Selection

Η διαδικασία slice selection στην ΑΜΣ είναι η επιλογή των σπιν των πυρήνων που βρίσκονται σε ένα επίπεδο στο αντικείμενο προς απεικόνιση. Η βασική αρχή στην οποία βασίζεται η διαδικασία είναι η εξίσωση συντονισμού. Η επιλογή γίνεται εφικτή με την εφαρμογή ενός γραμμικού βαθμωτού πεδίου μιας διάστασης. Η εφαρμογή αυτού του πεδίου σε συνδυασμό με έναν ηλεκτρομαγνητικό παλμό RF 90° περιστρέφει τα σπιν των πυρήνων που βρίσκονται στην φέτα που έχουμε επιλέξει. Φανταστείτε το, σαν έναν κύβο με μικρά διανύσματα μαγνήτισης, όπως στο σχήμα.



Σχήμα 28. Επιλεγμένη περιοχή με την διαδικασία slice selection. Κάθε μπλε γραμμούλα, απεικονίζει το διάνυσμα μαγνήτισης των σπιν των πυρήνων.

Για να κατανοήσουμε την όλη διαδικασία, πρέπει να εξετάσουμε το συχνωτικό περιεχόμενο του παλμού 90°. Ο παλμός αυτός περιέχει μία μπάντα από συχνότητες. Αυτό φαίνεται όταν εφαρμόσουμε το θεώρημα της συνέλιξης, διαμορφώνοντας τον τετραγωνικό παλμό των 90° με μία ημιτονοειδή συνάρτηση.

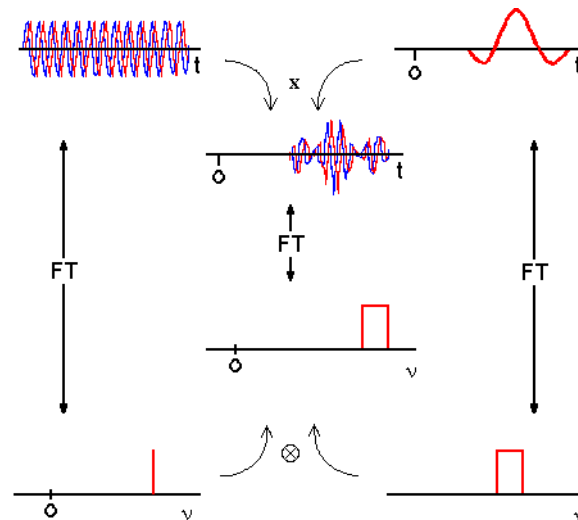


Σχήμα 29. Η δημιουργία του παλμού 90° . Η συνέλιξη τετραγωνικού παλμού και ημιτονοειδούς συνάρτησης μας δίνει το επιθυμητό σήμα.

Το πλάτος του σήματος είναι μεγαλύτερο στην συχνότητα στην οποία εκπέμφθηκε ο παλμός RF. Αυτή η συχνότητα (συχνότητα συντονισμού) θα περιστρέψει τα σπιν με γωνία 90° ενώ άλλες, μικρότερες και μεγαλύτερες συχνότητες θα περιστραφούν με μικρότερες γωνίες.

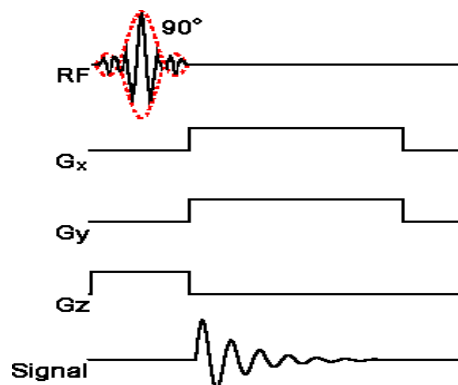
Η εφαρμογή αυτού του παλμού μαζί με το βαθμωτό μαγνητικό πεδίο στον άξονα X θα περιστρέψει μερικά σπιν με γωνία 90° κατά τον άξονα X. Η λέξη μερικά εδώ είναι αναγκαία γιατί σε κάποιους πυρήνες το πεδίο B_1 είναι μικρότερο από αυτό που απαιτείται για την περιστροφή των 90° , ακριβώς επειδή είναι βαθμωτό. Ως συνέπεια τα σπιν που έχουμε επιλέξει δεν αποτελούν ακριβώς «φέτα».

Μία λύση στο φτωχό προφίλ της «φέτας» είναι να δώσουμε στον τετραγωνικό παλμό ημιτονικό σχήμα, να χρησιμοποιήσουμε δηλαδή έναν ημιτονικό παλμό. Ως γνωστών ο ημιτονικός παλμός έχει τετραγωνικό συχνωτικό περιεχόμενο. Το σχήμα απεικονίζει το πραγματικό περιεχόμενο αυτής της συνάρτησης.



Σχήμα 30. Το πραγματικό περιεχόμενο του παλμού.

Χρησιμοποιώντας την μέθοδο back projection (μπορούμε, εφαρμόζοντας τους παρακάτω παλμούς στο σύστημα , να δημιουργήσουμε την εικόνα.



Σχήμα 31. Αναπαράσταση των παλμών που πρέπει να εφαρμόσουμε για να πετύχουμε απεικόνιση με την μέθοδο back projection.

Ο Η/Μ παλμός του σχήματος 31 εφαρμόζεται σε συνδυασμό με τον παλμό επιλογής (slice selection). Η βαθμίδα κωδικοποίησης φάσης ενεργοποιείται μετά το πέρας του παλμού επιλογής. Η βαθμίδα συχνότητας συντίθεται , στο συγκεκριμένο παράδειγμα από τις συνιστώσες G_x και G_y . Τα σήματα FID που θα προκύψουν μετασχηματίζονται κατά Fourier και έτσι παράγεται το φάσμα συχνοτήτων που με την μέθοδο back projection θα μας δώσει την εικόνα.

Η μέθοδος αυτή αν και είναι πολύ χρήσιμη για εκπαιδευτικούς σκοπούς δεν χρησιμοποιείται στα πραγματικά συστήματα απεικόνισης και ως εκ τούτου δεν θα την αναλύσουμε εδώ αλλά θα την παραθέσουμε στο παράρτημα.

Περίληπτικά αυτό που συμβαίνει είναι το εξής. Η slice selection βαθμίδα εφαρμόζεται κάθετα στο επίπεδο που θέλουμε να απεικονίσουμε. Το πεδίο της βαθμίδας προστίθεται στο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο και αυτό προσδίδει στα πρωτόνια μια ανάλογη συχνότητα Larmor σύμφωνα με την εξίσωση Larmor. Την ίδια στιγμή εφαρμόζεται ένας RF παλμός, με φασματικό περιεχόμενο ίδιο με αυτό που έχουν τα πρωτόνια στο επίπεδο που έχουμε επιλέξει. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την μετατόπιση των μαγνητικών διπολικών ροπών αυτών των πρωτονίων που βρίσκονται στο πεδίο που θέλουμε να απεικονίσουμε. Ο παλμός αυτός σε συνδυασμό με την εφαρμογή της βαθμίδας slice selection ονομάζεται επιλεκτικός παλμός (selective pulse) για προφανείς λόγους.

Ο παλμός, από την στιγμή που είναι περιορισμένης διάρκειας, έχει ένα εύρος συχνοτήτων που εξαρτάται από την μορφή και την διάρκειά του. Το πάχος της προς απεικόνισης φέτας μπορεί να ρυθμιστεί με κατάλληλες τιμές του εύρους ζώνης του RF παλμού και της έντασης του βαθμωτού πεδίου.

- Για σταθερή τιμή του πεδίου βαθμίδας slice selection, όσο μεγαλύτερο είναι το εύρος ζώνης του RF παλμού, τόσο περισσότερα πρωτόνια θα διεγείρονται και άρα τόσο πιο παχιά θα είναι και η φέτα προς απεικόνιση
- Για σταθερό εύρος ζώνης, όσο πιο δυνατό είναι το πεδίο βαθμίδας τόσο μεταβάλλεται η συχνότητα μετάπτωσης στον χώρο και άρα τόσο θα λεπταίνει το πάχος της φέτας προς απεικόνιση.

Η σχέση μας δίνει το πάχος της φέτας σε σχέση με το εύρος ζώνης του RF παλμού και με την ένταση του βαθμωτού πεδίου είναι η παρακάτω:

$$thickness = \frac{BW}{\gamma \cdot G_{SS}}$$

όπου BW εύρος ζώνης του RF παλμού και G_{SS} η ένταση του πεδίου βαθμίδας slice selection.

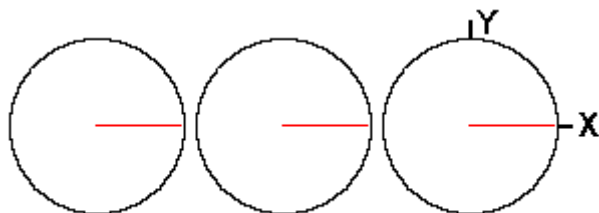
3.5 Κωδικοποίηση Φάσης

Σε αυτήν την παράγραφο θα εξετάσουμε τον τρόπο με τον οποίο προσδίδουμε στους πυρήνες προς απεικόνιση χαρακτηριστικά φάσης που αξιοποιούμε στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται κωδικοποίηση φάσης και χρησιμοποιεί βαθμωτό μαγνητικό πεδίο για την επίτευξή της. Η διαδικασία αυτή, σε συνδυασμό με την κωδικοποίηση συχνότητας και την slice selection, αποτελούν τις βασικές διαδικασίες λειτουργίας ενός σύγχρονου συστήματος μαγνητικής απεικόνισης.

3.5.1 Βαθμίδα κωδικοποίησης Φάσης

Η βαθμίδα αυτή χρησιμοποιείται για να δώσουμε στα εγκάρσια μαγνητικά διανύσματα της διπολικής μαγνητικής ροπής των πυρήνων συγκεκριμένη γωνία φάσης. Η συγκεκριμένη αυτή γωνία εξαρτάται από την θέση του διανύσματος εγκάρσιας μαγνήτισης.

Για παράδειγμα ας φανταστούμε τρία πακέτα σπιν όπως αυτά που ορίσαμε στο 2^ο κεφάλαιο. Το διάνυσμα μαγνήτισης του κάθε πακέτου έχει περιστραφεί σε μία θέση πάνω στον άξονα X.

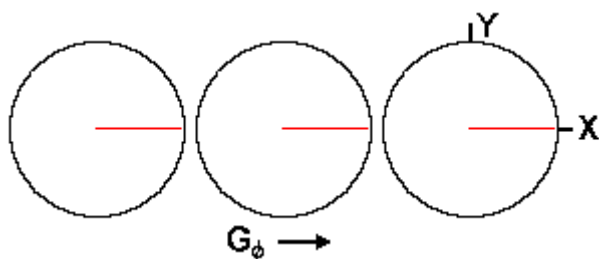


Σχήμα 32. Πακέτα σπιν , με προσανατολισμό πάνω στον άξονα X

Τα τρία διανύσματα ,βρίσκονται στο ίδιο χημικό περιβάλλον και έτσι στο ίδιο μαγνητικό πεδίο θα έχουν και ίδια συχνότητα Larmor.

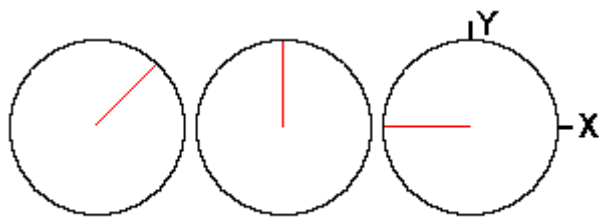
Όταν εφαρμοσθεί ένα βαθμωτό μαγνητικό πεδίο στον άξονα X, τα τρία διανύσματα θα εκτελέσουν μεταπτωτική κίνηση στη διεύθυνση του εφαρμοζόμενου μαγνητικού πεδίου, με συχνότητα που μας δίνει η γνωστή μας εξίσωση συντονισμού:

$$\nu = \gamma (B_0 + x G_x) = \nu_0 + \gamma x G_x$$



Σχήμα 33. Σχηματική αναπαράσταση των τριών διπολικών ροπών των πυρήνων υπό την επιρροή της βαθμίδας κωδικοποίησης φάσης.

Κατά της διάρκεια εφαρμογής της βαθμίδας φάσης το κάθε πακέτο σπιν θα έχει την δικιά του συχνότητα Larmor αφού θα συναντά διαφορετικό μαγνητικό πεδίο. Ως εδώ η κωδικοποίηση φάσης δεν διαφέρει από την κωδικοποίηση συχνότητας. Η διαφορά βρίσκεται στο ότι, όταν κλείσουμε την βαθμίδα φάσης, το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο που συναντούν τα τρία πακέτα σπιν θα είναι τώρα το ίδιο, B_0 , έτσι και η συχνότητα Larmor θα είναι η ίδια. Η γωνία φάσης ϕ όμως δεν είναι.

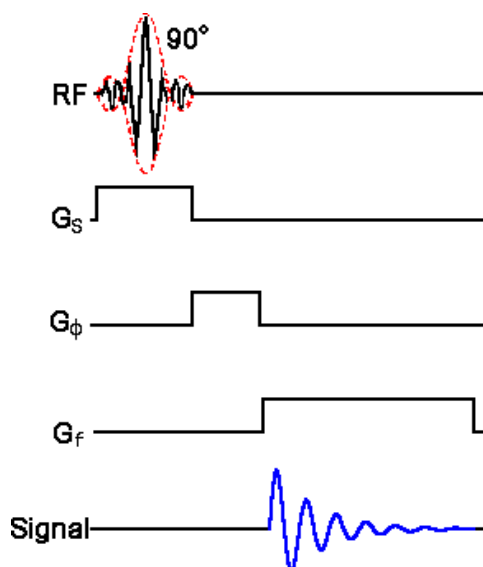


Σχήμα 34. Σχηματική αναπαράσταση των τριών διπολικών ροπών των πυρήνων αμέσως μετά από την απενεργοποίηση της βαθμίδας κωδικοποίησης φάσης.

Η γωνία αυτή είναι η γωνία μεταξύ του διανύσματος μαγνήτισης και ενός άξονα αναφοράς, ας πούμε τον Y, την στιγμή που κλείνουμε την βαθμίδα φάσης. Στο παράδειγμά μας υπάρχουν τρεις διακριτές γωνίες φάσης. Όπως και στην κωδικοποίηση συχνότητας, αν είχαμε έναν τρόπο να μετρήσουμε την συχνότητα (σε αυτήν την περίπτωση την φάση) των μαγνητικών διανυσμάτων θα μπορούσαμε να προσδιορίσουμε την θέση τους πάνω στον άξονα X. Το συμπέρασμα αυτό μας οδηγεί στον Μ/Σ Fourier στην τεχνική απεικόνισης με μαγνητικό συντονισμό.

3.6 Τομογραφική απεικόνιση Μ/Σ Fourier

Ένας από τους καλύτερους τρόπους για να κατανοήσουμε την αλληλουχία των απαραίτητων για την απεικόνιση παλμών είναι να χρησιμοποιήσουμε ένα χρονικό διάγραμμα των παλμών. Το διάγραμμα αυτό θα περιέχει την ραδιοσυχνότητα του παλμού διέγερσης, τους παλμούς των πεδίων βαθμίδας και το FID σήμα σαν συνάρτηση του χρόνου. Η πιο απλή αλληλουχία παλμών στην FT απεικόνιση είναι ένα RF σήμα φέτας 90° , έναν παλμό βαθμίδας slice selection, έναν παλμό κωδικοποίησης φάσης, έναν παλμό κωδικοποίησης συχνότητας και το ανακτώμενο σήμα.



Σχήμα 35. Η αλληλουχία των παλμών στην απλούστερη μορφή απεικόνισης FT.

Οι παλμοί των τριών βαθμίδων αναπαριστούν το μέγεθος και την διάρκεια των βαθμωτών μαγνητικών πεδίων. Στην πραγματικότητα το διάγραμμα των βαθμίδων είναι πιο σύνθετο όμως εδώ το έχουμε απλοποιήσει για να είναι πιο εύκολη η κατανόηση της FT απεικόνισης.

- Στην αλληλουχία των γεγονότων πρώτη μπαίνει η ενεργοποίηση της βαθμίδας slice selection. Την ίδια στιγμή εφαρμόζεται ο H/M παλμός. Ο παλμός αυτός είναι συνάρτηση υπερβολικού ημιτόνου.
- Με το πέρας του παλμού, η βαθμίδα slice selection σβήνει και ταυτόχρονα ενεργοποιείται η βαθμίδα κωδικοποίησης φάσης.
- Μόλις σβήσουμε την βαθμίδα φάσης, ενεργοποιούμε την βαθμίδα κωδικοποίησης συχνότητας και τότε καταγράφουμε το εκπεμπόμενο σήμα.

Το εκπεμπόμενο σήμα είναι στην μορφή σήματος ελεύθερης απόσβεσης εξ επαγωγής, FID, όπως εξετάσαμε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Αυτή η αλληλουχία των γεγονότων, επαναλαμβάνεται συνήθως 128 ή 256 φορές έτσι ώστε να συλλεχθούν όλα τα δεδομένα απαραίτητα για την δημιουργία της εικόνας. Ο χρόνος μεταξύ της κάθε επανάληψης καλείται **χρόνος επανάληψης, TR**.

Κάθε φορά που επαναλαμβάνεται η αλληλουχία, το μέγεθος της βαθμίδας κωδικοποίησης φάσης αλλάζει. Η αλλαγή αυτή γίνεται σε ίσα βήματα μεταξύ της μέγιστης και της ελάχιστης τιμής που μπορεί να πάρει το βαθμωτό πεδίο.

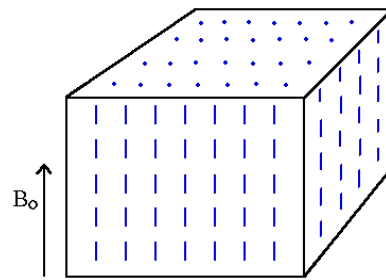
Η βαθμίδα slice selection εφαρμόζεται πάντα κάθετα στο επίπεδο επιλογής. Η βαθμίδα κωδικοποίησης φάσης εφαρμόζεται σε μία από τις 2 διαστάσεις του επιπέδου απεικόνισης. Στην άλλη εφαρμόζεται η βαθμίδα κωδικοποίησης συχνότητας. Ο παρακάτω πίνακας μας δείχνει όλους τους πιθανούς συνδυασμούς με τους οποίους μπορούν να εφαρμοσθούν οι βαθμίδες.

ΠΙΝΑΚΑΣ 3. Η κατανομή των διευθύνσεων των βαθμίδων στους άξονες X,Y και Z

Επίπεδο	Βαθμίδα		
	Slice	Φάση	Συχνότητα
Απεικόνισης			
XY	Z	X or Y	Y or X
XZ	Y	X or Z	Z or X
YZ	X	Y or Z	Z or Y

Μια πιο μακροσκοπική ματιά στις διπολικές μαγνητικές ροπές θα μας δώσει μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα της όλης διαδικασίας. Φανταστείτε έναν κύβο από σπιν τοποθετημένο μέσα σε ένα μαγνητικό πεδίο. Ο κύβος αυτός αποτελείται από πολλά στοιχεία όγκου ή voxels που το καθένα έχει το δικό του διάνυσμα μαγνήτισης.

Ας υποθέσουμε ότι θέλουμε να απεικονίσουμε μια φέτα στο επίπεδο XY. Το μαγνητικό πεδίο B_0 έχει τις μαγνητικές του γραμμές παράλληλα με τον άξονα Z.



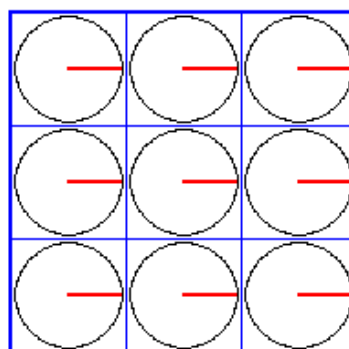
Σχήμα 36. Κύβος αποτελούμενος από πολλά voxels. Οι μπλε γραμμές απεικονίζουν τα διανύσματα μαγνήτισης του κάθε voxel.

Η βαθμίδα slice selection εφαρμόζεται στον άξονα Z. Έτσι ο παλμός RF θα περιστρέψει μόνο εκείνα τα πακέτα σπιν που βρίσκονται στον κύβο και ικανοποιούν την συνθήκη συντονισμού. Στο συγκεκριμένο παράδειγμα τα σπιν βρίσκονται στο επίπεδο XY. Η θέση του επιπέδου απεικόνισης ως προς τον άξονα Z και το ισόκεντρο δίνεται από την εξίσωση :

$$Z = \Delta\nu / \gamma G_s$$

Όπου $\Delta\nu$ είναι η διαφορά συχνότητας από την ν_0 , G_s είναι το μέγεθος της βαθμίδας slice selection και γ είναι ο γυρομαγνητικός λόγος.

