

Χωρική καταγραφή σήματος

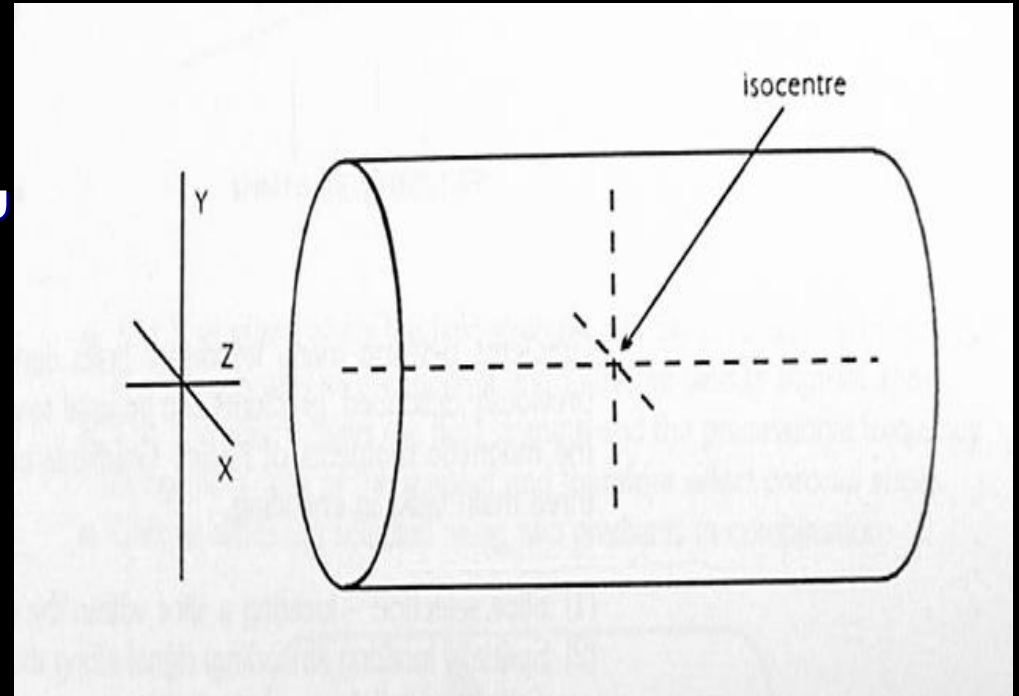
Gradients



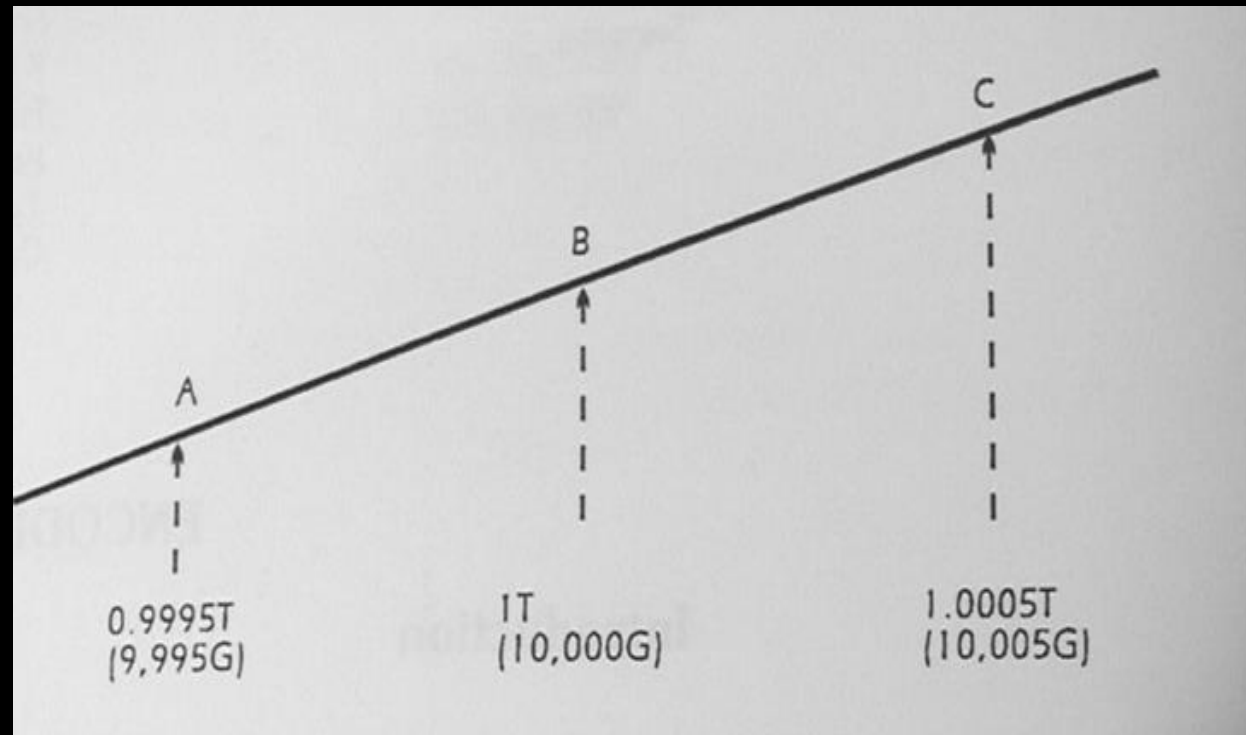
Gradients

Τα βαθμιδωτά πεδία έχουν ένταση 0 στο κέντρο τους (όπου τέμνονται μεταξύ τους)

- Δηλαδή η ένταση του πεδίου στο κέντρο του κατά την διέγερση των πηνίων είναι B_0
- Εάν το επίπεδο των τομών είναι λοξό τότε διεγείρονται ταυτόχρονα δύο ζεύγη πηνίων αναλόγως ώστε να δοθεί η επιθυμητή κλίση (παροβελιαία ή άλλη)

