

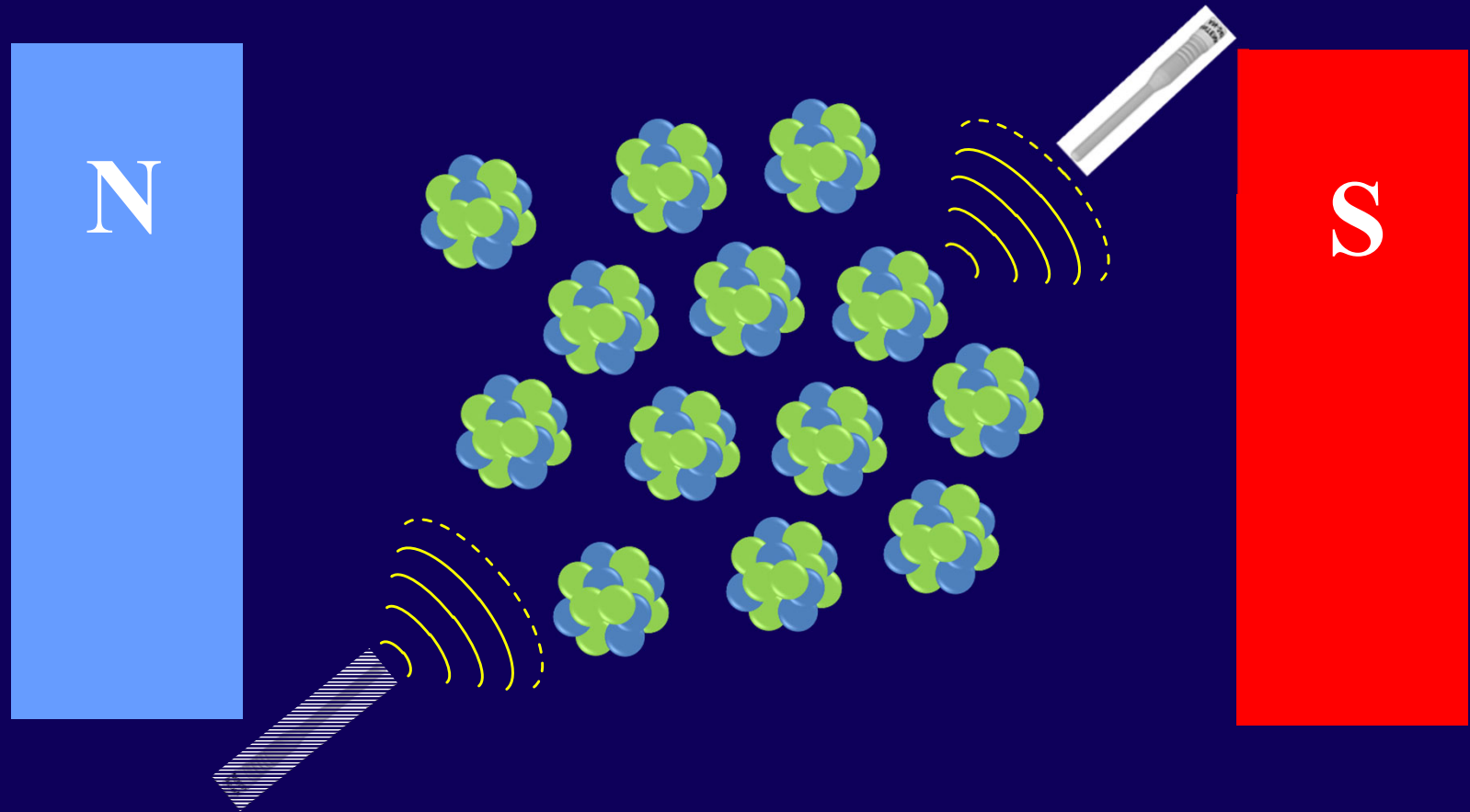
Βασικές Αρχές Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού (Μαγνητικής Τομογραφίας)

Ι. Σεϊμένης
iseimen@med.uoa.gr
Ακ. έτος 2025-2026

ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

- Από το φαινόμενο του ΠΜΣ στην ΑΜΣ
 - Δημιουργία MR σήματος
- Χρόνοι επαναφοράς (αποκατάστασης)
 - Σχηματισμός εικόνας
- Υλικά μέρη, βιολογικές επιδράσεις & ασφάλεια
 - Αντίθεση εικόνας
 - Εφαρμογές

Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (NMR)



Φυσικό φαινόμενο στο οποίο πυρήνες ευρισκόμενοι μέσα σε ένα μαγνητικό πεδίο απορροφούν και επανεκπέμπουν ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, σε μια συγκεκριμένη συχνότητα συντονισμού, η οποία εξαρτάται από την ισχύ του μαγνητικού πεδίου και τις μαγνητικές ιδιότητες του ισοτόπου των ατόμων

Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (NMR)

Ευαίσθητα στο πείραμα NMR
είναι τα ισότοπα που περιέχουν
έναν περιττό αριθμό πρωτονίων
ή/και νετρονίων γιατί έχουν μη
μηδενικό συνολικό
spin (ιδιοστροφορμή)

ΥΓ. «Ιδιοστροφορμή» δεν είναι ακριβής όρος

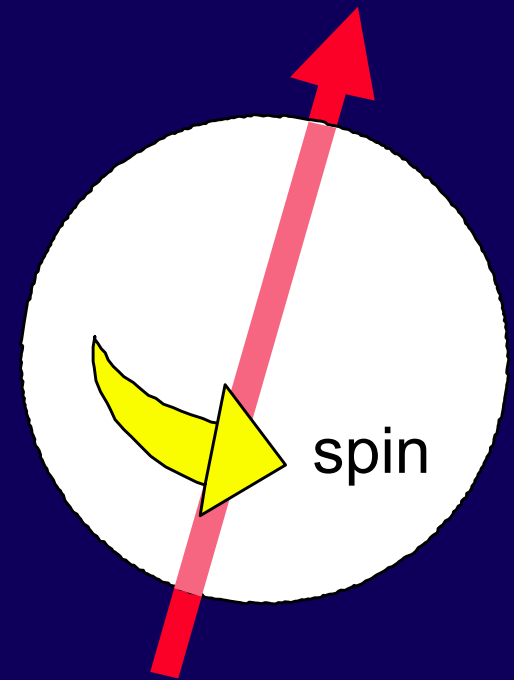


Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (NMR)

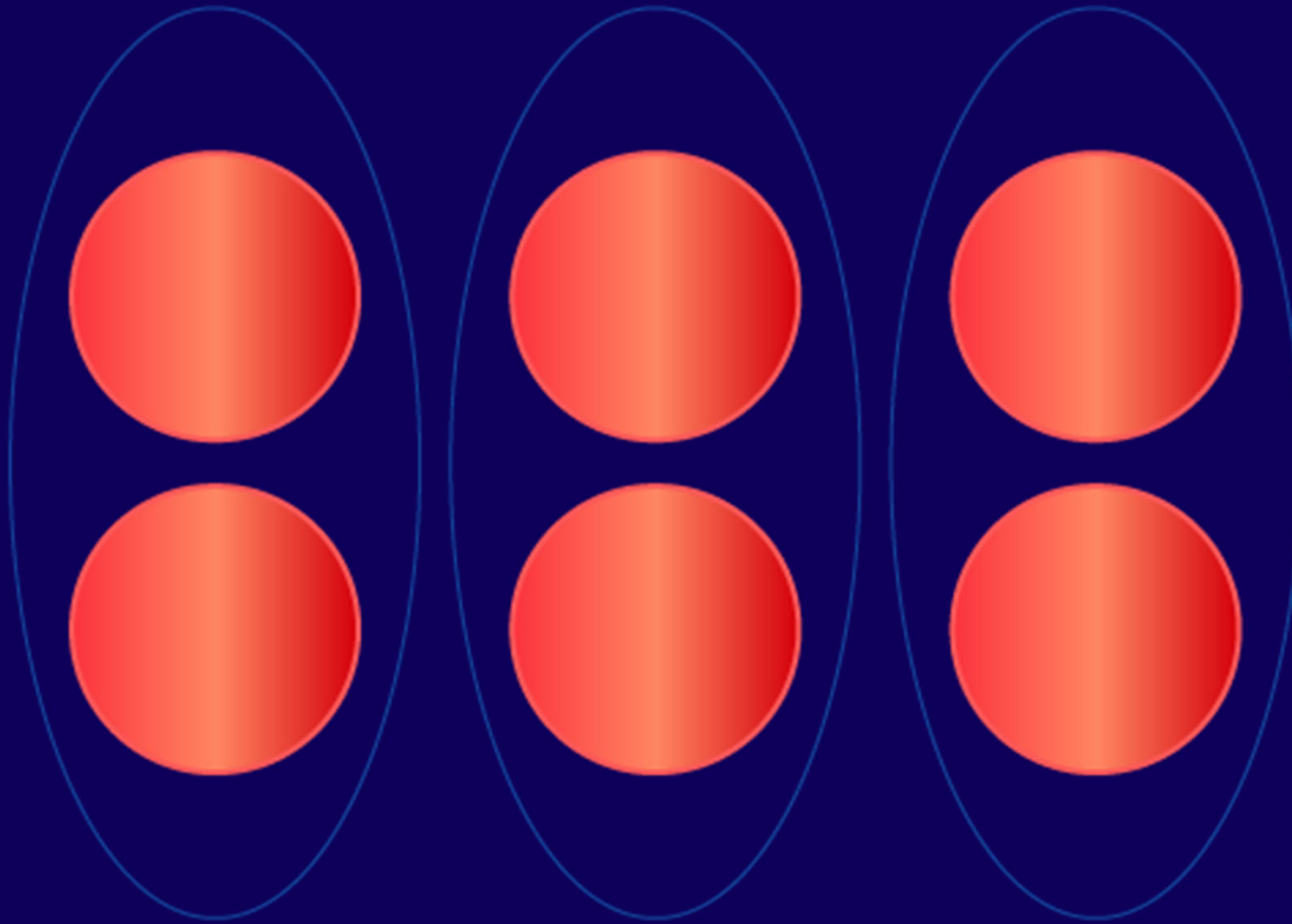
Spin (ιδιοστροφορμή):

Είναι μία κβαντομηχανική ιδιότητα, χωρίς αναλογία στην κλασική μηχανική

Σε μια υπεραπλουστευμένη προσέγγιση, το νουκλεόνιο εμφανίζεται να περιστρέφεται γύρω από τον άξονά του ως αποτέλεσμα της ιδιοστροφορμής

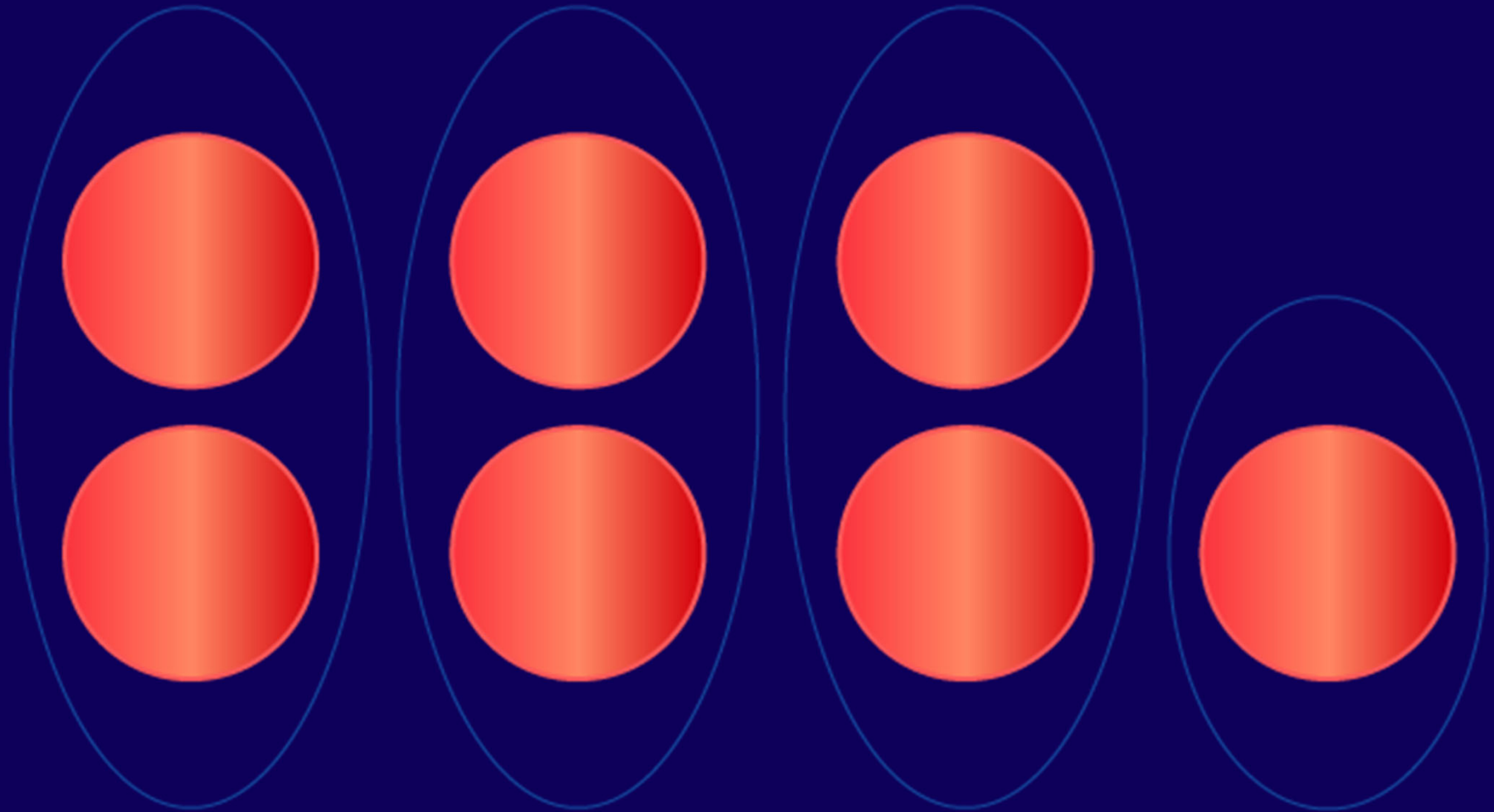


Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (NMR)



Όταν υπάρχουν ζεύγη νουκλεονίων τα spins τους
αλληλοεξουδετερώνονται
Συνολικό spin πυρήνα: $s = 0$

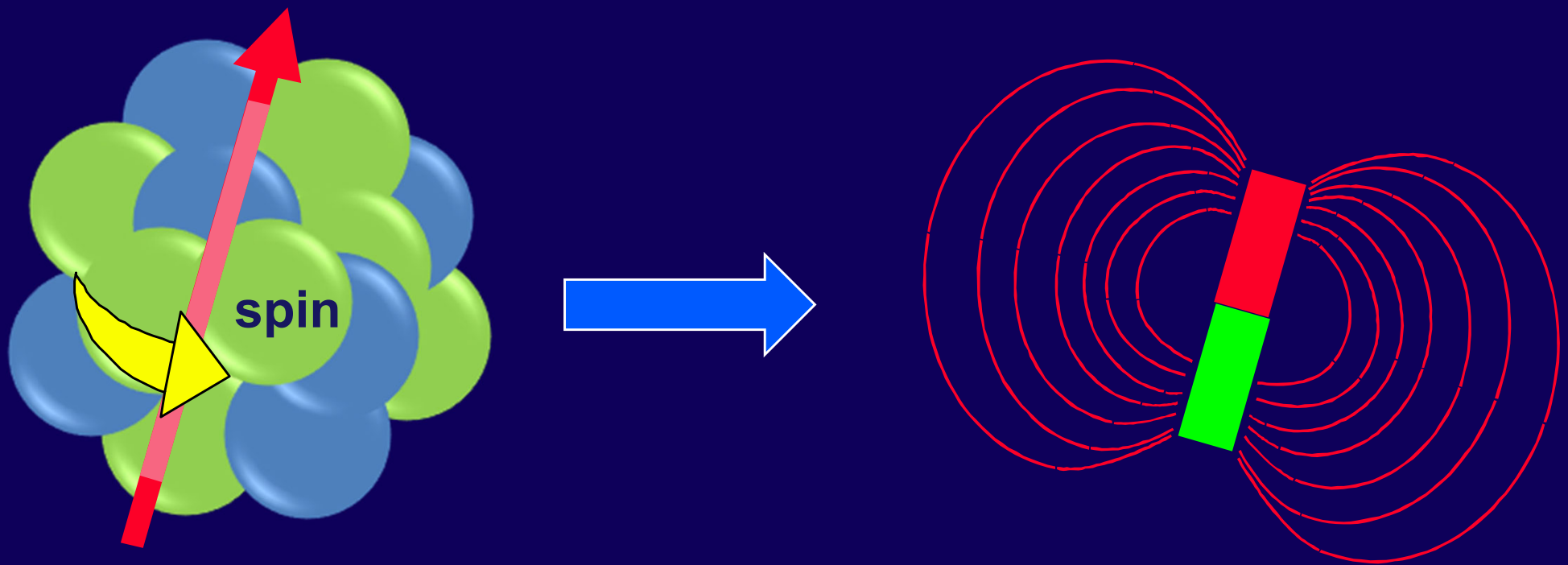
Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (NMR)



Συνολικό spin πυρήνα: $s \neq 0$

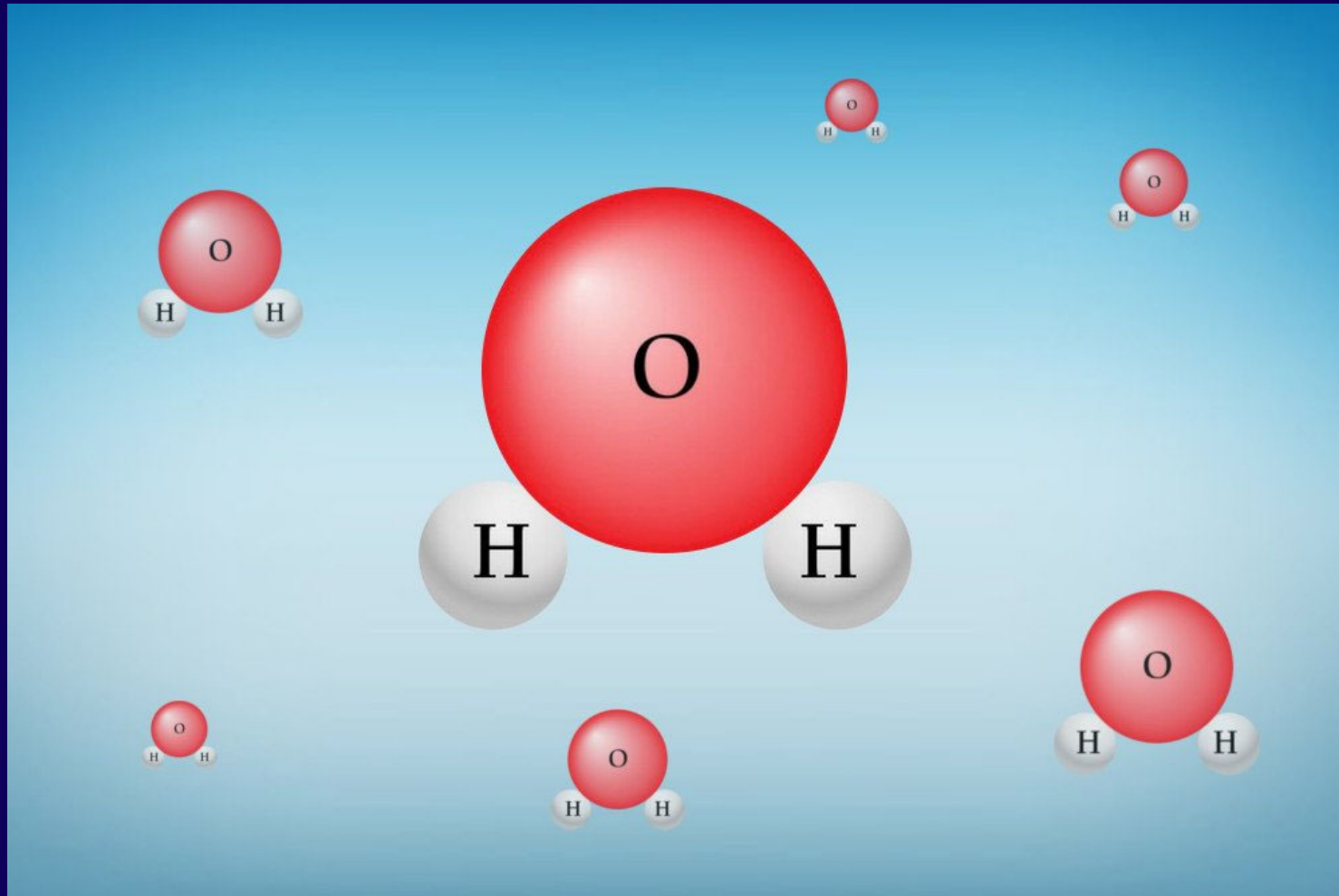
Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (NMR)

Πυρήνας με συνολικό $s \neq 0$



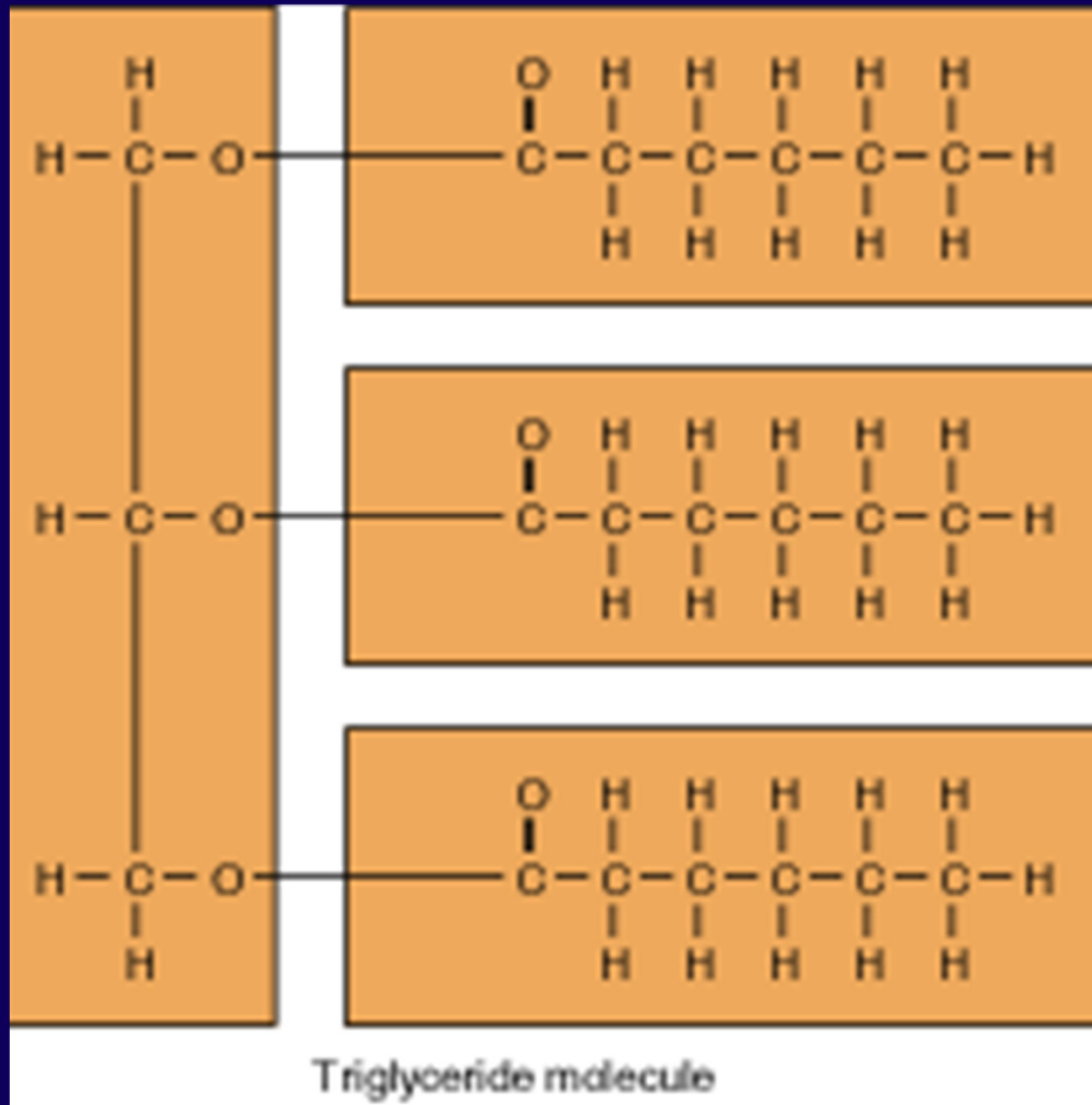
Ο πυρήνας με περιττό # νουκλεονίων έχει spin & δημιουργεί ένα μικρό μαγνητικό πεδίο (συμπεριφέρεται σαν ένας μικροσκοπικός μαγνήτης), οπότε μπορεί να ανιχνευθεί σε ένα πείραμα NMR

Από πού προέρχεται το σήμα στην ΑΜΣ;



Κυρίως από μόρια H₂O (τα οποία αποτελούν το 65-80% κ.β. του σώματός μας)...