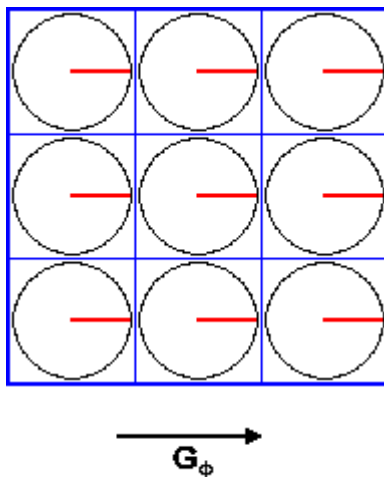
Όλα τα σπιν που βρίσκονται πάνω και κάτω από το εν λόγω επίπεδο δεν θα επηρεασθούν από τον παλμό RF και για αυτό το λόγο μπορούμε να μην τα λάβουμε υπόψιν γεγονός που θα διευκολύνει στην κατανόηση της διαδικασίας. Για να απλοποιήσουμε περαιτέρω την όλη διαδικασία θα επικεντρώσουμε την προσοχή μας σε ένα 3X3 υποδίκτυο σπιν και μαγνητικών διανυσμάτων, όπως φαίνεται στο σχήμα .



Σχήμα 37. 3X3 δίκτυο μαγνητικών διανυσμάτων.

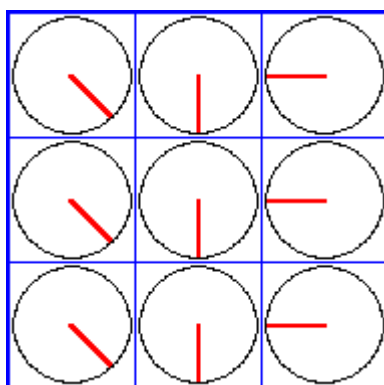
Μόλις περιστραφούν στο επίπεδο XY τα μαγνητικά διανύσματα μεταπίπτουν με την συχνότητα Larmor η οποία εξαρτάται από το μαγνητικό πεδίο που βρίσκεται

το καθένα από αυτά. Αν το μαγνητικό πεδίο ήταν 100% ομογενές, όλες οι μεταπτωτικές συχνότητες θα ήταν ίσες. Στην αλληλουχία της απεικόνισης, η βαθμίδα κωδικοποίησης φάσης, ενεργοποιείται αμέσως μετά την βαθμίδα slice selection. Αν υποθέσουμε ότι αυτό συμβαίνει στον άξονα X, τα σπιν σε διαφορετικές θέσεις στον άξονα X θα μεταπίπτουν με διαφορετική συχνότητα Larmor.



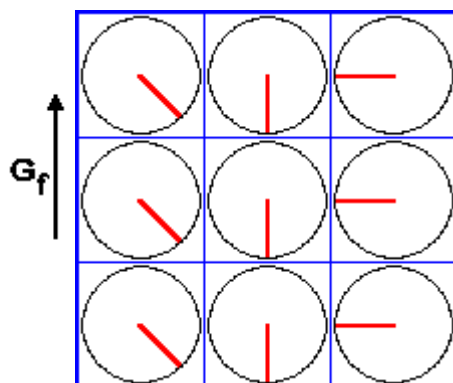
Σχήμα 38 . Η εφαρμογή της βαθμίδας φάσης G_ϕ .

Μόλις απενεργοποιείται η βαθμίδα φάσης, τα μαγνητικά διανύσματα περιστρέφονται με τον ίδιο ρυθμό αλλά κατέχουν διαφορετικές φάσεις, αφού η φάση καθορίζεται από την διάρκεια και το μέγεθος του παλμού της βαθμίδας κωδικοποίησης φάσης.



Σχήμα 39. Η διαφορά φάσης όπως αποτυπώνεται σχηματικά για κάθε πακέτο σπιν, μετά την απενεργοποίηση της βαθμίδας φάσης.

Μόλις απενεργοποιηθεί η βαθμίδα φάσης, ενεργοποιείται η βαθμίδα κωδικοποίησης συχνότητας. Σε αυτό το παράδειγμα η βαθμίδα συχνότητας εφαρμόζεται στη διεύθυνση του άξονα Y. Η βαθμίδα συχνότητας εξαναγκάζει τα πακέτα των σπιν να μεταπίπτουν με ρυθμούς που εξαρτώνται από την θέση τους στον άξονα Y. Είναι σημαντικό εδώ να υπογραμμίσουμε ότι, **κάθε ένα από τα 9 πακέτα σπιν χαρακτηρίζεται από μοναδική γωνία φάσης και μεταπτωτικής συχνότητας.**



Σχήμα 40. Τα πακέτα σπιν με την εφαρμογή της βαθμίδας κωδικοποίησης συχνότητας στον άξονα Y.

Αν μπορούσαμε να καθορίσουμε την φάση και την συχνότητα ενός εκ των πακέτων σπιν τότε θα μπορούσαμε να καθορίσουμε την θέση του σε σχέση με τα υπόλοιπα 8 του υποδικτύωματος. Αυτήν την διεργασία την πετυχαίνουμε με τον απλό Μ/Σ Fourier. Για παράδειγμα αν το διάνυσμα βρίσκεται ,σε σχέση με τα υπόλοιπα 8 του δικτύωματος στην θέση $XY=(2,2)$, το σήμα FID που θα εκπέμψει θα περιέχει συχνότητα 2 και φάση 2. Ένας Μ/Σ Fourier αυτού του σήματος θα μας έδινε μία κορυφή (peak) στην συχνότητα 2 και φάση 2. Δυστυχώς ο μονοδιάστατος Μ/Σ Fourier δεν μας δίνει την δυνατότητα να πετύχουμε αυτό που θέλουμε αφού μέσα στο 3X3 υποδικτύωμα των σπιν βρίσκονται πάνω από ένα διανύσματα με διαφορετική κωδικοποίηση φάσης, θέση και κατεύθυνση.

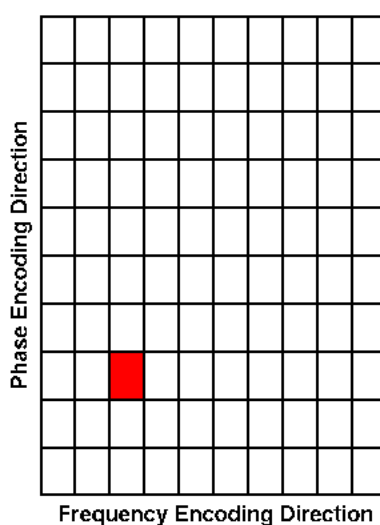
Το συμπέρασμα είναι ότι πρέπει να υπάρχουν τόσες διαβαθμίσεις στο βαθμωτό πεδίο που χρησιμοποιούμε για να κωδικοποιήσουμε την φάση όσες και οι διαφορετικές θέσεις της φάσης στην κατεύθυνση της βαθμίδας φάσης. Με λίγα λόγια, χρειαζόμαστε μία εξίσωση για κάθε άγνωστο. Έτσι, αν υπάρχουν τρεις διαφορετικές κατεύθυνσης κωδικοποίησης της φάσης , θα χρειαστούμε τρία διαφορετικά πλάτη στην βαθμίδα φάσης και θα έχουμε τρία διαφορετικά FID σήματα. Αν θέλουμε να επιλύσουμε 256 θέσεις στην κατεύθυνση της φάσης θα χρειαστούμε 256 διαφορετικά μεγέθη στο βαθμωτό πεδίο κωδικοποίησης φάσης και θα καταγράψουμε 256 διαφορετικά σήματα FID.

3.7 Επεξεργασία Σήματος

Γυρνώντας στο παράδειγμά μας, τα τρία σήματα FID που περιγράψαμε παραπάνω πρέπει να μετασχηματιστούν κατά Fourier έτσι ώστε να αποκτήσουμε μια εικόνα της θέσης των σπιν. Τα σήματα πρώτα μετασχηματίζονται κατά Fourier στον άξονα των X για να εξάγουμε την πληροφορία που αφορά το πεδίο της συχνότητας και μετά στον άξονα των Y για να εξάγουμε την πληροφορία που περιέχει η κωδικοποίηση φάσης. Τα παρακάτω παραδείγματα είναι διαφωτιστικά και μας βοηθούν στο να κατανοήσουμε πως ακριβώς συμβαίνει αυτό.

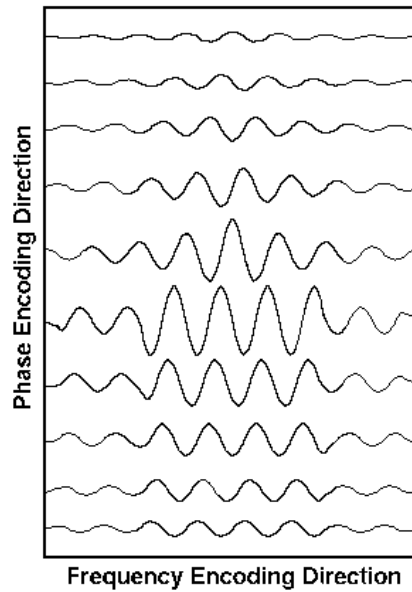
Παράδειγμα 1:

Ας υποθέσουμε ότι έχουμε ένα voxel και το διάνυσμα της μαγνήτισής του στη θέση που βλέπουμε στο σχήμα.



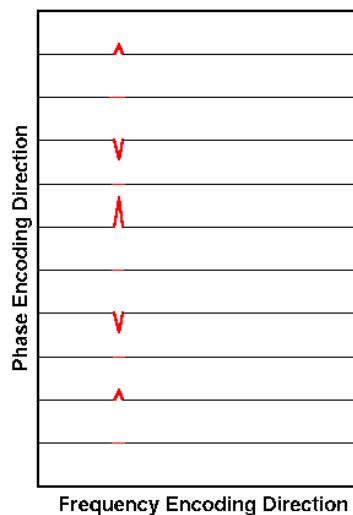
Σχήμα 41. Απεικόνιση ενός ογκοστοιχείου σε σχέση με τους άξονες φάσης και συχνότητας.

Τα δεδομένα στον κ-χώρο, δηλαδή στο πεδίο του χρόνου και στο πεδίο της φάσης, που συχνά αποκαλούνται raw data, απεικονίζονται στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 42. Τα δεδομένα που προκύπτουν μετά το πέρας της διαδικασίας slice selection και κωδικοποίησης βαθμίδων.

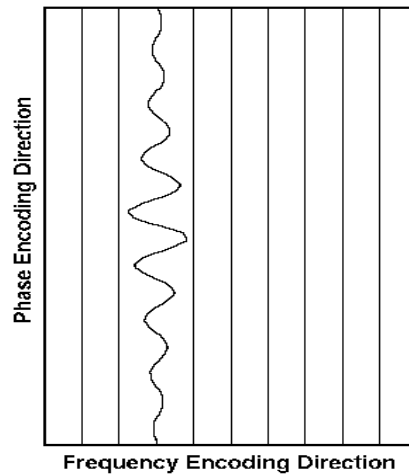
Μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι υπάρχει μία συχνότητα συντονισμού στην διεύθυνση του άξονα φάσης. Ο μετασχηματισμός Fourier της παραπάνω πληροφορίας, πρώτα στην κατεύθυνση της συχνότητας μας δίνει μια σειρά από κορυφές που αντιστοιχούν στην θέση που κατέχουν τα σπιν μέσα στο voxel



Σχήμα 43. Τα raw data μετά τον Μ/Σ κατά Fourier στον άξονα της συχνότητας.

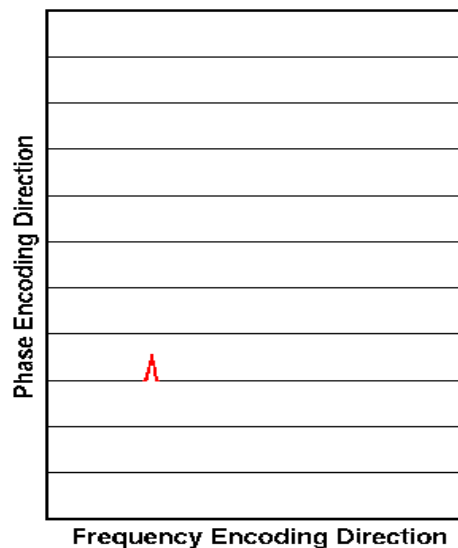
$$(\nu - \nu_0) = \gamma \times G_f$$

Στο σχήμα μπορούμε να παρατηρήσουμε της ταλάντωση που κάνουν οι κορυφές, μία προς τα πάνω και μία προς τα κάτω, κατά τον άξονα της φάσης. Μπορούμε να αλλάξουμε την τρόπο απεικόνισης ώστε αυτό να γίνει πιο εμφανές.



Σχήμα 44. Διάγραμμα μετασχηματισμένων raw – data.

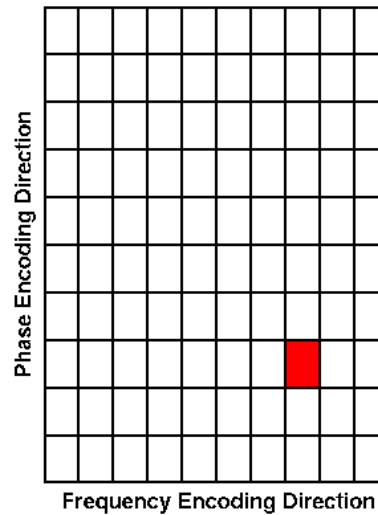
Αν τώρα εφαρμόσουμε τον Μ/Σ Fourier στην κατεύθυνση κωδικοποίησης της φάσης μας δίνει μία μόνο κορυφή, της οποίας η συχνότητα και η φάση αντιστοιχούν στην θέση του voxel με σπιν, όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 45. Διάγραμμα μετασχηματισμένων raw data και κατά τις δύο διευθύνσεις, φάσης και συχνότητας.

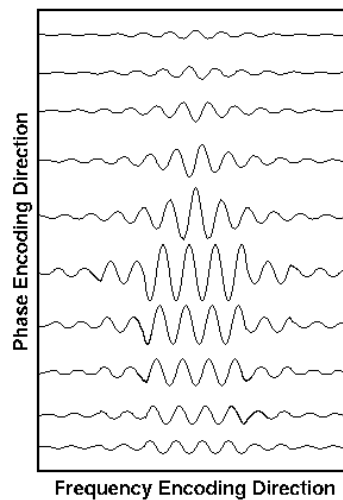
Παράδειγμα 2:

Ας υποθέσουμε ότι έχουμε ένα voxel και το διάνυσμα της μαγνητισής του στη θέση που βλέπουμε στο σχήμα. Σε σχέση με το προηγούμενο η κωδικοποίηση φάσης είναι η ίδια, η κωδικοποίηση συχνότητας όμως έχει τώρα αλλάξει.



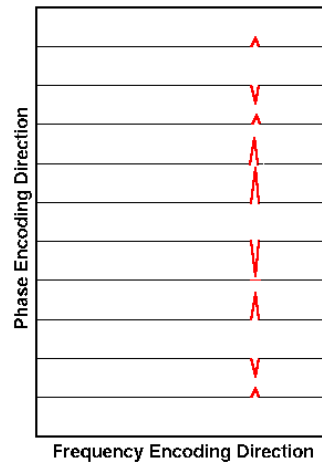
Σχήμα 46. Απεικόνιση ενός ογκοστοιχείου σε σχέση με τους άξονες φάσης και συχνότητας, με διαφορετική κωδικοποίηση φάσης σε σχέση με το παράδειγμα 1

Τα δεδομένα στο πεδίο του χρόνου και στο πεδίο της φάσης, που συχνά αποκαλούνται raw data, απεικονίζονται στο σχήμα.



Σχήμα 47. Τα δεδομένα που προκύπτουν μετά το πέρας της διαδικασίας slice selection και κωδικοποίησης βαθμίδων.(raw – data).

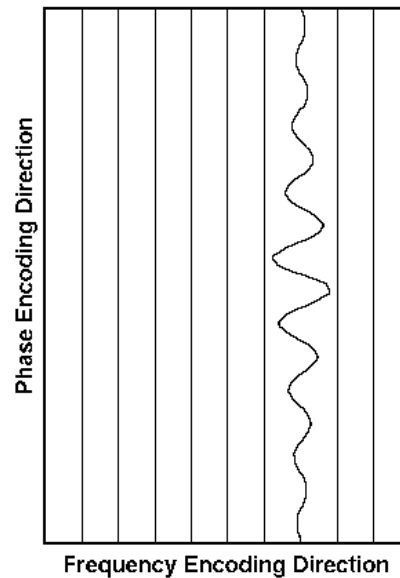
Μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι και σε αυτό το παράδειγμα υπάρχει μία συχνότητα συντονισμού στην διεύθυνση του άξονα φάσης. Ο μετασχηματισμός Fourier της παραπάνω πληροφορίας, πρώτα στην κατεύθυνση της συχνότητας μας δίνει μια σειρά από κορυφές που αντιστοιχούν στην θέση που κατέχουν τα σπιν μέσα στο voxel.



Σχήμα 48. Τα raw data μετά τον Μ/Σ κατά Fourier στον άξονα της συχνότητας.

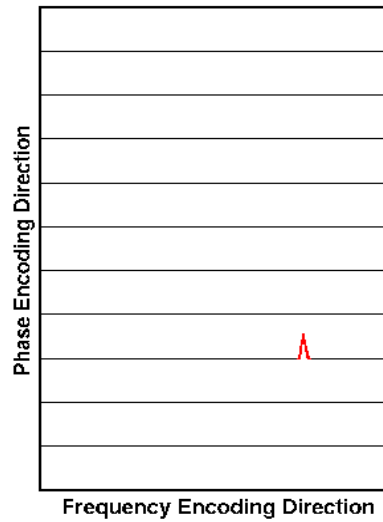
$$(\nu - \nu_0) = \gamma \times G_f$$

Και σε αυτό το σχήμα μπορούμε να παρατηρήσουμε της ταλάντωση που κάνουν οι κορυφές ,μία προς τα πάνω και μία προς τα κάτω, κατά τον άξονα της φάσης. Μπορούμε να αλλάξουμε την τρόπο απεικόνισης ώστε αυτό να γίνει πιο εμφανές.



Σχήμα 49. Διάγραμμα μετασχηματισμένων raw – data.

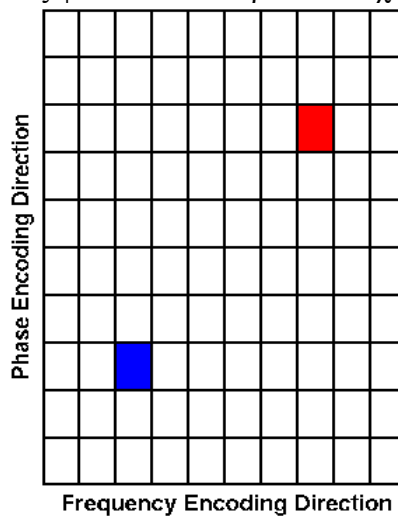
Αν τώρα εφαρμόσουμε τον Μ/Σ Fourier στην κατεύθυνση κωδικοποίησης της φάσης μας δίνει μία μόνο κορυφή , της οποίας η συχνότητα και η φάση αντιστοιχούν στην θέση του voxel με σπιν, όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 50. Διάγραμμα μετασχηματισμένων raw data και κατά τις δύο διευθύνσεις , φάσης και συχνότητας.

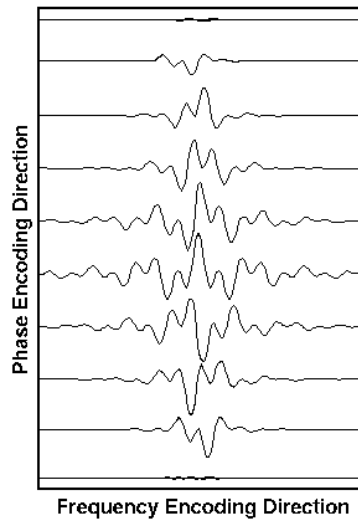
Παράδειγμα 3:

Ας υποθέσουμε τώρα ότι έχουμε δύο voxel και τα διανύσματά μαγνήτισής τους στο επίπεδο προς απεικόνιση, όπως φαίνετε στο παρακάτω σχήμα.