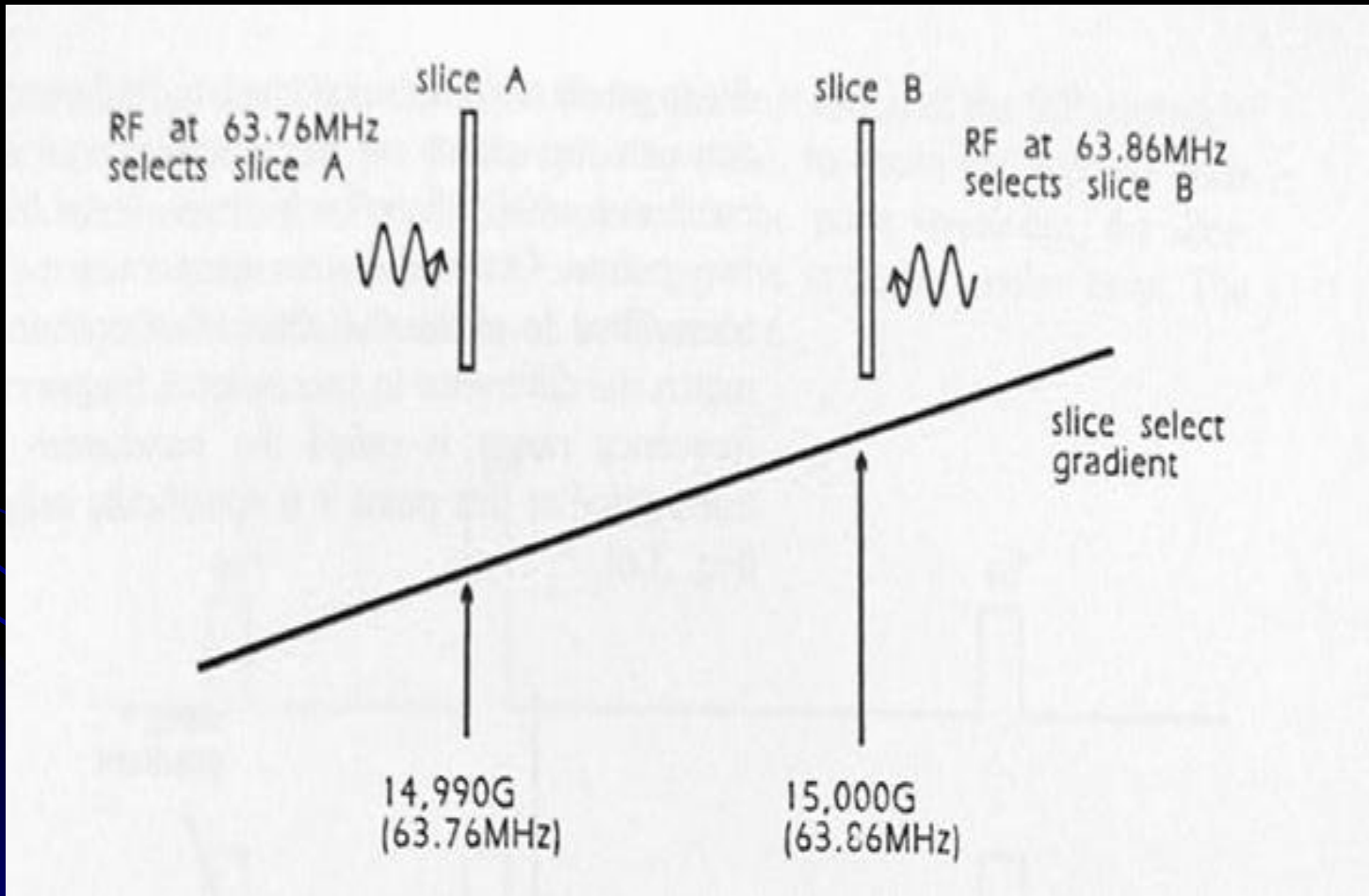


Gradients επιλογή τομής



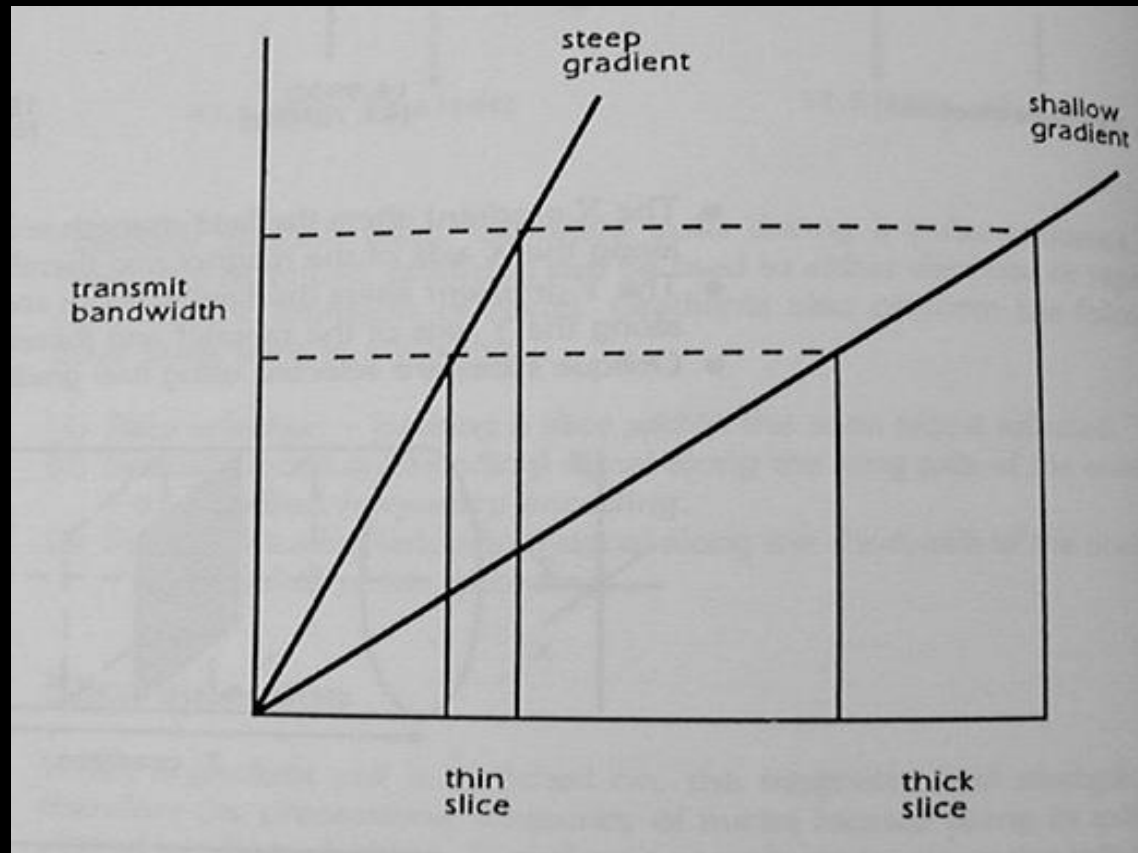
Position along gradient	Field strength	Larmor frequency
at isocentre	10 000 G	42.5700 MHz
1 cm negative to isocentre	9 999 G	42.5657 MHz
2 cm negative to isocentre	9 998 G	42.5614 MHz
1 cm positive to isocentre	10 001 G	42.5742 MHz
2 cm positive to isocentre	10 002 G	42.5785 MHz
10 cm negative to isocentre	9 990 G	42.5274 MHz