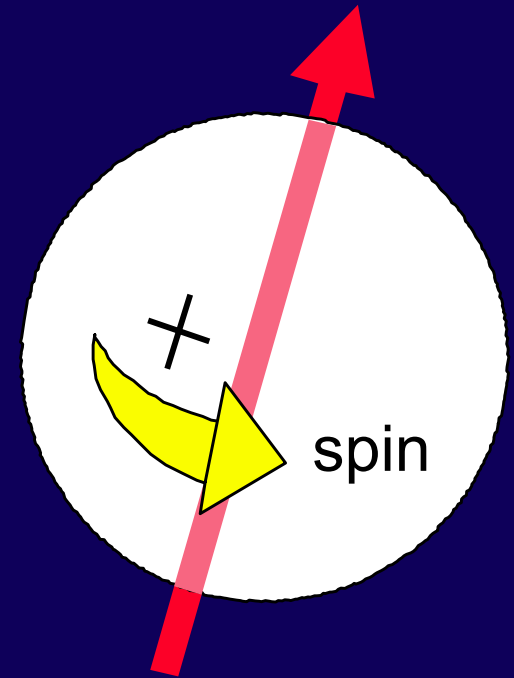
Από πού προέρχεται το σήμα στην ΑΜΣ;



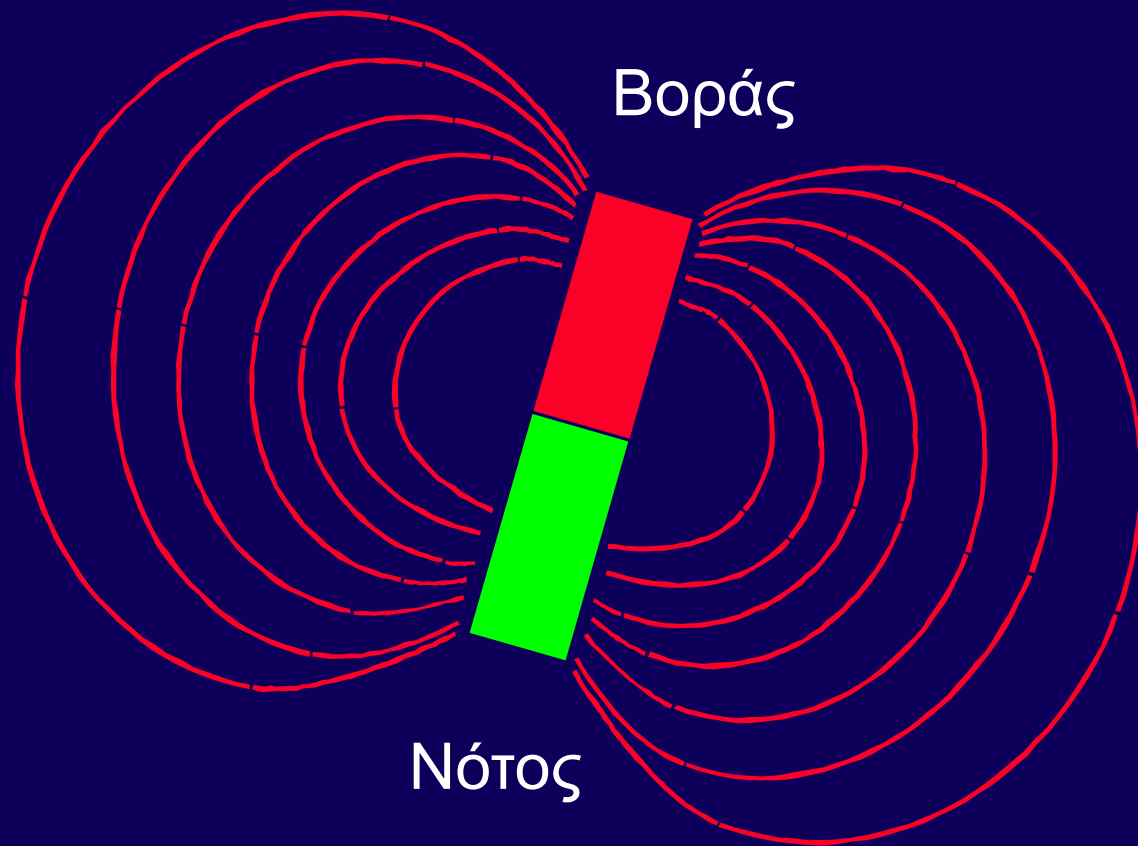
...αλλά κι από ^1H στις αλυσίδες λιπαρών οξέων διαφόρων ευκίνητων λιπιδίων (κυρίως των τριγλυκεριδίων)

Μαγνητικός Συντονισμός Πυρήνας ^1H

- Ο πυρήνας ^1H (πρωτόνιο) έχει **spin $\frac{1}{2}$**
- Ο πυρήνας ^1H έχει υψηλή ευαισθησία στο πείραμα NMR

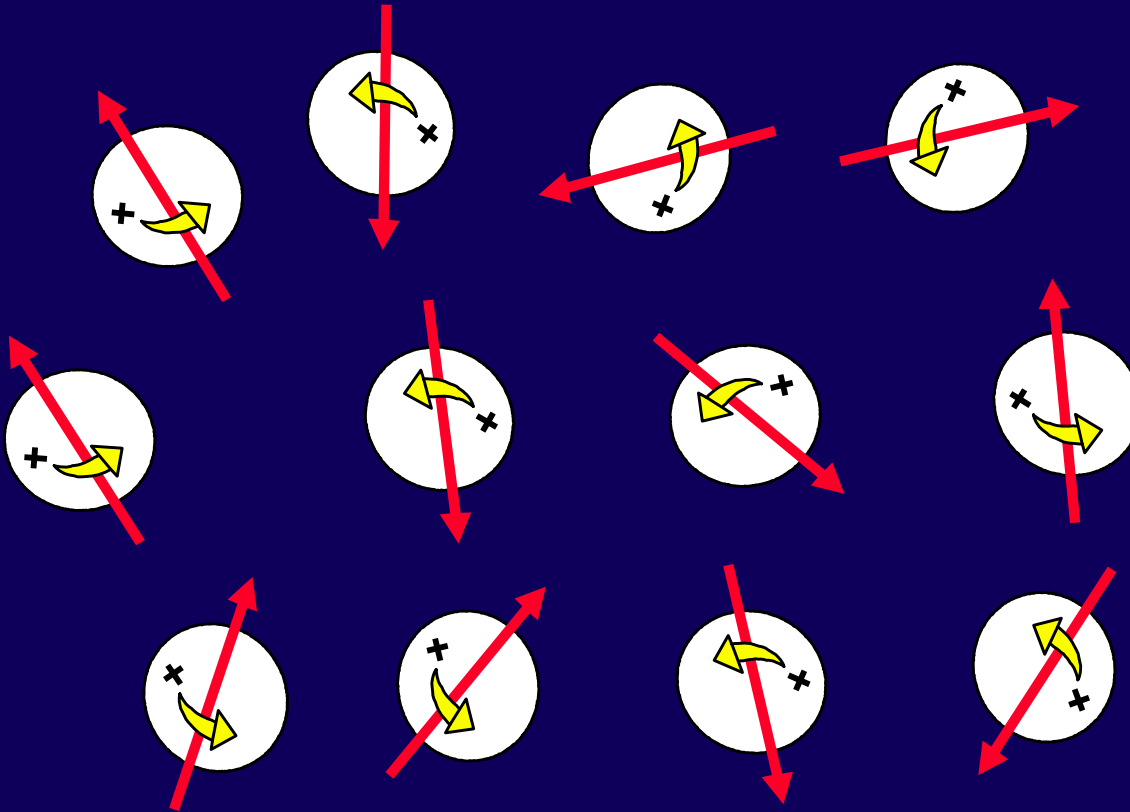


Μαγνητικός Συντονισμός Πυρήνας ^1H



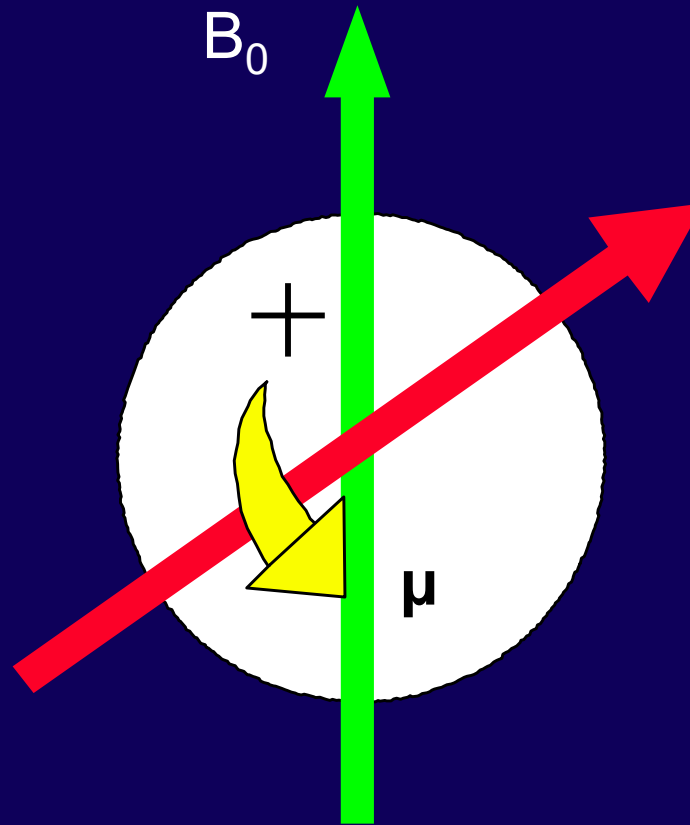
- Η παρουσία ηλεκτρικού φορτίου και γωνιακής ορμής οδηγεί στην εμφάνιση **μαγνητικής ροπής, μ**
- Ο πυρήνας συμπεριφέρεται ως μικροσκοπικό μαγνητικό δίπολο

Πολλοί πυρήνες ^1H : Τυχαία προσανατολισμένα μαγνητικά δίπολα

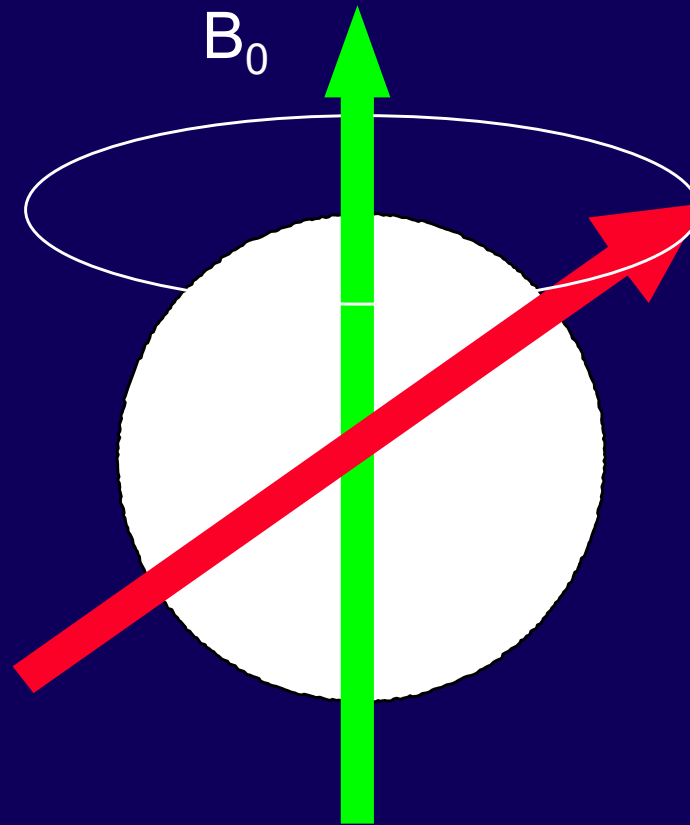


- Όταν σε ένα υλικό (π.χ. ιστός) δεν εφαρμόζεται εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, η διάταξη αυτών των μαγνητικών διπόλων είναι τυχαία στον χώρο και η συνισταμένη τους είναι μηδέν

Κλασικό Μοντέλο αλληλεπίδρασης διπόλου & ισχυρού μαγνητικού πεδίου

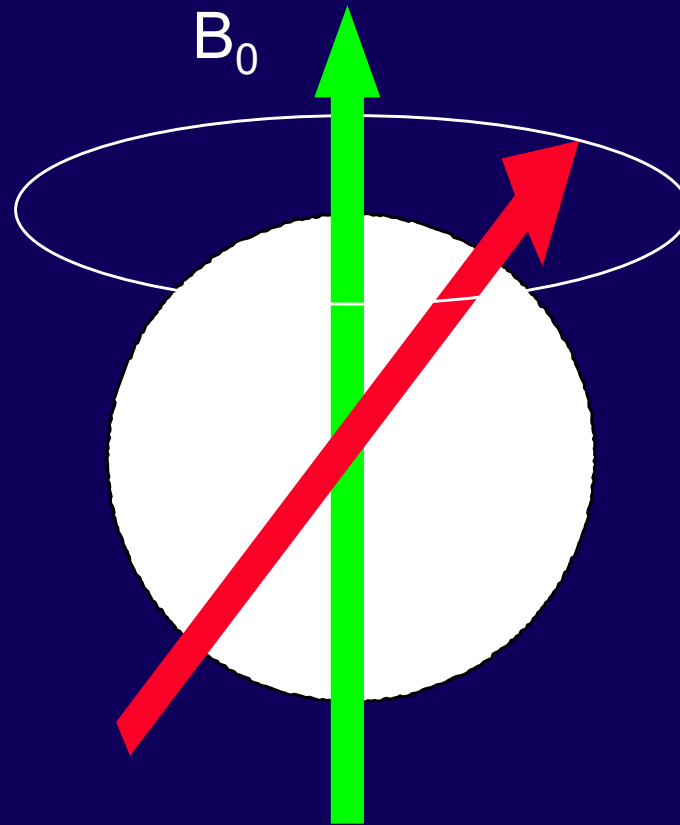


Ανάπτυξη Ροπής που οδηγεί σε Μετάπτωση



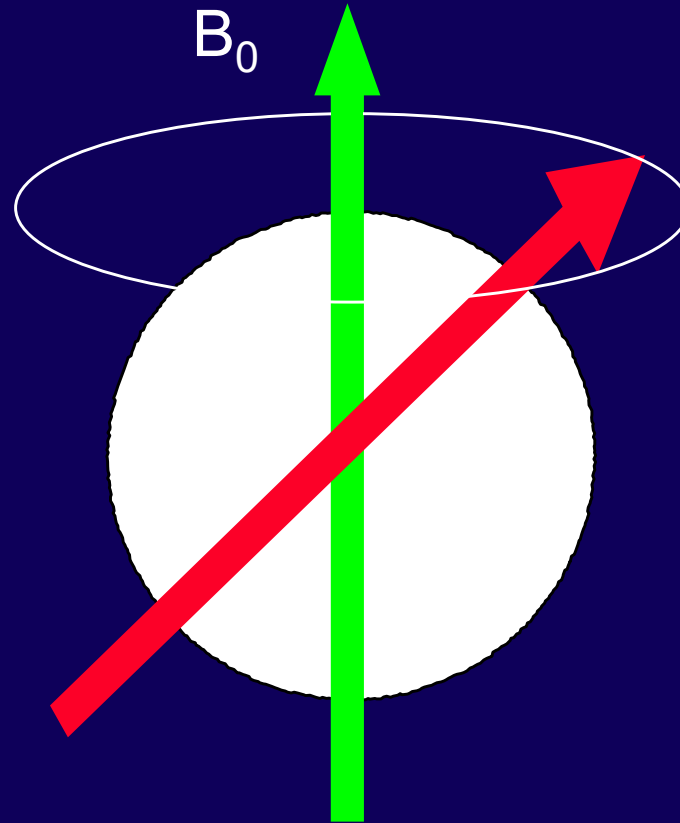
Μαγνητικός Συντονισμός

Μετάπτωση: Μια περίπλοκη κίνηση



Μετάπτωση με συχνότητα Larmor (f_0)

$$f_0 = \gamma \times B_0$$



Η σταθερά γ καλείται *γυρομαγνητικός λόγος* και είναι χαρακτηριστική για κάθε πυρήνα

Μετάπτωση με συχνότητα Larmor (f_0)

Πυρήνας	^1H	^{13}C	^{31}P
γ (MHz/Tesla)	42,58	10,7	17,24

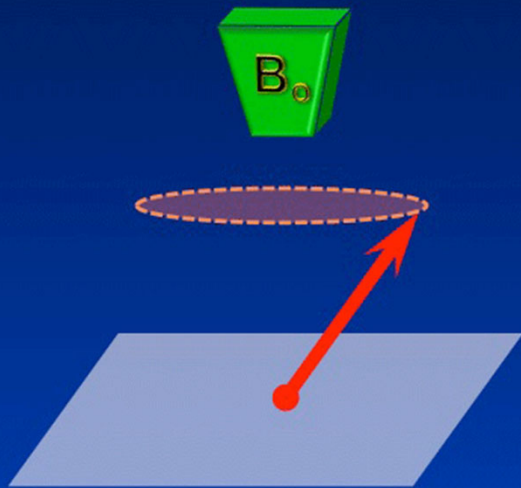
$$f_0 = \gamma \times B_0$$

- Για συγκεκριμένη τιμή B_0 , διαφορετικοί πυρήνες εκτελούν μετάπτωση με διαφορετική συχνότητα
- Αυτή τη διαφορά είναι που χρησιμοποιούν τα συστήματα ΜΤ για να παράγουν εικόνες βασισμένες στους πυρήνες υδρογόνου

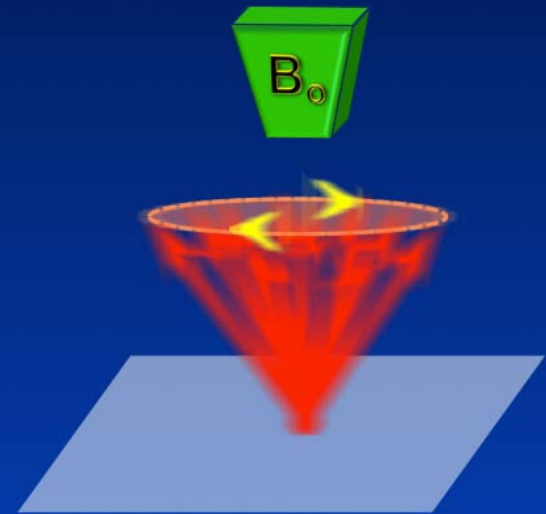
ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

- Από το φαινόμενο του ΠΜΣ στην ΑΜΣ
 - Δημιουργία MR σήματος
- Χρόνοι επαναφοράς (αποκατάστασης)
 - Σχηματισμός εικόνας
- Υλικά μέρη, βιολογικές επιδράσεις & ασφάλεια
 - Αντίθεση εικόνας
 - Εφαρμογές

Αδρανειακό σύστημα αναφοράς (σύστημα εργαστηρίου)



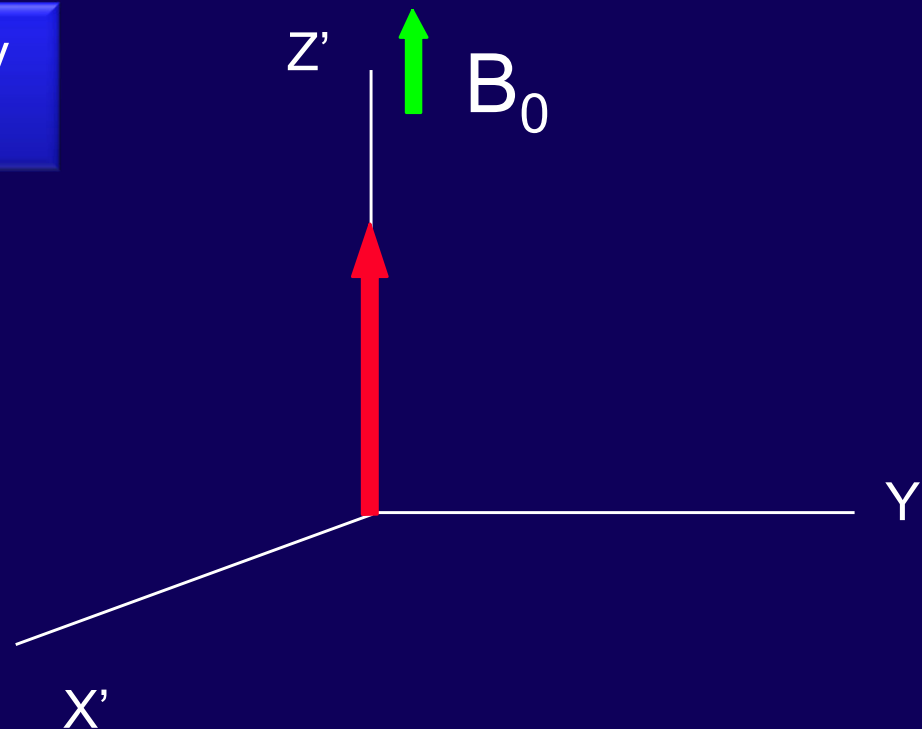
Μετάπτωση σε αργή κίνηση



Στην πραγματικότητα, η μετάπτωση του μαγνητικού διπόλου με συχνότητα πολλών MHz καθιστά την κίνηση αυτή θολερή

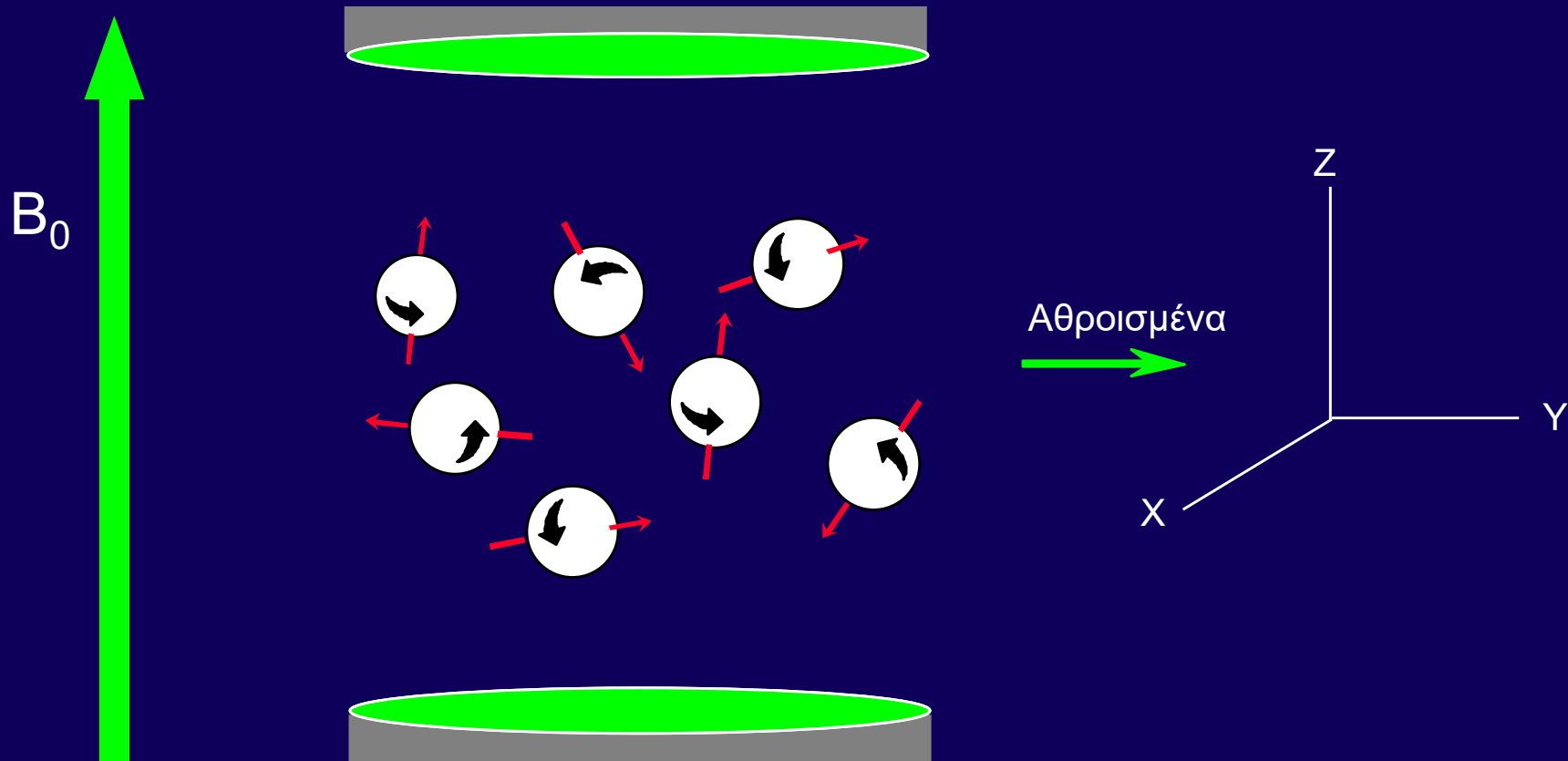
Περιστρεφόμενο σύστημα αναφοράς

Ολική Μαγνήτιση πριν
τον RF παλμό



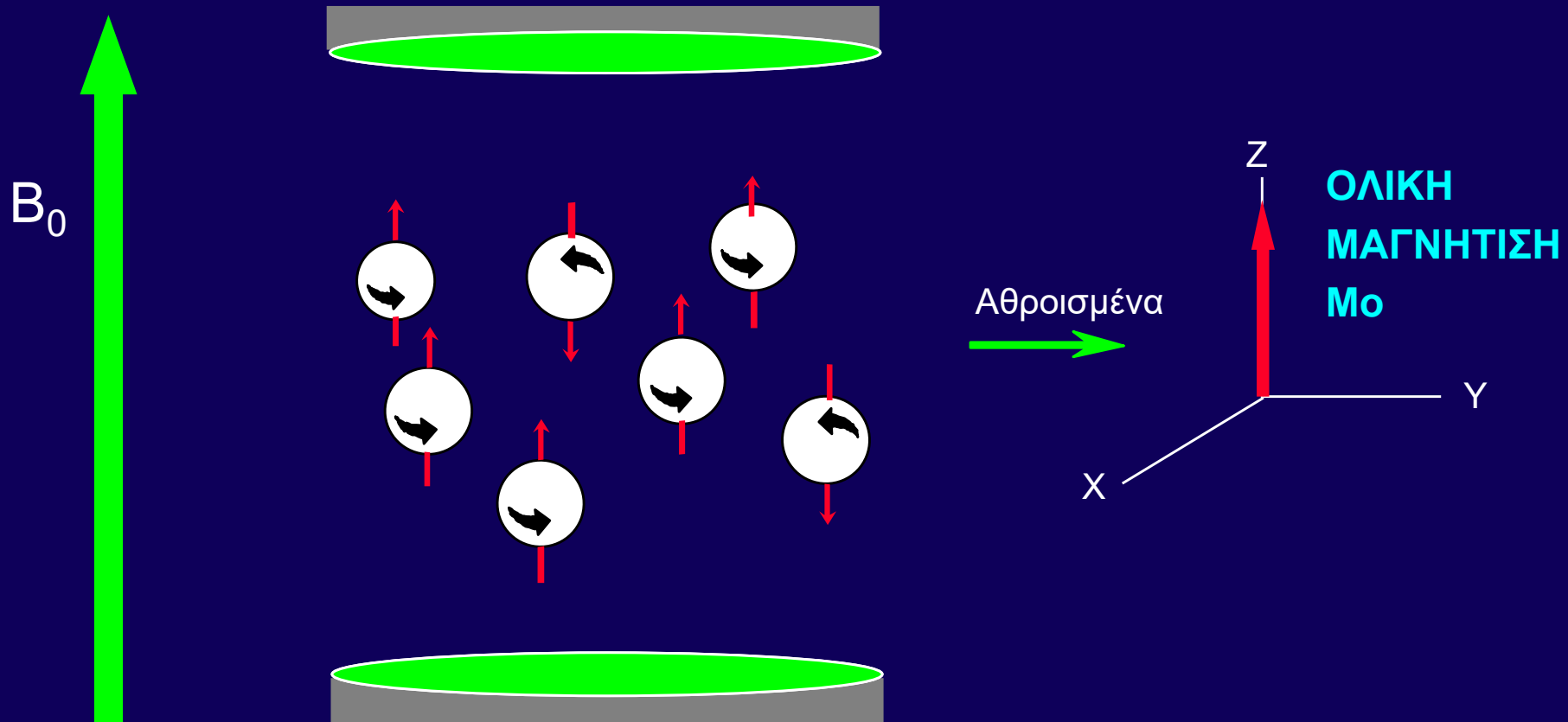
Το περιστρεφόμενο σύστημα αναφοράς, το οποίο μεταπίπτει γύρω από το B_0 με τη Larmor συχνότητα (όπως και τα spins), αποτελεί ένα σύστημα αναφοράς το οποίο διευκολύνει να κατανοήσουμε τη σύνθετη κίνηση των spins κατά τη διάρκεια της διέγερσης κι αποδιέγερσής τους