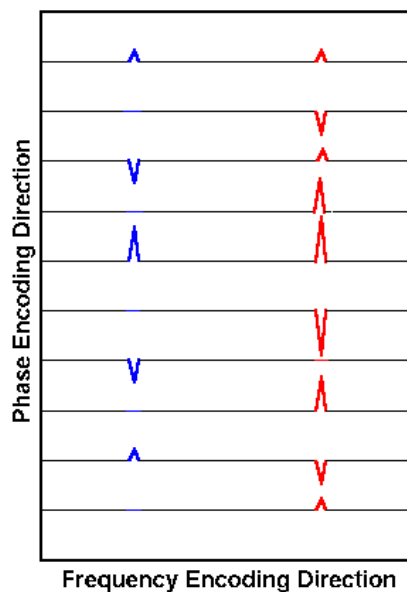
Σχήμα 51. Οι θέσεις Δυο voxel στο επίπεδο απεικόνισης.

Τα raw data αυτού του επιπέδου απεικόνισης φαίνονται στα παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 52. Τα raw data από περιοχή με δύο voxel προς απεικόνιση.

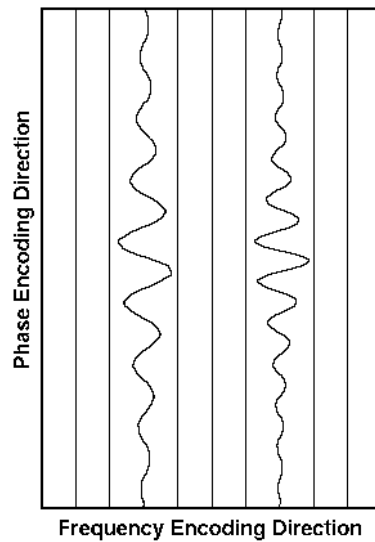
Παρατηρώντας την κυματομορφή στο πεδίο του χρόνου είναι εύκολο να καταλάβουμε πως προέρχεται από σύνθεση συχνοτήτων, δηλαδή είναι σίγουρα περισσότερες από μια. Η ανάλυση Fourier των raw-data, πρώτα ως προς την συχνότητα, θα μας δώσει σχήμα με δύο σειρές από κορυφές που αντιστοιχούν στην θέση των voxels στον άξονα των X.



Σχήμα 53. Τα raw data μετά τον Μ/Σ κατά Fourier στον άξονα της συχνότητας

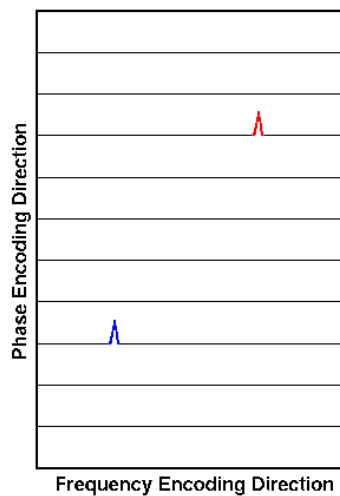
$$(v - v_0) = \gamma \times G_f$$

Και σε αυτό το παράδειγμα μπορούμε εύκολα να παρατηρήσουμε τις κορυφές του πλάτους που ταλαντώνονται, μία προς τα πάνω και μία προς τα κάτω, πράγμα που γίνεται εμφανέστερο στην παρακάτω σχηματική αναπαράσταση.



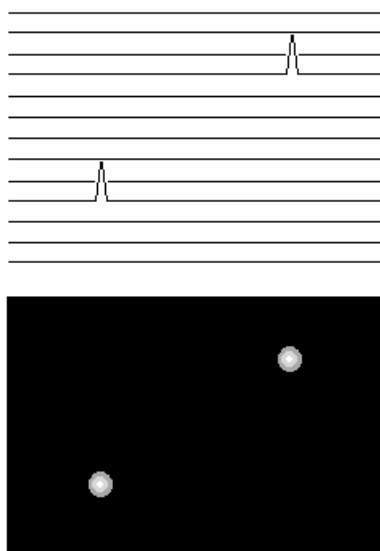
Σχήμα 54 . Τα raw data από περιοχή με δύο voxel προς απεικόνιση.

Ο μετασχηματισμός Fourier ως προς την φάση αυτή την φορά θα μας δώσει δύο μόνο κορυφές, όπως φαίνεται.



Σχήμα 55. Διάγραμμα μετασχηματισμένων raw data και κατά τις δύο διευθύνσεις , φάσης και συχνότητας.

Η φάση και η συχνότητα αυτών των κορυφών αντιστοιχούν στην θέση των voxel στην περιοχή απεικόνισης. Τα μετασχηματισμένα κατά Fourier δεδομένα απεικονίζονται ως εικόνα μετατρέποντας τις κορυφές σε εντάσεις των εικονοστοιχείων που συνθέτουν την εικόνα του τομογράφου.



Σχήμα 56. Η μετατροπή της έντασης των κορυφών (peak) σε ένταση των pixel μιας εικόνας.

Στο σημείο αυτό, είναι πολύ σημαντικό να σημειώσουμε ότι τα σήματα FID που καταγράφουμε είναι αναλογικά και για την επεξεργασία τους με τον Η/Υ που αναλαμβάνει όλους Μ/Σ πρέπει πρώτα να τα διακριτοποιήσουμε μέσω δειγματοληψίας.

Το πεδίο προς απεικόνιση, το οποίο από εδώ και στο εξής θα το αποκαλούμε FOV (Field Of View), το καθορίζουμε από την απόσταση κατά μήκος της εικόνας στην διεύθυνση που ορίζει η βαθμίδα κωδικοποίησης της συχνότητας. Η σχέση που μας δίνει το FOV σε σχέση με τον ρυθμό δειγματοληψίας είναι :

$$FOV = f_s / \gamma G_f$$

Για να αποφύγουμε προβλήματα που σχετίζονται με το μέγεθος της περιοχής που θέλουμε να απεικονίσουμε το FOV το ορίζουμε πάντα μεγαλύτερο από το αντικείμενο προς απεικόνιση. Η βαθμίδα κωδικοποίησης φάσης μεταβάλλεται σε ένα τυπικό σύστημα μεταξύ μίας μέγιστης τιμής $G_{\phi_{max}}$ και μίας ελάχιστης τιμής $-G_{\phi_{max}}$ σε 128 ή 256 ίσα βήματα. Η σχέση που συνδέει το FOV και την $G_{\phi_{max}}$ είναι :

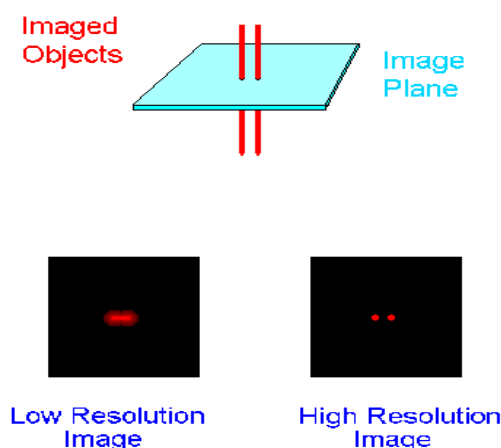
$$\int G_{\phi_{max}} dt = N / (2 \gamma FOV)$$

όπου N είναι τα βήματα κωδικοποίησης της φάσης. Το ολοκλήρωμα $\int G_{\phi_{max}} dt$ είναι ως προς τον χρόνο, και συγκεκριμένα κατά το χρονικό διάστημα που η βαθμίδα κωδικοποίησης φάσης είναι ενεργοποιημένη.

Μία μέθοδος που χρησιμοποιείται στην ιατρική για την αύξηση της ευκρίνειας της εικόνας είναι η χρήση παραμαγνητικών ουσιών που μειώνουν τους χρόνους επαναφοράς των πυρήνων επιτρέποντας έτσι μεγαλύτερες επαναλήψεις της διαδικασίας συλλογής των δεδομένων για την δημιουργία της εικόνας.

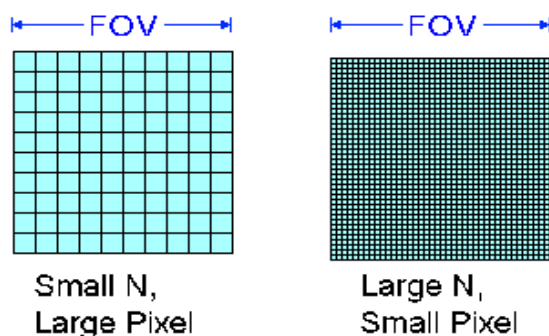
3.8 Ανάλυση Εικόνας

Όταν δύο αντικείμενα μίας εικόνα είναι διακριτά, τότε μπορούμε να πούμε ότι είναι διαχωρίσιμα. Η ικανότητα ανάλυσης δύο αντικείμενα μίας εικόνας είναι μια συνάρτηση πολλών μεταβλητών. Ο χρόνος T_2 , ο σηματοθορυβικός λόγος, η ρυθμός δειγματοληψίας, το πάχος της «φέτας» είναι μερικά από αυτά όταν αναφερόμαστε σε μια εικόνα που προέρχεται από μαγνητικό συντονισμό. Η ανάλυση είναι ένας τρόπος μέτρησης της ποιότητας της εικόνας. Όταν δύο αντικείμενα που βρίσκονται σε απόσταση 1mm είναι διαχωρίσιμα, τότε λέμε ότι η εικόνα είναι ψηλότερης ανάλυσης από μια εικόνα στην οποία τα δύο αυτά αντικείμενα δεν είναι διαχωρίσιμα. Η ανάλυση μιας εικόνας είναι ευθέως ανάλογη της απόστασης δύο διαχωρίσιμων αντικειμένων.



Σχήμα 57 . Σχηματική αναπαράσταση δύο διαφορετικών αναλύσεων μιας εικόνας.

Είναι εύκολο να παρατηρήσει κανείς την σχέση ανάμεσα στο FOV και τον αριθμό των βημάτων κωδικοποίησης της φάσης N . Ποτέ δεν θα αναλύσουμε μια εικόνα σε μικρότερη διάσταση από αυτή που ορίζει ο λόγος FOV/N η ενός pixel. Ένα συχνό αλλά λαθεμένο συμπέρασμα είναι ότι αν αυξήσουμε το N ταυτόχρονα αυξάνουμε και την ανάλυση της εικόνας.



Σχήμα 58. Στο σχήμα παρατηρούμε την σχέση ανάμεσα στο πεδίο προς απεικόνιση και τα εικονοστοιχεία (pixel).

Στην πραγματικότητα αυτό που πετυχαίνουμε είναι να μειώσουμε το μέγεθος του ενός pixel αλλά δεν θα αυξήσουμε την ανάλυση της εικόνας. Ακόμα και μια εικόνα χωρίς καθόλου θόρυβο και ιδανική αντίθεση δεν διαχωρίζει δύο αντικείμενα στο μέγεθος του pixel ακριβώς επειδή ο χρόνος T_2^* παίζει καθοριστικό ρόλο.

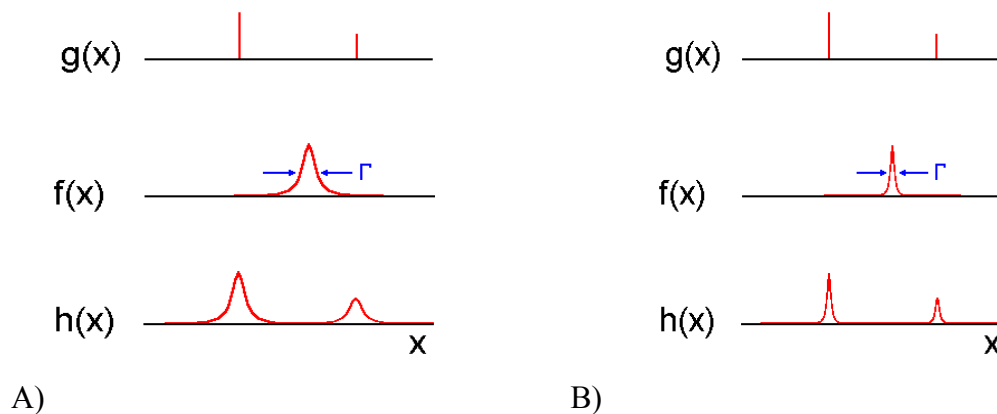
Η εικόνα που προκύπτει από την μαγνητική απεικόνιση μπορούμε να την σκεφτούμε ως την συνέλιξη του NMR φάσματος των πυρήνων H με την συγκέντρωσή τους στο χώρο. Ας υποθέσουμε ότι έχουμε μία μονοδιάστατη εικόνα $h(x)$, που αποτελείται από ένα είδος σπιν. Αν $g(x)$ είναι η κατανομή των σπιν των πυρήνων στον χώρο, $f(v)$ είναι το NMR φάσμα τους και $f(v G_x^{-1} \gamma^{-1})$ είναι η κατανομή του φάσματος των πυρήνων εκφρασμένη σε μονάδες απόστασης υπό την παρουσία του Βαθμωτού πεδίου G_x , τότε :

$$h(x) = g(x) \otimes f(v G_x^{-1} \gamma^{-1}).$$

Από την ανάλυση Fourier (ζεύγη) προκύπτει ότι το πλήρες εύρος ζώνης σε Hz στο μισό ύψος της κορυφής (peak), Γ , είναι

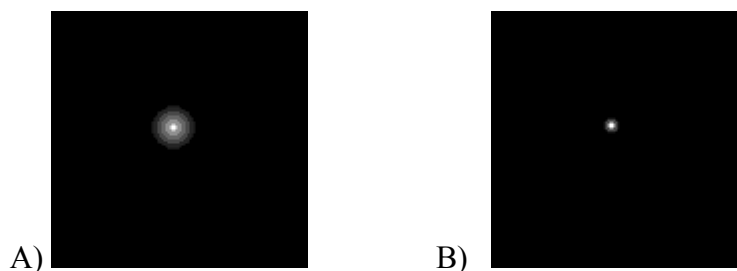
$$\Gamma = (\pi T_2^*)^{-1}.$$

Συγκρίνοντας το αποτέλεσμα της συνέλιξης $h(x)$ για μικρό χρόνο T_2^* (πλατύ Γ) και για μεγάλο χρόνο T_2^* (στενό Γ) βλέπουμε την διαφορά στην μορφή που αποκτάει μονοδιάστατη εικόνας μας $h(x)$.



Σχήμα 59. Σύγκριση των ζευγών Fourier για διαφορετικούς χρόνους T_2^* , A) μικρός T_2^* , B)μεγάλος T_2^*

Το μέγεθος του pixel σύμφωνα με τα παραπάνω πρέπει να είναι ίσο με $(\pi G_x \gamma T_2^*)^{-1}$. Παρακάτω βλέπουμε δύο NMR απεικονίσεις ενός σημειακού αντικειμένου . Η μία εικόνα έχει μεγάλο T_2^* και η άλλη έχει μικρό T_2^* . Οι δύο απεικονίσεις καταγράφηκαν με μέγεθος pixel πολύ μικρότερο από $(\pi G_x \gamma T_2^*)^{-1}$.



Σχήμα 60. Δύο απεικονίσεις διαφορετικού T_2^* στις οποίες είναι ξεκάθαρη η επιρροή του στην ευκρίνεια της εικόνας.

3.9 Αλληλουχίες Παλμών

Οι μέθοδοι απεικόνισης που χρησιμοποιούνται σε ένα πραγματικό σύστημα απεικόνισης σχετίζονται άμεσα τους χρόνους επαναφοράς και χαλάρωσης που περιγράψαμε στο 2^ο κεφάλαιο, καθώς και τον χρόνο επανάλιψης TR.

Όπως είδαμε στο 2^ο κεφάλαιο η εγκάρσια μαγνήτιση έχει φθίνουσα μορφή αφού μετά την απενεργοποίηση της βαθμίδας κωδικοποίησης της φάσης και με την πάροδο του χρόνου χάνεται η συμφασικότητα των διπολικών μαγνητικών ροπών.

Δύο είναι οι βασικές μέθοδοι που ακολουθούμε ώστε να κρατήσουμε τους πυρήνες περισσότερο χρόνο συμφασικούς. Για την ακρίβεια αυτό που κάνουμε είναι να πολλαπλασιάζουμε τα χρονικά διαστήματα κατά τα οποία οι μαγνητικές διπολικές ροπές των πυρήνων είναι συμφασικές. Οι μέθοδοι αυτές ονομάζονται **spin-echo** και **gradient-echo sequence** αντίστοιχα.

3.9.1 Η μέθοδος spin-echo

Όπως έχουμε δει η εφαρμογή του ραδιοπαλμού περιστρέφει την διπολική μαγνητική ροπή του πυρήνα περί τον άξονα Z. Η γωνία της περιστροφής εξαρτάται από την διάρκεια του παλμού. Έτσι ένας ραδιο παλμός που θα περιστρέψει κατά 90^ο το σπιν των πυρήνων ονομάζεται παλμός 90^ο.

Έστω τώρα δύο ιστοί του ανθρώπινου σώματος, A και B, οι οποίοι έχουν διαφορετικούς χρόνους χαλάρωσης (ο ιστός A έχει μικρότερο χρόνο χαλάρωσης από το ιστό B). Έστω τώρα ότι εφαρμόζουμε έναν ραδιο παλμό 90^ο και αφού περιμένουμε να περάσει χρόνος TR_{long} εφαρμόζουμε και έναν δεύτερο παλμό 90^ο. Ο χρόνος TR_{long} , όπως φανερώνει και η ονομασία του, είναι τέτοιος ώστε κατά τη διάρκειά του, τόσο η διαμήκης μαγνήτιση του ιστού A όσο και η διαμήκης μαγνήτιση του ιστού B έχουν επανέλθει στην αρχική τους τιμή με διαφορετικούς όμως ρυθμούς, ενώ η εγκάρσια μαγνήτιση και των δύο ιστών θα είναι ίδια αμέσως μετά την εφαρμογή του δεύτερου ραδιο παλμού. Αυτό φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα.

ΣΧΗΜΑ 61.(Σχήμα30α.ΣΕΛΙΔΑ 46 του βιβλίου MRI made easy.)

Ας δούμε τι θα συμβεί αν χρόνος αναμονής για την εφαρμογή του δεύτερου ράδιο παλμού είναι μικρότερος από το TR_{long} , έστω TR_{short} . Όπως φαίνεται και στο σχήμα , την στιγμή που εφαρμόζουμε τον δεύτερο ράδιο παλμό ο ιστός A έχει ανακτήσει περισσότερη διαμήκη μαγνήτιση σε σχέση με τον ιστό B. Έτσι η εγκάρσια μαγνήτιση που θα εμφανιστεί με την απορρόφηση της ενέργειας του ράδιο παλμού θα είναι μεγαλύτερη στον ιστό A από ότι στον ιστό B. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την εμφάνιση μεγαλύτερης τάσης από επαγωγή στο πηνίο λήψης εξ' αιτίας του ιστού A από την τάση που θα εμφανιστεί εξ' αιτίας του ιστού B. Η διαφορά στην ένταση του σήματος εξαρτάται από την διαφορά της διαμήκους μαγνήτισης δηλαδή από την διαφορά του χρόνου T1 μεταξύ των δύο ιστών.

Η χρησιμοποίηση περισσότερων από έναν παλμών, ονομάζεται **αλληλουχία παλμών**. Ακριβώς επειδή μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε διαφορετικούς παλμούς , για παράδειγμα παλμούς 90° ή 180° και επειδή οι χρόνοι μεταξύ των παλμών αυτών μπορούν να είναι διαφορετικοί, υπάρχουν πολλές αλληλουχίες παλμών . Όπως είδαμε στο παράδειγμα η επιλογή των παλμών θα καθορίσει και το είδος του σήματος που θα πάρουμε από έναν ιστό. Για το λόγο αυτό είναι απαραίτητο να επιλέξουμε και να καθορίσουμε επακριβώς την αλληλουχία παλμών για κάθε συγκεκριμένη μελέτη που κάνουμε με τα συστήματα απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού. Στο παράδειγμά μας χρησιμοποιήσαμε έναν τύπο παλμού, των παλμό 90° . Ο παλμός αυτός επαναλήφθηκε μετά από ορισμένο χρόνο, τον γνωστό μας **χρόνο επανάληψης** , **TR**. Είδαμε ότι με μεγάλο TR πήραμε παρόμοια σήματα για τους δύο ιστούς και θα φαίνονταν το ίδιο σε μια εικόνα μαγνητικού συντονισμού. Χρησιμοποιώντας μικρότερο TR υπήρχε διαφορά μεταξύ των ιστών, που καθορίστηκε από τον χρόνο T1 του κάθε ιστού. Το αποτέλεσμα είναι μια εικόνα που ονομάζεται **T1 – weighted**, που σημαίνει ότι η διαφορά της έντασης του σήματος μεταξύ των ιστών σε αυτήν εικόνα οφείλεται στην διαφορά των ιστών στον χρόνο T1.