Gradients, επιλογή τομής



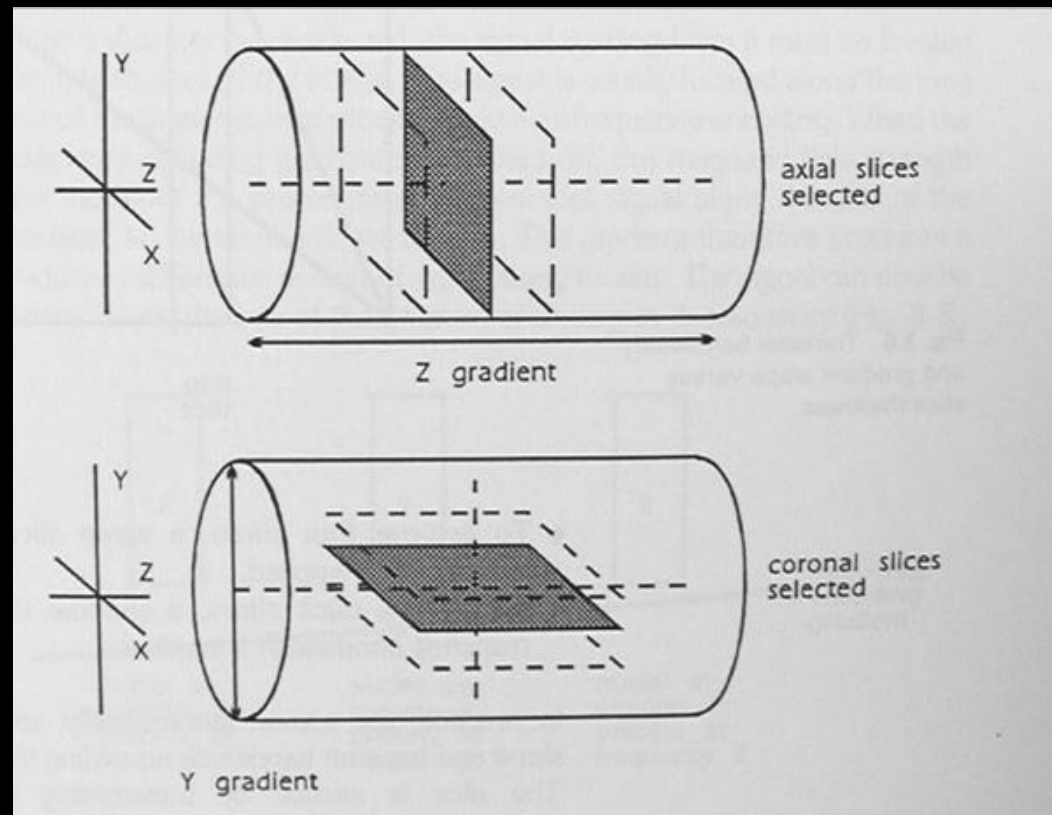
Gradients, επιλογή τομής

- Μεγάλη κλίση βαθμιδωτού πεδίου → μικρό πάχος τομής
- Στενό φάσμα ραδιοπαλμού RF (bandwidth) → μικρό πάχος τομής
- Κλίση πεδίου 10-40 mT/m



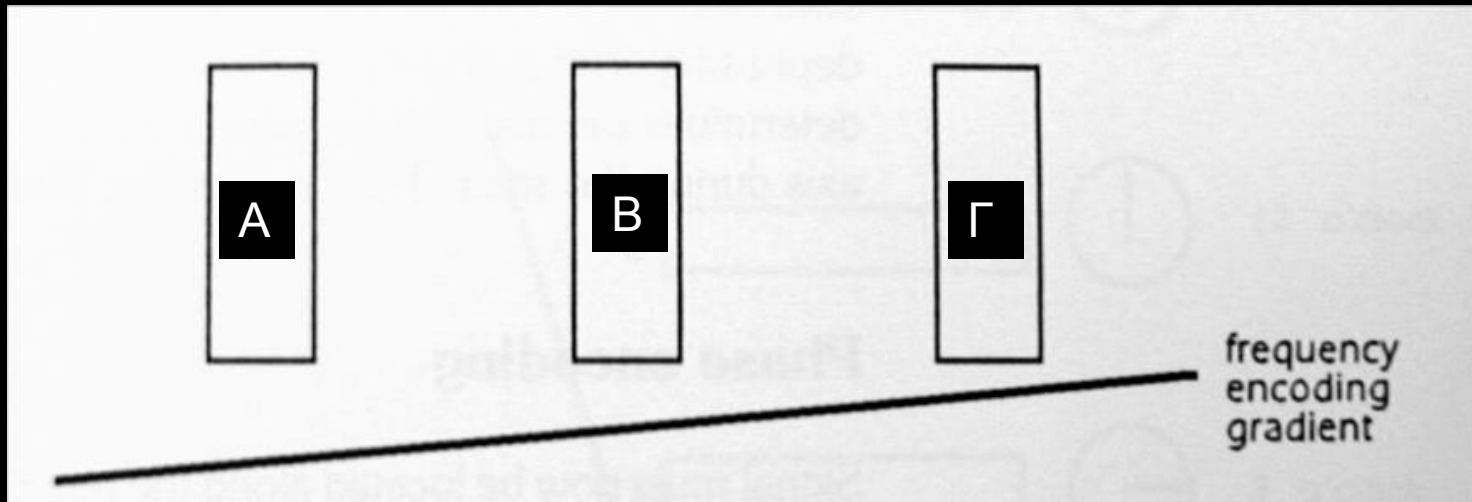
Gradients

- Τα πηνία εναλλάσσουν ρόλους ανάλογα με την εξέταση
- Πηνίο επιλογής τομής ανάλογα με την κατεύθυνση των τομών (εγκάρσια, οβελιαία, στεφανιαία)
- Πηνίο καταγραφής φάσης στον πιο στενό άξονα (X ή Ψ)



	Slice selection	Phase encoding	Frequency encoding
Sagittal	X	Y	Z
Axial (body)	Z	Y	X
Axial (head)	Z	X	Y
Coronal	Y	X	Z

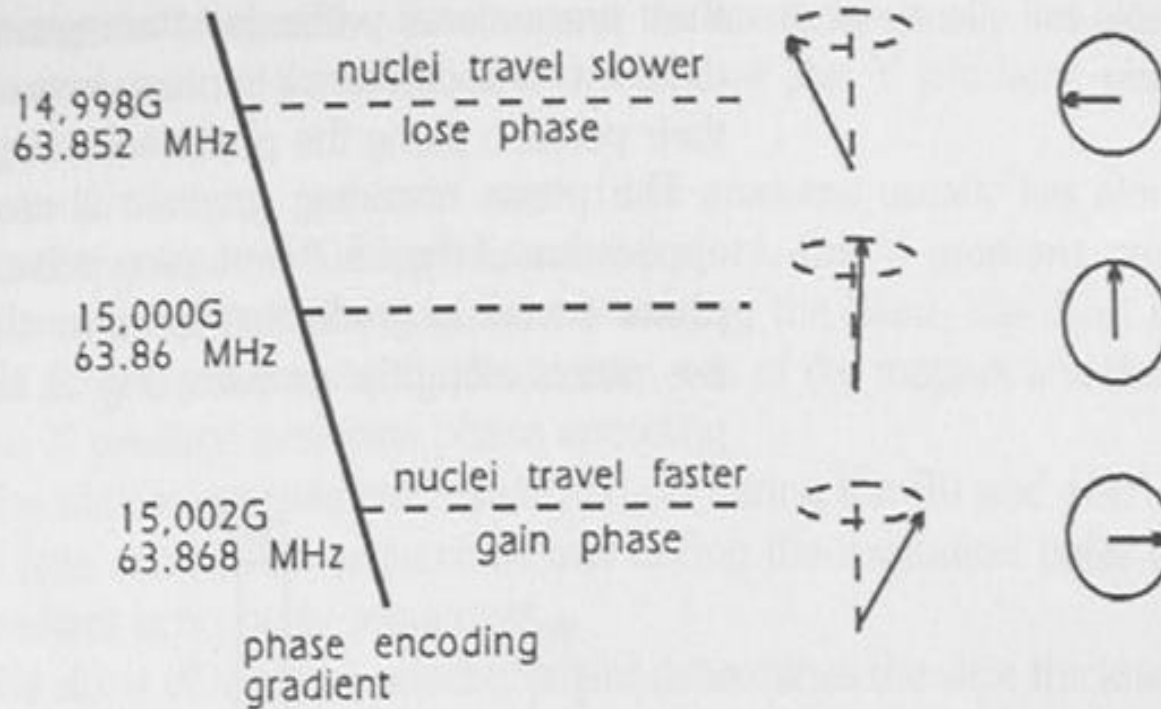
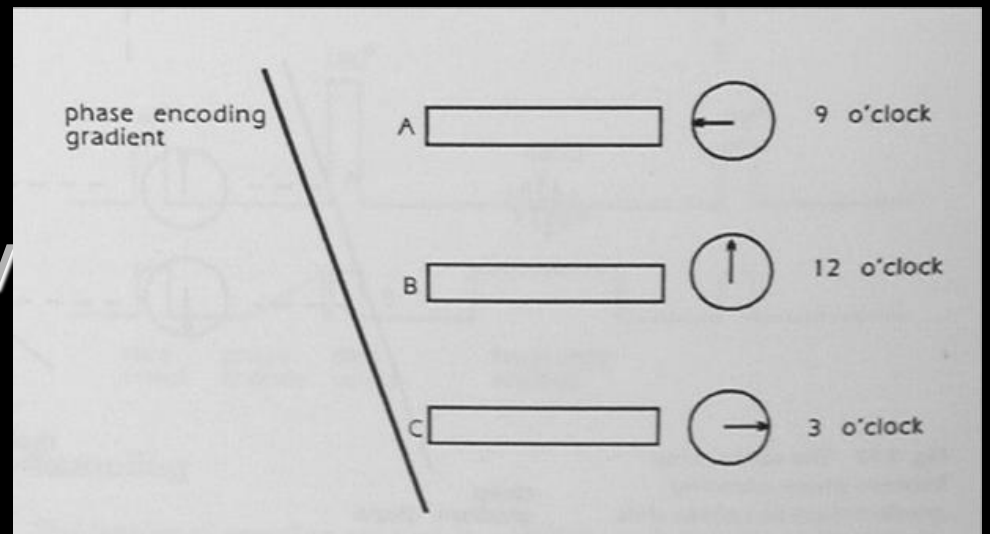
Gradients, καταγραφή συχνοτήτων