Πυρήνες ^1H σε ισχυρό Μαγνητικό Πεδίο



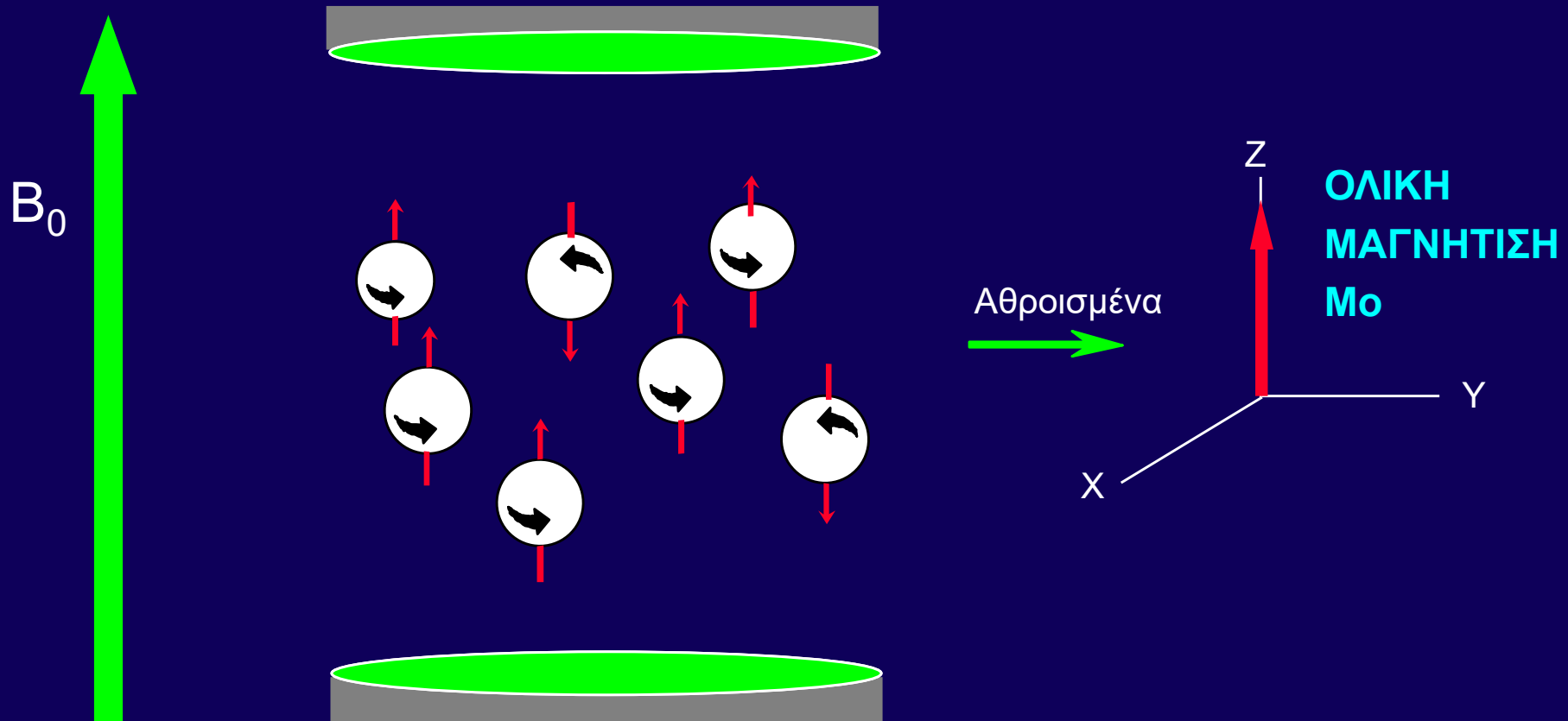
Πολλά ^1H , εξαιτίας των θερμικών κινήσεων, δεν διατάσσονται ως προς το B_0 , αλλά διατηρούν τον τυχαίο προσανατολισμό τους και η συνισταμένη μαγνήτιση που δημιουργούν είναι μηδέν

Πυρήνες ^1H σε ισχυρό Μαγνητικό Πεδίο

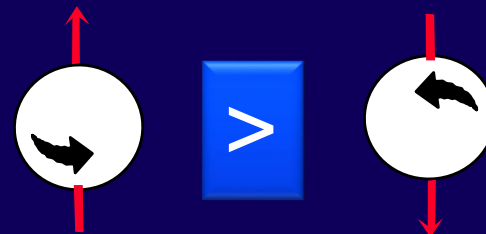


Τα υπόλοιπα ^1H διατάσσονται παράλληλα ή αντιπαράλληλα με το B_0 . Απαιτείται λιγότερη ενέργεια για την παράλληλη, σε σχέση με την αντιπαράλληλη, ευθυγράμμιση.

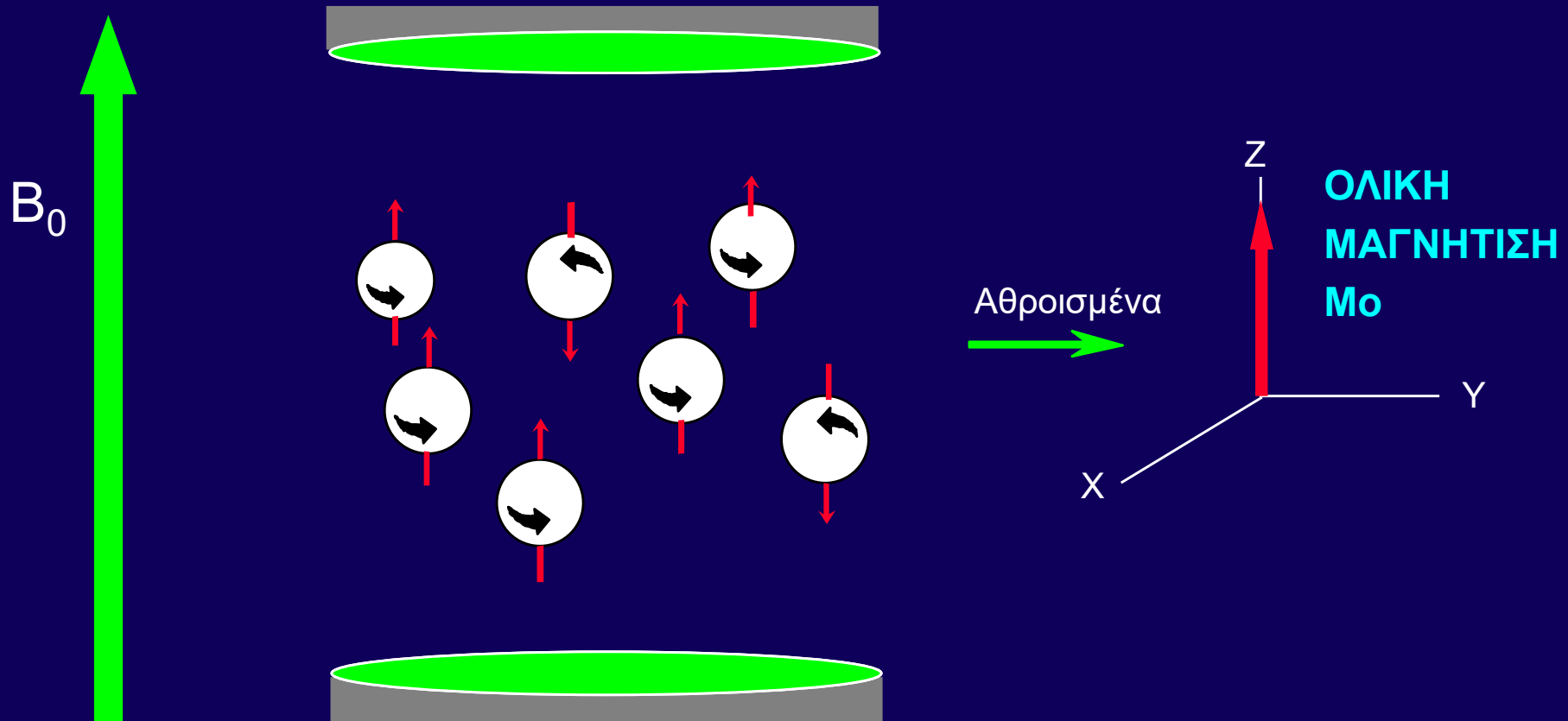
Πυρήνες ^1H σε ισχυρό Μαγνητικό Πεδίο

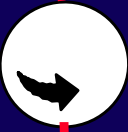


Πλεονάζουν ^1H που είναι
διατεταγμένα παράλληλα

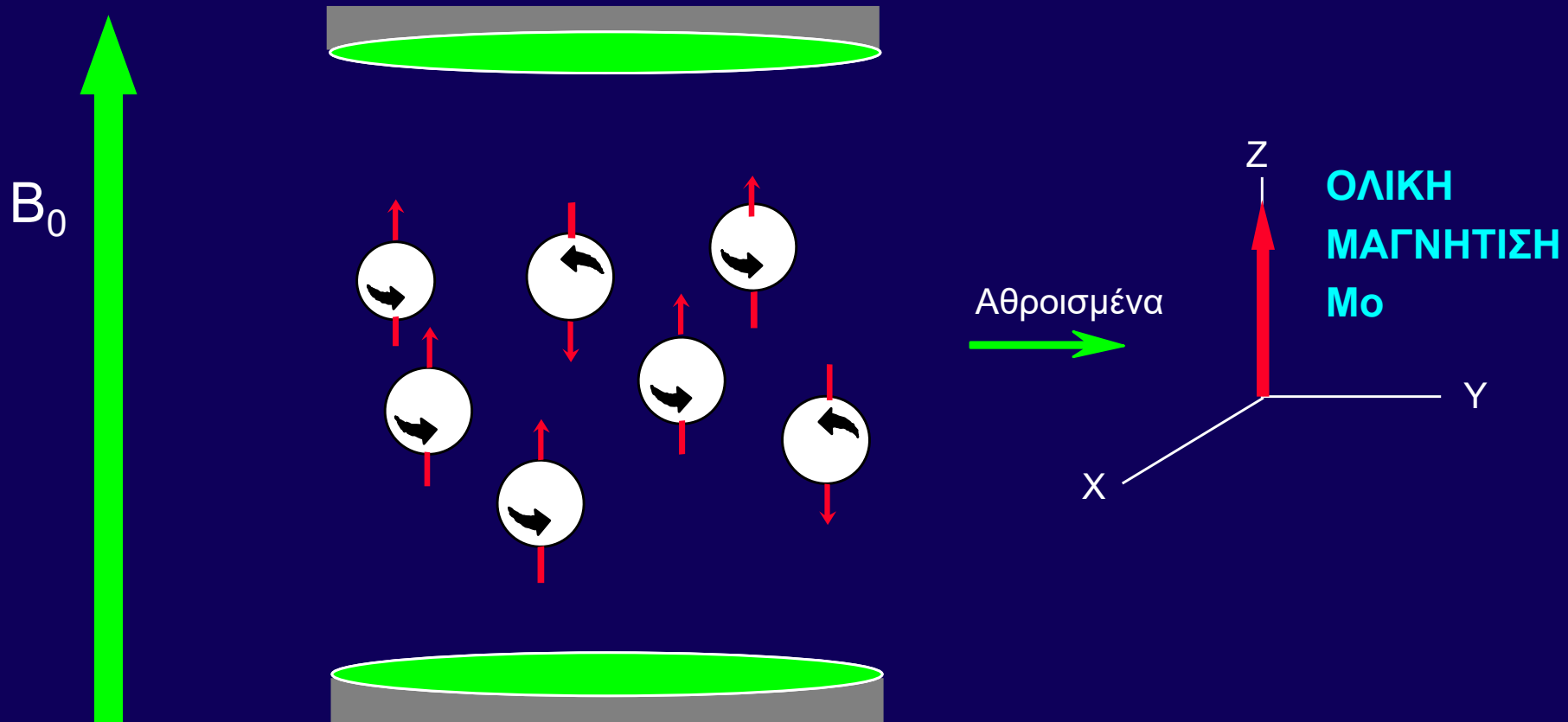


Πυρήνες ^1H σε ισχυρό Μαγνητικό Πεδίο



Στο 1.5T οι πλεονάζοντες πυρήνες  είναι 96 στα 10.000.000 πυρήνων

Πυρήνες ^1H σε ισχυρό Μαγνητικό Πεδίο



Η ολική μαγνήτιση M_0 αντιστοιχεί στο διανυσματικό άθροισμα των πλεοναζόντων μαγνητικών ροπών που ευθυγραμμίζονται παράλληλα με το B_0 & καθορίζει τη μέγιστη τιμή σήματος που μπορεί να δημιουργηθεί

Παραγωγή MR σήματος

Η δημιουργία του σήματος MR περιλαμβάνει 2 βήματα:

- Διέγερση
- Επαναφορά
(αποδιέγερση)



Παραγωγή MR σήματος

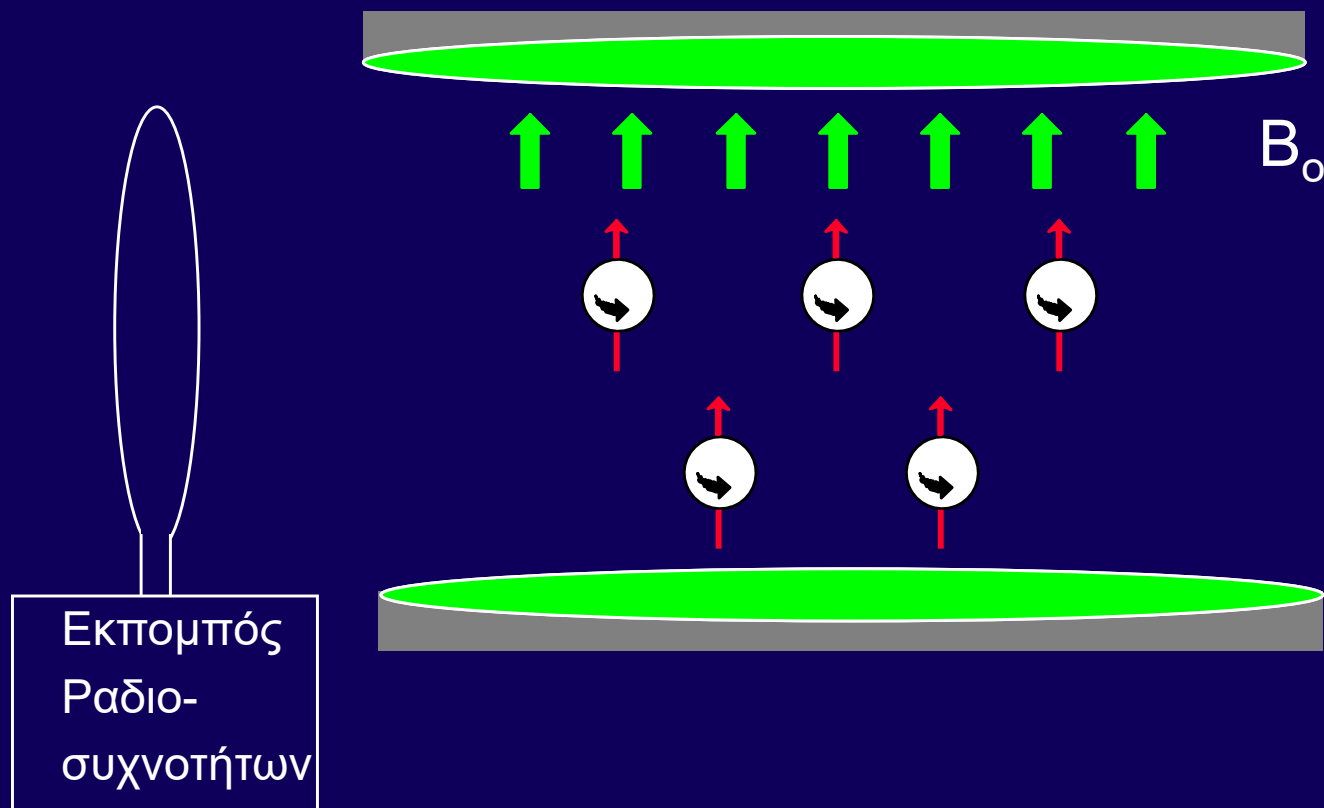
Διέγερση

Συχνότητα Διέγερσης =

Συχνότητα Larmor ($f_0 = \gamma B_0$) =

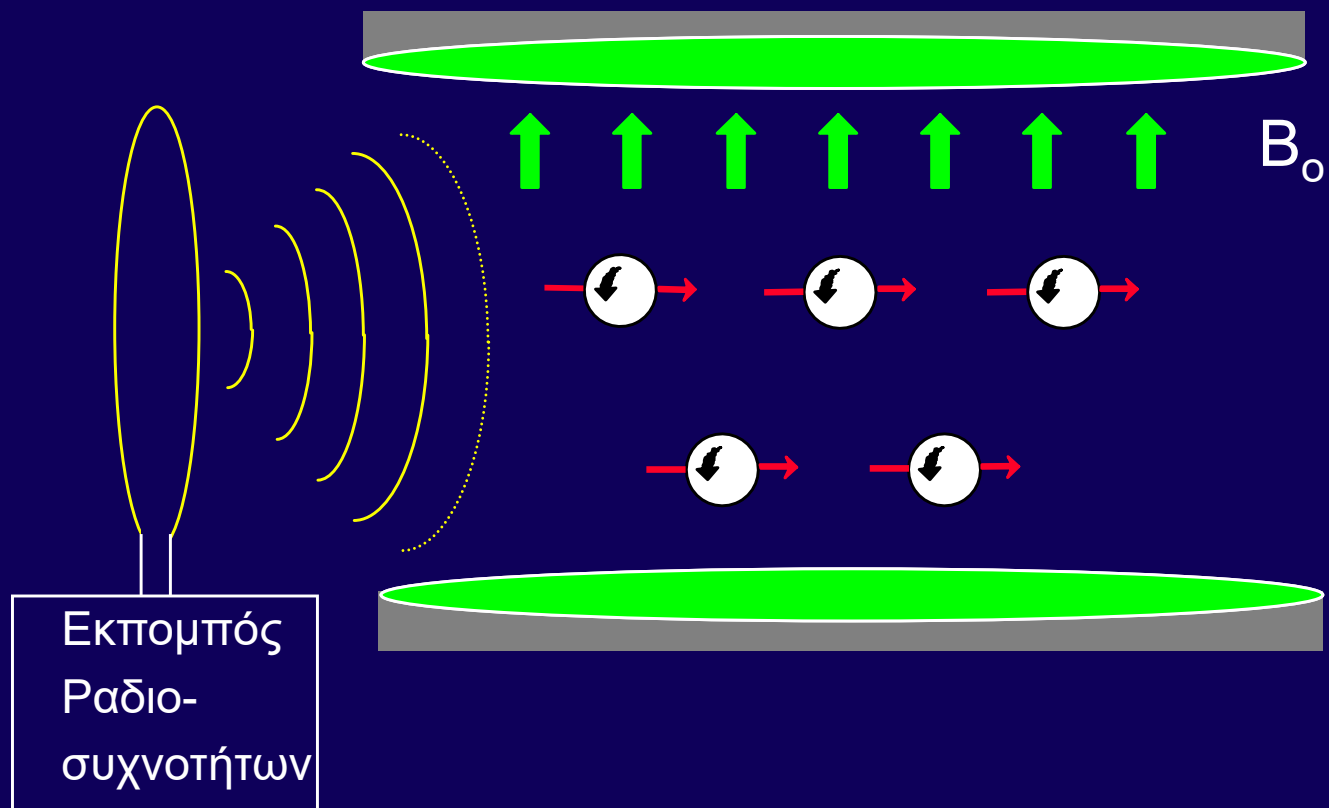
Συχνότητα Συντονισμού

Παραγωγή MR σήματος Διέγερση

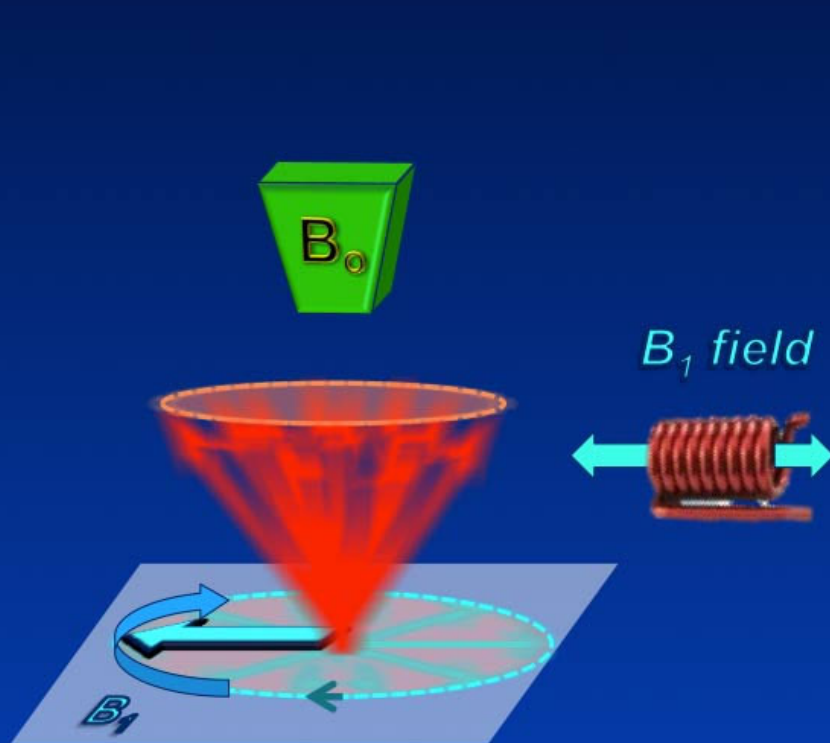


Για τα μαγνητικά πεδία που χρησιμοποιούνται στις κλινικές εφαρμογές (1-3T), οι συχνότητες Larmor βρίσκονται στην περιοχή των ραδιοκυμάτων (βραχεία)

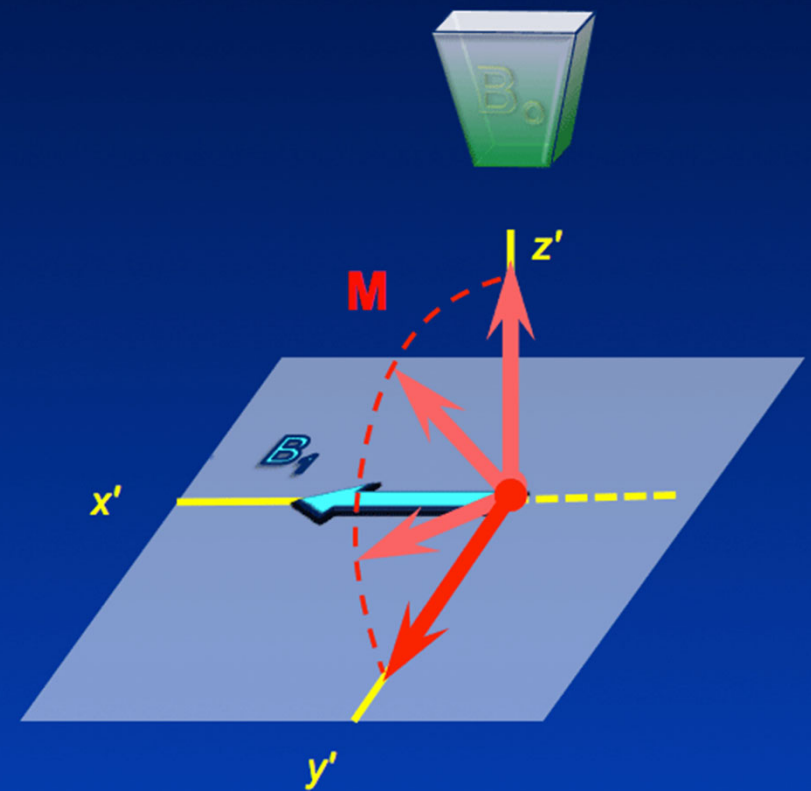
Παραγωγή MR σήματος Διέγερση



Αδρανειακό σύστημα αναφοράς (σύστημα εργαστηρίου) & Περιστρεφόμενο σύστημα αναφοράς



Το B_1 πεδίο, τα spins και η συνολική μαγνήτιση, M , περιστρέφονται πολύ γρήγορα

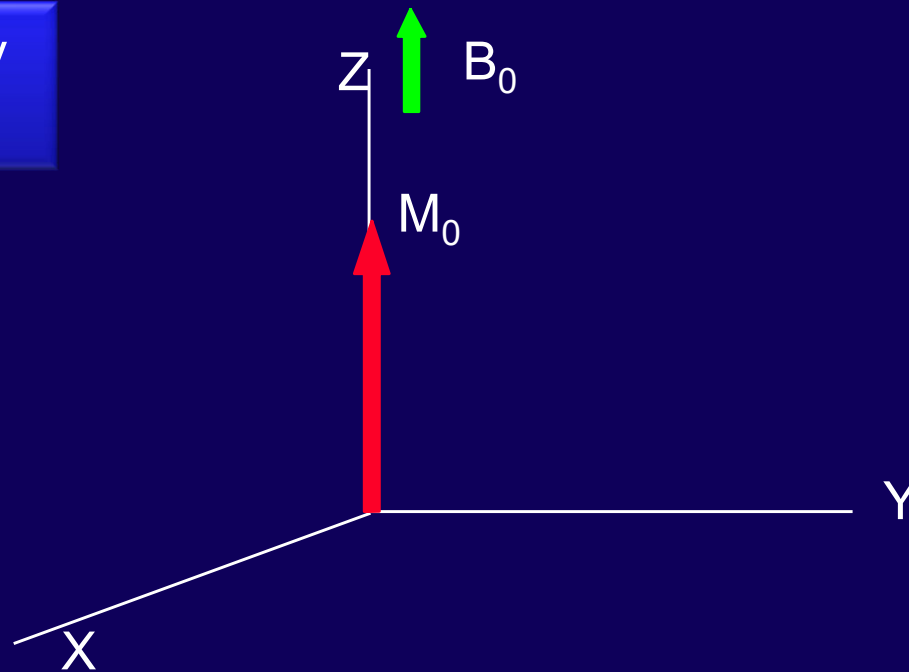


Το B_1 πεδίο είναι στατικό και η συνολική μαγνήτιση, M , αρχίζει μια μετάπτωση γύρω από το B_1 με συχνότητα $f_1 = \gamma B_1$. Η μετάπτωση αυτή ονομάζεται **νεύση**