Ο παλμός TR θεωρείται μικρός (TR_{short}) όταν είναι μικρότερος των 500 msec ενώ ένας χρόνος TR μεγαλύτερος των 1500msec θεωρείται μεγάλος (TR_{long}). Εκτός από τις T1- weighted εικόνες μπορούμε να παράγουμε επίσης εικόνες **T2-weighted** που ονομάζονται και εικόνες πυκνότητας πρωτονίων (proton-density). Η επιρροή αυτών των εικόνων , που λέγονται και **spin-density** , στην αντίθεση που εμφανίζουν οι ιστοί στην εικόνα μπορούν να εξηγηθεί πολύ εύκολα. Εκεί που υπάρχουν πρωτόνια θα υπάρχει σήμα και εκεί που δεν υπάρχουν πρωτόνια δεν θα έχουμε καθόλου σήμα. Για την ακρίβεια , χρησιμοποιώντας συγκεκριμένες ακολουθίες παλμών , μπορούμε να κάνουμε κάποια χαρακτηριστικά των ιστών να παίζουν μικρότερο ή μεγαλύτερο ρόλο στην εικόνα που θα δημιουργήσουμε.

Η διαδικασία παραγωγής εικόνων T2-weighted είναι όμως πιο περίπλοκη. Έστω ότι πρώτα χρησιμοποιούμε έναν ράδιο παλμό 90° . Η διαμήκης μαγνήτιση αποκτάει κλίση 90° και έτσι εμφανίζεται η εγκάρσια μαγνήτιση. Μετά την εφαρμογή του παλμού, όπως γνωρίζουμε, η εγκάρσια μαγνήτιση αρχίζει να μειώνεται και η διαμήκης μαγνήτιση αρχίζει να επανεμφανίζεται. Η μείωση της εγκάρσιας μαγνήτισης , που οφείλεται στην μείωση της συφασικότητας της περιστροφής των μαγνητικών διπολικών ροπών των πρωτονίων φαίνεται στο σχήμα (σχήμα 33 σελ 50) και την έχουμε εξηγήσει. Η διαφορά τώρα είναι ότι μετά από χρόνο , τον οποίο αποκαλούμε **TE/2**, εφαρμόζουμε έναν ράδιο παλμό 180° . Ο παλμός αυτός αναγκάζει τα πρωτόνια να περιστραφούν ακριβώς στην αντίθετη κατεύθυνση διατηρώντας όμως

την ταχύτητα περιστροφής τους. Το αποτέλεσμα είναι τα ταχύτερα πρωτόνια να βρίσκονται τώρα πίσω από τα πιο αργά. Αν περιμένουμε για έναν χρόνο $TE/2$ οι μαγνητικές διπολικές ροπές των πρωτονίων θα βρεθούν πάλι σε φάση με αποτέλεσμα να εμφανιστεί και πάλι δυνατό σήμα εξ' αιτίας της εγκάρσιας μαγνήτισης. Όπως φυσικό, μετά το πέρας και του δεύτερου παλμού τα πρωτόνια θα αρχίσουν πάλι να χάνουν την συμφασικότητά τους και το λαμβανόμενο σήμα θα αποσβένει και πάλι.

Ένα πολύ απλό παράδειγμα για την καλύτερη κατανόηση είναι το εξής. Ας σκεφτούμε ένα αγώνα δρόμου μεταξύ ενός λαγού και μιας χελώνας. Λίγο χρόνο μετά την εκκίνηση, ας πούμε χρόνο $TE/2$, ο λαγός θα προηγείται σημαντικά της χελώνας. Αν εκείνη τη χρονική στιγμή αναγκάσουμε και τους δύο να τρέξουν προς τα πίσω, με την ίδια βέβαια ταχύτητα, τότε θα βρεθούν και οι δύο, μετά από χρόνο $TE/2$, ταυτόχρονα στην γραμμή εκκίνησης. Αυτό ακριβώς κάνουμε και με τις μαγνητικές διπολικές ροπές των πρωτονίων.

Η διαδικασία αυτή μας επιτρέπει να παίρνουμε ακριβέστερες εικόνες αφού τα δεδομένα προς επεξεργασία από το πηνίο λήψης είναι περισσότερα για τον χρόνο TR. Η αλληλουχία αυτή ($90^\circ - 180^\circ$) των ραδιο – παλμών ονομάζεται **spin-echo αλληλουχία** και είναι μία από τις δύο βασικότερες αλληλουχίες παλμών στα συστήματα απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού.

ΣΧΗΜΑ 62. (Σχήμα 35 σελίδα 53 του βιβλίου MRI made easy)

Στο σημείο αυτό πρέπει να αναφερθούμε σε ένα πολύ σημαντικό ζήτημα που αφορά την spin-echo μέθοδο. Η επιρροή των μικρών αλλά σταθερών ανομοιογενειών του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου αναγκάζει κάποιες μαγνητικές διπολικές ροπές να μην συμπεριφέρονται όπως οι υπόλοιπες με αποτέλεσμα από τον έναν παλμό 180° στον επόμενο η ένταση του λαμβανόμενου σήματος να φθίνει, οι επιρροές αυτές αποκαλούνται **T2-effects** και λαμβάνονται πάντα υπόψιν στην δημιουργία της εικόνας και είναι ένας λόγος για τον οποίο ο χρόνος TE δεν πρέπει να είναι πολύ μεγάλος.

3.9.2 Η μέθοδος gradient - echo

Ένα πρόβλημα της μεθόδου spin-echo είναι ότι δεν μπορούμε να την χρησιμοποιήσουμε όταν ο χρόνος TR είναι πολύ μικρός διότι η εφαρμογή του παλμού 180° απαιτεί ένα σημαντικό χρονικό διάστημα που δεν υπάρχει μεταξύ των παλμών 90° . Ακόμη, κατά την μείωση του χρόνου TR Η διαμήκης μαγνήτιση θα επανέρχεται όλο και λιγότερο με αποτέλεσμα να υπάρχει όλο και μικρότερη ποσότητα μαγνήτισης την οποία θα επηρεάσει ο ραδιο απλμός που σημαίνει ότι και το σήμα που λάβουμε θα είναι ακόμη μικρότερο. Ίσως είναι περιττό να το αναφέρουμε αλλά η μείωση του χρόνου TR μας ενδιαφέρει πάρα πολύ αφού είναι ο καθοριστικός παράγοντας του συνολικού χρόνου μιας εξέτασης σε ένα σύστημα MRI.

Ένας τρόπος επίλυσης αυτού του ζητήματος είναι ο ακόλουθος. Στη θέση του παλμού 180° που χρησιμοποιούμε για να αντιστρέψουμε της μαγνητικές διπολικές ροπές των πυρήνων και να επαναφέρουμε την συμφασικότητά τους, εφαρμόζουμε

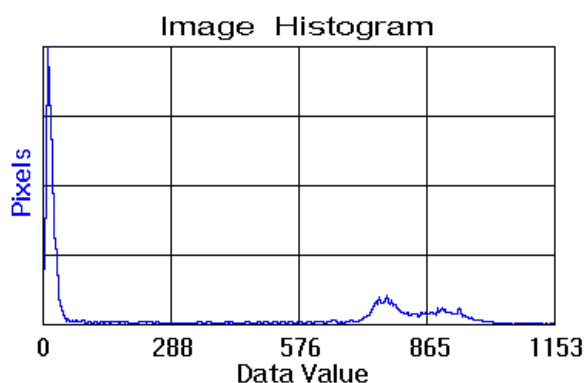
ένα βαθμωτό μαγνητικό πεδίο μέσα στο υπάρχον εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 . Το βαθμωτό αυτό πεδίο ενεργοποιείται για ένα συγκεκριμένο μικρό χρονικό διάστημα. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα ακόμα μεγαλύτερες ανομοιογένειες στο μαγνητικό πεδίο της υπό εξέτασης φέτας. Εξ' αιτίας αυτών, η εγκάρσια μαγνήτιση μειώνεται ακόμα πιο γρήγορα, αφού οι μαγνητικές διπολικές ροπές χάνουν την συμφασικότητά τους ακόμα πιο γρήγορα. Στη συνέχεια το βαθμωτό μαγνητικό πεδίο απενεργοποιείται και μετά επανα-ενεργοποιείται με την ίδια ένταση αλλά με αντίθετη φορά. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την επανάκτηση της συμφασικότητας των μαγνητικών διπολικών των πυρήνων και κατ' επέκταση την αύξηση του λαμβανόμενου σήματος το οποίο φτάνει ένα ορισμένο μέγιστο, που ονομάζεται **gradient – echo**.

Για την αντιμετώπιση των προβλημάτων που αναφέραμε και κυρίως για την μικρή ποσότητα διαμήκους μαγνήτισης που απομένει για το επόμενο παλμό όταν έχουμε μικρό TR μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε ράδιο παλμούς που επιφέρουν μικρότερη περιστροφή, όχι 90° , στα διανύσματα διπολικών ροπών των πυρήνων. Οι παλμοί είναι συνήθως στην περιοχή $10^\circ - 35^\circ$. Με αυτές τις μικρότερες γωνίες στους ράδιο-παλμούς, η διαμήκης μαγνήτιση δεν μηδενίζεται πλήρως με αποτέλεσμα να υπάρχει αρκετή ποσότητα μαγνήτισης για την επιτυχημένη εφαρμογή του επόμενου στην αλληλουχία ράδιο παλμού ακόμα και με πολύ μικρούς χρόνους TR. Όπως γνωρίζουμε η εφαρμογή του παλμού 180° εξουδετερώνει τις επιδράσεις των εξωτερικών ανωμαλιών της ομογένειας του μαγνητικού πεδίου και έτσι η μείωση της εγκάρσιας μαγνήτισης οφείλετε στις αποκαλούμενες T2 επιδράσεις (T2 effects). Όταν τώρα δεν χρησιμοποιούμε παλμό 180° όπως είδαμε τα πρωτόνια χάνουν πιο γρήγορα την συμφασικότητά τους. Το σήμα αποσβένει τώρα πιο γρήγορα και οι επιδράσεις τώρα είναι συνολικότερες και ονομάζονται **T2* -effects**. Εκτός από αυτές άλλοι παράγοντες, όπως οι γωνίες κλίσης των ράδιο παλμών επηρεάζουν την ποιότητα των εικόνων στις αλληλουχίες γρήγορης απεικόνισης και ονομάζονται και αυτές **gradient-echo sequences** για προφανείς λόγους.

3.10 Παρουσίαση της Εικόνας

Η παρουσίαση της εικόνας μιας απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού λαμβάνει υπόψιν κάποια βασικά χαρακτηριστικά των δεδομένων που συλλέγονται με την τεχνική του Π.Μ.Σ. Αυτά που θα μπορούσαμε να ξεχωρίσουμε ώστε να έχουμε μια πιο σφαιρική κατανόηση του τι συμβαίνει με τα δεδομένα που έχουμε συλλέξει είναι το ιστόγραμμα της εικόνας, η ψηφιοποίηση και ο Μ/Σ Fourier των δεδομένων που είδαμε και νωρίτερα, οι συντεταγμένες της εικόνας που λόγω της ιατρικής εφαρμογής δεν χρησιμοποιούνται οι συντεταγμένες βάσει των Χ.Υ.Ζ αξόνων αλλά ανατομικές συντεταγμένες και βάσει αυτών τα ανατομικά επίπεδα απεικόνισης.

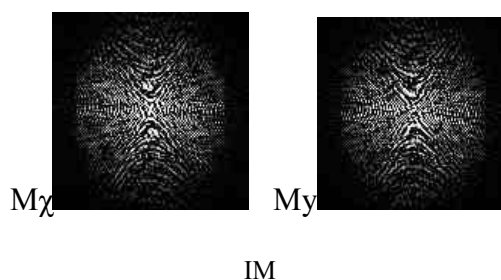
Το ιστόγραμμα της εικόνας, είναι μια γραφική παράσταση του αριθμού των pixel που έχουν μία συγκεκριμένη, δοσμένη, τιμή. Το ιστόγραμμα που βλέπουμε παρακάτω αναπαριστά μια εικόνα που τα περισσότερα pixel έχουν μια τιμή μεταξύ 0-80 και 600-1000.



Σχήμα 63. Ιστόγραμμα εικόνας

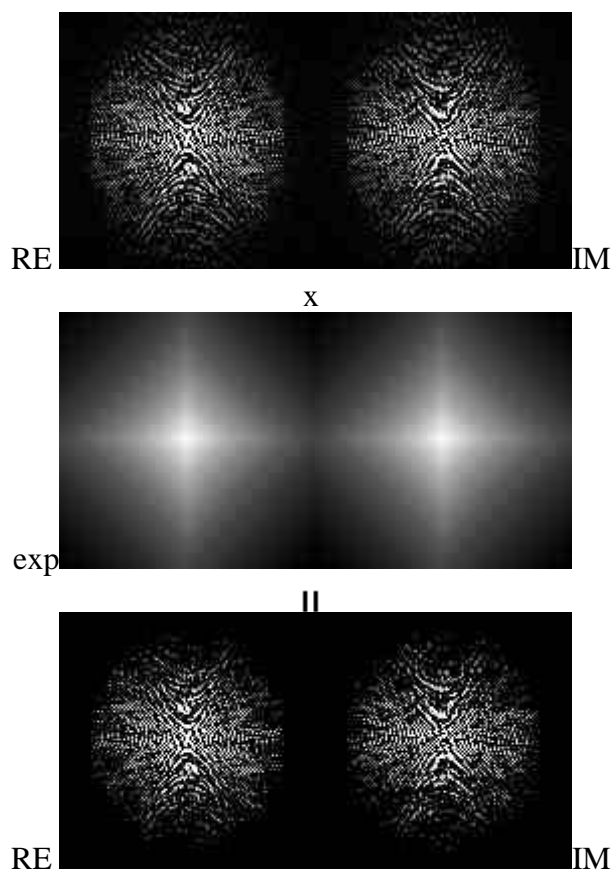
Τα ιστογράμματα μιας εικόνας είναι χρήσιμα για τρόπο που θα επιλέξουμε τα δεδομένα ενός voxel ως συνάρτηση της έντασης του κάθε pixel στην συσκευή απεικόνισης. Η σημασία που έχουν τα ιστογράμματα φαίνεται στην επεξεργασία της εικόνας. Μέχρι τώρα δώσαμε μεγάλη προσοχή στις φυσικές αρχές που διέπουν τα σπιν των πυρήνων, στις αλληλουχίες των παλμών. Η επεξεργασία της εικόνας εμπεριέχει πολλή μαθηματική επεξεργασία των δεδομένων που συλλέγουμε.

Τα raw – data, ή τα δεδομένα του Κ-χώρου όπως συχνά αποκαλούνται, είναι συνήθως πίνακες 256X256 περίπλοκων δεδομένων. Στο σχήμα τα παρουσιάζουμε ως M_x και M_y ή πραγματικά (RE) και φανταστικά (IM) σήματα που προκύπτουν από την ψηφιοποίηση.



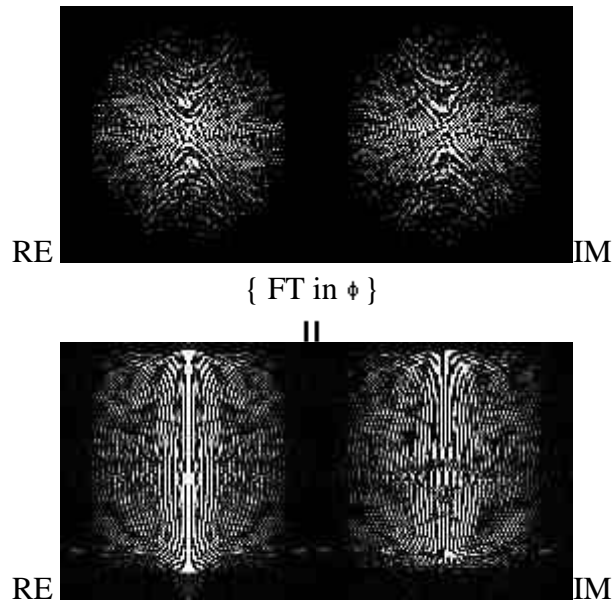
Σχήμα 64. Τα δεδομένα του κ-χώρου.

Τα δεδομένα αυτά ,έχουν συνήθως ανάλυση πλάτους των 16 bit. Πριν το μετασχηματισμό τους κατά Fourier μερικές φορές πολλαπλασιάζονται με έναν εκθετικό κώνο, που για το πεδίο της συχνότητας ισοδυναμεί με την συνέλιξη στο πεδίο του χρόνου, έτσι επιτυγχάνουμε τον ευκολότερο μετασχηματισμό τους.

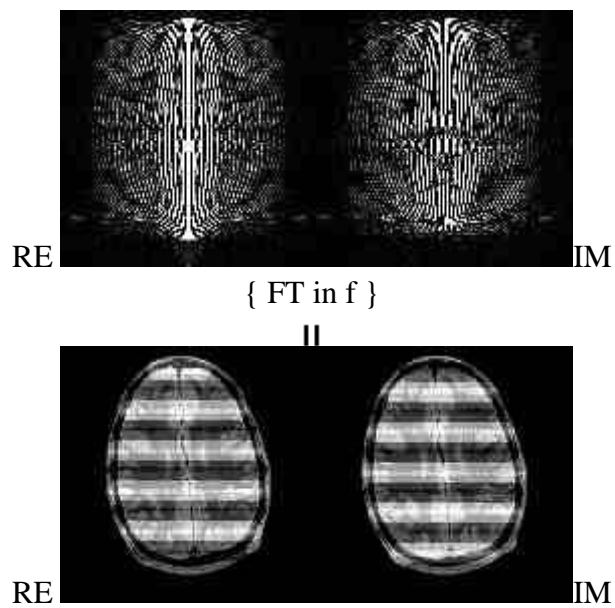


Σχήμα 65. Ο πολλαπλασιασμός των raw-data με μία συνάρτηση εκθετικής απόσβεσης

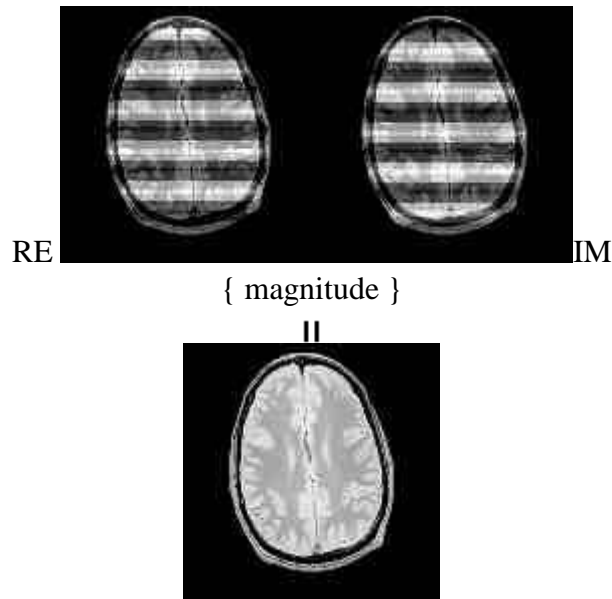
Όπως είδαμε στις προηγούμενες παραγράφους ο Μ/Σ Fourier πραγματοποιείται πρώτα κατά την μία διεύθυνση, έστω την κάθετη, και μετά στην οριζόντια. Με το πέρας των Μ/Σ Fourier , υπολογίζεται το πραγματικό μέγεθος. Η διαδικασία αυτή απεικονίζεται στα παρακάτω σχήματα.



Σχήμα 66. Ο Μ/Σ Fourier των raw-data στην διεύθυνση της φάσης.



Σχήμα 67. Ο Μ/Σ που ακολουθεί, στην διεύθυνση της συχνότητας.



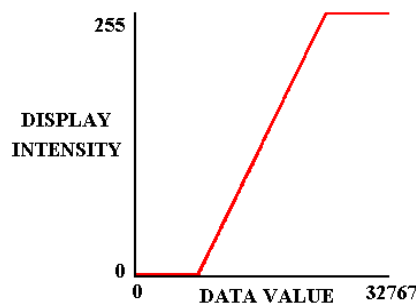
Σχήμα 68. Ο υπολογισμός της εικόνας.

Ο υπολογισμός του μεγέθους της εικόνας μειώνει την πληροφορία του πλάτους του σήματος στα 15 bit, επειδή δεν υπάρχουν pixel με αρνητικές τιμές. Στην συνέχεια τα δεδομένα της εικόνας μετατρέπονται σε έναν 512 X 512 πίνακα δεδομένων είτε με παρεμβολή των pixel είτε με αντιγραφή των pixel. Η αντιγραφή των pixel αναπαράγει τα ζυγά pixel με τα χαμηλότερα μονά pixel. Η παρεμβολή των pixel εισάγει ζυγά pixel ως τον μέσο όρο του αθροίσματος των μονών pixel.