- Πρωτόνια στη στήλη A περιστρέφονται με συχνότητα A
- Πρωτόνια στη στήλη B περιστρέφονται με συχνότητα B
- Πρωτόνια στη στήλη Γ περιστρέφονται με συχνότητα Γ

Εφαρμόζεται στην μεγαλύτερη διάσταση της τομής

Gradients καταγραφή φάσεων

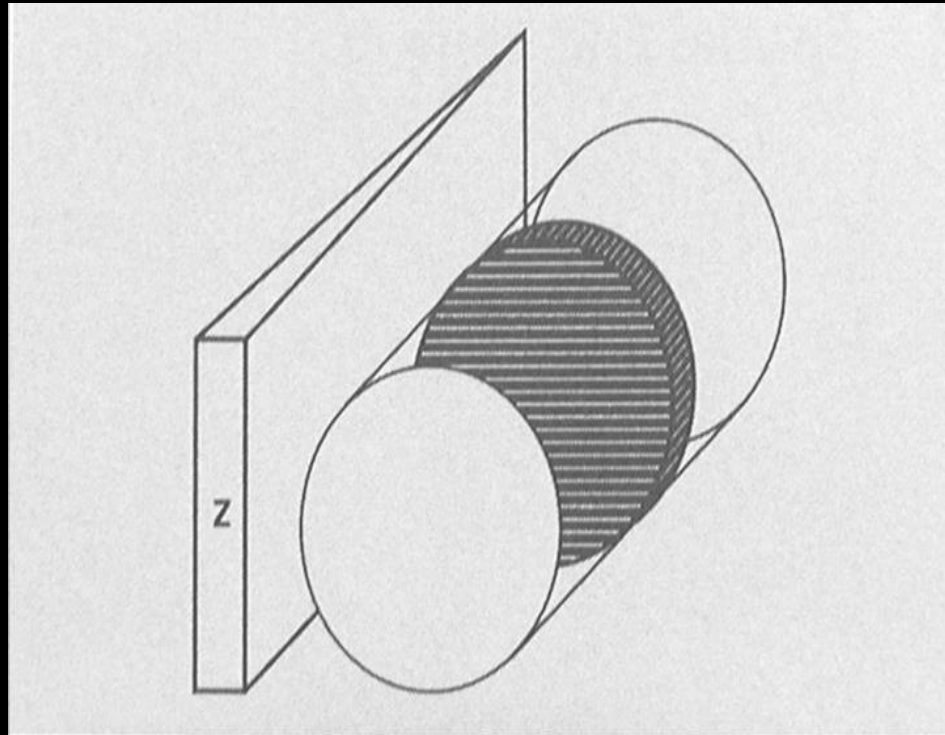


Gradient coils, πηνία βαθμίδωσης

- Τα βαθμιδωτά πεδία επιτρέπουν την χωρική καταγραφή του εκπεμπομένου σήματος
- Προκαλούν διαταραχή στην ομοιογένεια του B_0 με την ενεργοποίηση των πηνίων βαθμίδωσης (σε ζεύγη)
- Ενεργούν για msec κάθε φορά και προκαλούν χαμηλής διαβαθμισμένης έντασης μαγνητικό πεδίο που επιπροστίθεται στο B_0
- Ενεργούν παράλληλα ή κάθετα προς το B_0 και προκαλούν βαθμιαία μεταβολή της έντασης του πεδίου στην διεύθυνση του άξονά τους, επειδή το πεδίο που προκαλούν είναι χαμηλής έντασης στο ένα άκρο και υψηλότερης στο άλλο