Παραγωγή MR σήματος

Διέγερση

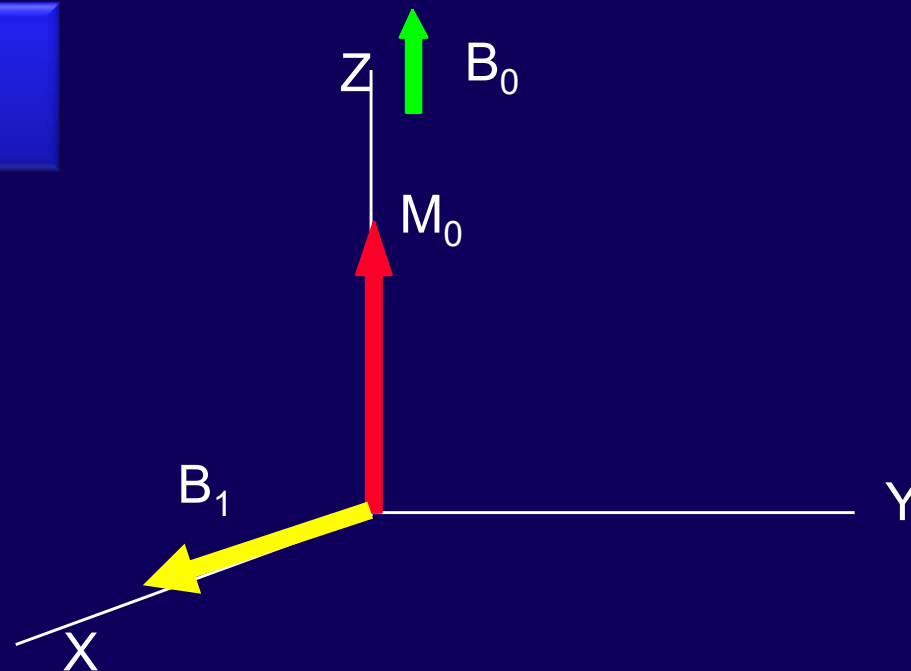
Ολική Μαγνήτιση πριν
τον RF παλμό



Παραγωγή MR σήματος

Διέγερση

Εφαρμόζεται ο
RF παλμός

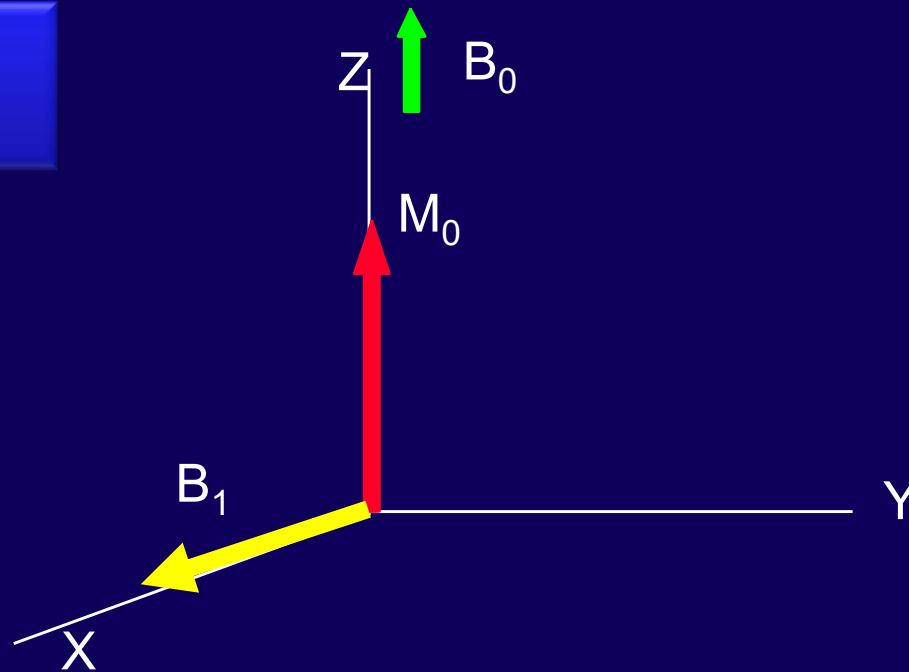


Στην πράξη, εφαρμόζεται ένα χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο, B_1 (ραδιοπαλμός, RF pulse), κάθετο στη διεύθυνση του B_0

Παραγωγή MR σήματος

Διέγερση

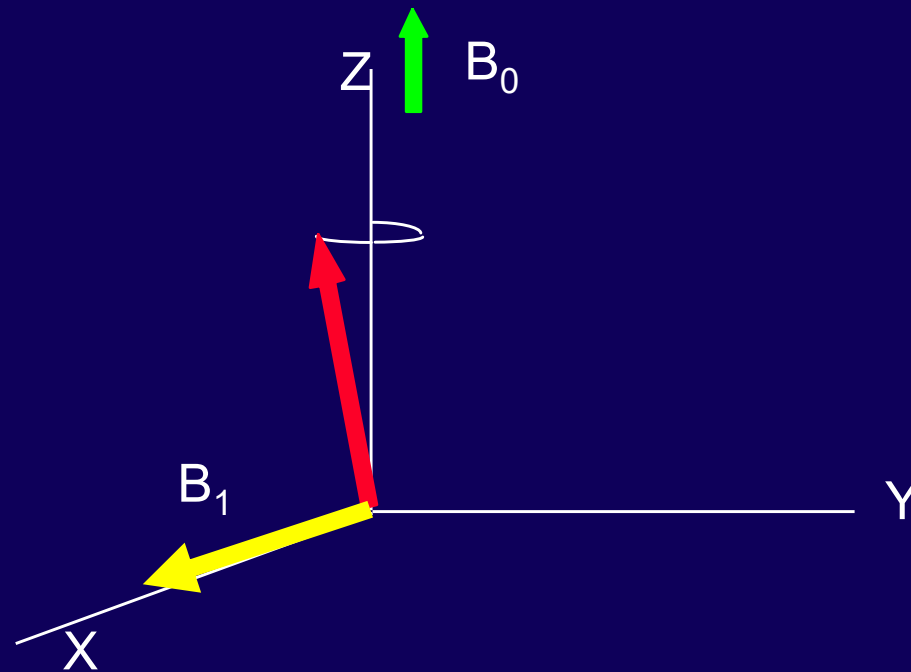
Εφαρμόζεται ο
RF παλμός



Το άνυσμα της μαγνήτισης M αλληλεπιδρά με το B_1 και εκτελεί μετάπτωση, οπότε παύει να είναι παράλληλο με το B_0

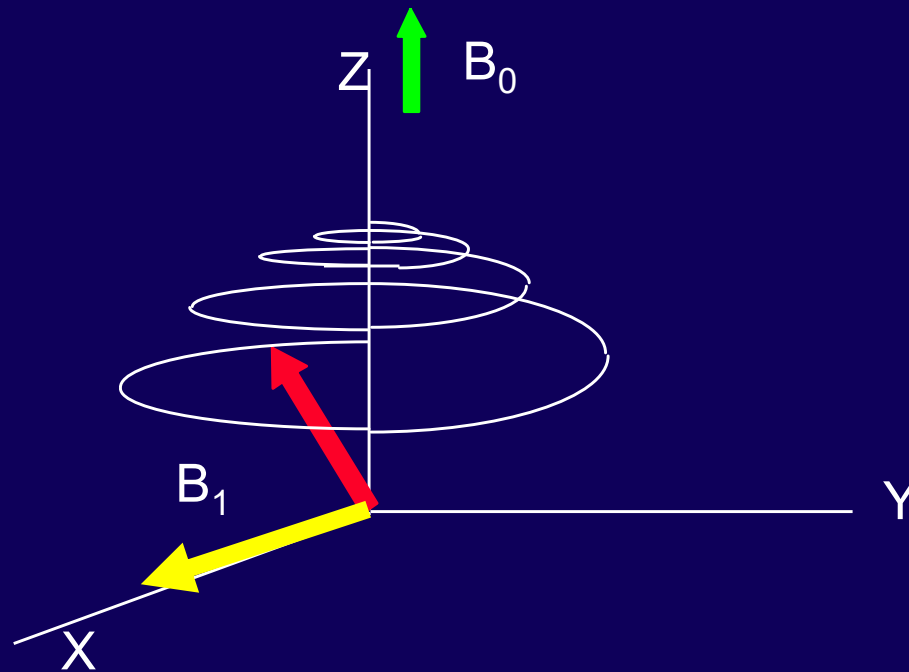
Παραγωγή MR σήματος

Διέγερση



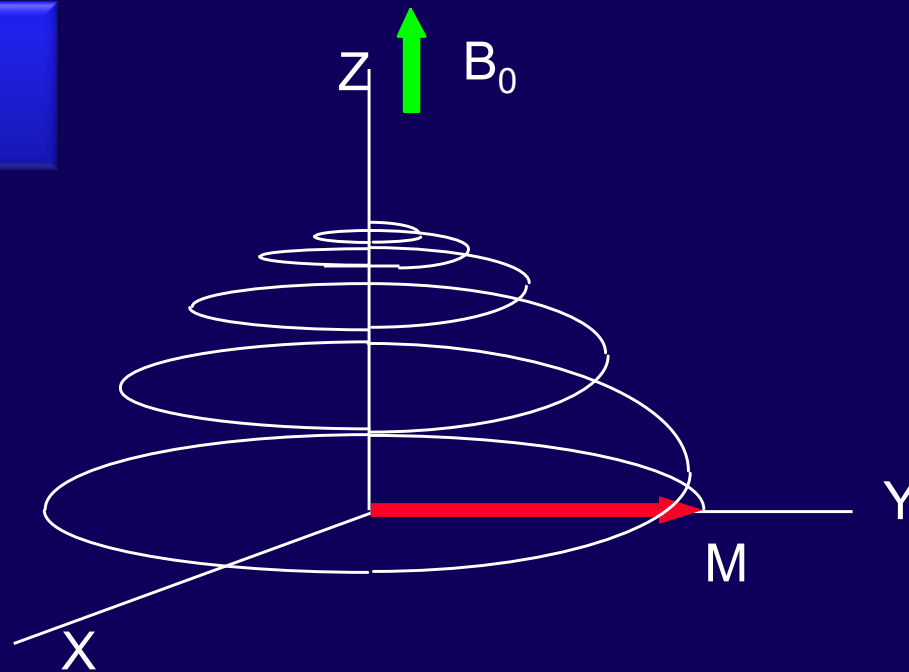
Παραγωγή MR σήματος

Διέγερση



Παραγωγή MR σήματος Διέγερση

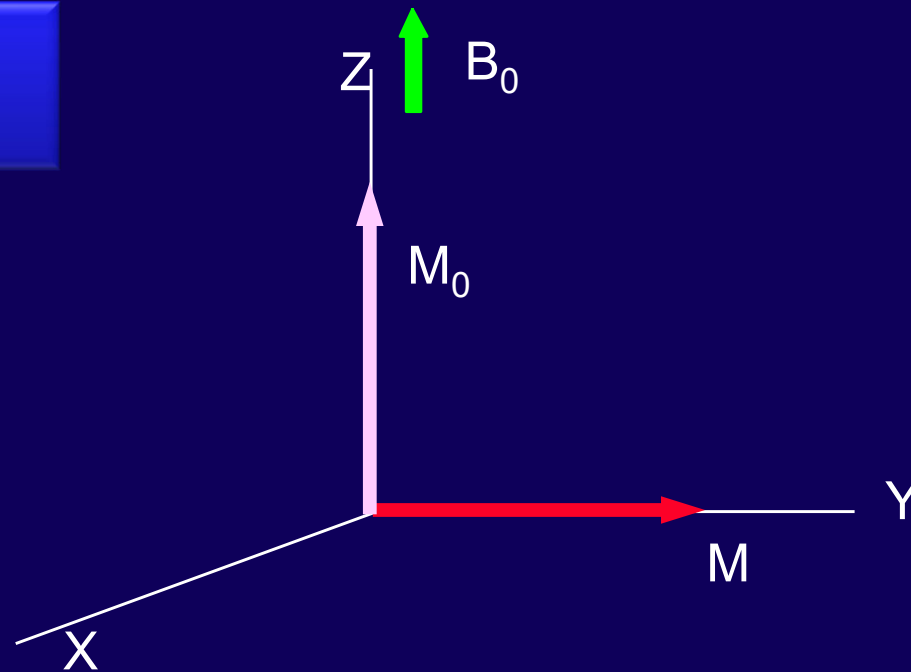
Παύση εφαρμογής
RF παλμού



Παραγωγή MR σήματος

Διέγερση

Παύση εφαρμογής
RF παλμού

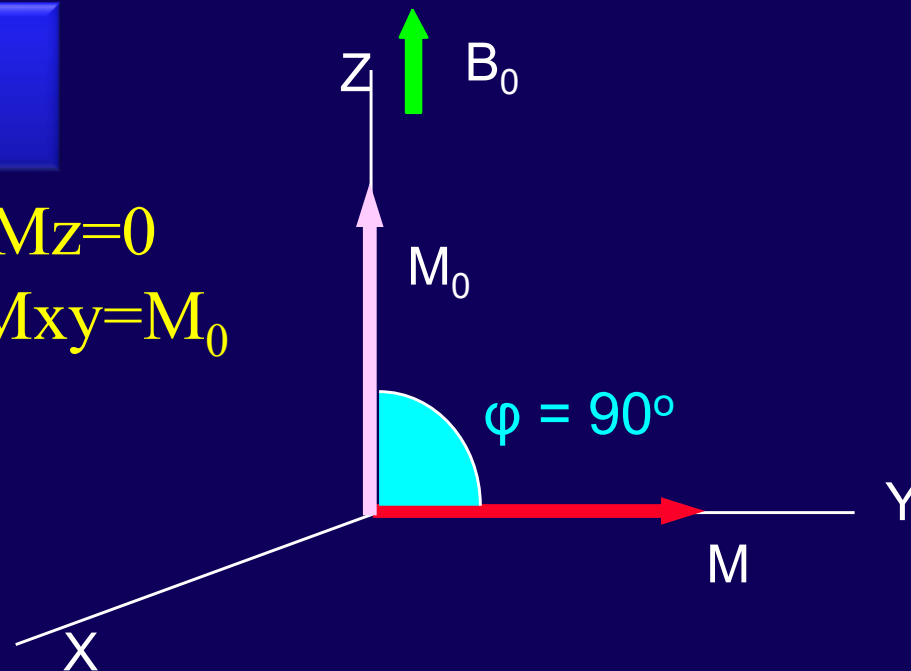


Η γωνία που σχηματίζει το M με την αρχική του θέση (M_0) ονομάζεται **γωνία νεύσης** (γωνία διέγερσης, flip angle) και η τιμή της εξαρτάται από την ένταση και τη χρονική διάρκεια εφαρμογής του B_1

Παραγωγή MR σήματος Διέγερση

Παύση εφαρμογής
RF παλμού 90°

- Διαμήκης μαγνήτιση, $M_z=0$
- Εγκάρσια μαγνήτιση $M_{xy}=M_0$



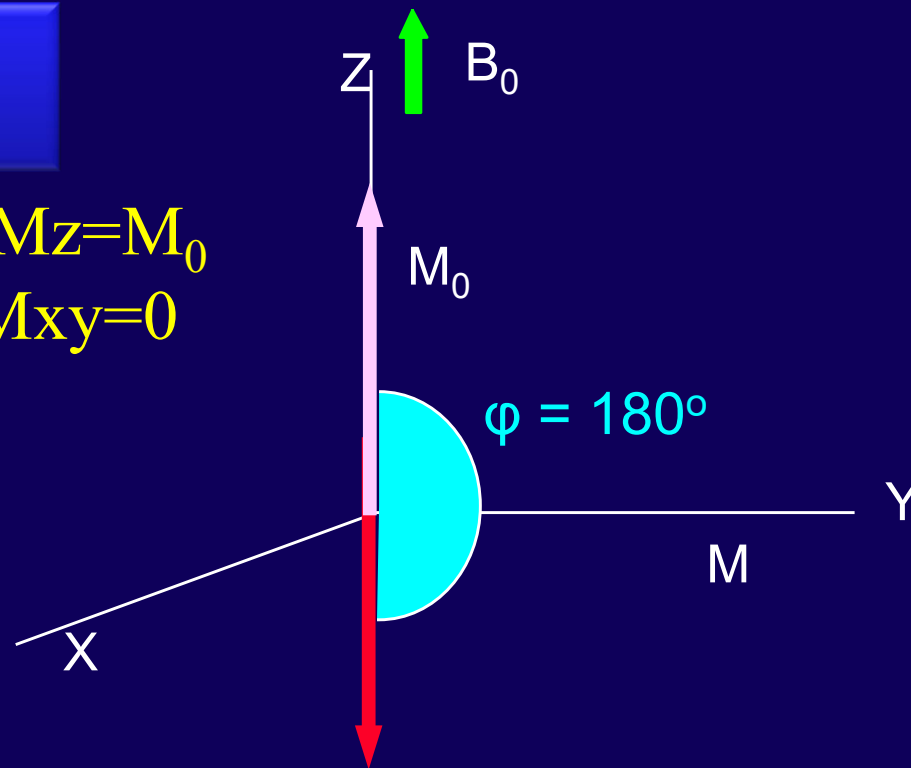
Η γωνία που σχηματίζει το M με την αρχική του θέση (M_0) ονομάζεται **γωνία νέυσης** (γωνία διέγερσης, flip angle) και η τιμή της εξαρτάται από την ένταση και τη χρονική διάρκεια εφαρμογής του B_1

Παραγωγή MR σήματος

Διέγερση

Παύση εφαρμογής
RF παλμού **180°**

- Διαμήκης μαγνήτιση, $M_z = M_0$
- Εγκάρσια μαγνήτιση $M_{xy} = 0$



Η γωνία που σχηματίζει το M με την αρχική του θέση (M_0) ονομάζεται **γωνία νέυσης** (γωνία διέγερσης, flip angle) και η τιμή της εξαρτάται από την ένταση και τη χρονική διάρκεια εφαρμογής του B_1

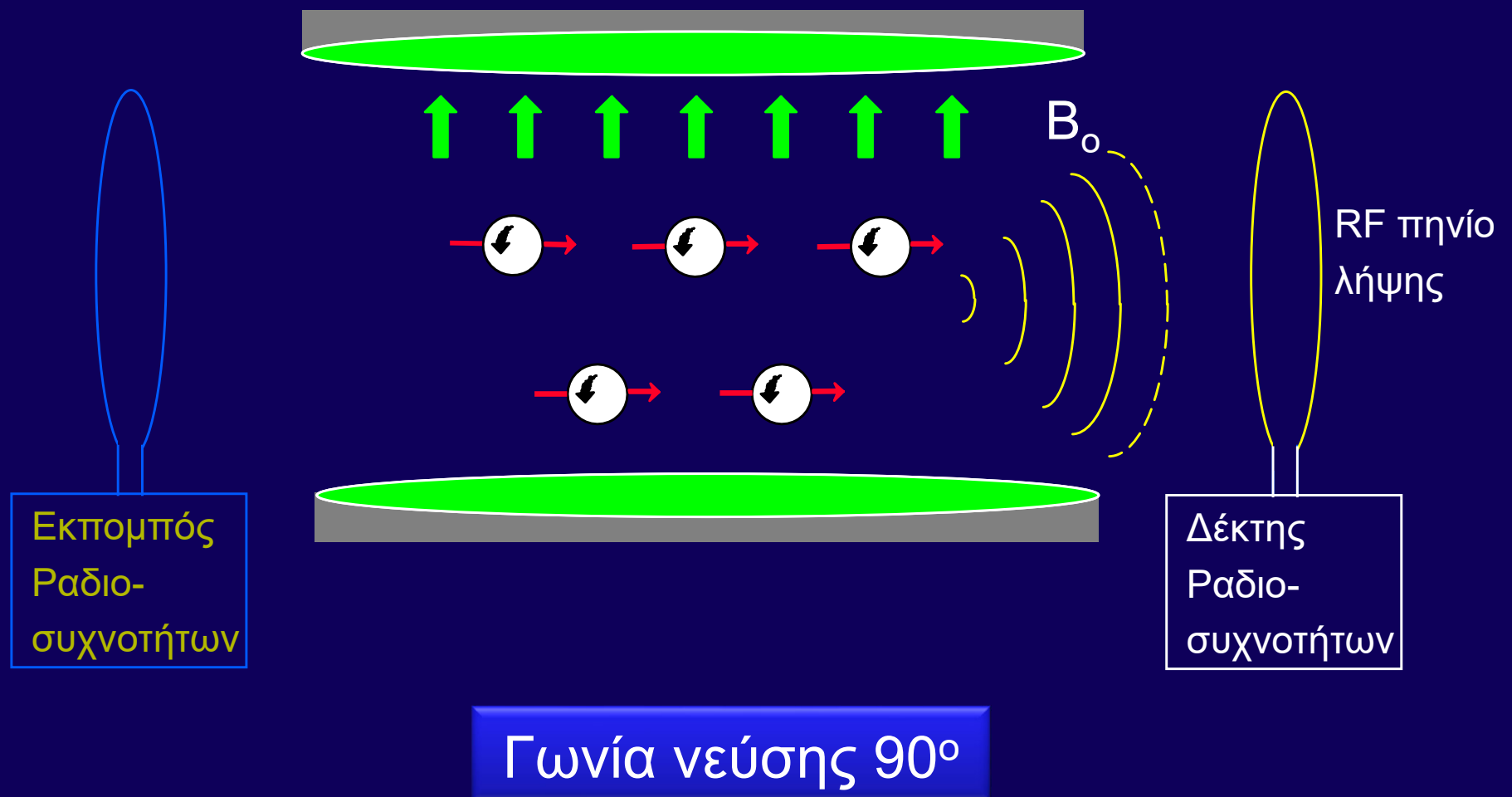
Παραγωγή MR σήματος

Η δημιουργία του σήματος MR περιλαμβάνει 2 βήματα:

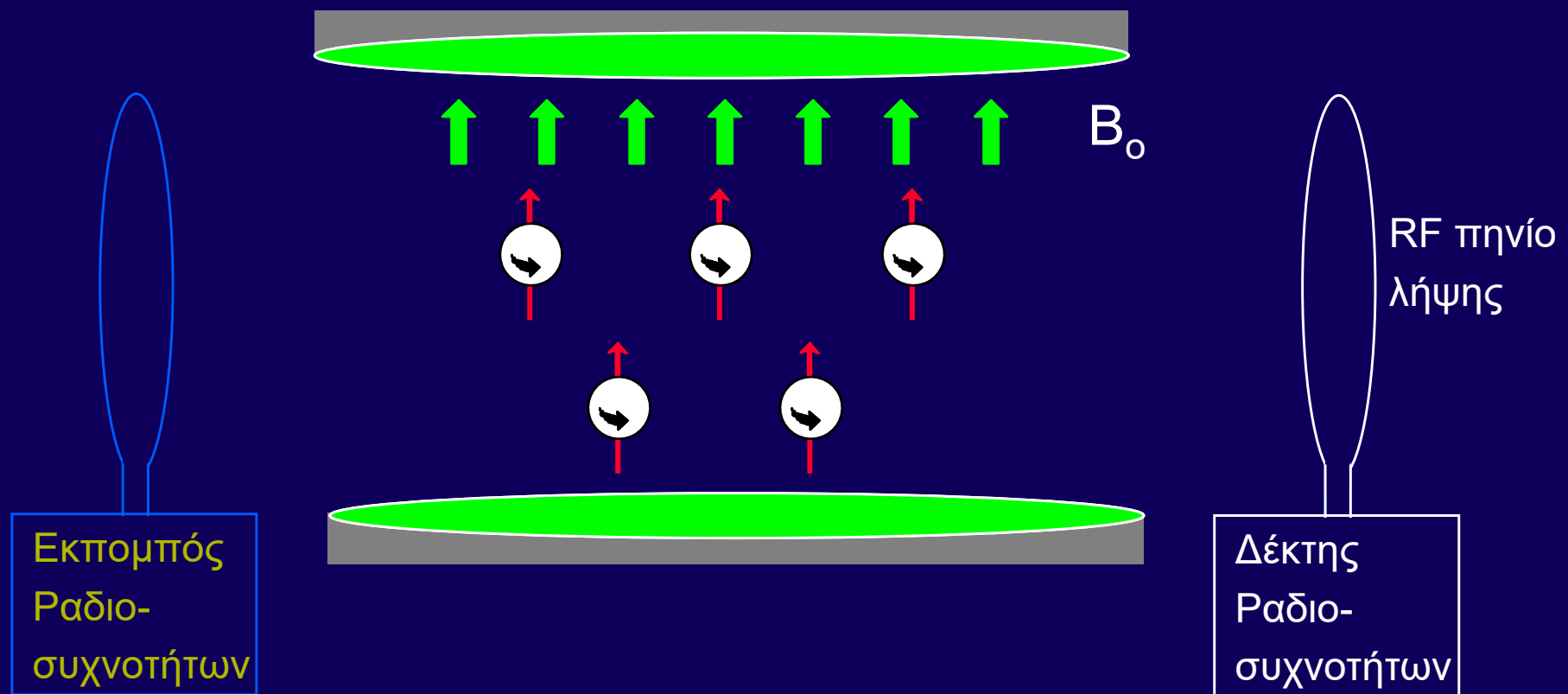
- Διέγερση
- Επαναφορά
(αποδιέγερση)