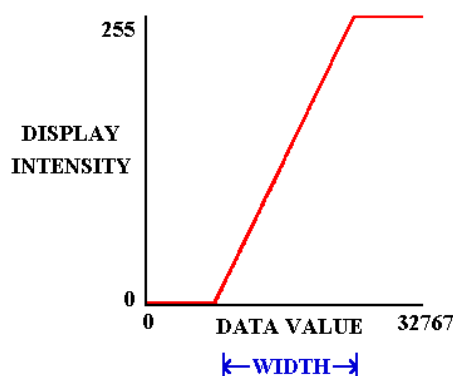
Σχήμα 69. Διαδικασία παρεμβολής των pixel.

Η εικόνα τυπικά, προβάλλεται με απεικόνιση video 8 bit. Αυτό σημαίνει ότι υπάρχουν 256 επίπεδα του γκρι διαθέσιμα για να απεικονίσουμε 32768 πιθανές τιμές δεδομένων από τα 15 bit πληροφορίας του μεγέθους της εικόνας. Συνήθως χρησιμοποιείται πίνακας γραμμικής αναζήτησης(LUT – Linear Look-up Table). Στα παρακάτω σχήματα η ένταση της εικόνας που παίρνει τιμές από 0 έως 255 σχετίζεται γραμμικά με την τιμή των δεδομένων.



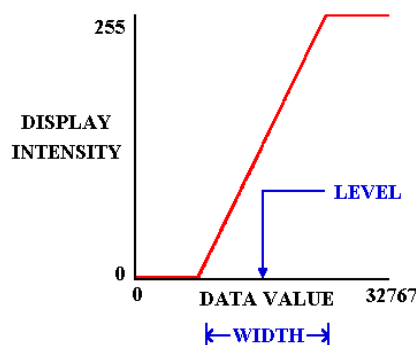
Σχήμα 70. Γραφική παράσταση της έντασης της εικόνας σε σχέση με τις τιμές των δεδομένων

Το πλάτος των τιμών των δεδομένων στα 256 επίπεδα αποχρώσεων του γκρι αποκαλείται εύρος ή αντίθεση (contrast) της εικόνας.



Σχήμα 71. Γραφική παράσταση του contrast.

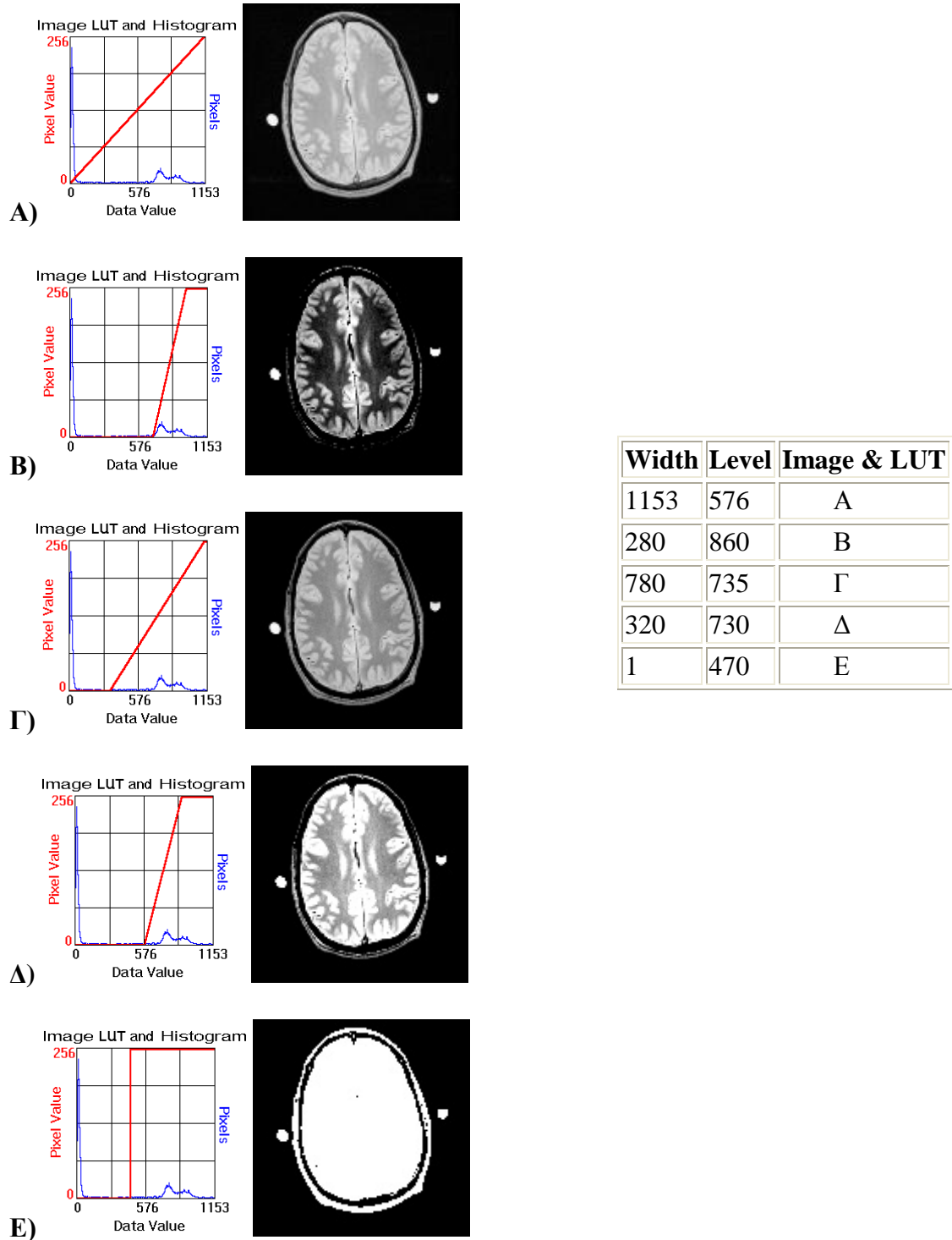
Η τιμές των δεδομένων που αντιστοιχούν στο κέντρο του άξονα τιμών των δεδομένων αντιστοιχούν στο επίπεδο φωτεινότητας της εικόνας (LEVEL of brightness).



Σχήμα 72. Γραφική παράσταση της φωτεινότητας της εικόνας.

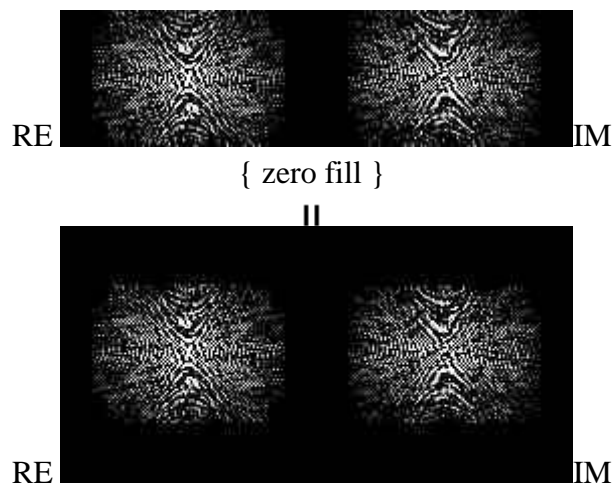
Ο καθορισμός αυτών των χαρακτηριστικών της εικόνας μας επιτρέπει την καλύτερη απεικόνιση της ανατομίας και παθολογίας που θέλουμε να φαίνεται στην εικόνα.

Παρακάτω φαίνεται η διαφορά που θα έχουμε στην απεικόνιση του ανθρώπινου κεφαλιού, για μια spin-echo απεικόνιση με συγκεκριμένες τιμές αντίθεσης και φωτεινότητας.



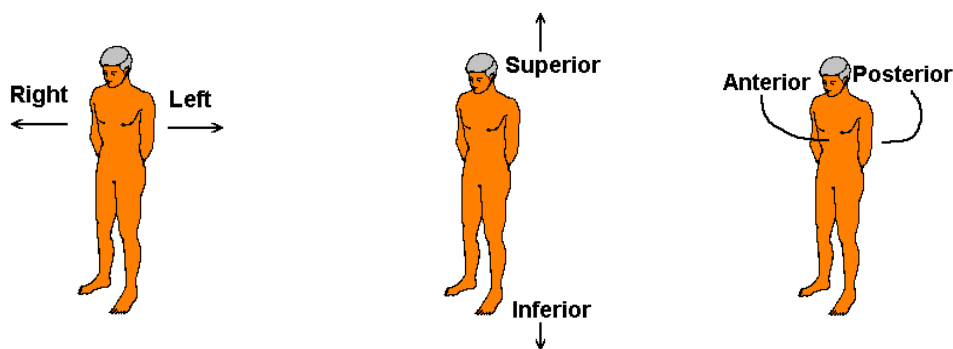
Σχήμα 73. Η επίδραση της αντίθεσης και της φωτεινότητας στη εικόνα μαγνητικού συντονισμού

Πολύ συχνά, οι πίνακες δεδομένων που συλλέγουμε είναι μικρότεροι από 256 X 256 έτσι ώστε να μειωθεί ο χρόνος δημιουργίας της εικόνας. Για παράδειγμα πίνακες 256 X 192 ή 256 X 128 συλλέγονται όταν επιλέγουμε 192 ή 128 βήματα στην κωδικοποίηση φάσης. Είναι πάντα προτιμότερο έχουμε πάντα το ίδιο μέγεθος πίνακα για να τον εισάγουμε στον δισδιάστατο μετασχηματισμό Fourier. Για τον λόγο αυτό, στις περιπτώσεις πινάκων 256 X 192 ή 256 X 128 το τέλος των πινάκων γεμίζει με μηδενικά. Η διαδικασία αυτή αποκαλείται zero – filling και είναι ισοδύναμη με την διαδικασία αντιγραφής pixel .



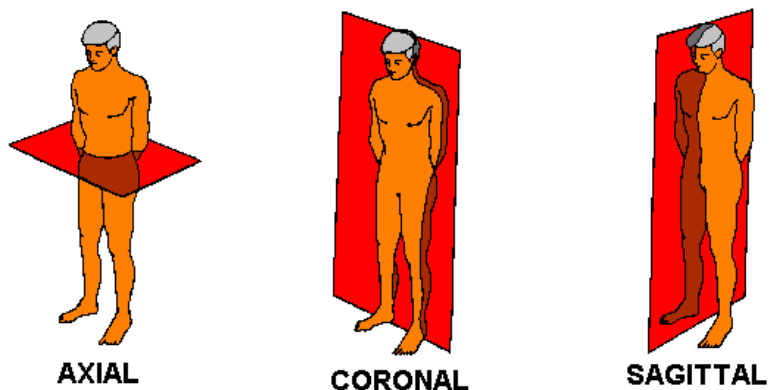
Σχημα 74. Η διαδικασία zero-filling

Όπως είδαμε, οι συντεταγμένες της εικόνας προσδιορίζονται με βάση την ανατομία του ανθρώπινου σώματος. Έτσι οι τρεις άξονες X,Y και Z που ήταν το σύστημα συντεταγμένων που χρησιμοποιήσαμε στον μαγνητικό συντονισμό τώρα γίνεται με αναφορά στο ανθρώπινο σώμα. Έτσι έχουμε τον άξονα left-right(L/R), τον άξονα superior-inferior (S/I), και τον άξονα anterior-posterior (A/P) όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα.



Σχίμα 75. Το σύστημα των αξόνων με βάση το ανθρώπινο σώμα.

Βασισμένα στο ανατομικό σύστημα συντεταγμένων, είναι και τα επίπεδα που επιλέγουμε προς απεικόνιση. Έτσι έχουμε το επίπεδο axial με πλευρές τις L/R και A/P, το επίπεδο coronal με πλευρές τις L/R και S/I και τέλος το επίπεδο sagittal με πλευρές τις S/I και A/P όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 76. Τα επίπεδα απεικόνισης ενός μαγνητικού τομογράφου με αναφορά στο ανθρώπινο σώμα.

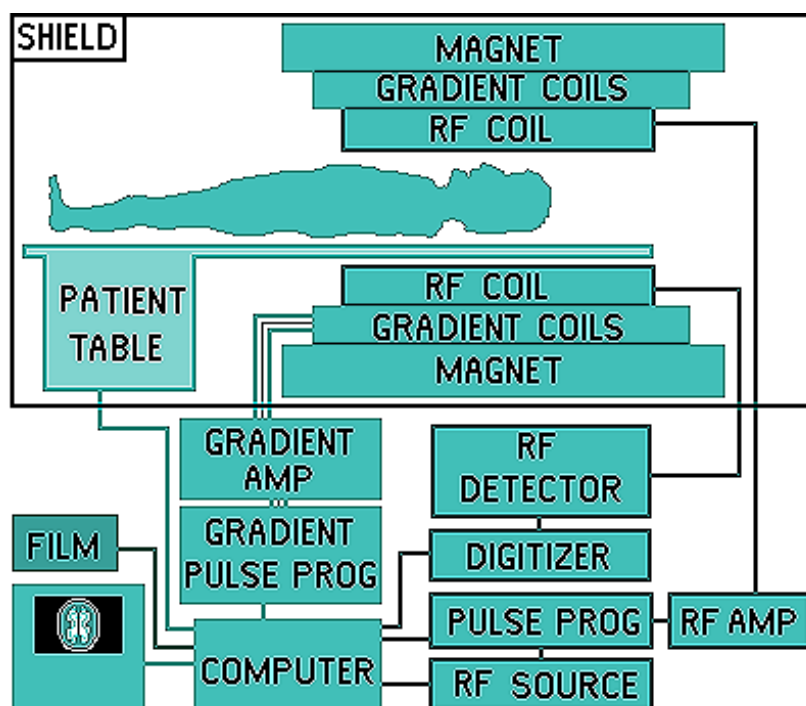
Η διαδικασίες που περιγράψαμε παραπάνω για τον σχηματισμό της εικόνας μας δημιουργούν την ανάγκη να δούμε από κοντά την δομή ενός ολοκληρωμένου συστήματος μαγνητικής απεικόνισης, τα βασικά δομικά στοιχεία που μας επιτρέπουν να υλοποιήσουμε τις κατάλληλες συνθήκες για την επίτευξη του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού αλλά και για την δημιουργία της εικόνας από το εκπεμπόμενο από τους πυρήνες σήμα.

4 Ο Μαγνητικός τομογράφος

Τα κύρια μέρη από τα οποία αποτελείται ένας μαγνητικός τομογράφος είναι:

- **Ο μαγνήτης**, που παράγει το κυρίως μαγνητικό πεδίο B_0
- **Το σύστημα βαθμίδας**, που δημιουργεί τα μαγνητικά πεδία βαθμίδας, προσδιορίζοντας την περιοχή προς απεικόνιση
- **Το σύστημα ραδιοσυχνοτήτων (RF)**, που παράγει και ανιχνεύει τα σήματα του μαγνητικού συντονισμού.
- **Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής**, που είναι υπεύθυνος για την ψηφιακή επεξεργασία των σημάτων, την απεικόνιση και αποθήκευση των εικόνων.

Η εικόνα παρακάτω, μας δίνει μια σχηματική αναπαράσταση των βασικών-δομικών στοιχείων, που αποτελούν έναν μαγνητικό τομογράφο.



Σχήμα 77. Τυπική αρχιτεκτονική δομή ενός συστήματος MRI.

Στο πάνω μέρος της σχηματικής αναπαράστασης παρατηρούμε όλα τα στοιχεία του συστήματος MRI που βρίσκονται μέσα στο δωμάτιο της εξέτασης. Ο μαγνήτης (magnet) που δημιουργεί το κύριο στατικό μαγνητικό πεδίο B_0 . Μέσα στον μαγνήτη βρίσκονται τα πηνία βαθμίδας (gradient coils) που δημιουργούν το πεδίο βαθμίδας στις διευθύνσεις X, Y, Z. Αμέσως μετά, βρίσκονται τα πηνία ραδιοσυχνοτήτων (RF coils) τα οποία παράγουν το μαγνητικό πεδίο B_1 που είναι απαραίτητο για την περιστροφή των spin στην γωνία που θα επιλέξουμε, με τον κατάλληλο παλμό. Τα πηνία αυτά, είναι υπεύθυνα επίσης, για την λήψη του σήματος από την επαναφορά των spin. Επίσης βλέπουμε την τράπεζα τοποθέτησης του ασθενή (patient table), η οποία έχει ακρίβεια κίνησης της τάξης του 1mm.

Το δωμάτιο εξέτασης βρίσκεται προστατευτεί ηλεκτρομαγνητικά από την θωράκιση (shield).

Στο κάτω μέρος της σχηματικής αναπαράστασης, παρατηρούμε το δομικό διάγραμμα των κυκλωμάτων οδήγησης του συστήματος MRI.

Στις επόμενες παραγράφους θα εξετάσουμε από κοντά κάθε ένα από αυτά τα βασικά στοιχεία ενός μαγνητικού τομογράφου, ούτως ώστε να αποκτήσουμε μια πλήρη και καθαρή εικόνα των βασικών λειτουργιών του συστήματος.

4.1 ΜΑΓΝΗΤΕΣ

Η κύρια συνιστώσα του συστήματος είναι ο κύριος μαγνήτης που παράγει το εξωτερικό στατικό πεδίο B_0 . Η ύπαρξη αυτού του εξωτερικού ισχυρού μαγνητικού πεδίου είναι όρος απαραίτητος για την δημιουργία του ΠΜΣ. Η μονάδα μέτρησης της έντασης των μαγνητικών πεδίων είναι τα Tesla (T). Ακόμη λιγότερα συχνά χρησιμοποιείται και η μονάδα Gauss (G). Όπου $1 \text{ Gauss} = 10^{-4} \text{ Tesla}$ ή $1 \text{ Tesla} = 10.000 \text{ Gauss}$. Για να έχουμε ένα μέτρο σύγκρισης, το μαγνητικό πεδίο της γης έχει ένταση $0,5 \cdot 10^{-4} \text{ Tesla}$ ενώ ο μαγνήτης σε ένα ψυγείο είναι περίπου 0,2 T. Διακρίνουμε τρεις τύπους μαγνητών που χρησιμοποιούνται στα σύγχρονα συστήματα απεικόνισης:

1. μόνιμοι μαγνήτες (Permanent magnets)
2. υπεραγώγιμοι μαγνήτες (Superconductive magnets) και
3. μαγνήτες αντιστάσεως ή ηλεκτρομαγνήτες (Resistive magnets).

4.1.1 Οι μόνιμοι μαγνήτες

Οι μόνιμοι μαγνήτες κατασκευάζονται από κάποιο μόνιμα μαγνητισμένο υλικό. Τα κράματα που χρησιμοποιούνται συνήθως είναι 3. Το κράμα σιδήρου – νικελ - κοβαλτίου (Al-Ni-Co) το οποίο είναι πολύ ογκώδες και βαρύ. Ένας τέτοιος μαγνήτης με πεδίο εντάσεως 0,2 Tesla θα ζυγίζει 23 τόνους. Το κράμα Νεοδύμιου - Σιδήρου-Βορίου (Nd-Fe-B) που μειώνει πολύ το βάρος σε σχέση με το προηγούμενο (0,2 Tesla \rightarrow 4 τόνους) κράμα αλλά είναι πολύ ακριβό επομένως και ασύμφορο. Τέλος έχουμε το κράμα Σομάριου – Κοβαλτίου (Sm-Co).

Ένα πλεονέκτημα που έχουν οι μόνιμοι μαγνήτες είναι η συνεχής παρουσία του μαγνητικού πεδίου χωρίς την ανάγκη εξωτερικής παροχής ενέργειας και το ότι τα χαρακτηριστικά του πεδίου είναι πολύ σταθερά και εξαρτώνται κυρίως από την θερμοκρασία στην οποία βρίσκεται ο μαγνήτης. Όμως το κύριο και πολύ σημαντικό μειονέκτημα είναι το πολύ φτωχό επίπεδο ομογένειας του πεδίου, ενός παράγοντα πολύ σημαντικού για την απεικόνιση μέσω του ΠΜΣ.