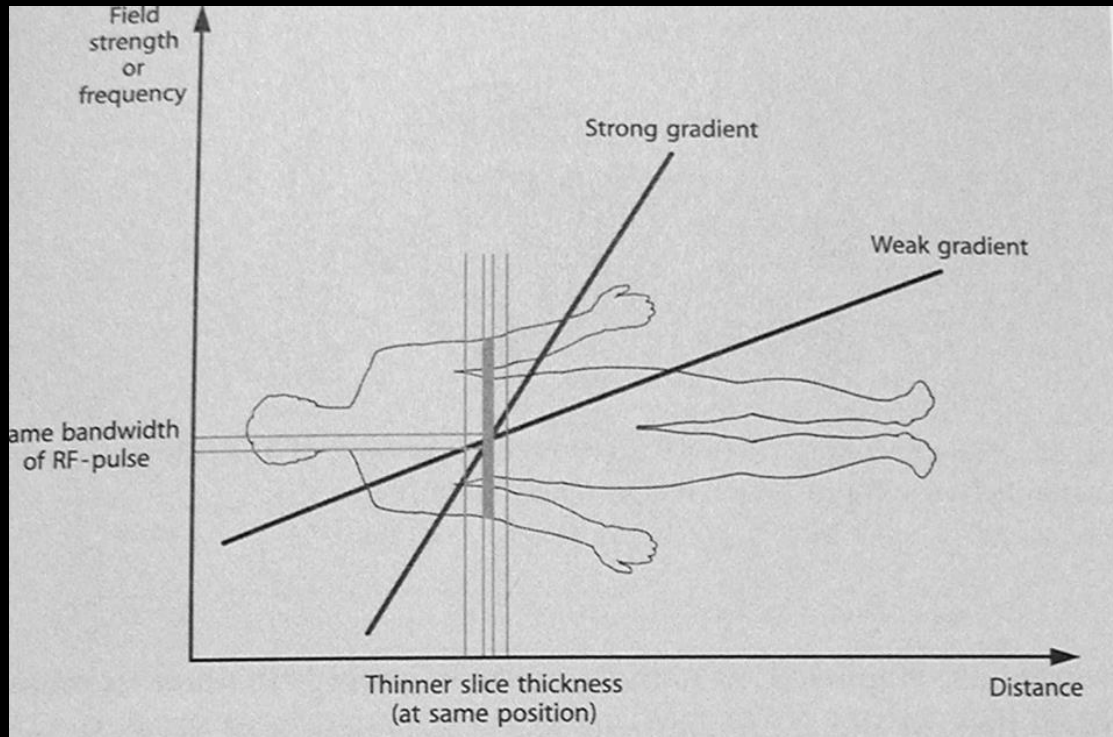
Gradient coils, πηνία βαθμίδωσης

- Εξίσωση Larmor $\omega = \gamma B_0$
- Πρωτόνια σε ισχυρό πεδίο περιστρέφονται με υψηλότερη συχνότητα από αυτά σε χαμηλότερης έντασης πεδίο
- Πρωτόνια σε ισχυρό πεδίο χρειάζονται υψηλότερη συχνότητα RF για να διεγερθούν από αυτά σε χαμηλότερης έντασης πεδίο
- Κατά την χαλάρωση η συχνότητα του εκπεμπομένου σήματος εξαρτάται από την ένταση του πεδίου στο οποίο βρίσκεται το πρωτόνιο
- Ένταση πεδίων βαθμίδωσης από 10-40 mT/m
- Τα πεδία βαθμίδωσης Z, X, Y μπορούν να εναλλάξουν δραστηριότητα ανάλογα με τις ανάγκες της εξέτασης ή να λειτουργήσουν ταυτόχρονα σε λοξές λήψεις



Επιλογή τομής κατά μήκος του Z .

Η ενεργοποίηση των πηνίων βαθμίδωσης – Z μεταβάλλει την ιδιοσυχνότητα κατά μήκος του εξεταζομένου (B_0). Έτσι, μια συγκεκριμένη συχνότητα θα διεγείρει μόνο μία τομή επειδή οι γειτονικές τομές θα έχουν διαφορετική ιδιοσυχνότητα (εξίσωση Larmor)



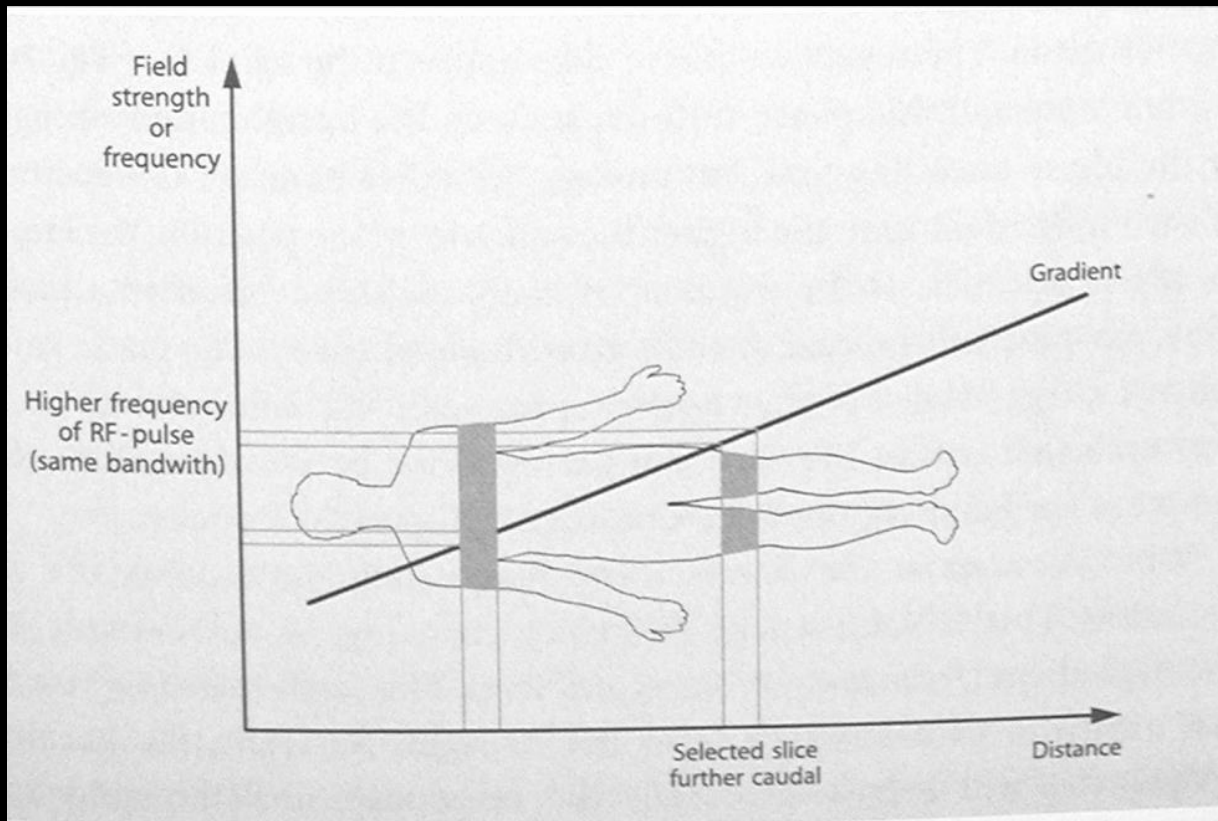
Επιλογή τομής (slice selection, Z-gradient)

Σχέση κλίσης πεδίου βαθμίδωσης - Z και πάχους τομής

Το πάχος τομής καθορίζεται από την κλίση του πεδίου και το εύρος συχνοτήτων σε κάθε ραδιοπαλμό (RF bandwidth)

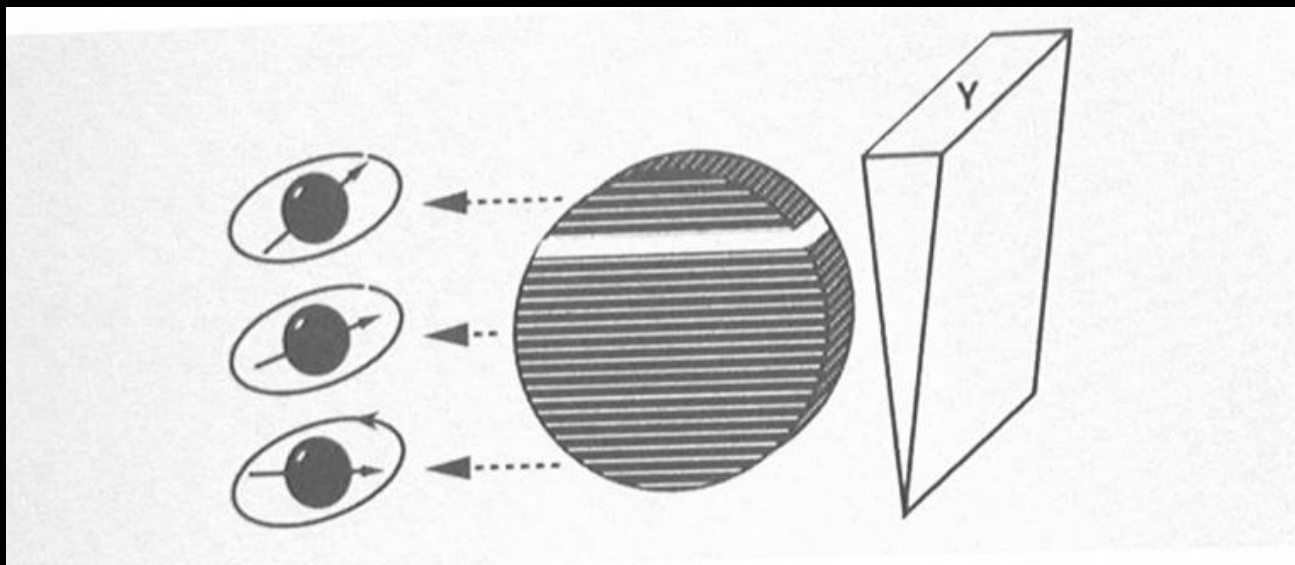
Ραδιοσυχνότητες διέγερσης, RF pulses

- Ο ραδιοπαλμός διέγερσης περιλαμβάνει εύρος συχνοτήτων περί την κεντρική ιδιοσυχνότητα (bandwidth)
- Όσο μικρότερο το εύρος συχνοτήτων τόσο μικρότερο το πάχος τομής
- Εάν ο παλμός περιέχει μία μόνο συχνότητα τότε το πάχος τομής είναι άπειρα μικρό και η ένταση σήματος ελάχιστη με αποτέλεσμα υψηλό θόρυβο (χαμηλό SNR)