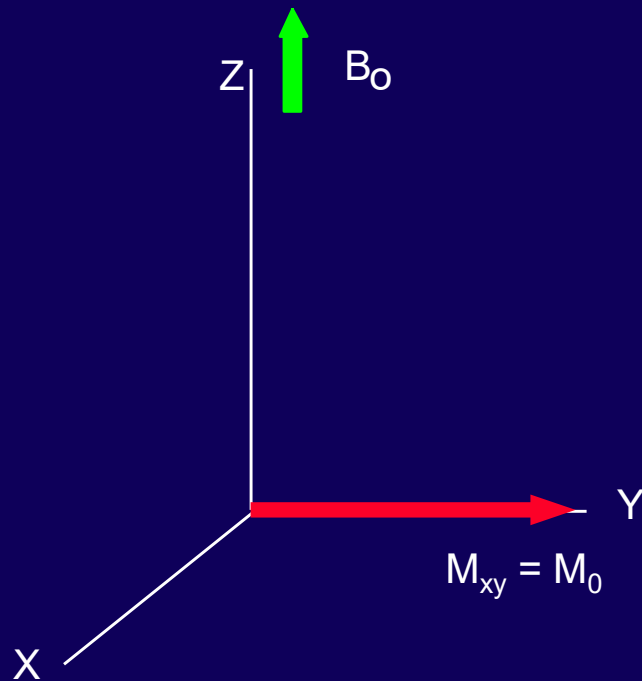
Παραγωγή MR σήματος Επαναφορά

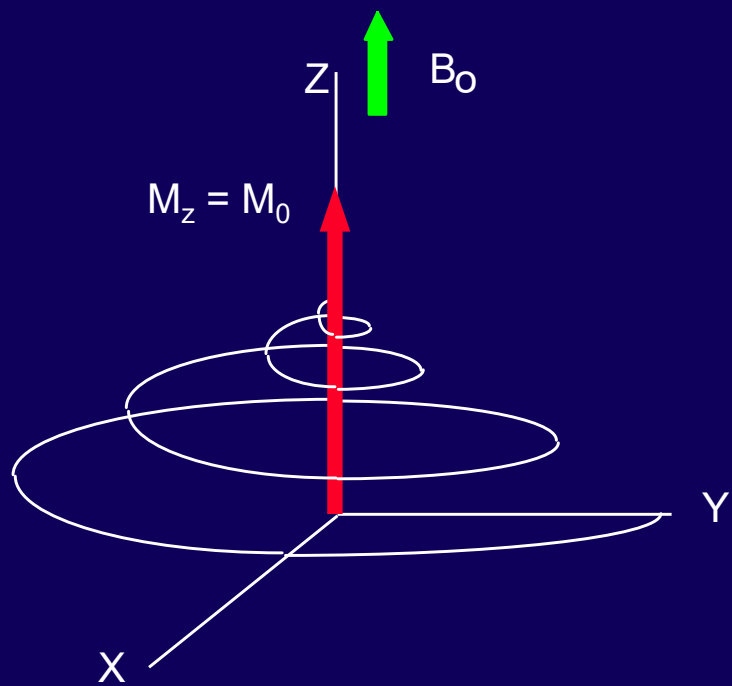


Παραγωγή MR σήματος Επαναφορά



Χαρακτηριστικά MR σήματος Επαναφορά

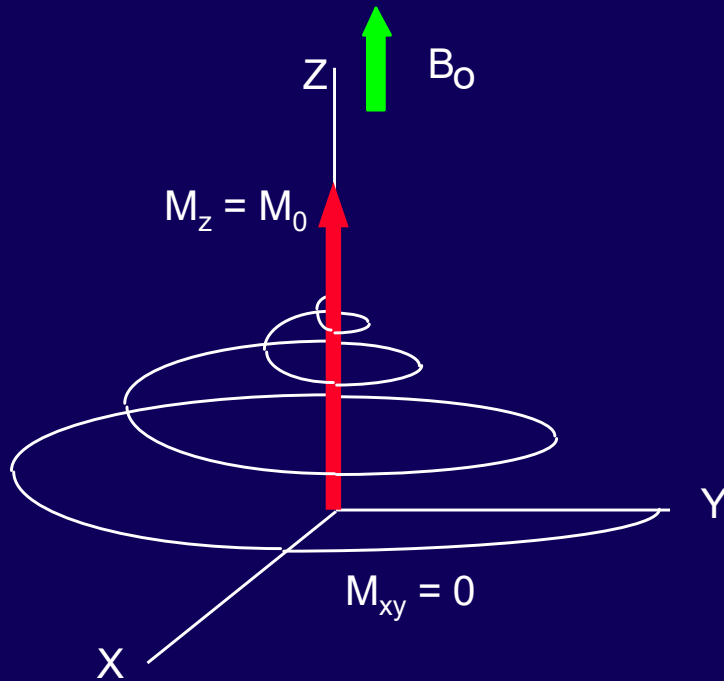




ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

- Από το φαινόμενο του ΠΜΣ στην ΑΜΣ
 - Δημιουργία MR σήματος
- Χρόνοι επαναφοράς (αποκατάστασης)
 - Σχηματισμός εικόνας
- Υλικά μέρη, βιολογικές επιδράσεις & ασφάλεια
 - Αντίθεση εικόνας
 - Εφαρμογές

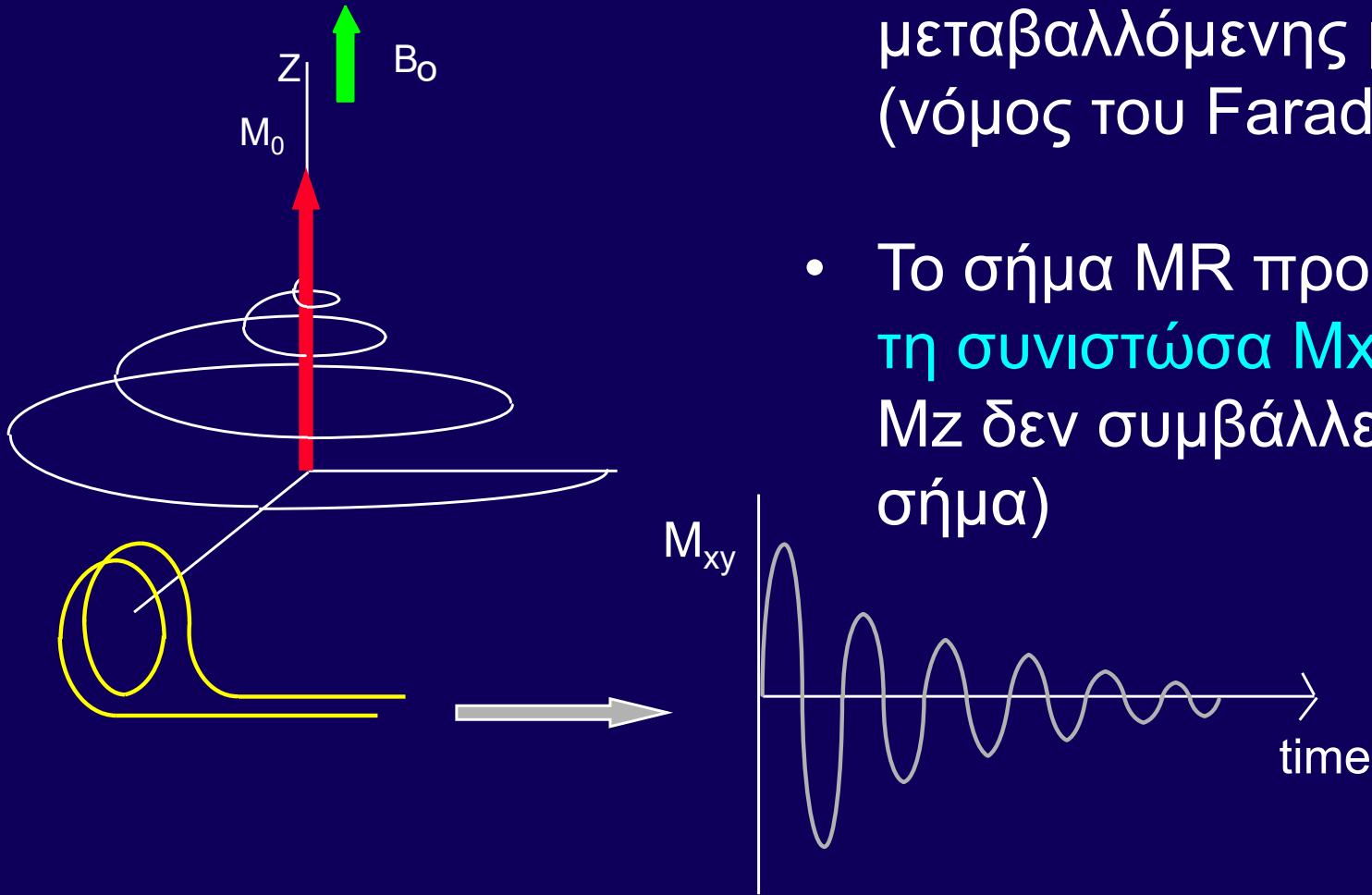
Δύο διαδικασίες Επαναφοράς (ή Αποκατάστασης ή Χαλάρωσης)



- Επαναφορά T2
 - Εγκάρσια επαναφορά (στο επίπεδο xy)
 - M_{xy} από M_0 σε 0 (απόσβεση)
- Επαναφορά T1
 - Διαμήκης επαναφορά (κατά τον z άξονα)
 - M_z από 0 σε M_0 (ανάκτηση)

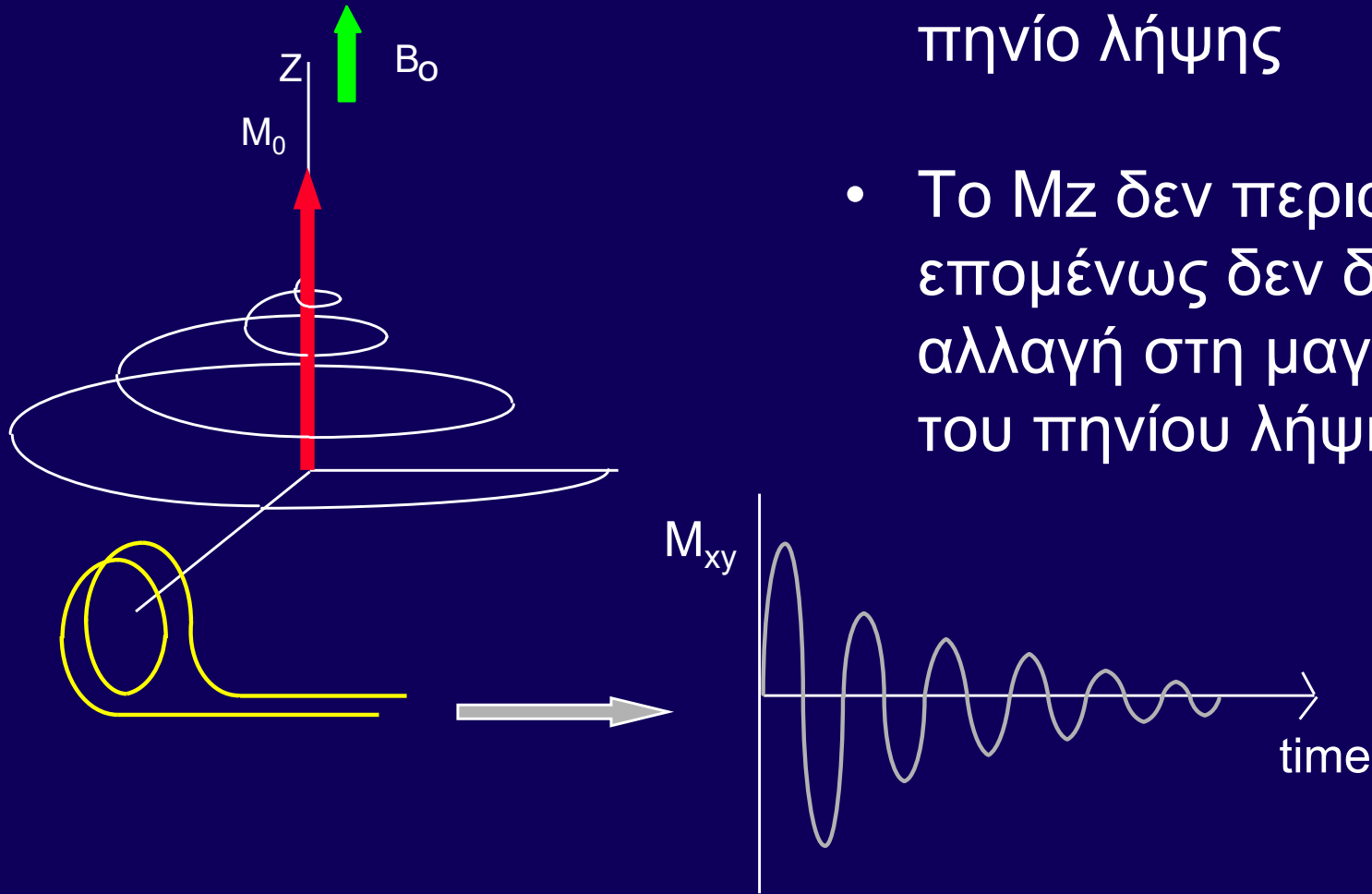
Χαρακτηριστικά MR σήματος

- Το μετρούμενο σήμα MR δεν είναι τίποτα άλλο παρά επαγόμενο ρεύμα στο πηνίο λήψης λόγω μεταβαλλόμενης μαγνητικής ροής (νόμος του Faraday)
- Το σήμα MR προέρχεται **μόνο από τη συνιστώσα M_{xy}** (η συνιστώσα M_z δεν συμβάλλει στο μετρούμενο σήμα)

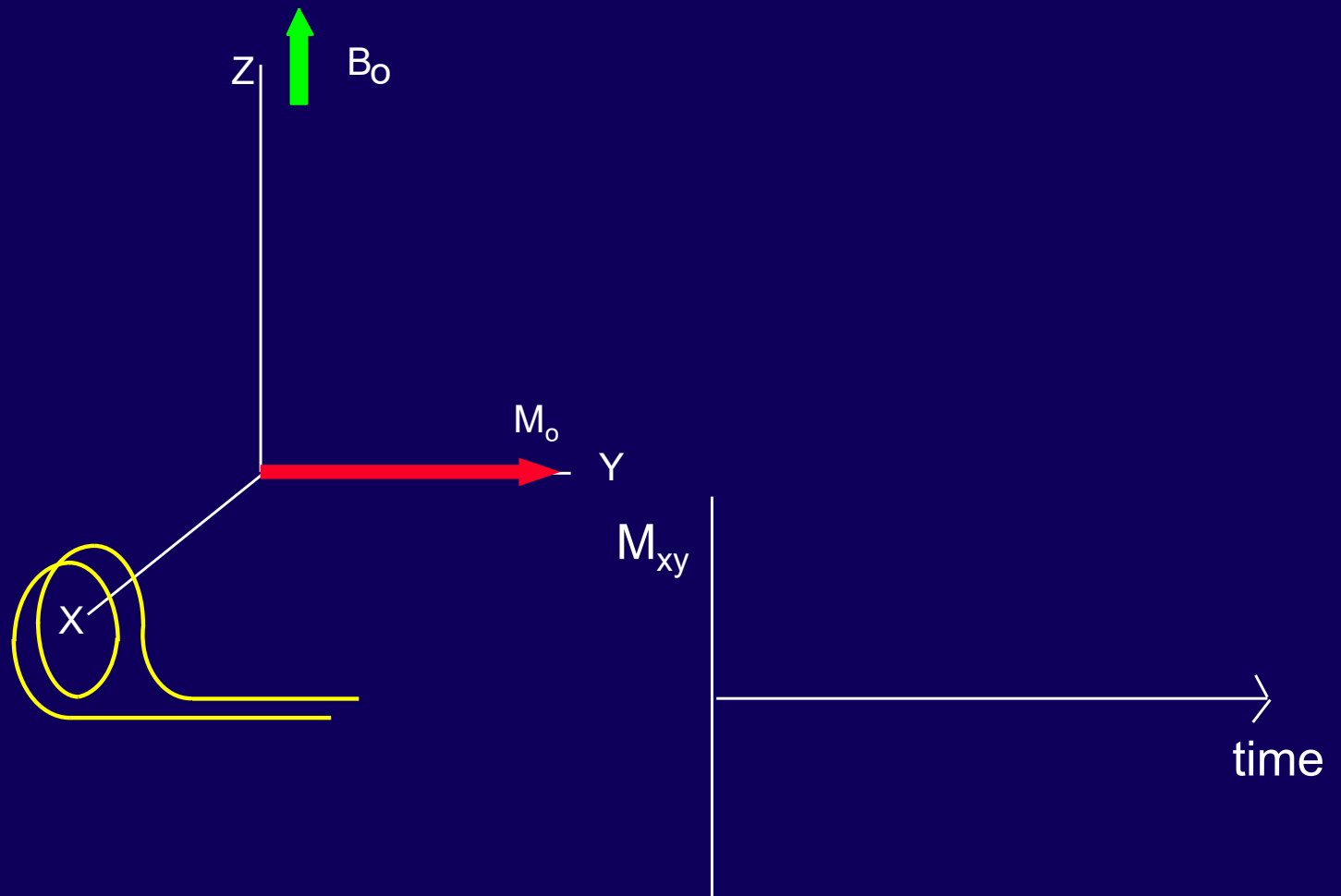


Χαρακτηριστικά MR σήματος

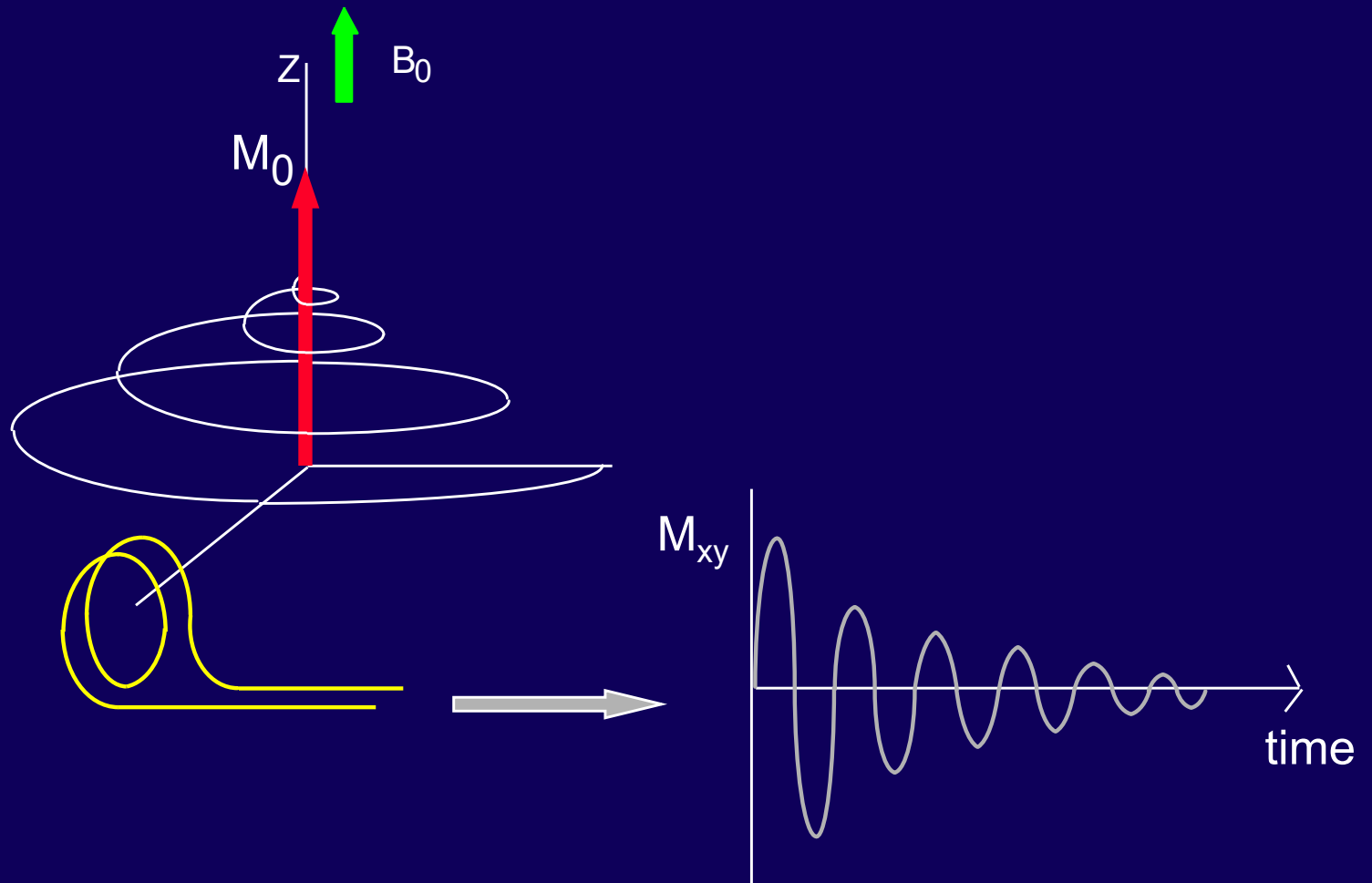
- Το M_{xy} είναι χρονοεξαρτώμενο (δηλ. περιστρέφεται γύρω από το z) και, συνεπώς, επάγει ρεύμα στο πηνίο λήψης
- Το M_z δεν περιστρέφεται, επομένως δεν δύναται να επάγει αλλαγή στη μαγνητική ροή εντός του πηνίου λήψης



Εγκάρσια (T2) επαναφορά: Απόσβεση της M_{xy} συνιστώσας



Εγκάρσια (T2) επαναφορά: Απόσβεση της M_{xy} συνιστώσας



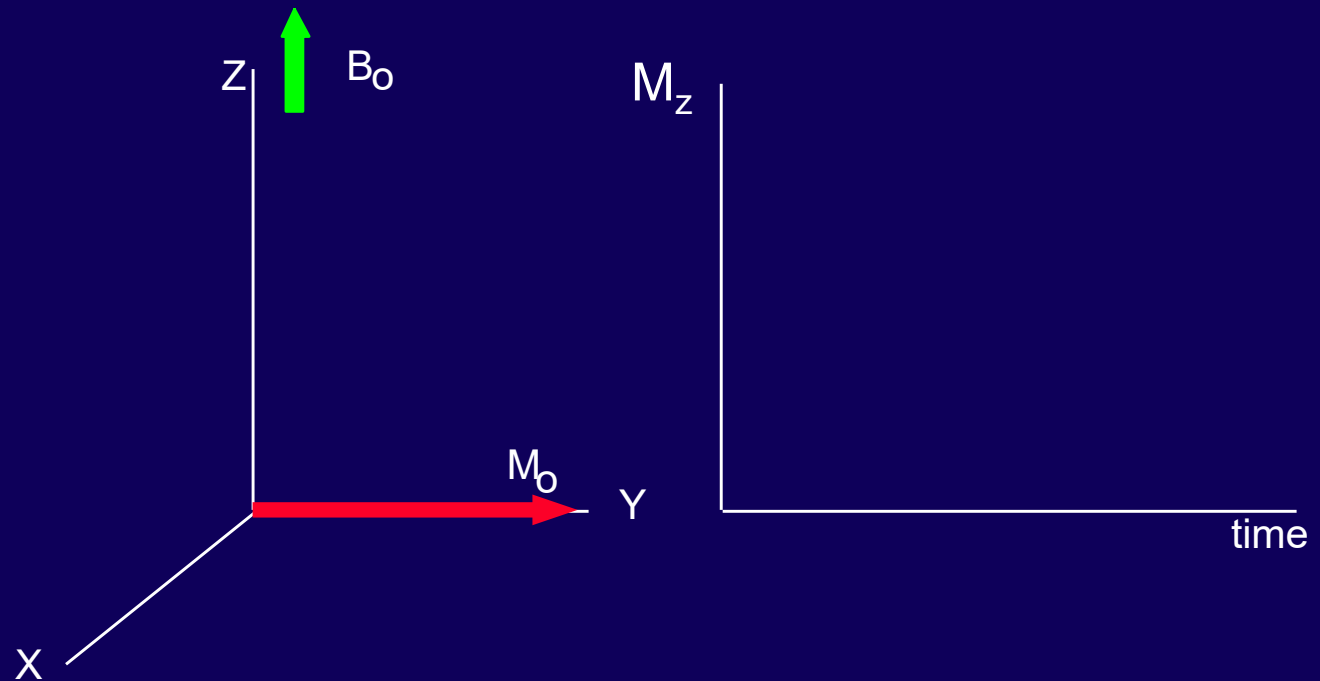
Χρόνος Επαναφοράς T2:

Η χρονική σταθερά στην απόσβεση του M_{xy}

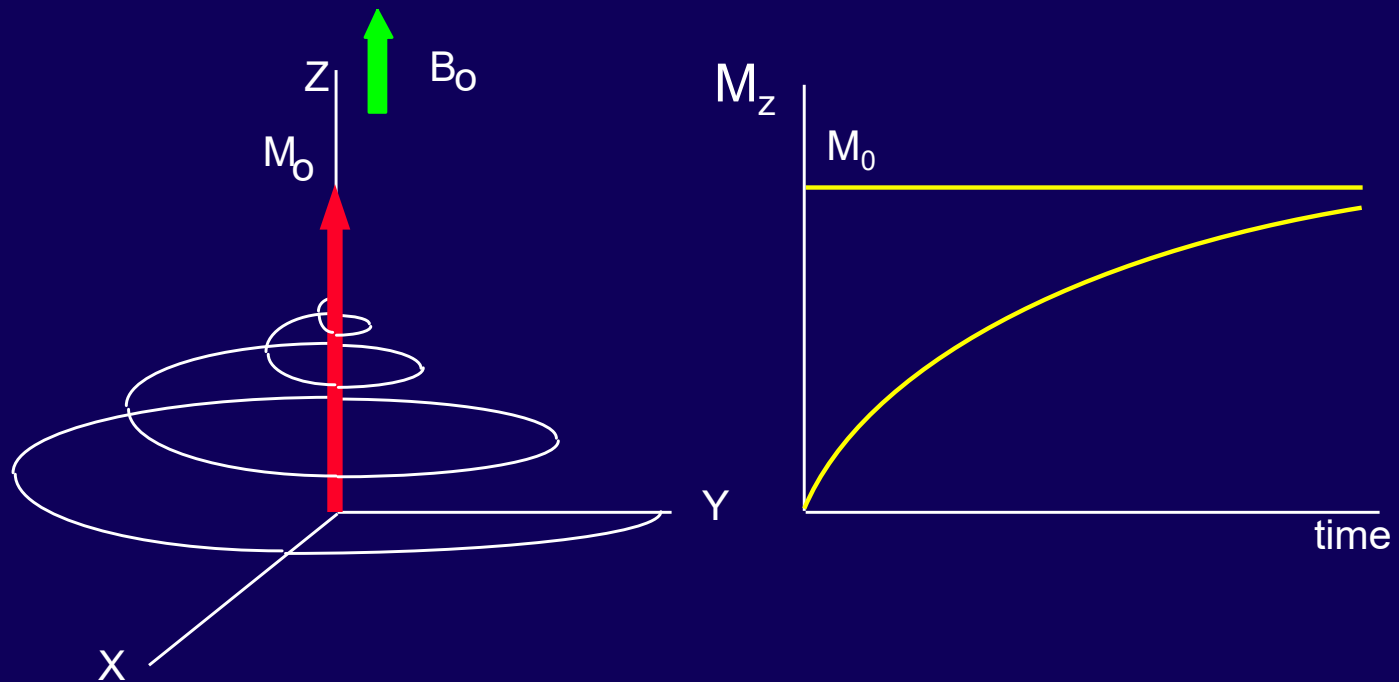


T2 είναι ο χρόνος που απαιτείται για να μειωθεί η εγκάρσια μαγνήτιση, M_{xy} , στο 37% ($1/e$) της αρχικής της τιμής