4.1.2 Οι ηλεκτρομαγνήτες

Οι ηλεκτρομαγνήτες, παράγουν το μαγνητικό τους πεδίο από την ροή ηλεκτρικού ρεύματος σε ένα αγωγό. Για τις εντάσεις του μαγνητικού πεδίου που είναι απαραίτητες στους μαγνητικούς τομογράφους, απαιτείται μεγάλη ποσότητα ηλεκτρικής ενέργειας, συνέχεια, για να διατηρήσουν το πεδίο. Ενδεικτικά :

Ηλεκτρομαγνήτης 0.15T απαιτεί 50 KW

Ηλεκτρομαγνήτης 1,5T απαιτεί 5 MW

Η περισσότερη από αυτήν την ισχύ, διαχέεται, λόγω της μεγάλης θερμότητας που αναπτύσσεται στον ηλεκτρομαγνήτη και των συστημάτων ψύξης που απαιτεί η απαγωγή αυτής της θερμότητας.

Οι ηλεκτρομαγνήτες διακρίνονται με βάση το υλικό που αποτελεί τον πυρήνα τους. Έτσι έχουμε ηλεκτρομαγνήτες με πυρήνα τον αέρα. Σχεδιάζονται συνήθως 2 ή 4 ομάδες σωληνοειδών τυλιγμάτων του αγωγού τοποθετημένες συγγραμμικά γύρω από την οπή του μαγνήτη για να παράγουν ένα οριζόντιο μαγνητικό πεδίο.

Ένας ακόμα ερευώς χρησιμοποιούμενος τύπος μαγνήτη είναι αυτός με πυρήνα σιδήρου. Αυτοί οι μαγνήτες χρησιμοποιούν για πυρήνα ένα ορθογώνιο κομμάτι σιδήρου με 2 σωληνοειδή τυλίγματα γύρω από τα άκρα, τα οποία αποτελούν και τους πόλους του. Σε αυτούς δημιουργείται ένα κάθετο μαγνητικό πεδίο. Η διάταξη αυτή, αυξάνει το μαγνητικό πεδίο που θα δημιουργούσαν μόνα τους τα τυλίγματα έως και 40%.

Τα τυλίγματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να αυξήσουν το πεδίο των μόνιμων μαγνητών, σε μια υβριδική διάταξη η οποία προσφέρει, για ένα δεδομένο μαγνητικό πεδίο, λιγότερο όγκο και βάρος από τους μόνιμους μαγνήτες και μικρότερες απαιτήσεις σε ηλεκτρική ενέργεια από τους ηλεκτρομαγνήτες.

Η ομογένεια του πεδίου είναι φτωχή, συγκρινόμενη με αυτήν των υπεραγωγίων μαγνητών, που θα εξετάσουμε παρακάτω και γενικά περιορίζει τις δυνατότητες απεικόνισης στη μαγνητική τομογραφία.

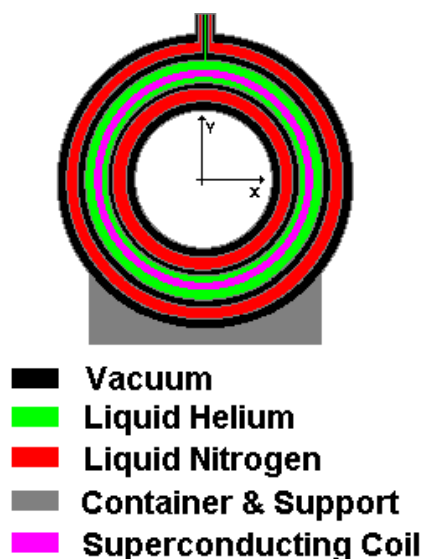
Οι μαγνητικοί τομογράφοι γενικής χρήσεως που χρησιμοποιούν τέτοιους μαγνήτες βρίσκονται στην περιοχή 0,1T – 0,3 T και κατέχουν λιγότερο από το 1% των παγκοσμίως εγκατεστημένων μαγνητικών τομογράφων.

4.1.3 Οι υπεραγωγοί μαγνήτες

Ο πιο κοινός τύπος μαγνήτη που χρησιμοποιείται στους μαγνητικούς τομογράφους είναι ένας ηλεκτρομαγνήτης χωρίς πυρήνα (αέρα) με τυλίγματα κατασκευασμένα από υπεραγωγίο υλικό. Τα υπεραγωγία υλικά εμφανίζουν σχεδόν μηδενική αντίσταση (ηλεκτρική) όταν ψύχονται σε πολύ χαμηλές θερμοκρασίες. Έτσι όσο το υλικό κρατείται κάτω από μια κρίσιμη για αυτό θερμοκρασία, η ροή του ρεύματος που παράγει το μαγνητικό πεδίο, συνεχίζεται χωρίς την εφαρμογή ηλεκτρικής ισχύος.

Οι υπεραγωγοί μαγνήτες στους μαγνητικούς τομογράφους χρησιμοποιούν δέσμες τυλιγμάτων κράματος Nb-Ti (..) ενσωματωμένα σε πυρήνα χαλκού. Το κράμα γίνεται υπεραγωγίο περίπου στους 10°K (-263°C). Για την επίτευξη τέτοιας θερμοκρασίας, το κράμα βυθίζεται σε υγρό ήλιο (He, 4°K) σε μια κατασκευή που ονομάζεται κρυοστάτης (cryostat).

Ο κρυοστάτης κατασκευάζεται από υλικά χαμηλής θερμικής αγωγιμότητας και από μια σειρά κατεψυγμένων ζωνών και ζωνών κενού έτσι ώστε να απομονωθούν θερμικά οι κρυογενείς ζώνες από την υψηλή (σχετικά)θερμοκρασία του εξωτερικού περιβάλλοντος. Το υγρό ήλιο (He) και παλιότερο το N₂, εξαerώνεται συνεχώς και για το λόγο αυτό απαιτεί τακτική ανανέωση. Η διαδικασία αυτή είναι ακριβή τόσο σε χρήματα όσο και σε χρόνο. Βέβαια η εξέλιξη της τεχνολογίας έχει οδηγήσει σε εγκαταστάσεις που απαιτούν λιγότερο He σε σχέση με τις παλιότερες (περίπου 0,1 λίτρα/ ώρα). Στις μέρες μας, σε δωμάτιο ενός συστήματος MRI συχνά ακούγεται ο ήχος ενός συμπιεστή. Ο συμπιεστής είναι μέρος μιας μονάδας ψύξης που βρίσκεται στον μαγνήτη και σχεδόν εκμηδενίζουν την ανάγκη για συχνή ανανέωση He και N.



Σχήμα 78. Σχηματική αναπαράσταση, εγκάρσιας τομής ενός υπεραγωγίμου ηλεκτρομαγνήτη, στην οποία διακρίνουμε τις ζώνες με τα απαραίτητα υλικά για την λειτουργία του. Κενό(vacuum), υγρό Ήλιο(liquid Helium), υγρό Αζωτο(liquid Nitrogen), Υπεραγωγίμο πηνίο(superconducting coil), Βάση στήριξης(container & support).

Μόλις ενεργοποιηθεί το μαγνητικό πεδίο, υπάρχει συνέχεια, ανεξάρτητα από την τροφοδοσία του με ηλεκτρική ενέργεια. Μπορούμε όμως να το «σβήσουμε» σε ένα διάστημα περίπου 30 λεπτών, αποφορτίζοντας το ηλεκτρικό ρεύμα που διαρρέει τα υπεραγωγίμα τυλίγματα, διακλαδίζοντάς το σε θερμότερα τυλίγματα υπεραγωγίμου υλικού, τα οποία βρίσκονται συνδεδεμένα παράλληλα με τα κύρια τυλίγματα.

Σε παλιότερους σχεδιασμούς η διαδικασία αυτή κατανάλωνε μεγάλο ποσοστό των κρυογενών παραγόντων και απαιτούσε περίπου 1 μέρα για να επανέλθει με σταθερό πεδίο. Σήμερα, ο εξελιγμένος σχεδιασμός, έχει λίγες απώλειες και επανέρχεται μέσα σε μερικές μέρες.



Σχήμα 79. Φωτογραφία ενός υπεραγωγίμου ηλεκτρομαγνήτη 1.5 Tesla από ένα σύστημα απεικόνισης MRI.

4.2 Θωράκιση Μαγνητικού πεδίου

Το μαγνητικό πεδίο που παράγει ένας υπεραγώγιμος μαγνήτης εκτείνεται σε μία μεγάλη περιοχή γύρω από τον μαγνήτη, γεγονός που δημιουργεί αρκετά προβλήματα. Η επιρροή του μαγνητικού πεδίου μπορεί να διαταράξει την ομαλή λειτουργία ηλεκτρονικών μέσων αποθήκευσης, συσκευές απεικόνισης video, ανιχνευτές υπολογιστικής τομογραφίας (CT scanners), κάμερες ακτινών Γάμα κ.ά. Η είσοδος ενός φερρο-μαγνητικού υλικού μέσα στις δυναμικές γραμμές του πεδίου, τις διαταράσσει (τις καθιστά ρευστές), αυξάνει τις διακυμάνσεις του ρεύματος στα υπεραγώγιμα τυλίγματα που δημιουργούν παραμορφώσεις του πεδίου μέσα στον πυρήνα του μαγνήτη, γεγονός που μειώνει την ομογένεια του μαγνητικού πεδίου. Αυτές οι παροδικές παραμορφώσεις έχουν μια ταλαντούμενη ένταση, που διαρκεί μέχρι και 20 λεπτά έως ότου παρακμάσουν πλήρως. Η χρήση των MRI συστημάτων γίνεται πιο εύκολη και αποδοτική όταν το μαγνητικό πεδίο θωρακιστεί ή περιοριστεί έκτασή του πέρα από τα όρια συστήματος.

4.2.1 Παθητική Θωράκιση

Αυτή η προσέγγιση χρησιμοποιεί φερρομαγνητικά υλικά (συνήθως σίδηρο) για να δημιουργήσει μια δομή μέσα στην οποία οι ρευστές μαγνητικές γραμμές μπορούν να αντιμετωπιστούν πιο αποτελεσματικά.

Μια εκδοχή είναι η τοποθέτηση σιδήρου γύρω από τον μαγνήτη περιορίζοντας έτσι τις μαγνητικές γραμμές μέσα στο δωμάτιο που λειτουργεί το σύστημα (**Κλωβός Faraday**). Συνήθως ο σίδηρος τοποθετείται μέσα στους τοίχους του δωματίου λειτουργίας. Όσο πιο κοντά βρίσκεται η θωράκιση στο μαγνήτη, τόσο πιο κρίσιμη είναι η σχεδίαση της, το υλικό της και η συμμετρία της. Σε κάποια εξελιγμένα σχέδια μαγνητών, η θωράκιση μπορεί να σχεδιαστεί έτσι ώστε να αυξάνει την δύναμη του πεδίου. Αξίζει να σημειώσουμε ότι η ποσότητα σιδήρου που απαιτείται για να περιορίσουμε τις ρευστές μαγνητικές γραμμές ενός δεδομένου μαγνητικού πεδίου είναι σταθερή. Περίπου 20 τόνοι σιδήρου θα περιορίσουν αποτελεσματικά μαγνήτες εντάσεων από 1 έως 1.5 Tesla, που απαιτούν προσεκτική σχεδίαση του πατώματος του δωματίου που θα τοποθετηθεί το σύστημα. Συγκρατώντας τις ρευστές μαγνητικές γραμμές στο σίδηρο της θωράκισης, το μη επιθυμητό μαγνητικό πεδίο περιορίζεται σημαντικά. Έτσι η παθητική θωράκιση των μαγνητών τους καθιστά ελάχιστα έως καθόλου ευάλωτους στις κινήσεις φερρομαγνητικών υλικών έξω από το δωμάτιο στο οποίο λειτουργεί το σύστημα. Από τα παραπάνω καταλαβαίνουμε ότι λόγω της μάζας και του κόστους της παθητικής θωράκισης δεν είναι και τόσο δημοφιλής στη χρήση της από τους κατασκευαστές, αν και η Toshiba την χρησιμοποιεί για την μερική θωράκιση των μαγνητών της (Gemini Shield magnets). Χρησιμοποιείται βέβαια ακόμα, αλλά η ενεργός θωράκιση που θα εξετάσουμε αμέσως παρακάτω έχει γίνει πλέον νόρμα για τους περισσότερους κατασκευαστές.

4.2.2 Ενεργός Θωράκιση

Σε αυτήν την προσέγγιση το μη επιθυμητό μαγνητικό πεδίο καταργείται αντί να περιορίζεται όπως συνέβαινε στην παθητική θωράκιση. Χρησιμοποιώντας ένα υπεραγώγιμο τυλίγμα, που διαρρέεται από ρεύμα, δημιουργούμε ένα μαγνητικό πεδίο που αντιτίθεται στο πεδίο που δημιουργούν τα βασικά τυλίγματα του

υπεραγωγίμου μαγνήτη, με αποτέλεσμα την δημιουργία ενός μαγνητικού τετραπόλου που ακυρώνει την παρουσία μαγνητικού πεδίου έξω από την επιθυμητή περιοχή. Η ένταση αυτού του τετραπολικού μειώνεται πολύ γρήγορα όσο απομακρυνόμαστε από τον πυρήνα του μαγνήτη. Προσεγγιστικά μπορούμε να πούμε ότι, αν d είναι η απόσταση του από το κέντρο (πυρήνα) του μαγνήτη τότε στο δίπολο σχήμα η μείωση συμβαίνει κατά ένα παράγοντα $1/3d$ ενώ στο τετράπολο σχήμα η αντίστοιχη μείωση συμβαίνει κατά ένα παράγοντα $1/5d$.

Σε έναν μαγνήτη με ονομαστική λειτουργία 1T, που χρησιμοποιεί ενεργητική θωράκιση, τα κύρια τυλίγματα δημιουργούν πεδίο έντασης 1,5 T το οποίο έρχεται σε αντίθεση με ένα πεδίο 0,5 T που δημιουργεί το τύλιγμα ασπίδας (θωράκισης). Άρα οι μαγνήτες με ενεργητική θωράκιση είναι πιο ακριβοί από τους μαγνήτες χωρίς ενσωματωμένη προστασία (unshielded magnets). Όμως το κόστος, που δημιουργείται από την παθητική θωράκιση και τις διεργασίες που πρέπει να γίνουν για αυτήν, εξισορροπείται αφού τις αποφεύγουμε. Οι μαγνήτες ενεργητικής θωράκισης ζυγίζουν ελάχιστα παραπάνω από τους μαγνήτες χωρίς προστασία.

Το κύριο μειονέκτημα που παρουσιάζουν τα συστήματα MRI με μαγνήτες απλής ενεργητικής προστασίας είναι ότι είναι πιο ευαίσθητα στις κινήσεις φερρο – μαγνητικών υλικών από ότι είναι οι απροστάτευτοι μαγνήτες. Αυτή η ευαισθησία είναι αποτέλεσμα των ιδιοτήτων που παρουσιάζει η ισορροπία των δύο αντιτιθέμενων πεδίων που αναφέραμε και η αλληλεπίδραση μεταξύ τους στον πυρήνα του μαγνήτη, κυρίως όσον αφορά την ομοιογένεια του πεδίου. Οι παροδικές διαταραχές του φερρο – μαγνητικού περιβάλλοντος γύρω από τον πυρήνα του μαγνήτη αλλάζει το ρεύμα που διαρρέει, τόσο στα τυλίγματα του κύριου μαγνήτη όσο και στα τυλίγματα της ασπίδας. Όμως με διαφορετικό τρόπο και σε διαφορετικό βαθμό αφού η κατασκευή τους είναι διαφορετική.

Αυτό έχει μεγάλες επιπτώσεις στην ομοιογένεια του πεδίου που είναι βασικός παράγοντας για την επιτυχή απεικόνιση σε ένα σύστημα MRI. Ο βαθμός στον οποίο διαταράσσεται το πεδίο εξαρτάται από την μαγνητική επιδεκτικότητα του αντικειμένου που δημιουργεί την διαταραχή, την μάζα του και την απόστασή του από το κέντρο του μαγνητικού πεδίου.

Η εταιρία Oxford Magnets Technologies αντιμετώπισε αυτό το πρόβλημα στους τελευταίους μαγνήτες που παρήγαγε εισάγοντας ένα ακόμα έξτρα τύλιγμα υπεραγωγίμου υλικού έξω και από το κύριο τύλιγμα αλλά και από το τύλιγμα της ασπίδας. Αυτό το τύλιγμα (Bo Shield) είναι χωροταξικά μαζί με τα τυλίγματα ασπίδας και κύριου πεδίου αλλά είναι απομονωμένο ηλεκτρικά από αυτά. Δεν διαρρέονται από ρεύμα σε κανονικές συνθήκες. Μόλις όμως διαταραχθεί η ισορροπία των πεδίων ασπίδας και κύριου πεδίου, η μεταβολή της μαγνητικής ροής δημιουργεί ρεύμα σε αυτό το πηνίο προφυλάσσοντας την ισορροπία ασπίδας και κύριου πεδίου. Το ρεύμα αυτό που δημιουργήθηκε από την διαταραχή αποφορτίζεται από το πηνίο κάποια στιγμή που το σύστημα δεν βρίσκεται σε χρήση. Αύτη η αντιμετώπιση υλοποιείται σε συστήματα MRI που χρησιμοποιούν η Siemens, η Picker και η Toshiba. Η εμπορική της ονομασίας είναι EIS (external interference shield.)

4.3 Το σύστημα Βαθμίδων

Το κύριο μέρος του συστήματος βαθμίδων είναι τα πηνία βαθμίδας και οι ενισχυτές αυτών που είναι υπεύθυνοι για την κατάλληλη τροφοδότησή τους. Στην υπάρχουσα μέχρι σήμερα βιβλιογραφία η κατηγοριοποίηση των συστημάτων με βάση τα πηνία που έχει ένα σύστημα μαγνητικής απεικόνισης είναι πολύ συνήθης.

Έτσι, εκτός από τον βασικό μαγνήτη ένα σύστημα απεικόνισης πρέπει να διαθέτει τέσσερα ακόμα είδη πηνίων:

1. **πηνία βαθμίδας** (gradient coils), για την παραγωγή του βαθμωτού πεδίου και το χωρικό προσδιορισμό της απεικονιζόμενης περιοχής,
2. **πηνία εξομάλυνσης** (shim coils), για την εξομάλυνση των ανομοιογενειών του στατικού μαγνητικού πεδίου,
3. **πηνία ραδιοσυχνότητας** (RF coils), για παραγωγή μαγνητικών παλμών και ανίχνευση σημάτων FID, και
4. **πηνία επιφανείας** (surface coils), για την διέγερση της επιλεγμένης περιοχής κοντά στην επιφάνεια του σώματος.

Τα συστήματα MRI χρησιμοποιούνται σήμερα, κυρίως για κλινικές εφαρμογές (clinical MRI) και πειραματικές εφαρμογές (με ζώα – animal MRI).

Ενδεικτικά οι τιμές των εντάσεων του κύριου μαγνητικού πεδίου σε αυτά τα συστήματα κυμαίνονται για τις κλινικές εφαρμογές από 0,6 T έως 3,0 T και για τις πειραματικές από 4,7T έως 11,7T, με εξαίρεση κάποιες περιπτώσεις που φτάνουν και τα 15T.

Ένα ερώτημα που το έχουμε ήδη απαντήσει στην παράγραφο των υπεραγωγίων μαγνητών είναι το πώς δημιουργούμε μαγνητικά πεδία τέτοιων εντάσεων. Στις παραγράφους που ακολουθούν θα ρίξουμε μια πιο κοντινή ματιά στα είδη των πηνίων που αναφέραμε παραπάνω.

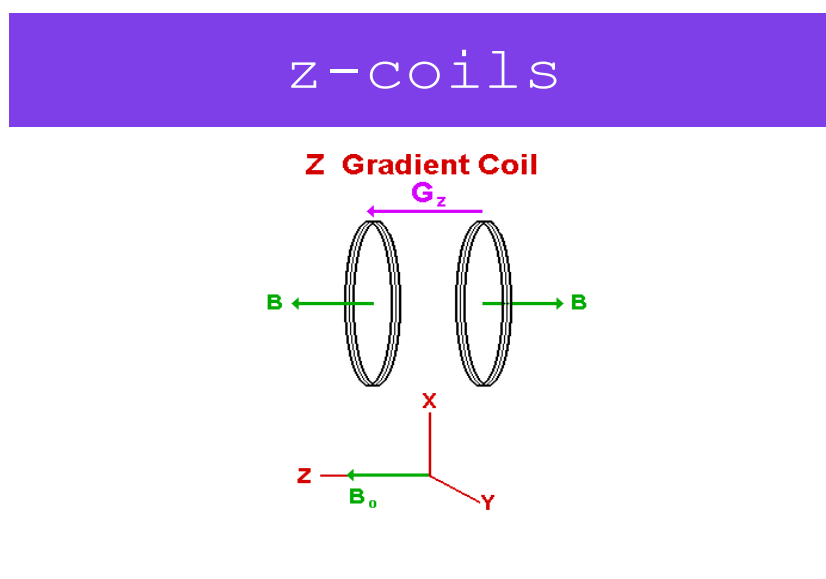
4.3.1 Τα πηνία Βαθμίδας.