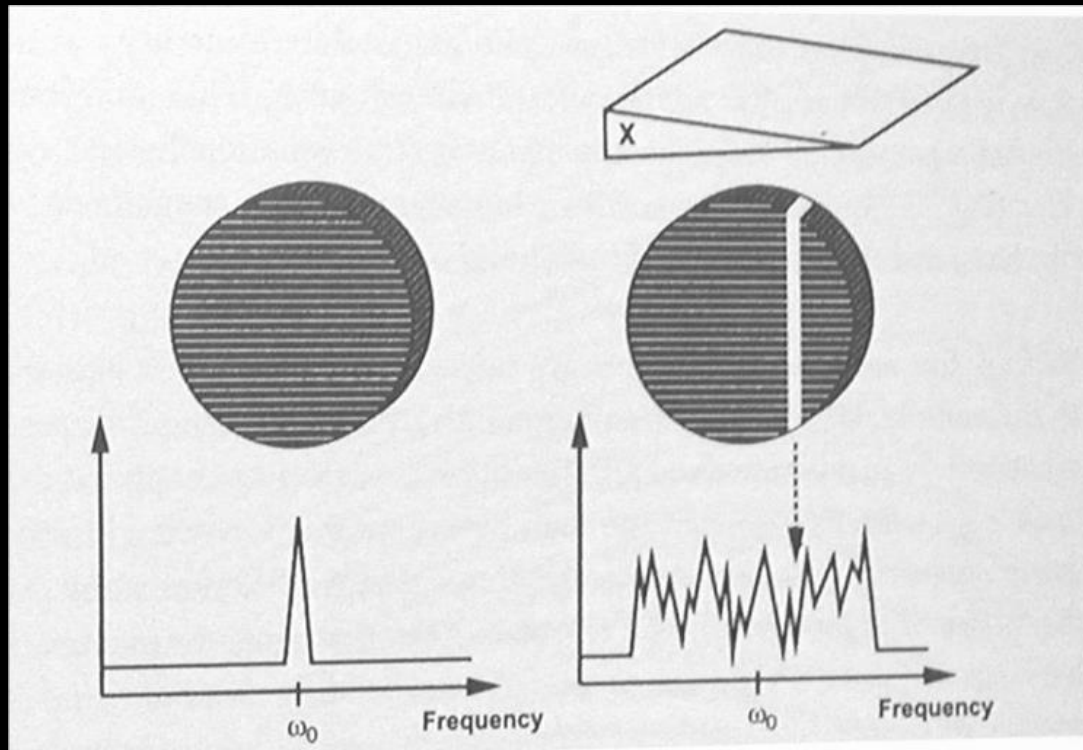
Επιλογή τομής (slice selection, Z-gradient)

Η κεντρική συχνότητα του ραδιοπαλμού (RF) καθορίζει την θέση της τομής



Καταγραφή φάσης, πηνίο βαθμίδωσης – Ψ (phase encoding, γ -gradient)

Κάθε γραμμή της τομής υφίσταται μεταβολή φάσης που την χαρακτηρίζει αποκλειστικά



Καταγραφή συχνοτήτων, πηνίο βαθμίδωσης -X (frequency encoding, X-gradient)

Με την διέγερση των πηνίων $-X$ λαμβάνεται φάσμα συχνοτήτων που επιτρέπει τον διαχωρισμό των στηλών μεταξύ τους

Διαδοχή εφαρμογής πεδίων

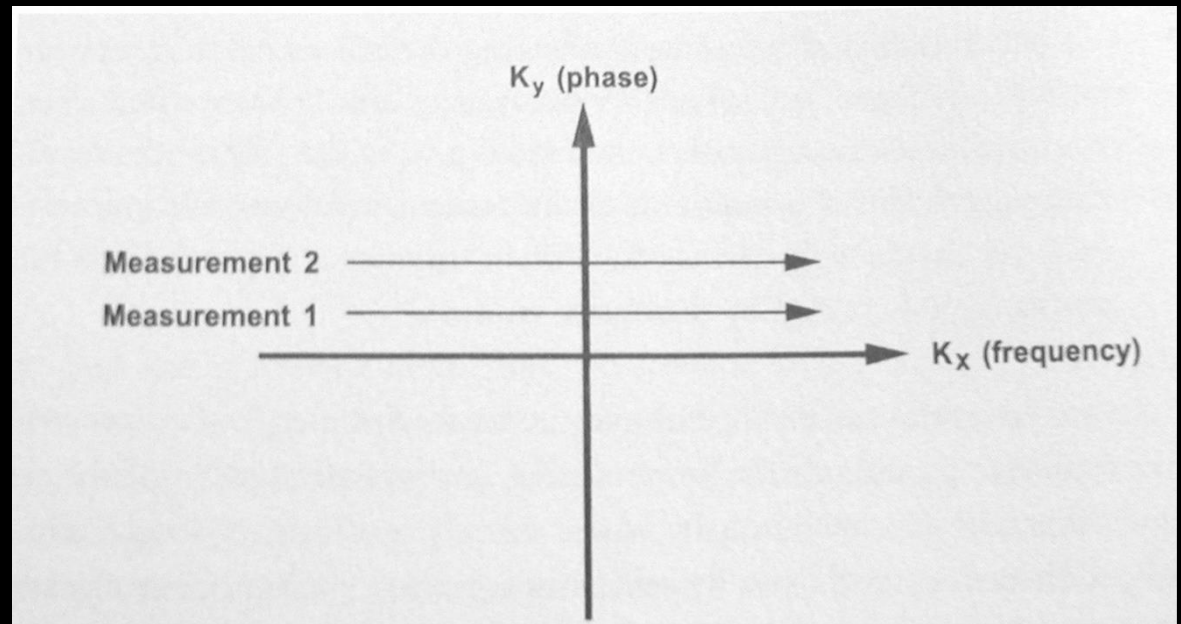
- Το πεδίο $-Z$, επιλογή τομής, εφαρμόζεται κατά την διάρκεια της διέγερσης (εφαρμογή RF)
- Το πεδίο $-\Psi$, καταγραφή φάσεων, εφαρμόζεται σαν παλμό αμέσως μετά την αρχική διέγερση
- Το πεδίο $-X$, καταγραφή συχνοτήτων εφαρμόζεται κατά την λήψη του σήματος

Το σήμα που καταγράφεται περιέχει δύο πληροφορίες:

- Συχνότητα, θέση κατά μήκος του άξονα $-X$
- Φάση, θέση κατά μήκος του άξονα $-\Psi$