Διαμήκης (T1) επαναφορά: Ανάκτηση του M_z



Διαμήκης (T1) επαναφορά: Ανάκτηση του M_z

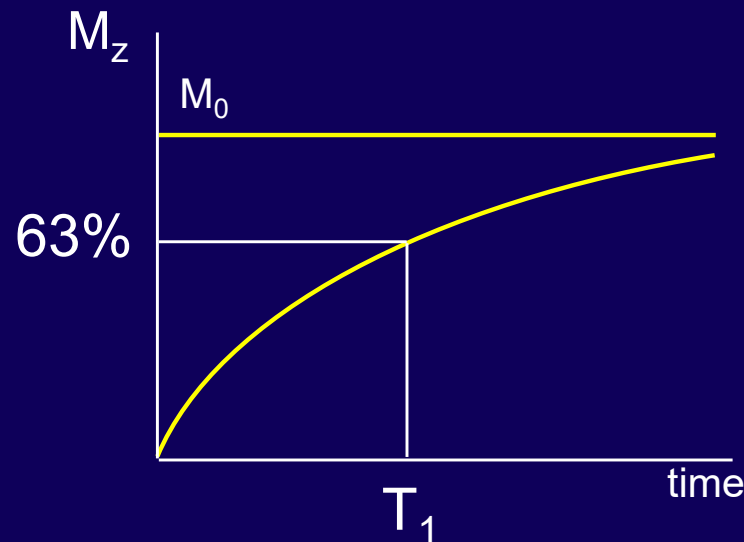
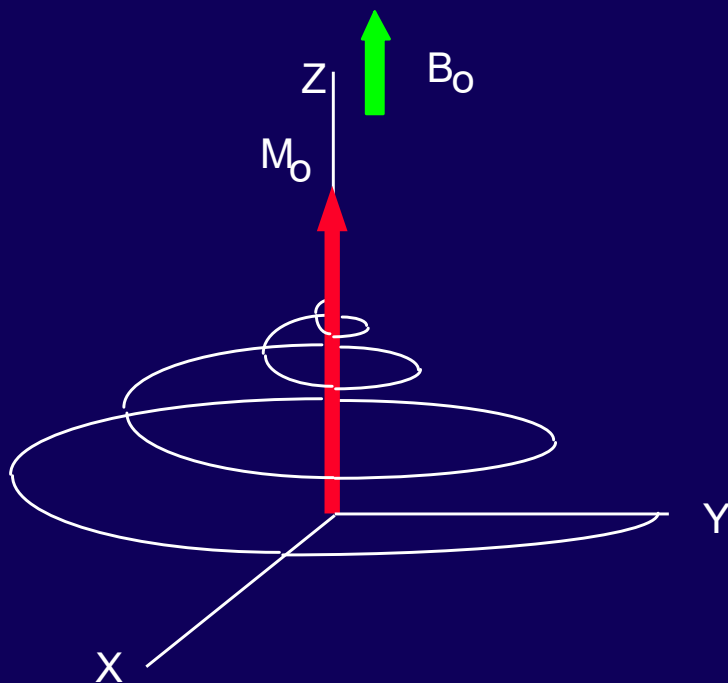


Χρόνος Επαναφοράς T1:

Η χρονική σταθερά στην ανάκτηση του Mz

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

(εκθετική καμπύλη ανάπτυξης)



T1 είναι ο χρόνος που απαιτείται για τη διαμήκη μαγνήτιση, M_z , να ανακτήσει το 63% της μέγιστης τιμής της, M_0

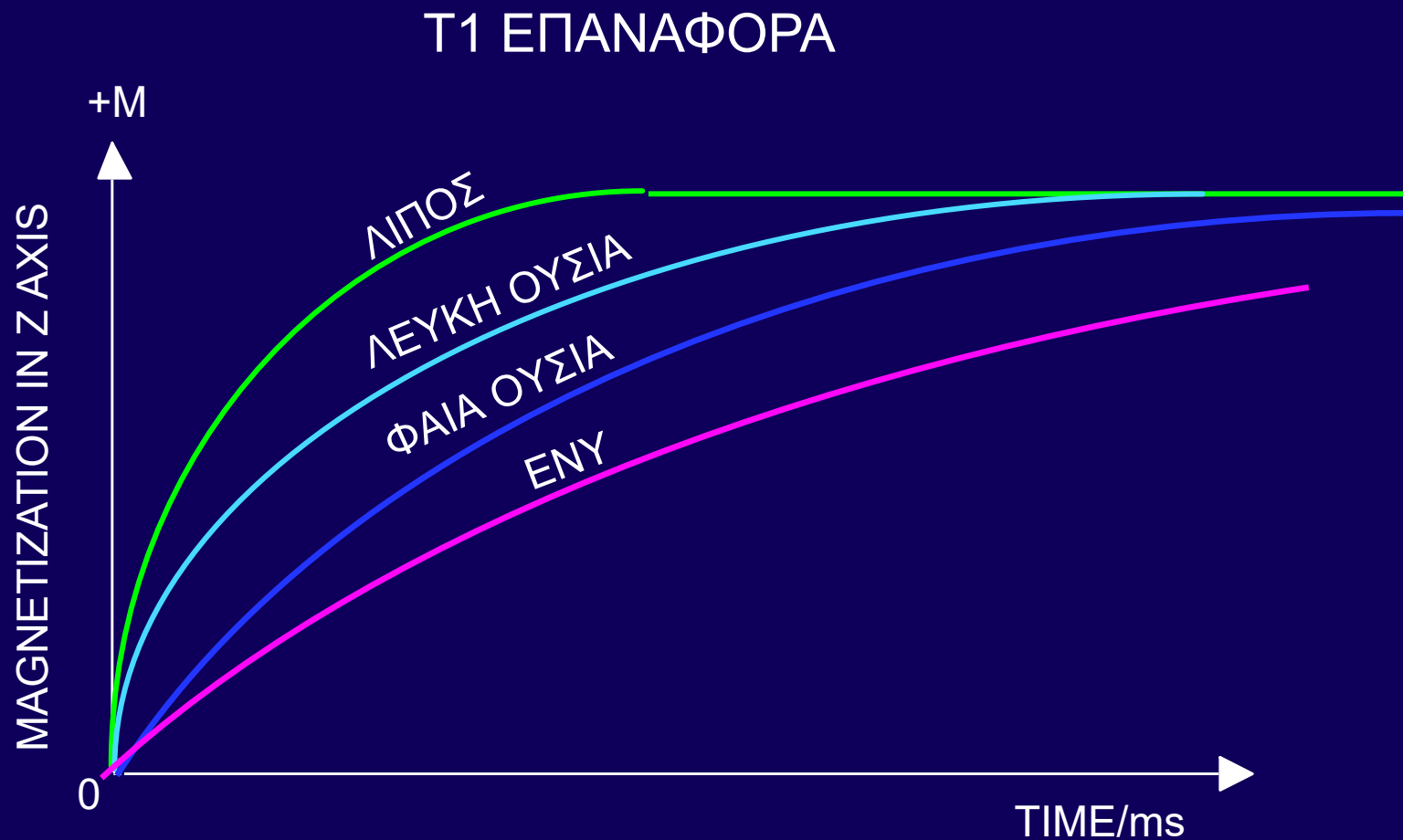
Φαινόμενα Επαναφοράς

- T1 Επαναφορά (T1 relaxation): απώλεια ενέργειας μέσω αλληλεπίδρασης των πρωτονίων με το γειτονικό μοριακό περιβάλλον (spin-lattice relaxation)
- T2 Επαναφορά (T2 relaxation): απώλεια συμφασικότητας μεταξύ των διπόλων (αύξηση εντροπίας συστήματος μέσω αλληλεπιδράσεων spin-spin)

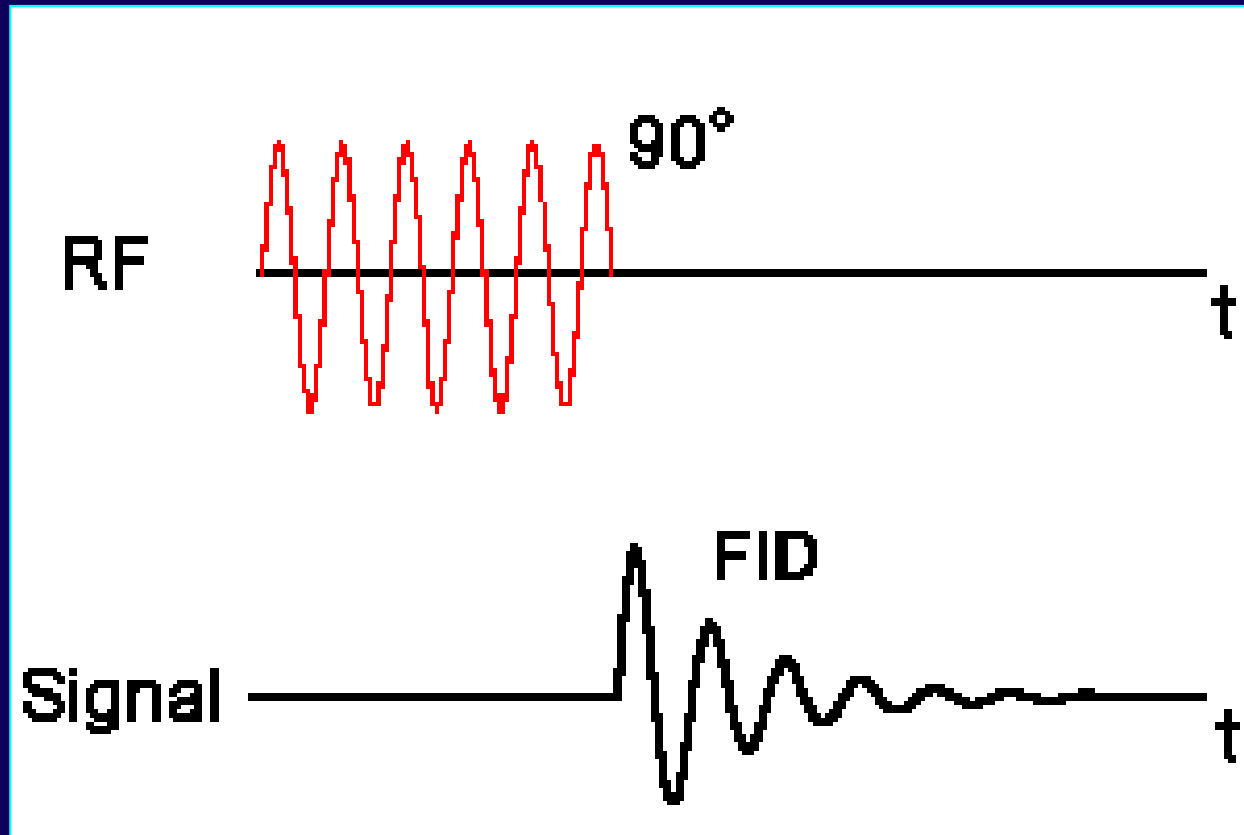
Οι χρόνοι T1 και T2 είναι διακριτοί
για ένα ομοιογενές δείγμα

Χαρακτηριστικά MR σήματος

Χρόνος διαμήκους επαναφοράς T1

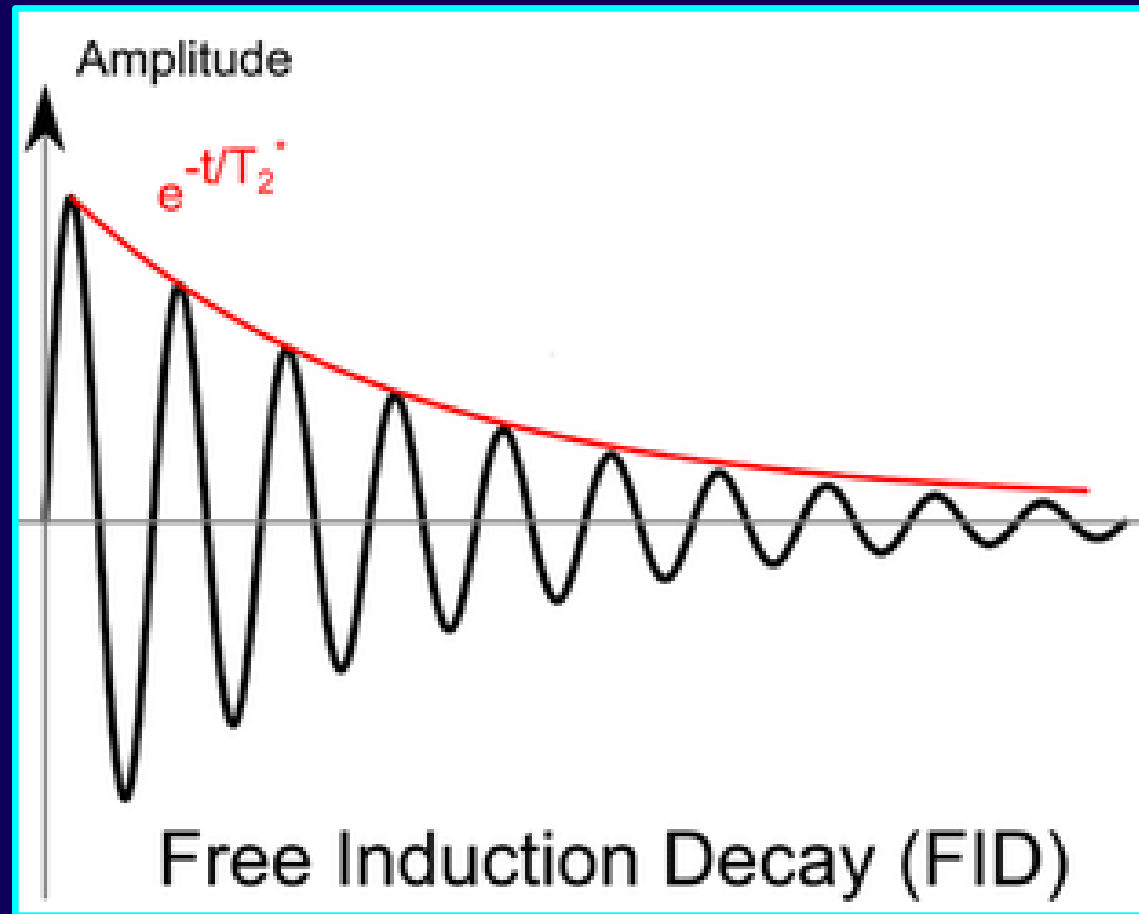


Free induction decay (FID)/Free induction signal (FIS) Σήμα ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης



Το σήμα ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης είναι το σήμα που επάγεται **αμέσως μετά** τον παλμό διέγερσης (RF)
(δηλαδή, η μαγνήτιση στο επίπεδο xy την οποία μετράμε)

Free induction decay (FID)/Free induction signal (FIS) Σήμα ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης



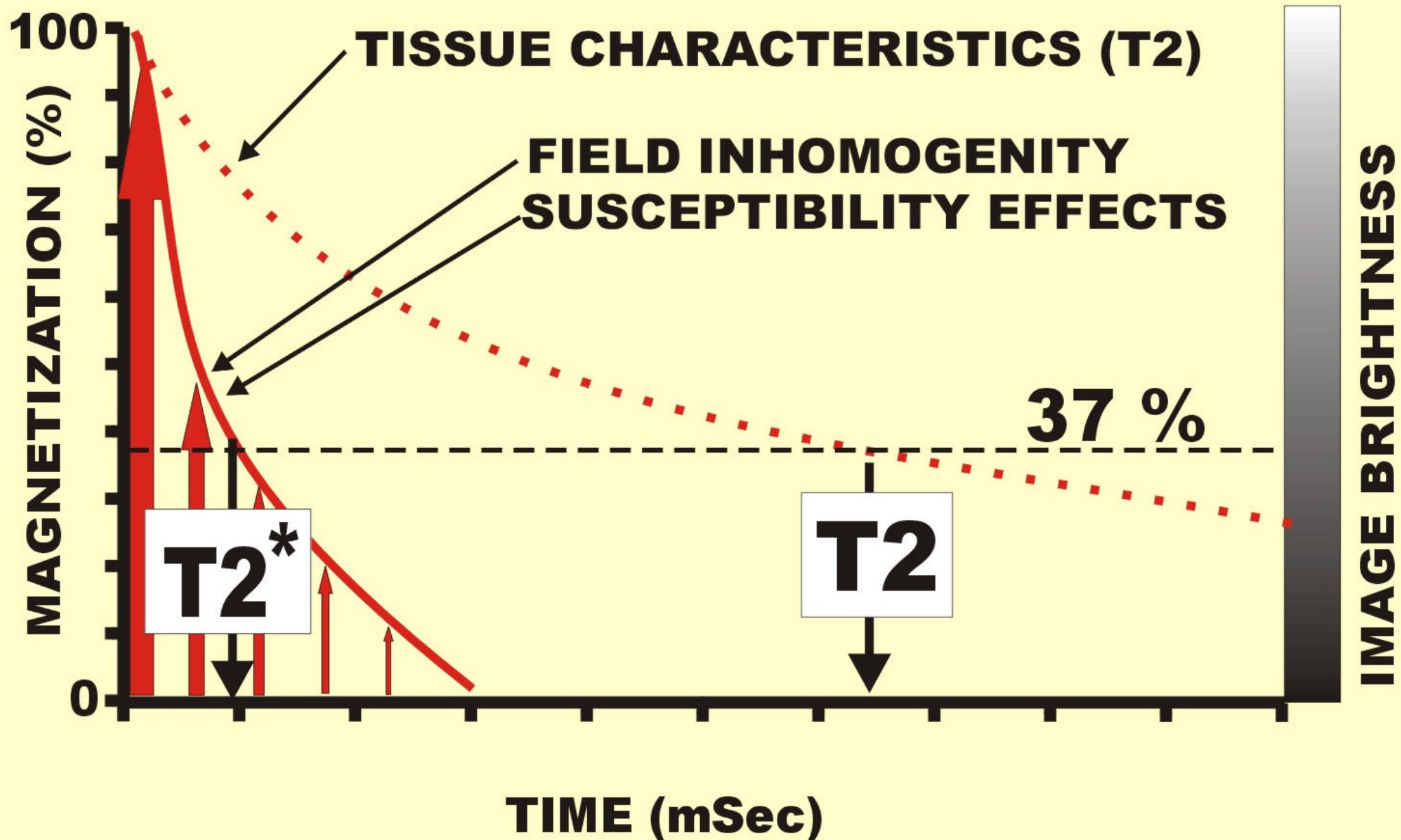
Το σήμα ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης μειώνεται εκθετικά με σταθερά χρόνου ίση με T_2^*

Ανομοιογένειες και T2*

- **Μικρές ανομοιογένειες** στο τοπικό μαγνητικό πεδίο (δηλ. στην περιοχή που καταλαμβάνει το δείγμα) οδηγούν σε **αναστρέψιμη** απώλεια συμφασικότητας των μαγνητικών ροπών, που προσομοιάζει **την μη αναστρέψιμη** απώλεια συμφασικότητας λόγω της **επαναφοράς T2** (η οποία οφείλεται στην αλληλεπίδραση μεταξύ των πυρήνων)
- Εάν το **ΔH_0** δηλώνει το μέγεθος της διακύμανσης του τοπικού μαγνητικού πεδίου, τότε το T2* συνδέεται με το T2 σύμφωνα με τη σχέση:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \Delta H_0$$

Γραφική συσχέτιση μεταξύ $T2^*$ και $T2$



ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

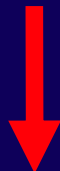
- Από το φαινόμενο του ΠΜΣ στην ΑΜΣ
 - Δημιουργία MR σήματος
- Χρόνοι επαναφοράς (αποκατάστασης)
 - Σχηματισμός εικόνας
- Υλικά μέρη, βιολογικές επιδράσεις & ασφάλεια
 - Αντίθεση εικόνας
 - Εφαρμογές

Σχηματισμός Εικόνας

Εικόνα = πληροφορία της χωρικής κατανομής των ιστών



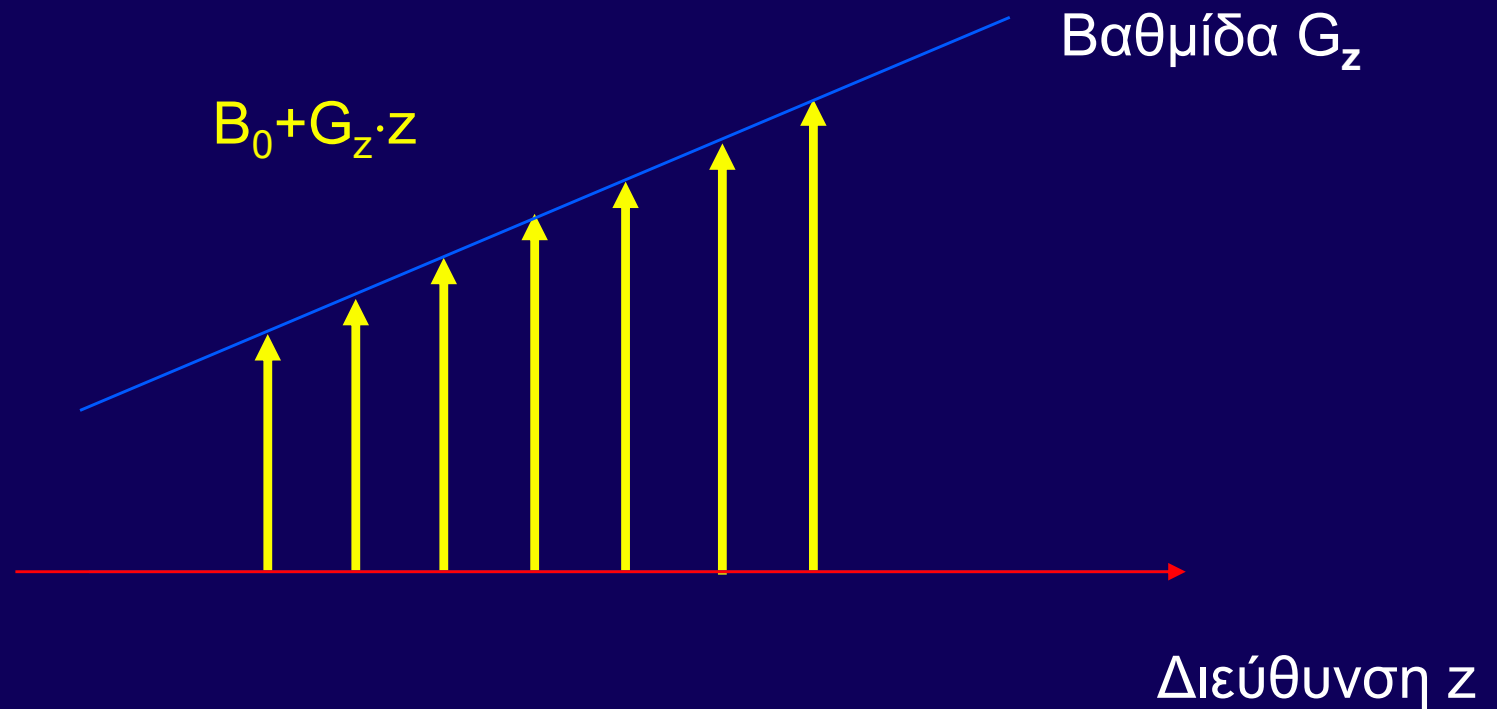
Ανάγκη χωρικής κωδικοποίησης του λαμβανόμενου σήματος



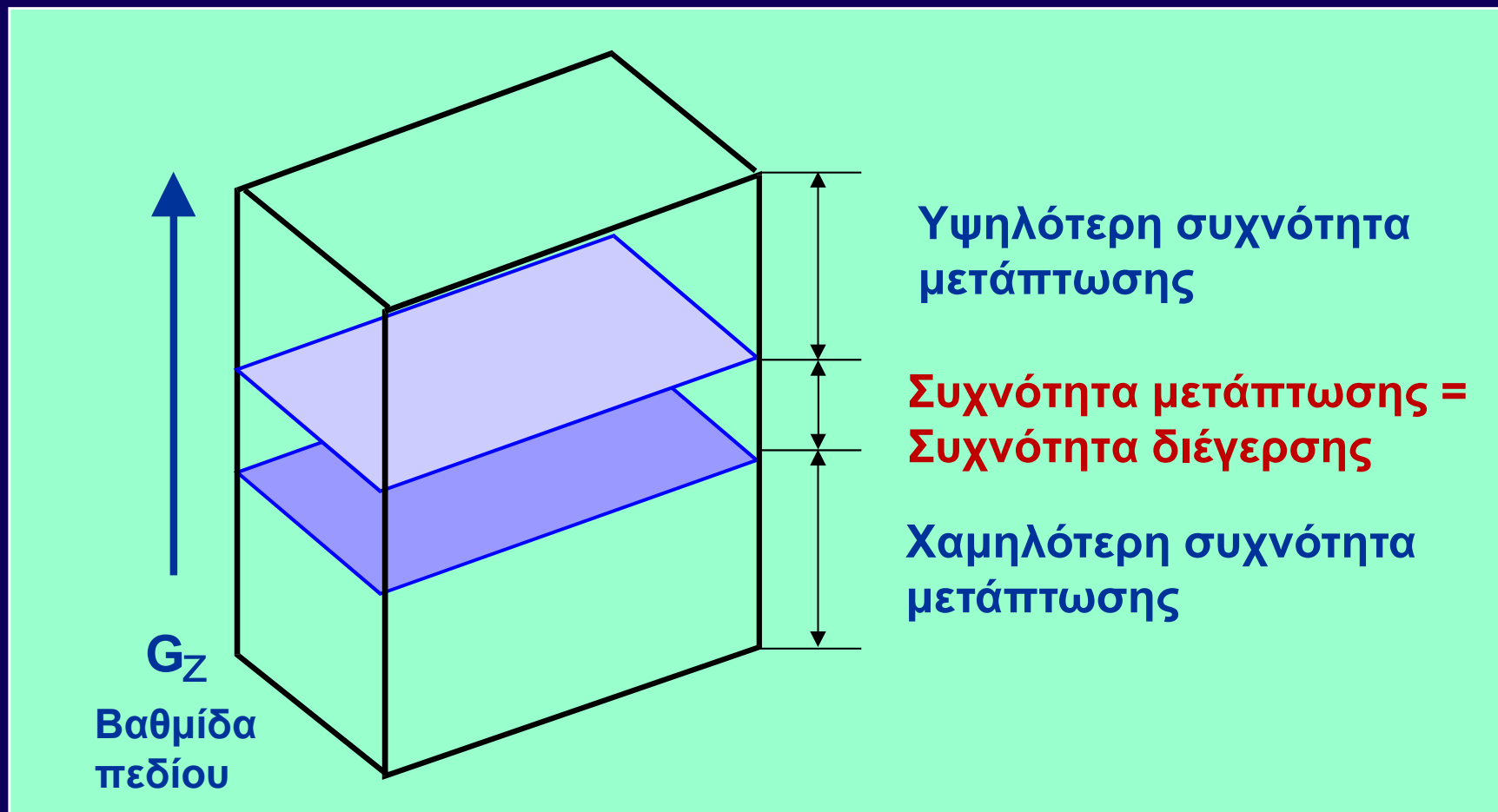
Επίτευξη με τη χρήση βαθμίδων πεδίου (field gradients)