Είναι πηνία που χρησιμοποιούνται για να δώσουμε συγκεκριμένα χαρακτηριστικά στις περιοχές που μας ενδιαφέρουν. Για το λόγο αυτό τα τοποθετούμε μέσα στο κυρίως μαγνητικό πεδίο με τέτοιο τρόπο ώστε να το μαγνητικό πεδίο που δημιουργούν σε συνδυασμό με το σταθερό εξωτερικό ομογενές μαγνητικό πεδίο του υπεραγωγίου μαγνήτη, να προσδίδουν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά φάσης και συχνότητας στο σπιν των πυρήνων. Αυτό συμβαίνει λόγω του βαθμωτού μαγνητικού πεδίου που δημιουργούν τα πηνία.

Τα πηνία βαθμίδας χωρίζονται ανάλογα με την κατεύθυνση με την οποία εφαρμόζονται, δηλαδή με την κατεύθυνση που αποκτά το συνιστάμενο μαγνητικό πεδίο με την τοποθέτηση τους. (X,Y,Z).

Τα πηνία βαθμίδας, όπως αναφέραμε, χρησιμοποιούνται για την κωδικοποίηση της θέσης των πρωτονίων μέσω της διαφοροποίησης του μαγνητικού πεδίου της περιοχής που θέλουμε να απεικονίσουμε. Μεταβάλλοντας το μαγνητικό πεδίο που αντιμετωπίζουν τα πρωτόνια στο χώρο, η τιμή της συχνότητας Larmor θα μεταβάλλεται σε συνάρτηση με την θέση των πρωτονίων στους άξονες X,Y,Z.

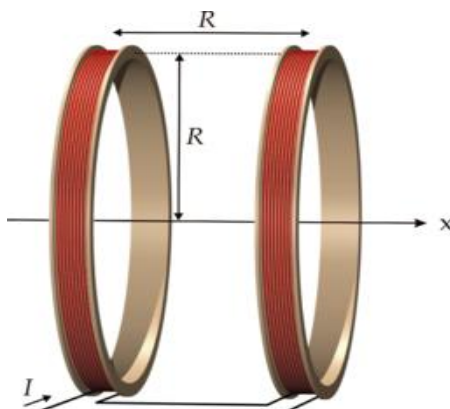
Τα εν λόγω πηνία είναι συνήθως ηλεκτρομαγνήτες που τροφοδοτούνται από ενισχυτές οι οποίοι επιτρέπουν πολύ γρήγορες και ακριβείς διορθώσεις στην ένταση και διεύθυνση των μαγνητικών τους πεδίων. Ένα τέτοιο τυπικό σύστημα είναι ικανό να παράγει βαθμωτά πεδία της τάξης των 20mT/m έως 100mT/m. Για παράδειγμα σε ένα σύστημα απεικόνισης με μαγνήτη 1.5 Tesla, όταν εφαρμόζεται πλήρως η βαθμίδα στον άξονα Z, η ένταση του πεδίου μπορεί να είναι 1.45Tesla στην μία άκρη, και 1.55 Tesla στην άλλη άκρη.



Σχήμα 80. Γραφική αναπαράσταση της αρχιτεκτονικής ενός πηνίου Z.

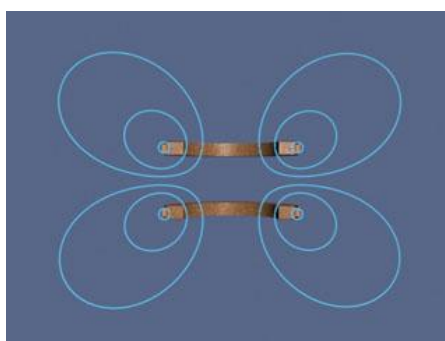
Στο παραπάνω σχήμα βλέπουμε την αρχιτεκτονική ενός πηνίου βαθμίδας Z. Η βαθμίδα στον άξονα Z δημιουργείται με την ροή ρεύματος στους δύο δακτυλίους με αντίθετη φορά όμως σε κάθε δακτύλιο. Έτσι το μαγνητικό πεδίο που παράγει ο ένας δακτύλιος προστίθεται στο κυρίως πεδίο B_0 , ενώ το μαγνητικό πεδίο του δεύτερου δακτυλίου αφαιρείται από το B_0 . Αυτό δημιουργεί ένα **βαθμωτό μαγνητικό πεδίο** ανάμεσα στους δύο δακτυλίους. Τα πηνία αυτά λέγονται πηνία τύπου **anti - Helmholtz**. Η διαφορά με τα κλασσικά πηνία Helmholtz είναι ότι το ρεύμα στους δύο δακτυλίους είναι αντίρροπο.

Το σημείο κλειδί αυτής της αρχιτεκτονικής είναι η απόσταση μεταξύ των πηνίων. Όπως φαίνεται και στο σχήμα παρακάτω η απόσταση των πηνίων ισούται με την ακτίνα του κάθε δακτυλίου.



Σχήμα 81. Σχηματική αναπαράσταση πηνίων Helmholtz στην οποία διακρίνουμε τις αποστάσεις και τις διαστάσεις που προσδίδουν στα πηνία αυτά τα χαρακτηριστικά τους.

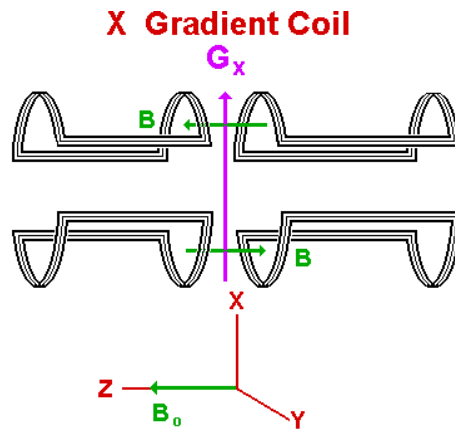
Έστω ότι H είναι η απόσταση μεταξύ των δύο πηνίων και R η ακτίνα του κάθε δακτυλίου. Ρυθμίζοντας την απόσταση έτσι ώστε να είναι ίση με την ακτίνα, $R=H$, τότε μεγιστοποιούμε την ομογένεια του μαγνητικού πεδίου, σαν να θέτουμε $d^2\mathbf{B} / dx^2 = \mathbf{0}$. Παρόλα αυτά υπάρχει μια διακύμανση της έντασης του μαγνητικού πεδίου μεταξύ του κέντρου και της επιφάνειας των πηνίων, της τάξης του 6%. Η ελαφριά αύξηση της απόστασης H , μειώνει αυτήν την διακύμανση επηρεάζοντας όμως αρνητικά την ομοιογένεια του πεδίου.



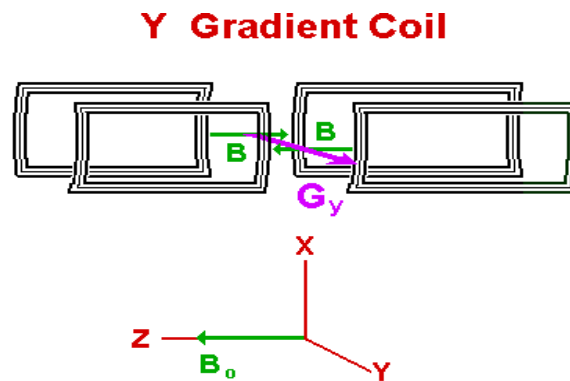
Σχήμα 82. Στο παραπάνω σχήμα απεικονίζεται η κάτοψη του μαγνητικού πεδίου που δημιουργείται στα πηνία τύπου anti-Helmholtz. Παρατηρείστε τις αντιτιθέμενες δυναμικές γραμμές που δημιουργούν το βαθμωτό μαγνητικό πεδίο.

Στα παρακάτω σχήματα βλέπουμε την αρχιτεκτονική που διέπει τα πηνία βαθμίδας που χρησιμοποιούνται στους άξονες X και Y . Μπορούμε να παρατηρήσουμε την διεύθυνση που έχουν τα αντιτιθέμενα μαγνητικά πεδία καθώς και την διεύθυνση που αποκτάει εξ' αιτίας αυτών το γραμμικά βαθμιδωτό πεδίο G_x και G_y αντίστοιχα.

x-coils



y-coils



Σχήμα 83. Οι αρχιτεκτονικές που διέπουν τα πηνία βαθμίδας για τους άξονες X και Y αντίστοιχα

Εδώ αξίζει να αναφέρουμε ότι οι μέθοδοι σχεδίασης και υλοποίησης αυτών των πηνίων αποτελούν ένα πολύ ενδιαφέρον πεδίο ανάπτυξης σχετικής έρευνας, και θα μπορούσε να αποτελέσει από μόνο του, το αντικείμενο μιας πτυχιακής εργασίας.

Το πεδίο που δημιουργούν τα πηνία βαθμίδας είναι αυτό που θα καθορίσει και την περιοχή που πρόκειται να απεικονισθεί. Η επιλογή των συνιστωσών X, Y, Z, μπορεί να γίνει ελεύθερα, γεγονός που μας δίνει την δυνατότητα να επιλέξουμε οποιοδήποτε επίπεδο, στον χώρο, θέλουμε να απεικονίσουμε .

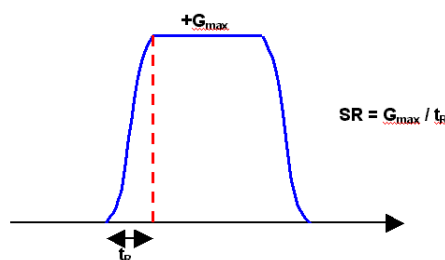
Η ταχύτητα της απεικόνισης εξαρτάται από την επίδοση του συστήματος βαθμίδας. Όσο πιο δυνατά είναι τα πεδία βαθμίδας τόσο πιο γρήγορη είναι η διαδικασία απεικόνισης και τόσο καλύτερη είναι η ανάλυση της εικόνας, πράγμα που έγινε ξεκάθαρο στο 3^ο κεφάλαιο . Η επίδοση των συστημάτων βαθμίδας περιορίζεται από την επίδραση που έχουν τα πεδία βαθμίδας στην διέγερση του νευρικού συστήματος του ασθενή.

Δύο από τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά των πηνίων βαθμίδας και των ενισχυτών αυτών είναι η **ένταση του πεδίου** και ο **μέγιστος ρυθμός μεταβολής του ενισχυτή βαθμίδας (slew rate)**. Η ικανότητα δηλαδή του ενισχυτή να μεταβάλλει το σήμα εξόδου ακολουθώντας τις μεταβολές του σήματος εισόδου.

Όπως έχουμε δει, τα πηνία βαθμίδας δημιουργούν ένα γραμμικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο που είτε προστίθεται είτε αφαιρείται από το κυρίως μαγνητικό πεδίο. Αυτό το επιπρόσθετο πεδίο, έχει συνιστώσες και στις τρεις διευθύνσεις, X, Y, Z. Σε όλους τους άξονες το πεδίο βαθμίδας προστίθεται στο κυρίως μαγνητικό πεδίο αριστερά του σημείου μηδέν και αφαιρείται δεξιά αυτού. Ακριβώς επειδή είναι βαθμωτό πεδίο η μονάδες μέτρησης, της έντασης του είναι gauss ανά εκατοστό (G/cm) ή milliTesla ανά μέτρο (mT/m). Τα πηνία βαθμίδας υψηλής απόδοσης που χρησιμοποιούνται στους Μαγνητικούς Τομογράφους είναι ικανά να παράγουν μαγνητικά πεδία βαθμίδας της τάξης των 30mT/m η ακόμα και μεγαλύτερα για ένα σύστημα MRI με μαγνήτη εντάσεως 1.5T. Ο ρυθμός μεταβολής (slew rate) ενός συστήματος βαθμίδας είναι στην ουσία η ικανότητα του ενισχυτή βαθμίδας να αλλάζει την ένταση και την φορά του ρεύματος που διαρρέει τα πηνία βαθμίδας και κατά συνέπεια η ικανότητα που έχει να αλλάζει την ένταση και την φορά του μαγνητικού πεδίου που αυτά παράγουν. Ένα τυπικό σύστημα βαθμίδας, υψηλής απόδοσης, έχει ρυθμό μεταβολής που φτάνει τα 100-200 Tesla /m/s. Ο ρυθμός μεταβολής εξαρτάται:

- από το πηνίο βαθμίδας (είναι αντιστρόφως ανάλογος της αυτεπαγωγής του πηνίου)
- από την απόδοση του ενισχυτή βαθμίδας. (απαιτείται μεγάλη τάση για την υπερνίκηση της επαγωγής του πηνίου)

Όπως είδαμε η ένταση τη βαθμίδας εκφράζεται σε Tm^{-1} με τυπικές τιμές για τις κλινικές εφαρμογές από 30 έως 50 mTm^{-1} . Το παρακάτω σχήμα υποδεικνύει τις παραμέτρους που χρησιμοποιούμε για να υπολογίσουμε τον ρυθμό μεταβολής.



Σχήμα 84. Οι παράμετροι υπολογισμού του ρυθμού μεταβολής της βαθμίδας.

Ο λόγος της μέγιστης τιμής της βαθμίδας (G_{\max}) προς τον χρόνο ανύψωσης (t_R) ορίζει το **ρυθμό μεταβολής ή slew rate, (SR)**.

$$SR = G_{\max} / t_R \quad \text{mT/m. msec.}$$

Στους σύγχρονους σαρωτές MRI (Siemens SYMPHONY, GE SIGNA, Philips INTERA) η μέγιστη τιμή της βαθμίδας φτάνει ακόμα και τα 50 mT/m με χρόνους ανύψωσης της τάξης των 180 msec , χαρακτηριστικά που δίνουν ένα ρυθμό μεταβολής στον ενισχυτή της βαθμίδας της τάξης των 120 mT/m.msec. Για να έχουμε ένα μέτρο σύγκρισης το slew rate την δεκαετία του '80 ήταν περίπου 15mT/m.msec.

Είναι φανερό ότι η απόδοση του συστήματος βαθμίδας (πηνία, ενισχυτής) έχει πολύ μεγάλη επίδραση πάνω στην ποιότητα της εικόνας και η εξέλιξή τους βρίσκεται σήμερα στην κορυφή της ατζέντας για την βελτίωση συνολικά των συστημάτων απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού.

4.3.2 Τα πηνία εξομάλυνσης

Οι περισσότερες σύγχρονες τεχνικές απεικόνισης MRI απαιτούν μαγνητικά πεδία ομογενή με λιγότερα από 3.5 rpm στην προς απεικόνιση περιοχή. Το πεδίο που παράγουν οι υπεραγωγάμοι ηλεκτρομαγνήτες είναι περίπου 1000 rpm ή και χειρότερα. Γι αυτόν τον λόγο το πεδίο πρέπει να διορθωθεί η καλύτερα να εξομαλυνθεί. Συνήθως αυτό το πετυχαίνουμε με έναν συνδυασμό πηνίων και φερρομαγνητικών υλικών. Σε πρώτη φάση η εξομάλυνση γίνεται με ένα βαθμωτό πηνίο. Ο ασθενής διαταράσσει το μαγνητικό πεδίο όταν εισέρχεται στον σαρωτή και έτσι μία ενεργή διόρθωση είναι απαραίτητη πριν την εξέταση. Ο χειριστής του σαρωτή πραγματοποιεί αυτήν την διόρθωση για κάθε ασθενή ξεχωριστά.



Σχήμα 85. Φωτογραφία από ζευγάρι πηνίων εξομάλυνσης που χρησιμοποιούνται στην πραγματικότητα.
(Hitachi Medical Systems)

4.2.3 Τα πηνία Ραδιοσυχνότητας (RF coils)

Τα πηνία RF χρησιμοποιούνται στους μαγνητικούς τομογράφους για να δημιουργήσουν τους ηλεκτρομαγνητικούς παλμούς (RF pulses) που θα διεγείρουν τους πυρήνες, καθώς επίσης και για την λήψη του σήματος που αυτοί θα εκπέμψουν κατά την αποδιέγερση τους. Το σήμα αυτό είναι το γνωστό μας πια FID signal (Free induction Decay signal). Είναι συνήθως πρακτική να χρησιμοποιείται το ίδιο πηνίο τόσο για την εκπομπή του παλμού όσο και για την λήψη του σήματος αποδιέγερσης.

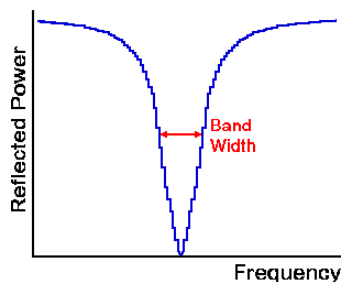
Το σήμα εξασθενεί σημαντικά όσο απομακρύνεται από το πηνίο. Για την βελτιστοποίηση του σηματοθρομβικού λόγου S/N χρησιμοποιούνται εξειδικευμένα πηνία ανάλογα με την περιοχή (όργανο) που εξετάζεται. Πχ πηνίο σώματος, πηνίο κεφαλής, καρδιακό πηνίο κτλ.

Η εκπομπή των πηνίων RF, όπως έχουμε εξηγήσει θα πρέπει να γίνεται στη συχνότητα $Larmor$. Το πηνίο είναι στην ουσία ένα κύκλωμα και με επαγωγή αλλά και με χωρητικότητα. Αποτελεί δηλαδή ένα κύκλωμα LC.

Έτσι θα πρέπει να ισχύει η συνθήκη του συντονισμού

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}}$$

που σημαίνει ότι θα πρέπει οι εμπεδήσεις πηνίου και ασθενή να ταιριάζουν. Αυτό το πετυχαίνουμε ρυθμίζοντας την χωρητικότητα των πηνίων χρησιμοποιώντας μεταβλητούς πυκνωτές.

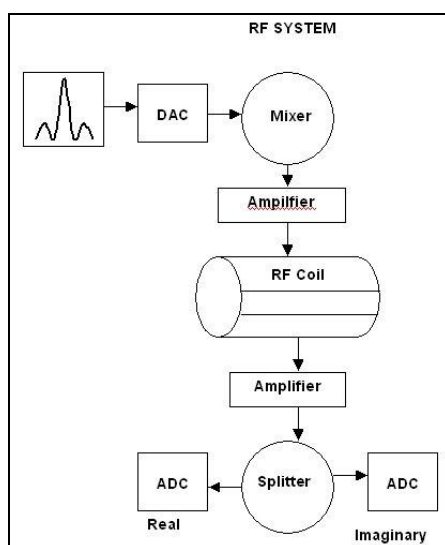


Σχήμα 86. Γραφική παράσταση της συχνότητας του σήματος του σήματος συναρτήσει της ανακλώμενης λόγω εμπέδησης ισχύς.

Η ένταση του πεδίου που παράγεται από ένα πηνίο που διαρρέετε από ένα συγκεκριμένο ρεύμα εξαρτάται από την γεωμετρία του πηνίου. Για ένα καινούριο πηνίο, είναι απαραίτητη η ρύθμιση του, ο καθορισμός δηλαδή των τιμών χωρητικής και επαγωγικής αντίστασης με μεταβλητούς πυκνωτές ή πηνία, ώστε να είναι γνωστός ο χρόνος που απαιτείται για την δημιουργία παλμού, συγκεκριμένης γωνίας διέγερσης.

4.4 Το σύστημα ράδιο συχνοτήτων

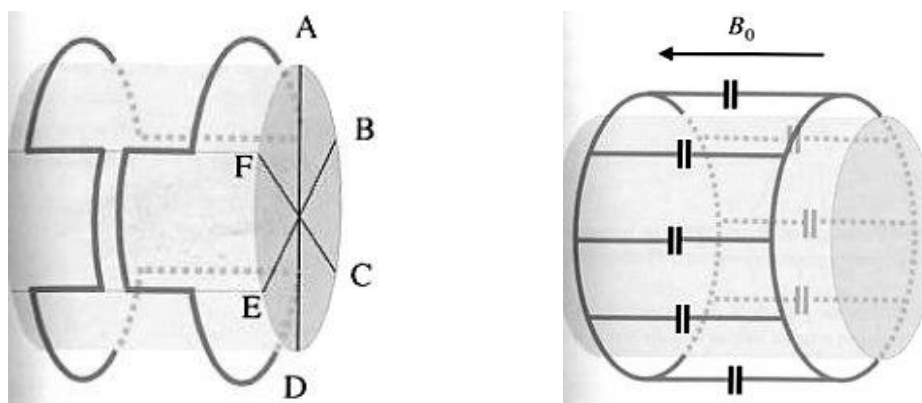
Το συνολικό σύστημα ραδιοσυχνοτήτων στην ουσία αποτελεί ένα πομπό και έναν δέκτη. Ο πομπός παράγει τους απαιτούμενους κάθε φορά ράδιο παλμούς στην επιθυμητή συχνότητα Larmor, που όταν διοχετευτούν στο πηνίο εκπομπής θα μετατραπούν σε έναν ταλαντούμενο μαγνητικό πεδίο. Το ίδιο πηνίο αναλαμβάνει και να ανιχνεύσει το εκπεμπόμενο από τον ασθενή σήμα. Η κωδικοποίηση συχνότητας μας δίνει μία στενή ζώνη συχνοτήτων, ± 16 KHz περίπου, γύρω από την συχνότητα Larmor.