Fourier transform

- Για να ξεχωρίσουμε τα σημεία με διαφορά φάσης μέσα στην ίδια συχνότητα, χρειαζόμαστε πολλαπλές εξισώσεις όσες και οι άγνωστοι. Εφαρμόζονται διαδοχικές διεγέρσεις, με Ψ πεδία να διαφέρουν μεταξύ τους και αναλύονται οι μετρήσεις που προκύπτουν (2D Fourier transform, 2DFT)
- Εάν και για το Z εφαρμόσουμε καταγραφή φάσεων τότε προκύπτει 3DFT, που επιτρέπει ανάλυση δεδομένων καθυστερημένα και επιτρέπει λεπτές τομές αλλά σε μακρύτερο χρόνο



- Τα αρχικά δεδομένα υφίστανται σε ένα μαθηματικό χώρο που λέγεται K-space
- Όριζόντια, K_x , παριστά συχνότητα
- Κατακόρυφα, K_y , παριστά φάση
- Παριστά την MR εικόνα πριν από τη ανάλυση κατά Fourier
- Στο κέντρο έχει πληροφορίες contrast
- Στην περιφέρεια πληροφορίες θέσεως

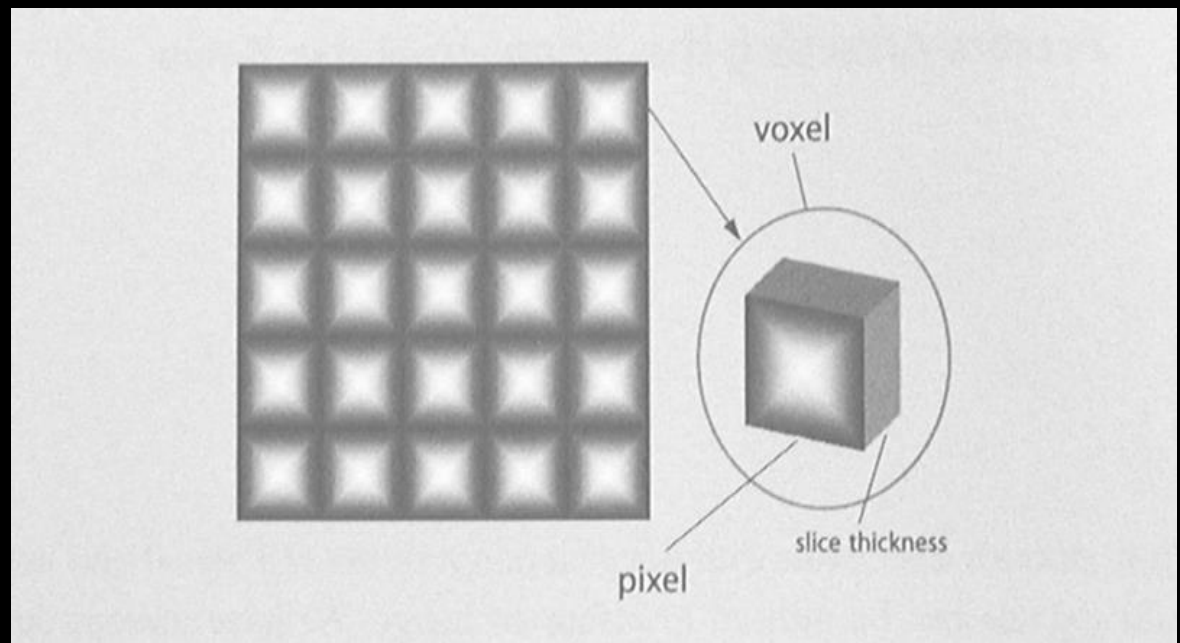
Παράγοντες που επηρεάζουν SNR

- Πάχος τομής και εύρος συχνοτήτων του RF
- FOV
- Μέγεθος μήτρας
- Αριθμός μετρήσεων
- Παράμετροι της ακολουθίας (TR, TE, flip angle)
- Ενταση του B_0
- Επιλογή των πηνίων εκπομπής και καταγραφής

Θόρυβος προκαλείται από:

- Ανομοιογένειες του πεδίου, θόρυβο από την θέρμανση των πηνίων, μη γραμμικότητα των ενισχυτών σήματος
- Την διαδικασία επεξεργασίας του σήματος
- Το σώμα του ασθενούς (κινήσεις, αναπνοή)

Pixel Voxel Matrix



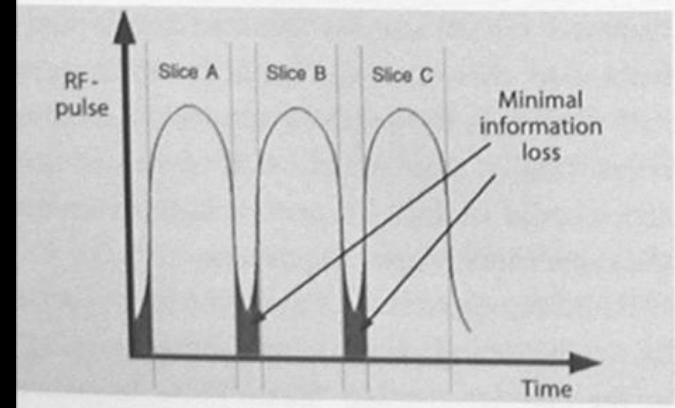
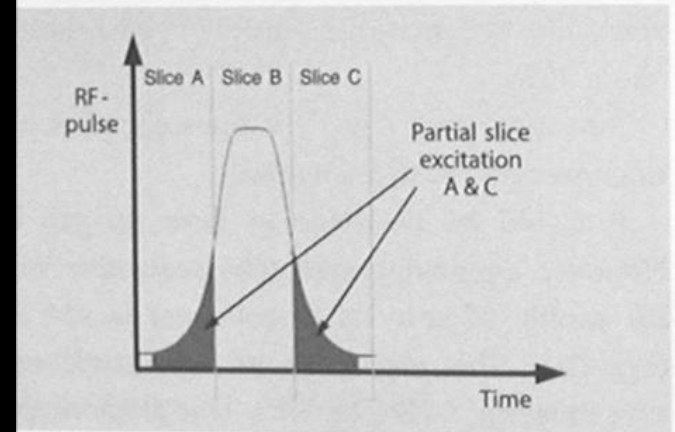
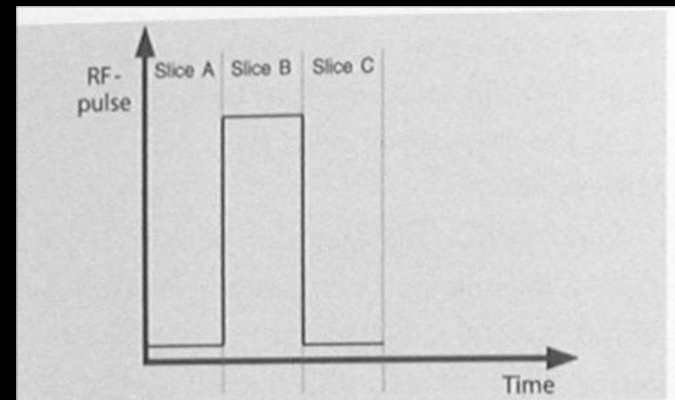
- Pixel=picture element, κάθε pixel είναι η 2-D εικόνα ενός
- Voxel=volume element, 3-D
- Χαρακτηρίζονται από μια τιμή έντασης σήματος MR
- Διαστάσεις voxel εξαρτώνται από: FOV, matrix, πάχος τομής
- Όσο μικρότερο το pixel, τόσο μεγαλύτερη η διακριτική ικανότητα της εικόνας