Βαθμίδα πεδίου (field gradient)

Η γραμμική μεταβολή του στατικού μαγνητικού πεδίου κατά μια διεύθυνση



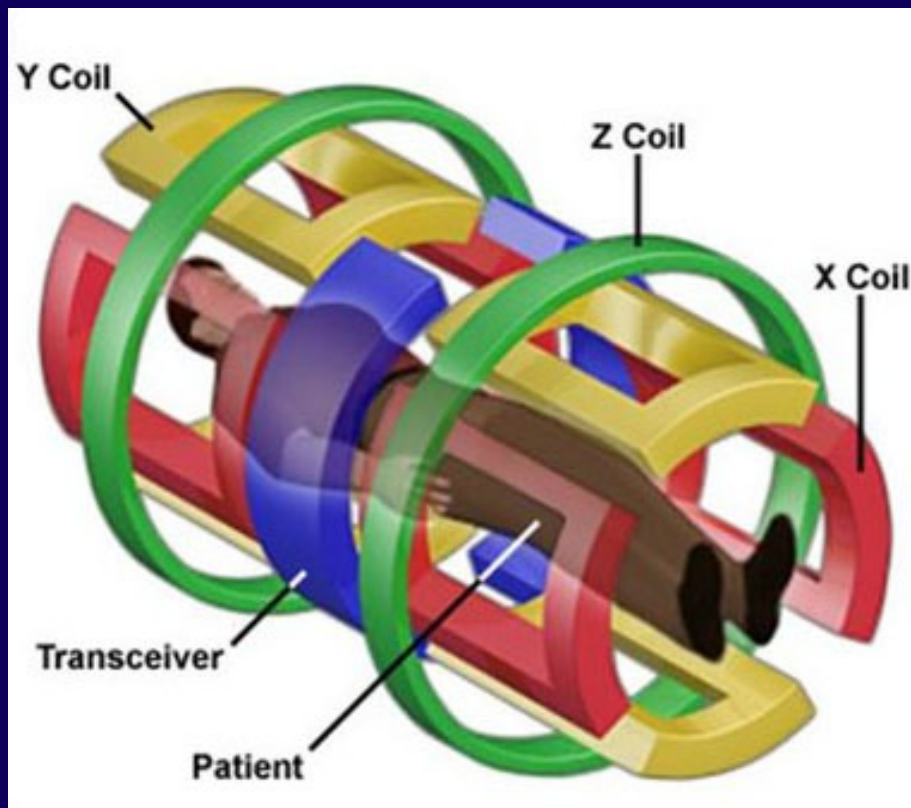
Επίδραση βαθμίδας πεδίου: Χωρική βαθμίδωση συχνότητας Larmor



Ο παλμός διέγερσης διεγείρει μόνο τους πυρήνες μιας τομής που μεταπίπτουν στη σωστή συχνότητα: Μόνο αυτοί «αντιλαμβάνονται» τον παλμό και μόνο αυτοί «ανταποκρίνονται» για να παράγουν το σήμα MR

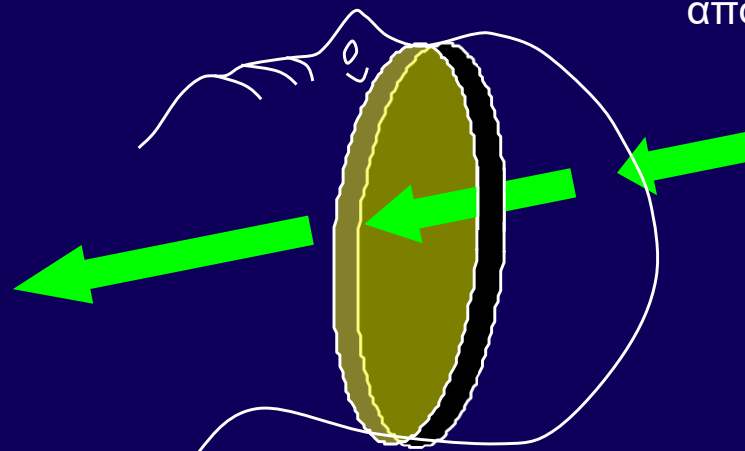
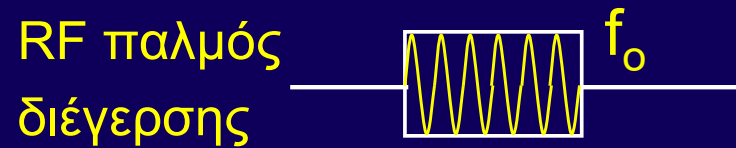
Σύστημα βαθμίδων πεδίου

Τρεις βαθμίδες πεδίου σε ισάριθμες κατευθύνσεις στο χώρο:
X, Y και Z field gradients



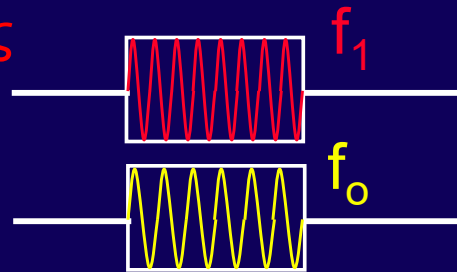
- 1η βαθμίδα: επιλογή τομής
- 2η βαθμίδα: κωδικοποίηση συχνότητας
- 3η βαθμίδα: κωδικοποίηση φάσης

Επιλογή θέσης τομής



Επιλογή θέσης τομής

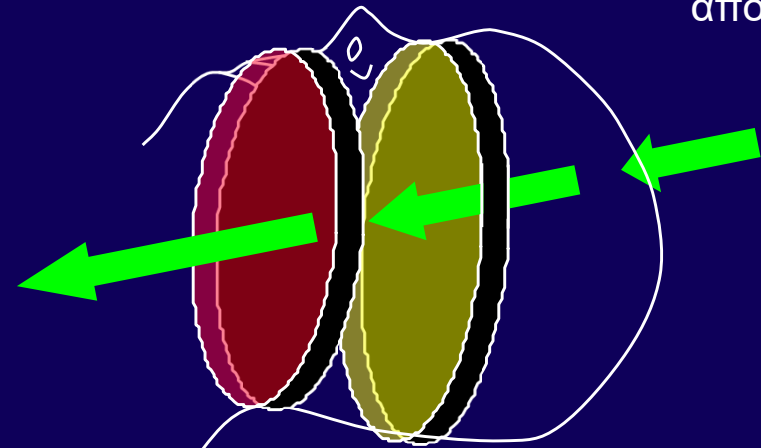
RF παλμός
διέγερσης



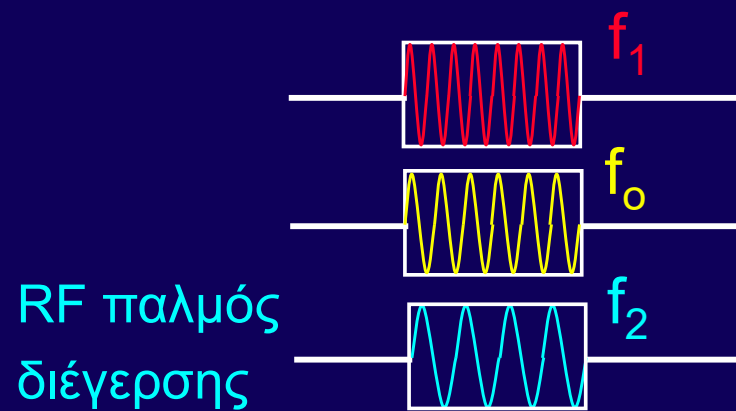
$$f \sim B$$



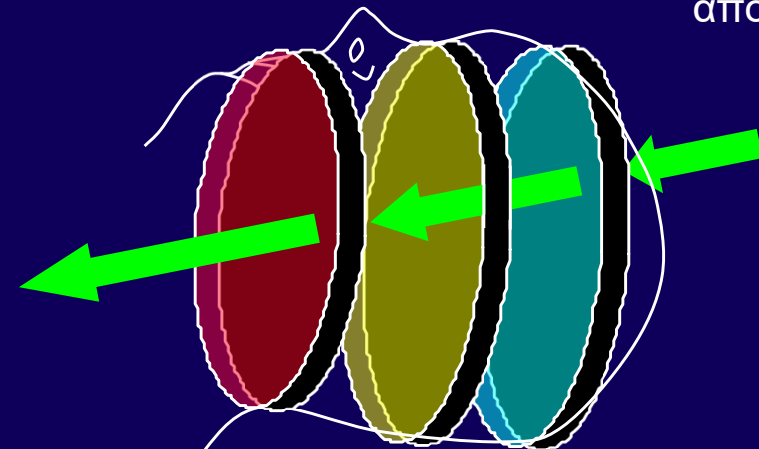
Βαθμίδα πεδίου
επιλογής τομής



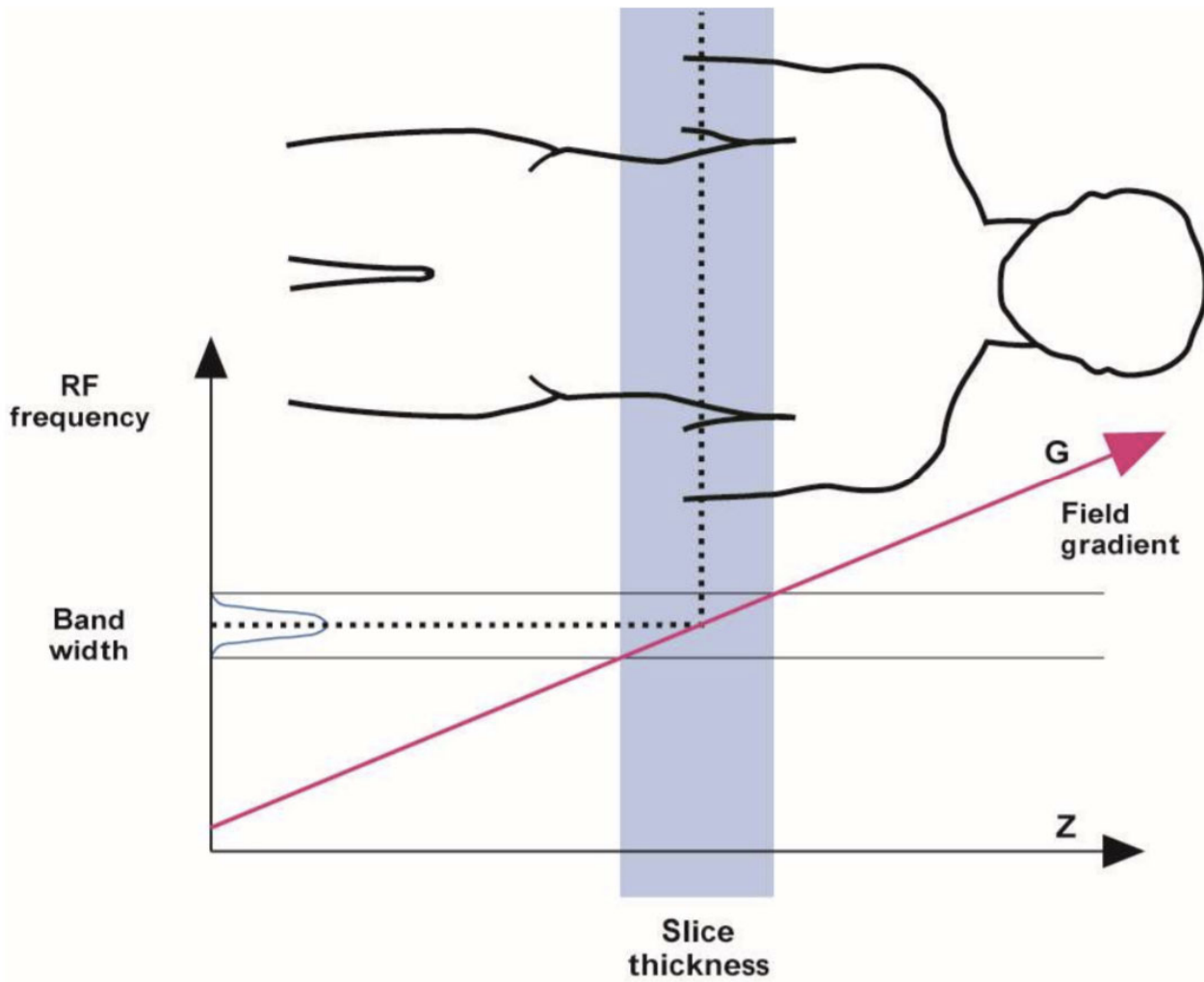
Επιλογή θέσης τομής



Βαθμίδα πεδίου
επιλογής τομής



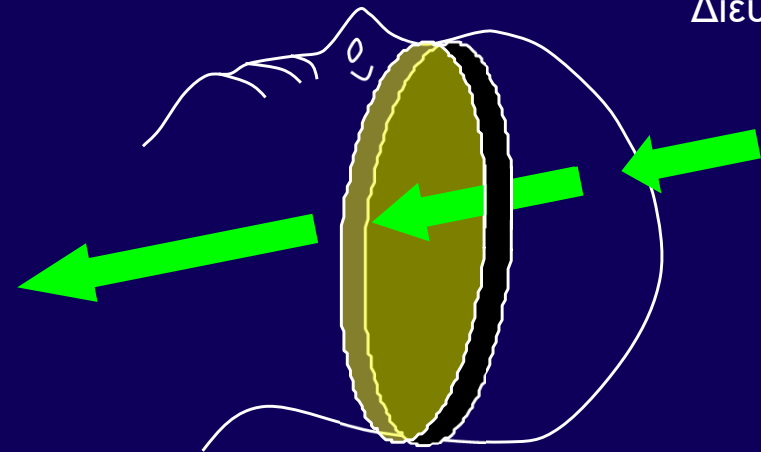
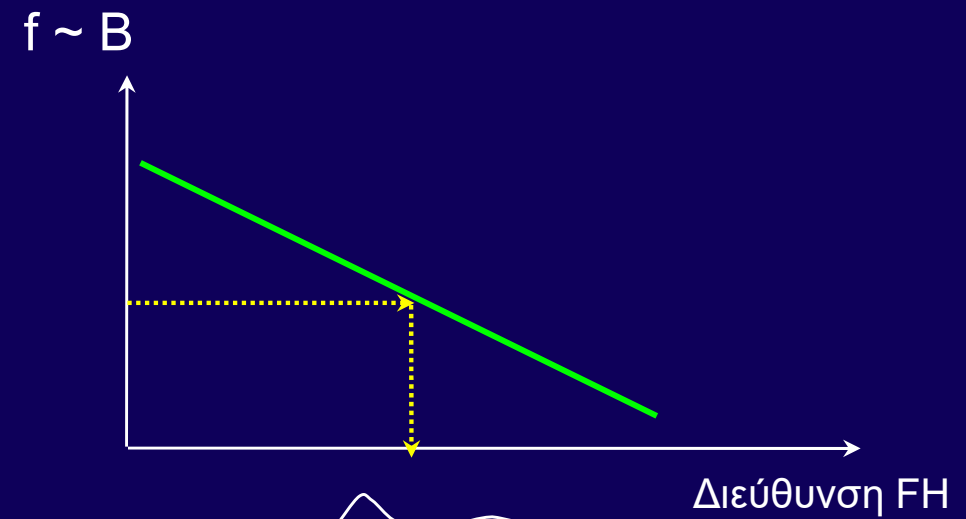
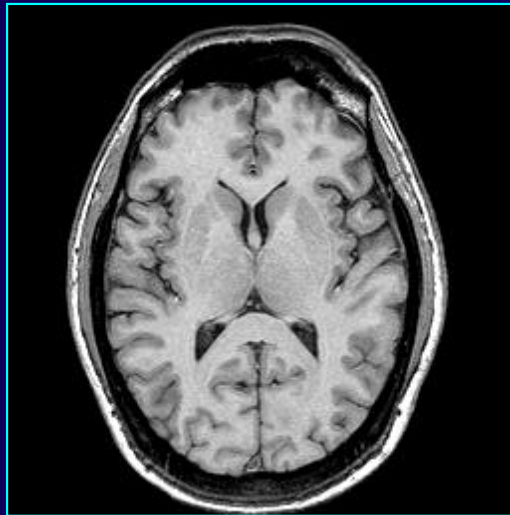
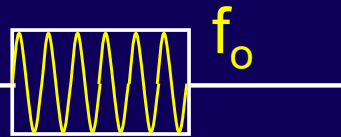
Επιλογή θέσης τομής



Η κεντρική συχνότητα καθορίζει τη θέση (κέντρο) της τομής, ενώ το εύρος ζώνης συχνοτήτων καθορίζει το πάχος της

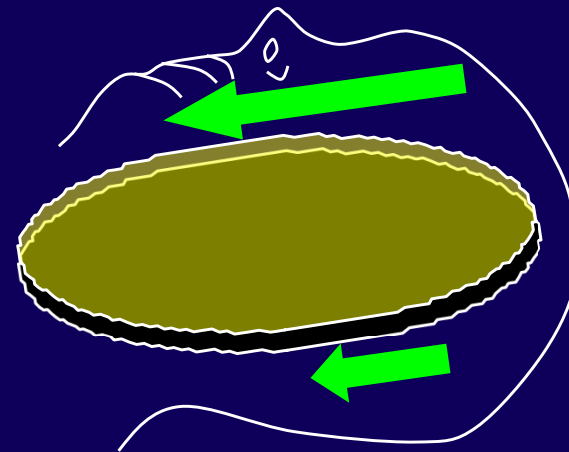
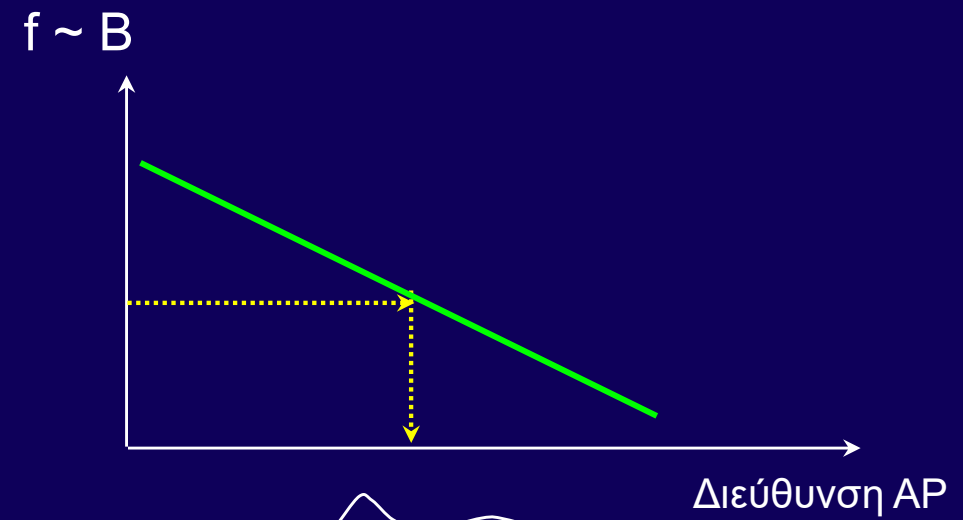
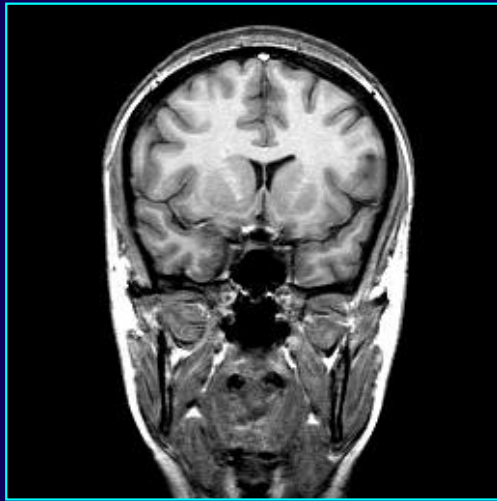
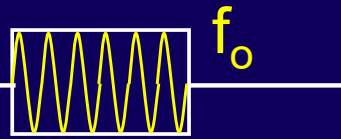
Προσανατολισμός τομής

RF παλμός
διέγερσης



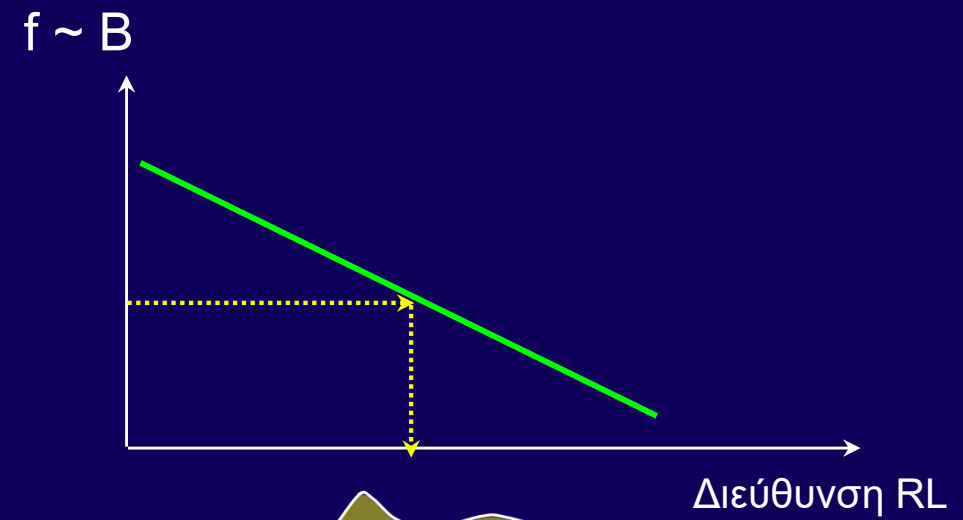
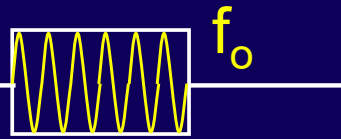
Προσανατολισμός τομής

RF παλμός
διέγερσης

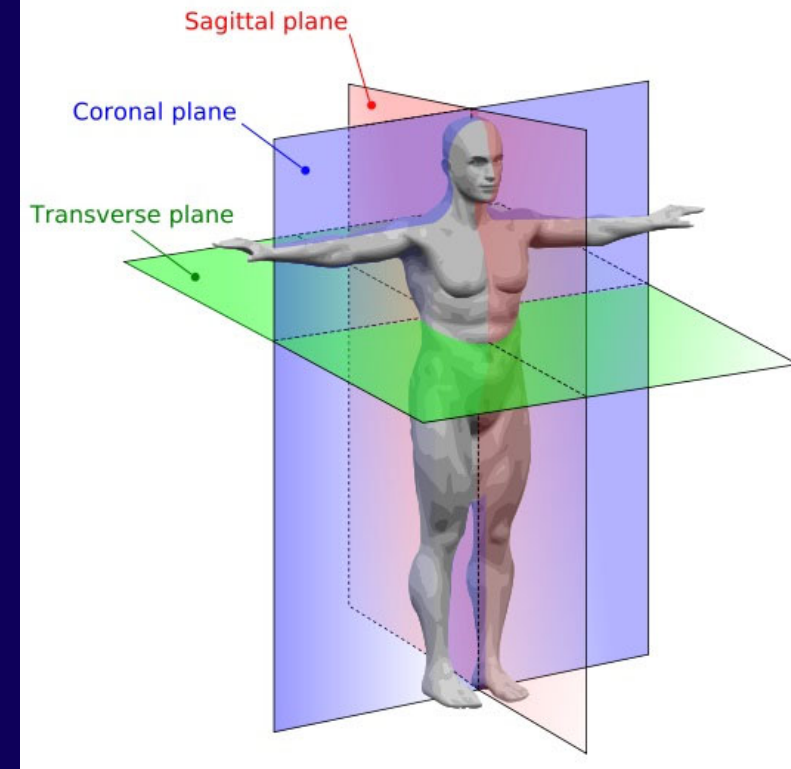
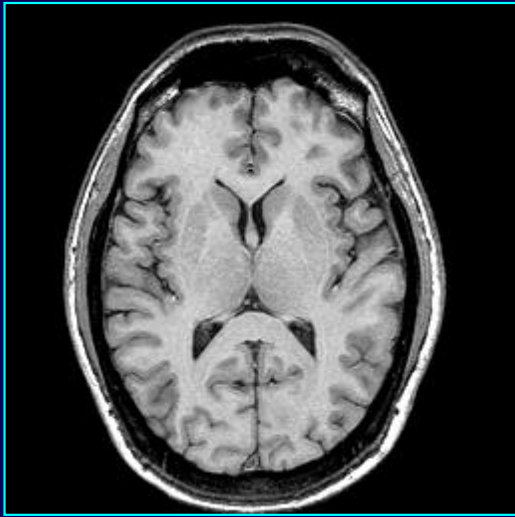