Σχήμα 87. Το δομικό διάγραμμα ενός τυπικού συστήματος ραδιοσυχνοτήτων.

Ο πομπός θα δημιουργήσει τους απαιτούμενους παλμούς με κεντρική συχνότητα που καθορίζεται από την διαδικασία slice selection που γνωρίσαμε στις βασικές αρχές απεικόνισης. Το εύρος ζώνης θα καθορίσει το πάχος της φέτας προς απεικόνιση και το πλάτος του παλμού καθορίζει την ποσότητα της μαγνήτισης που θα περιστραφεί από τον παλμό.

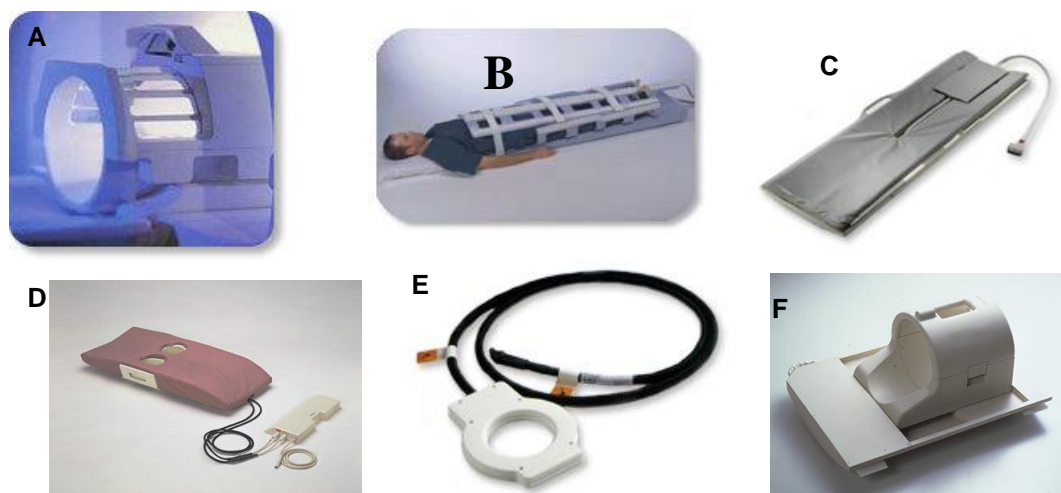
Έτσι τα πηνία που θα χρησιμοποιήσουμε θα πρέπει να δημιουργούν ένα ομογενές μαγνητικό πεδίο, B_1 , με τις σωστές γωνίες σε σχέση με το μαγνητικό πεδίο B_0 . Για να επιτύχουν το επιθυμητό πεδίο, είναι συνήθως μεγάλα και ενσωματωμένα στο κυρίως σώμα του μαγνητικού τομογράφου. Συνήθως είναι τύπου «σέλλας» ή «κλωβού πουλιού» όπως αυτά που περιγράφονται στο σχήμα παρακάτω.



Σχήμα 88. Αριστερά βλέπουμε το πηνίο τύπου σέλλας (saddle coil) και δεξιά βλέπουμε το πηνίο τύπου κλωβού πουλιού (bird-cage). Στο δεξί κομμάτι του σχήματος μπορούμε να παρατηρήσουμε τους πυκνωτές που χρησιμοποιούνται για το ταίριασμα της εμπέδησης.

Ο σκοπός του πηνίου λήψης είναι να μεγιστοποιήσει την ανίχνευση του σήματος και να ελαχιστοποιήσει τον θόρυβο. Για να μειωθεί ο θόρυβος και να μεγιστοποιηθεί ο σηματοθορυβικός λόγος, οι διαστάσεις του πηνίου πρέπει να έχουν συγκρίσιμο μέγεθος με αυτό του ασθενή. Δύο τύπους ξεχωρίζουμε στα πηνία λήψης. Τα πηνία όγκου και τα πηνία επιφανείας. Τα πηνία όγκου εσωκλείουν μέσα τους τον ασθενή και είναι διπλής λειτουργίας, δηλαδή εξυπηρετούν τόσο στην εκπομπή του παλμού όσο και στην λήψη του σήματος. **Τα πηνία επιφανείας** είναι πηνία μόνο για λήψη εξ'αιτίας του μη ομογενούς πεδίου που δημιουργούν κατά την λήψη. Είναι χρήσιμα για την ανίχνευση σήματος κοντά στην επιφάνεια του ασθενή. Μπορούν επίσης να λειτουργήσουν σε ζεύγη συμβάλλοντας στην καλύτερη του σηματοθορυβικού λόγου(SNR).

Τα είδη των πηνίων που χρησιμοποιούνται στις μέρες μας σε ένα σύστημα Μαγνητικής Τομογραφικής Απεικόνισης είναι πολλά και οι αρχιτεκτονική τους αποτελεί σήμερα πεδίο επιστημονικής έρευνας με μεγάλο ενδιαφέρον. Στις παρακάτω φωτογραφίες βλέπουμε μερικά από αυτά.



Σχήμα 89. (Α) Πηνίο κεφαλής ,εκπομπής-λήψης. (Β) Πηνίο περιφερειακών αγγείων Phased Array . (C) Πηνίο Phased Array . (D) Πηνίο στήθους. (E) Πηνίο γενικής χρήσης (F) Πηνίο γονάτου.

4.4 Το σύστημα επεξεργασίας

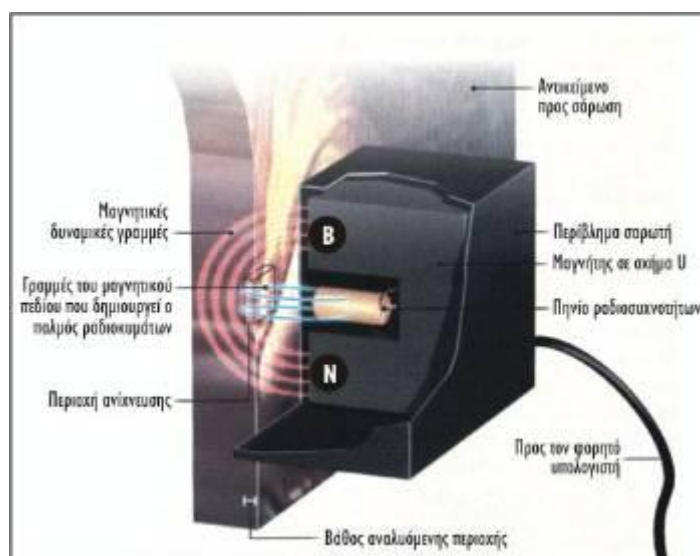
Τέλος το απεικονιστικό σύστημα περιλαμβάνει έναν ισχυρό ηλεκτρονικό υπολογιστή για την ανακατασκευή και την επεξεργασία των λαμβανόμενων σημάτων. Ολο το σύστημα του μαγνήτη, με τα διάφορα πηνία, βρίσκεται στο βασικό σώμα (ή ικρίωμα-gantry) του μηχανήματος. Το σώμα έχει συνήθως σχήμα, κατά προσέγγιση, ορθογωνίου παραλληλεπίπεδου με ένα άνοιγμα-σήραγγα (τούνελ) στο μέσον της πρόσοψής του. Στο άνοιγμα αυτό εισάγεται ο ασθενής. Το άνοιγμα είναι σημαντικά μεγαλύτερο στα λεγόμενα συστήματα ανοικτών μαγνητών (open magnets). Σε τέτοια συστήματα το βασικό σώμα του μηχανήματος μπορεί να έχει τη μορφή δύο κυλινδρικών δακτυλίων. Ανάμεσα στους δακτυλίους υπάρχει επαρκής χώρος ώστε να διευκολύνονται χειρουργικές επεμβάσεις (σε χώρους χειρουργείου). Σε άλλα συστήματα το σώμα του μηχανήματος έχει δύο κυλινδρικά σώματα (πόλοι), εκ των οποίων το ένα βρίσκεται επάνω από όλο το σύστημα του σαρωτή, με τα διάφορα πηνία, βρίσκεται στο τον ασθενή και το άλλο από κάτω. Συνεπώς μεταξύ των πόλων υπάρχει επαρκής χώρος για επεμβάσεις, για εξετάσεις παιδιών και για διευκόλυνση κλειστοφοβικών ασθενών. Το βασικό σώμα του μηχανήματος είναι τοποθετημένο σε κατάλληλα διευθετημένο χώρο που ονομάζεται χώρος εξέτασης (scan room).

Την επεξεργασία και ανακατασκευή των σημάτων ,όπως αναφέραμε , αναλαμβάνει ένας ισχυρός ηλεκτρονικός υπολογιστής που βρίσκεται έξω από το δωμάτιο της εξέτασης. Στις μέρες μας , σε πολλά σύστημα μαγνητικής απεικόνισης , η διαδικασία μετασχηματισμού Fourier που υφίσταται το λαμβανόμενο σήμα ,δεν γίνεται από τον η/υ αλλά από ξεχωριστή ηλεκτρονική μονάδα ,η οποία , όντας εξειδικευμένη για αυτόν το σκοπό μειώνει σημαντικά τον χρόνο που απαιτείται για την επεξεργασία του σήματος.

5 Μελλοντικές εξελίξεις

Ο Μαγνητικός Συντονισμός έχει επίσης βρει πολλές πρωτότυπες εφαρμογές σε άλλα πεδία πέραν της ιατρικής και της βιολογίας από τον καθορισμό της περατότητας βράχων ως τους υδρογονάνθρακες και ορισμένες μεθόδους μη-καταστρεπτικών δοκιμών υλικών, ενώ αποτελεί και μια μέθοδο ανίχνευσης ποσοτήτων νερού σε γεωλογικές δομές. Άλλες πρόσφατες υλοποιήσεις αφορούν στρατιωτικές εφαρμογές και την ασύρματη μεταφορά ηλεκτρικής ενέργειας (Intel, 2008).

Η εξέλιξη της τεχνολογίας του μαγνητικού συντονισμού αποτελεί πεδίο έντονης ερευνητικής δραστηριότητας. **Αν και απέχουμε πολύ από την πολυδύναμη μικροσκοπική συσκευή μη επεμβατικής διάγνωσης που χρησιμοποιείται σε ορισμένα έργα επιστημονικής φαντασίας, ήδη γίνονται σημαντικά βήματα για την κατασκευή φορητών συσκευών ΠΜΣ.** Μια τέτοια συσκευή είναι και ο φορητός αναλυτής υλικών, γνωστός ως NMR-MOUSE, που περιγράφεται στην παρακάτω εικόνα.



Σχήμα 90. Η συσκευή NMR - MOUSE αποτελείται από ένα μαγνήτη σχήματος U, που έχει ένα πηνίο ραδιοσυχνότητας στο κούφιο τμήμα του. Η συσκευή ανιχνεύει τη σύνθεση των υλικών εκεί όπου τέμνονται οι μαγνητικές δυναμικές γραμμές του μαγνήτη και του πηνίου. Οι χειριστές τοποθετούν τη συσκευή σε διαφορετικές αποστάσεις, ώστε να αναλύσουν το υλικό σε φέτες, που βρίσκονται σε διαφορετικό βάθος

Η αξιοποίησή της στον τομέα της πληροφορικής ως μέθοδος εγγραφής και ανάγνωσης δεδομένων αντιστοιχίζοντας τους δύο προσανατολισμούς των πυρήνων στο δυαδικό σύστημα, βρίσκεται σε πειραματικό στάδιο, αλλά θα εκτινάξει τις τάξεις των μεγεθών με τα οποία έχουμε συνηθίσει να μετράμε τα δεδομένα.

Στην Ιατρική, η χρήση καινούριων παραμαγνητικών ουσιών δίνει την δυνατότητα δημιουργίας έγχρωμων εικόνων καθώς και την δυνατότητα όλο και μεγαλύτερης διακριτικής ικανότητας.

Στον τομέα της ψυχιατρικής η Function- MRI τεχνική επιτρέπει την καταγραφή των αντιδράσεων του εγκεφάλου σε πραγματικό χρόνο και είναι συνεχώς εξελισσόμενη οδηγώντας μας στη ολοένα και καλύτερη κατανόηση της λειτουργίας του ανθρώπινου εγκεφάλου.

Τέλος η τρισδιάστατη απεικόνιση που σήμερα έχει επιτευχθεί αλλά με χαμηλή ανάλυση βρίσκεται προ των πυλών με την τεχνολογία να φτάνει στο επίπεδο των νανομέτρων χρησιμοποιώντας τεχνικές υψηλής ανίχνευσης (MRFM, magnetic resonance force microscopy).

5.1 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα

Είναι πολλοί οι λόγοι , που επιβάλλουν την ανάπτυξη της τεχνολογίας απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού. Η παράθεση επιχειρημάτων σε αυτήν την κατεύθυνση θα ήταν πολλή χρονοβόρα και νομίζω θα είχε μικρό ακροατήριο αφού είναι κοινά αποδεκτά τα επιτεύγματά της. Σε σύγκριση όμως με το σημερινό στάδιο εξέλιξης της τεχνολογίας μπορούμε να ξεχωρίσουμε κάποια στοιχεία και να τα αναδείξουμε.

Η μη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας καθιστά την μαγνητική απεικόνιση ιδανική για την απεικόνιση των μαλακών ιστών του ανθρώπινου σώματος. Σε συνδυασμό με την υψηλή διακριτική ικανότητα ανεβάζει την διαγνωστική ικανότητα της ιατρικής σε καινούρια, πρωτόγνωρα επίπεδα. Η πολυεπίπεδη απεικόνιση φανερώνει στον ραδιολόγο, πτυχές του ανθρώπινου οργανισμού που μόνο με επεμβατικές μεθόδους θα μπορούσαν να έρθουν στην επιφάνεια. Η έλλειψη ανάγκης επέμβασης στο ανθρώπινο σώμα αποσβένει πολλούς κινδύνους για τον ασθενή. Οι σκιαγραφικές ουσίες που χρησιμοποιούνται είναι αντιαλλεργικές προστατεύοντας τον ασθενή από ανεπιθύμητες αντιδράσεις. Βρίσκεται στην κορυφή της τεχνολογικής εξέλιξης , βελτιώνοντας την διάγνωση και με συνεχείς ,πολλές και καινούριες χρήσεις και σε άλλα επιστημονικά αντικείμενα.

Η δυαδικότητα όμως της φύσης δεν μπορεί να αφήσει τα πλεονεκτήματα αυτής της τεχνολογίας χωρίς τον παρουσία αρνητικών πλευρών που παρουσιάζει η χρήση της. Για ασθενείς με βηματοδότη ή μεταλλικά εμφυτεύματα η χρήση της είναι απραγματοποίητη αφού διατάρρεσετε σημαντικά το μαγνητικό πεδίο του σαρωτή. Μέχρι τώρα τουλάχιστον , δεν έχει την δυνατότητα απεικόνισης των οστών, μια δυσκολία που φαίνεται ότι ίσως μπορεί να ξεπεραστεί. Το κόστος της εξέτασης και της συντήρησης είναι πολύ ψηλό όπως επίσης και το κόστος εκπαίδευσης ανθρώπων που να γνωρίζουν την τεχνολογία αυτή. Είναι απαγορευτική εξέταση για τους κλειστοφοβικούς ασθενείς, περίπου δηλαδή, το 5% του συνόλου.

5.2 Τα συμπεράσματα από την σκοπιά του ηλεκτρονικού μηχανικού

Οι φυσικές αρχές και η τεχνολογία που κάνει δυνατή την υλοποίηση συστημάτων μαγνητικού συντονισμού αποτελούν ένα πολύ ενδιαφέρον πεδίο άσκησης του επιστημονικού ενδιαφέροντος από πολλά και διασταυρούμενα επιστημονικά αντικείμενα. Ο ηλεκτρονικός μηχανικός, σε ένα τέτοιο σύστημα έχει κατά την γνώμη μου, όσον αφορά το σχεδιασμό και την λειτουργία, έναν από τους πιο σοβαρούς ρόλους.

Οι βασικές αρχές ηλεκτρομαγνητισμού είναι το κλειδί της αξιοποίησης του φαινόμενου του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού, επομένως το πέρασμα από την θεωρία σε μία λειτουργική κατασκευή δεν θα ήταν δυνατό χωρίς την συμβολή του επιστημονικού μας αντικειμένου.

Προσωπικά, θεωρώ ότι ο εκκολαπτόμενος ηλεκτρονικός μηχανικός στα ΑΕΙ και στα ΤΕΙ της Ελλάδας χρειάζεται, μέσω της εκπαιδευτικής διαδικασίας να γνωρίσει αυτά τα φαινόμενα και να μάθει πως μπορεί να συμβάλει στην αξιοποίησή τους ως ηλεκτρονικός. Πολλά από τα τμήματα φυσικής, ηλεκτρονικών μηχανικών, το τμήμα ιατρικών οργάνων του ΤΕΙ Αθήνας, έχουν εντάξει αυτό το επιστημονικό πεδίο στο πρόγραμμα σπουδών και θα πρότεινα με όλο το σεβασμό προς τους καθηγητές μου να πράξουν το ίδιο και στην δικιά μας σχολή.

Η εν λόγω τεχνογνωσία σήμερα, βρίσκεται συγκεντρωμένη στα χέρια πολύ λίγων πολυεθνικών εταιριών, που την αξιοποιούν, χρησιμοποιώντας την ως εμπόρευμα. Αξίζει νομίζω να αναφέρουμε ότι εν έτη 2009 από τα 160 περίπου εγκατεστημένα συστήματα μαγνητικής απεικόνισης στην Ελλάδα μόνο τα 20 είναι σε δημόσια νοσοκομεία. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τον τεράστιο όγκο εξετάσεων που πρέπει να φέρουν σε πέρας και κατά συνέπεια τις συχνές βλάβες και την συχνή διακοπή της λειτουργίας τους. Οι τεχνικοί που γνωρίζουν την συγκεκριμένη τεχνολογία είναι πολύ λίγοι σε σχέση με τις ανάγκες που υπάρχουν γεγονός που δείχνει ότι η ενασχόληση με αυτό το αντικείμενο έχει πεδίο ανάπτυξης και εργασίας σε όλα τα επίπεδα ακόμα.

Τα παραπάνω σε συνδυασμό με την τεράστια ανάπτυξη και συμβολή που φέρνει στην ιατρική απεικόνιση καθιστά την μαγνητική απεικόνιση μια τεχνολογία που προσφέρει ουσιαστική και σημαντική υπηρεσία στην ανθρωπότητα και συμβάλει στην εξέλιξή της. Συμπερασματικά κάποιος καταλήγει στο ότι αυτή η τεχνολογία και όπως είναι φυσικό το σύνολο των επιστημονικών γνώσεων όντας πεδίο ανάπτυξης της κερδοφορίας των πολυεθνικών δεν μπορεί να προσφέρει τις πραγματικές του δυνατότητες στην ανθρωπότητα.

Η προσωπική μου κοσμοαντίληψη δεν χωράει το εμπόρευμα επιστήμη. Οι επιστήμες, στο σύνολό τους θα πρέπει να υπηρετούν τις κοινωνικές – λαϊκές ανάγκες και αυτή είναι μια αντίληψη που έρχεται σε ρήξη με τη κατάσταση που υπάρχει σήμερα. Έχουμε, όλοι όσοι εντασσόμαστε στο κομμάτι εκείνο της κοινωνίας που δεν έχει την εξουσία στα χέρια του, πληρώσει μεγάλο τίμημα για να απολαμβάνουμε τον όλο και μικρότερο ιδρώτα της εργασίας μας είτε είναι πνευματική, είτε είναι χειρωνακτική, είτε είναι και τα δύο.

Ο μόνος τρόπος για να σπάσουμε τα δεσμά που μας αναγκάζουν να δεχόμαστε αυτήν την κατάσταση είναι να καταργήσουμε την ύπαρξη της ατομικής ιδιοκτησίας στα μέσα παραγωγής, να κατακτήσουμε την γνώση και τις επιστήμες και να τις καταστήσουμε κοινωνικό αγαθό, απελευθερωμένες από κάθε μορφή ανθρώπινης εκμετάλλευσης.