Πάχος τομής

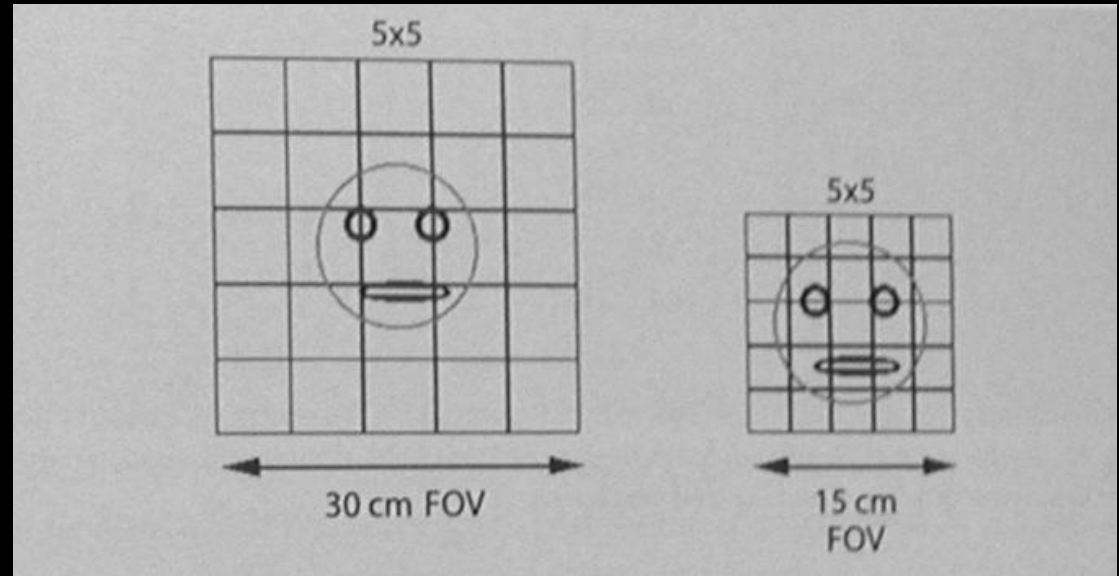
- Υψηλή διακριτική ικανότητα προκύπτει από λεπτές τομές, αλλά
- Λεπτές τομές συνοδεύονται από χαμηλό SNR
- Μεγάλο πάχος τομής σημαίνει υψηλό SNR, αλλά partial volume averaging
- Πολλαπλές λήψεις NEX και αύξηση του TR αυξάνουν το SNR
- Το εύρος (bandwidth) συχνοτήτων καταγραφής επηρεάζει το SNR. Μεγάλο εύρος σημαίνει χαμηλό SNR λόγω αύξησης του καταγραφομένου θορύβου

Interslice

- Επειδή η RF έχει ημιτονοειδή κατανομή διεγείρει ιστούς παρακείμενους στην τομή
- Gap για αποφυγή αλληλεπίδρασης (cross talk) μεταξύ τομών που μειώνει το SNR
- Άλλοι τρόποι αποφυγής:
 - multislice imaging
 - GDE ακολουθίες

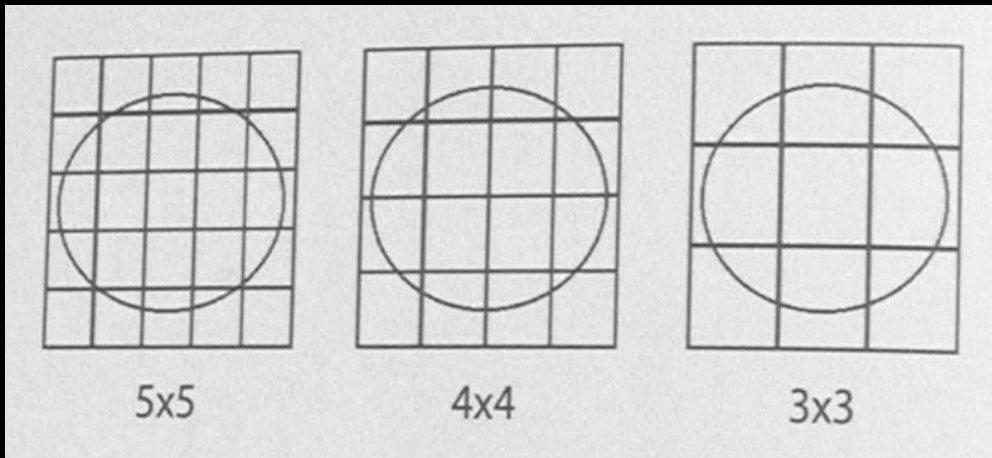


FOV Matrix



- Για την ίδια μήτρα, όσο μικρότερο το FOV, τόσο μικρότερο και το pixel
- Μικρό pixel:
 - Υψηλή διακριτική ικανότητα
 - Χαμηλό SNR
- Χρόνος εξέτασης είναι ανάλογος του μεγέθους της μήτρας

FOV, Matrix



- Ελάττωση του μεγέθους της μήτρας με σταθερό FOV αυξάνει το pixel size μειώνει τη διακριτική ικανότητα
- Για σταθερό FOV η αύξηση της μήτρας μειώνει το pixel size άρα αυξάνει την διακριτική ικανότητα και μειώνει SNR

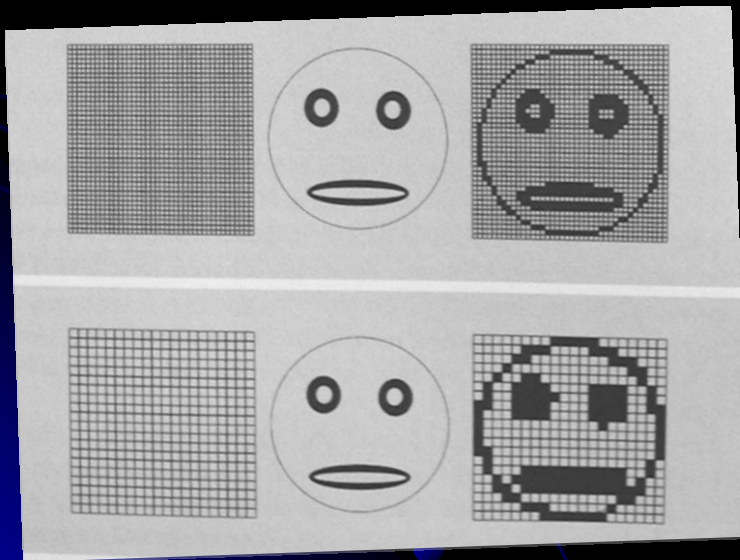


Image acquisition time, T_A

$T_A = \text{phase encoding steps}$

$\times \text{number of signals acquired (NEX, NSA)}$

$\times \text{TR time / echo train length}$

- Χρήση παραλληλόγραμμης μήτρας μειώνει τον χρόνο (rectangular FOV, $\frac{1}{2}$ k-space)
 - Χωρική διακριτική ικανότητα εξαρτάται από τα βήματα στην καταγραφή συχνοτήτων
 - Χρόνος εξέτασης από τα βήματα στην καταγραφή φάσης
- NSA, NEX επανάληψη μετρήσεων από την ίδια περιοχή αυξάνει το SNR και τον χρόνο εξέτασης
- Παράμετροι της εξέτασης (τύπος ακολουθίας, long TR (\uparrow SNR), long TE (\downarrow SNR) και flip angle
- $\uparrow B_0 = \uparrow \text{SNR}$
- Πηνία όγκου και επιφανείας