Προσανατολισμός τομής

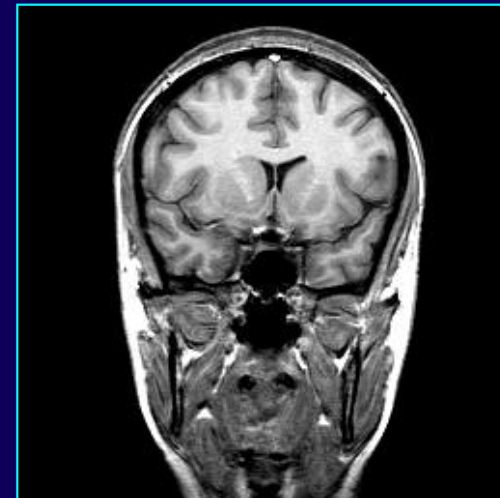
RF παλμός
διέγερσης



Προσανατολισμός τομής



Στην ΑΜΣ, σε αντίθεση με την ΥΤ, μπορούν να ληφθούν δεδομένα για ανασύνθεση εικόνων σε οποιοδήποτε ορθογώνιο (ή πλάγιο) επίπεδο

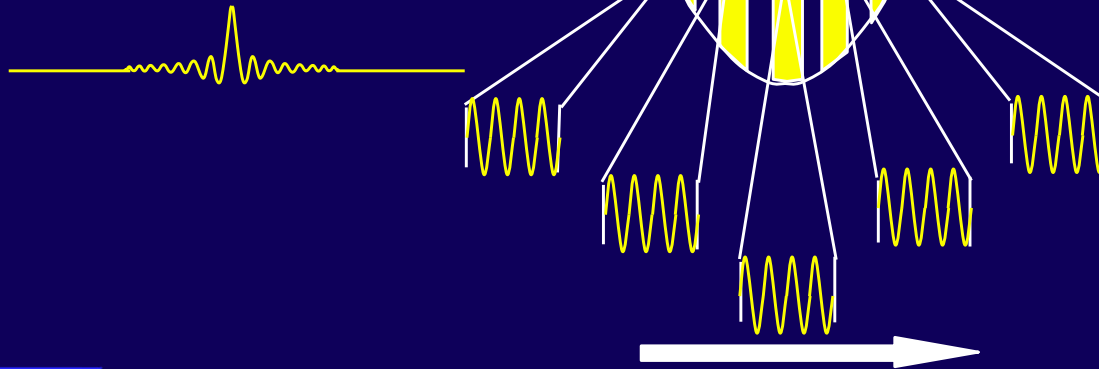


Κωδικοποίηση συχνότητας

Βαθμίδα πεδίου
κωδικοποίησης
συχνότητας



MR σήμα



Διεύθυνση κωδικοποίησης
συχνότητας

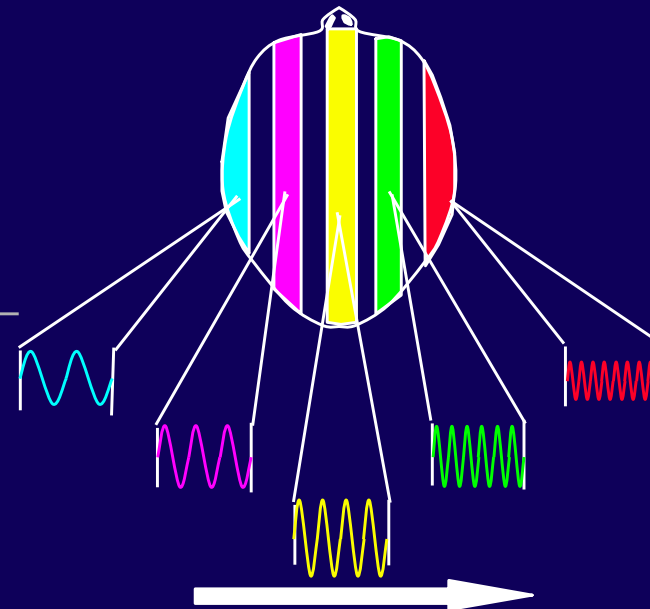
Τα πρωτόνια έχουν
την ίδια f μετάπτωσης
κατά μήκος του x

Κωδικοποίηση συχνότητας

Βαθμίδα πεδίου
κωδικοποίησης
συχνότητας



MR σήμα



Διεύθυνση κωδικοποίησης
συχνότητας

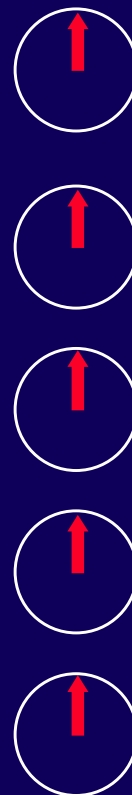
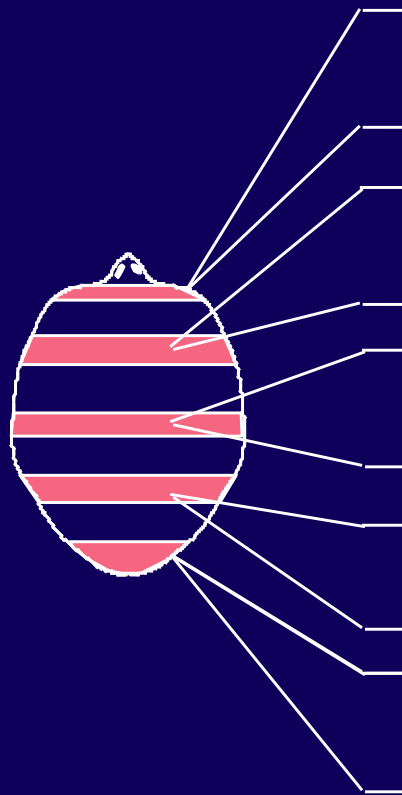
Τα πρωτόνια έχουν διαφορετική f μετάπτωσης κατά μήκος του x και οι συχνότητες του σήματος θα «αποκαλύψουν» τη θέση τους

Κωδικοποίηση φάσης

Βαθμίδα κωδικοποίησης φάσης:

— Gy=0

Διεύθυνση
κωδικοποίησης
φάσης

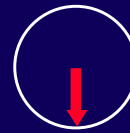
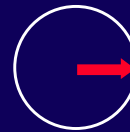
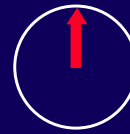
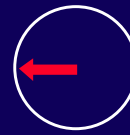
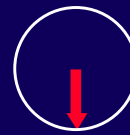
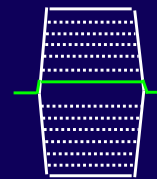
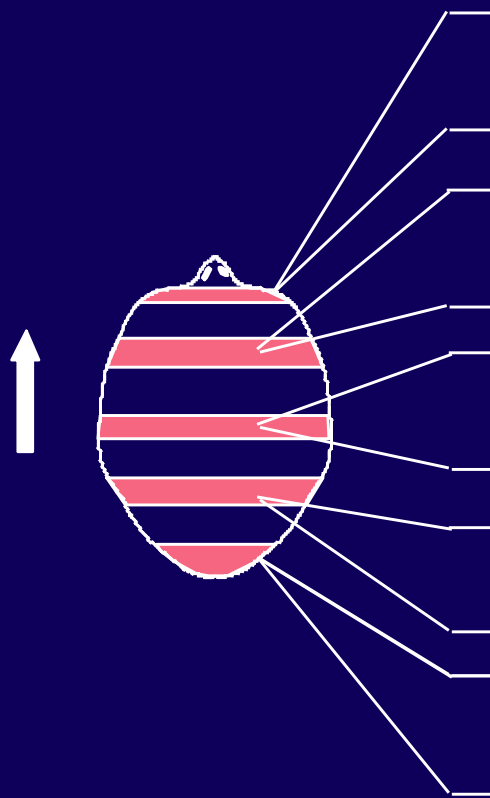


Τα πρωτόνια έχουν
την ίδια f
μετάπτωσης κατά
μήκος του y και
περιστρέφονται
συγχρονισμένα (σε
συμφωνία φάσης)

Κωδικοποίηση φάσης

Βήμα κωδικοποίησης φάσης:

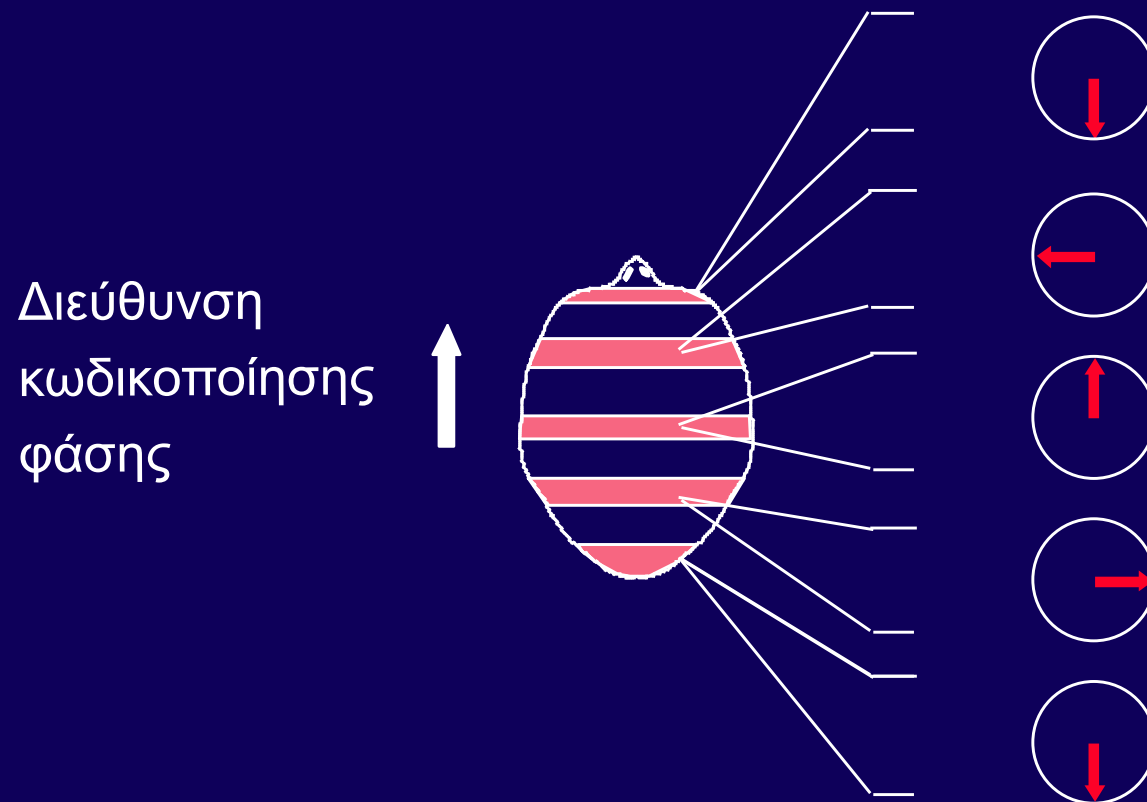
Διεύθυνση
κωδικοποίησης
φάσης



Τα πρωτόνια έχουν διαφορετική f μετάπτωσης κατά μήκος του y και αποσυγχρονίζονται (απώλεια της συμφασικότητας)

Κωδικοποίηση φάσης

Βαθμίδα κωδικοποίησης φάσης: — Gy=0

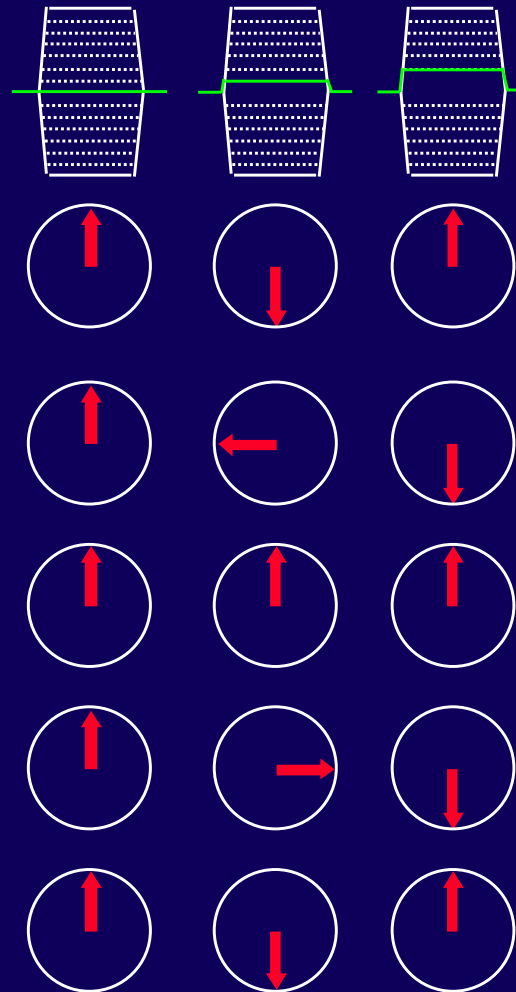
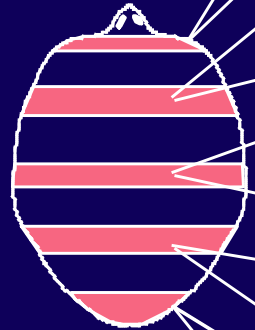


Όταν η βαθμίδα απενεργοποιείται οι πυρήνες αποκτούν ξανά την ίδια f μετάπτωσης αλλά παραμένουν εκτός φάσης

Κωδικοποίηση φάσης

Βήματα κωδικοποίησης φάσης:

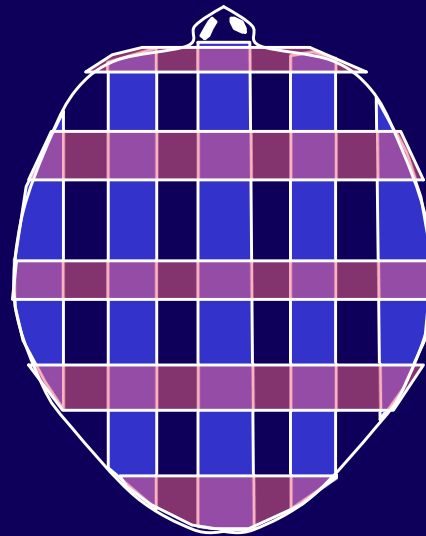
Διεύθυνση
κωδικοποίησης
φάσης



Εφαρμόζονται πολλαπλά βήματα κωδικοποίησης φάσης (με διαφορετική ένταση της βαθμίδας πεδίου σε κάθε βήμα) για πολλαπλές μετρήσεις

Κωδικοποίηση συχνότητας και φάσης

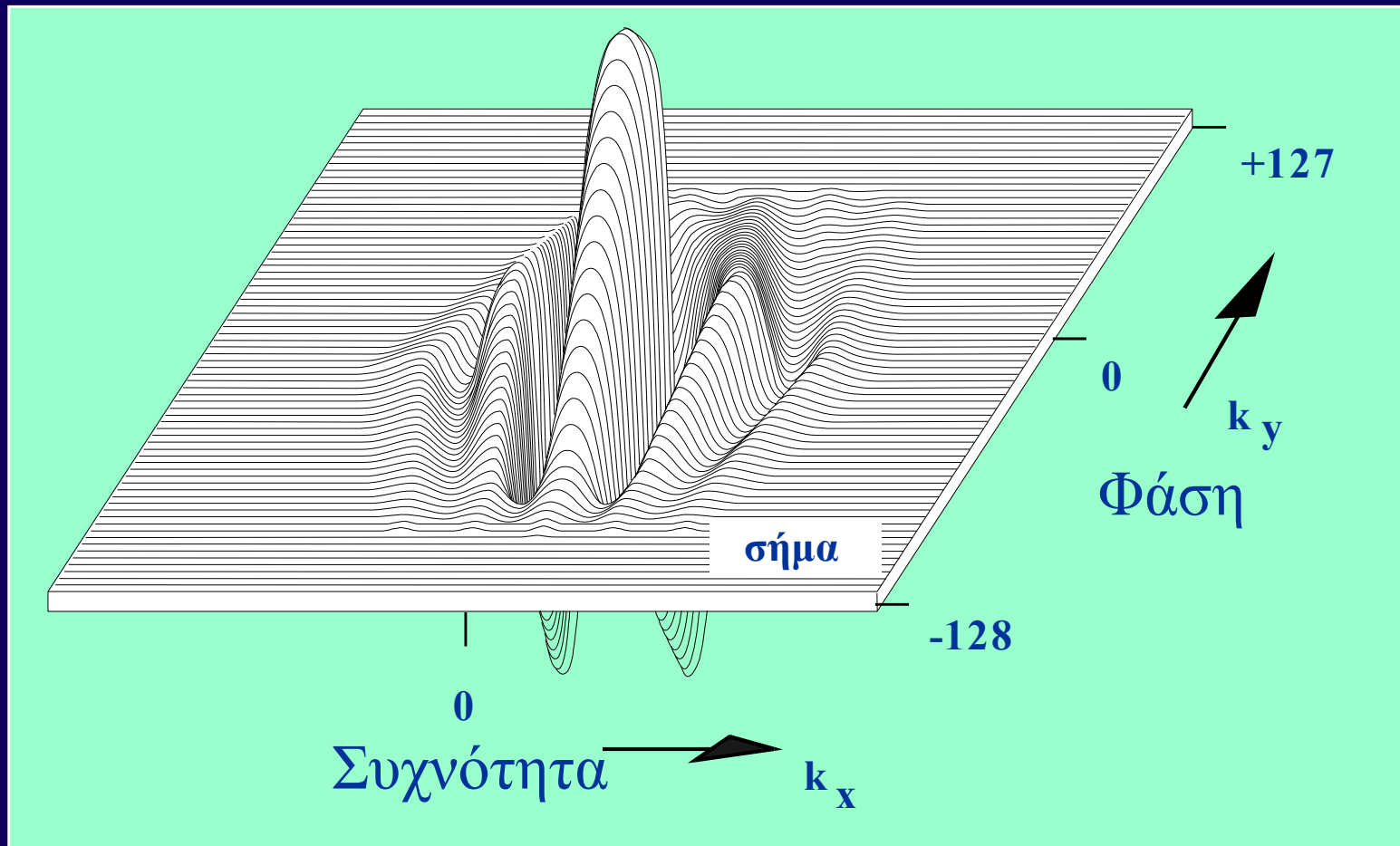
Διεύθυνση
κωδικοποίησης
φάσης



Διεύθυνση κωδικοποίησης
συχνότητας

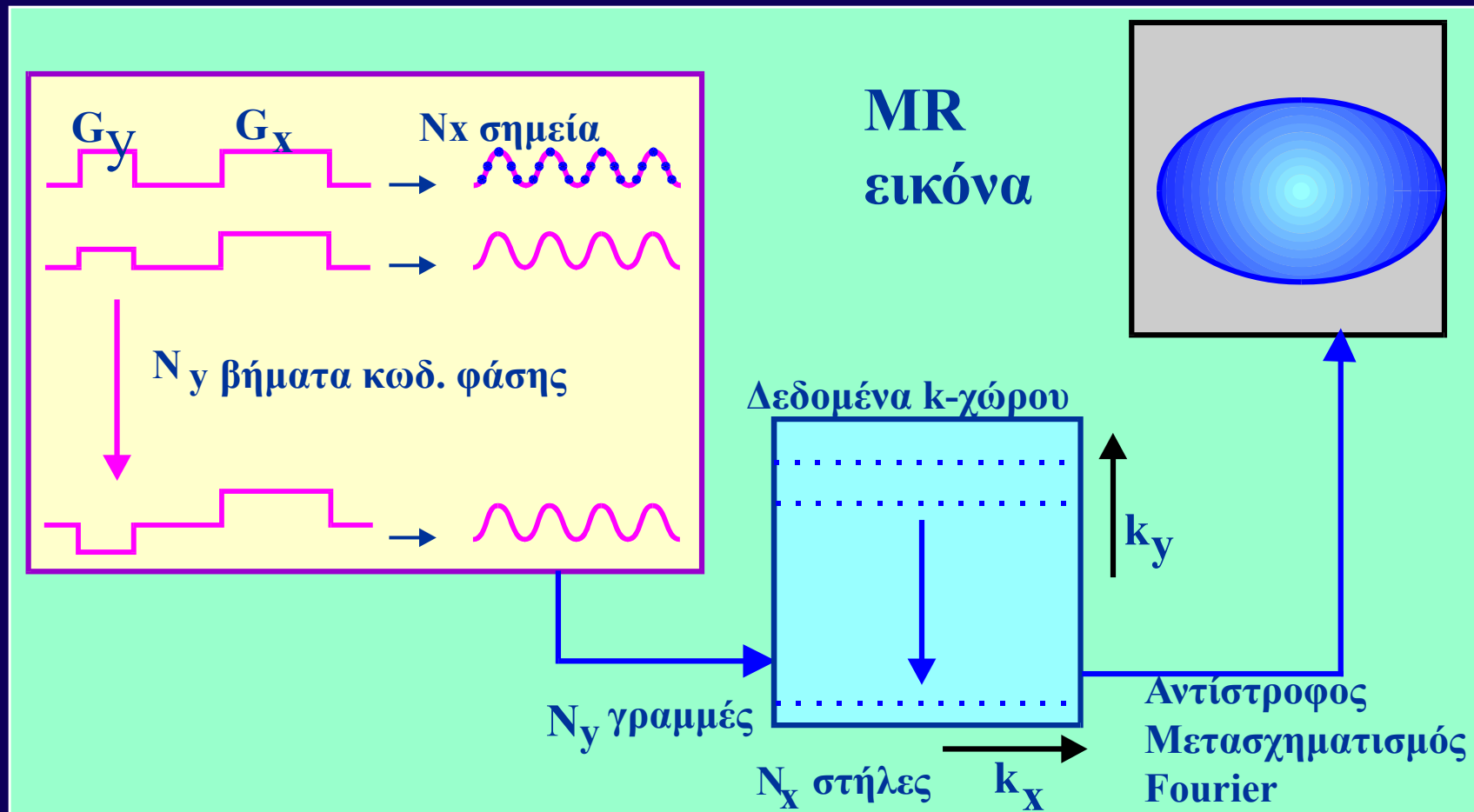
Εν τέλει, μέσω της κωδικοποίησης της συχνότητας και της φάσης, επιτυγχάνεται η χωρική κωδικοποίηση του σήματος στο επίπεδο xy (για την επιλεγμένη τομή)

k -χώρος (χώρος συχνοτήτων και φάσεων)



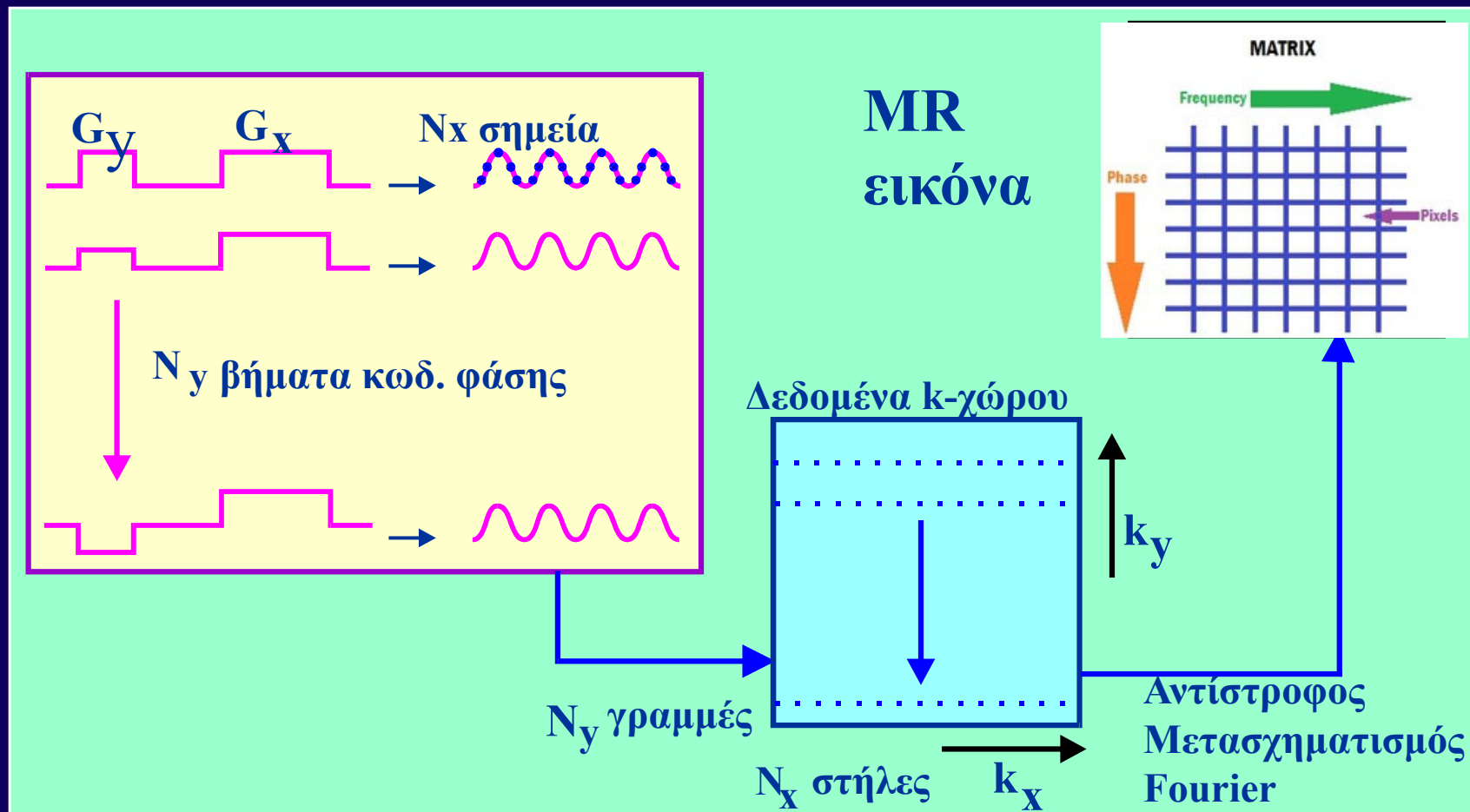
Οι πληροφορίες συχνότητας και φάσης του σήματος MR αποτελούν τα πρωτογενή δεδομένα πριν από την ανακατασκευή της εικόνας και καταχωρούνται στον k -χώρο: Έναν εικονικό 2D χώρο που περιέχει έναν πίνακα αριθμών

Δεδομένα k -χώρου



- Κάθε γραμμή στο k -χώρο αντιστοιχεί σε ένα βήμα κωδικοποίησης φάσης με N_x σημεία μέτρησης συχνότητας
- N_y βήματα κωδικοποίησης φάσης χρησιμοποιούνται για τη συμπλήρωση όλων των γραμμών του k -χώρου

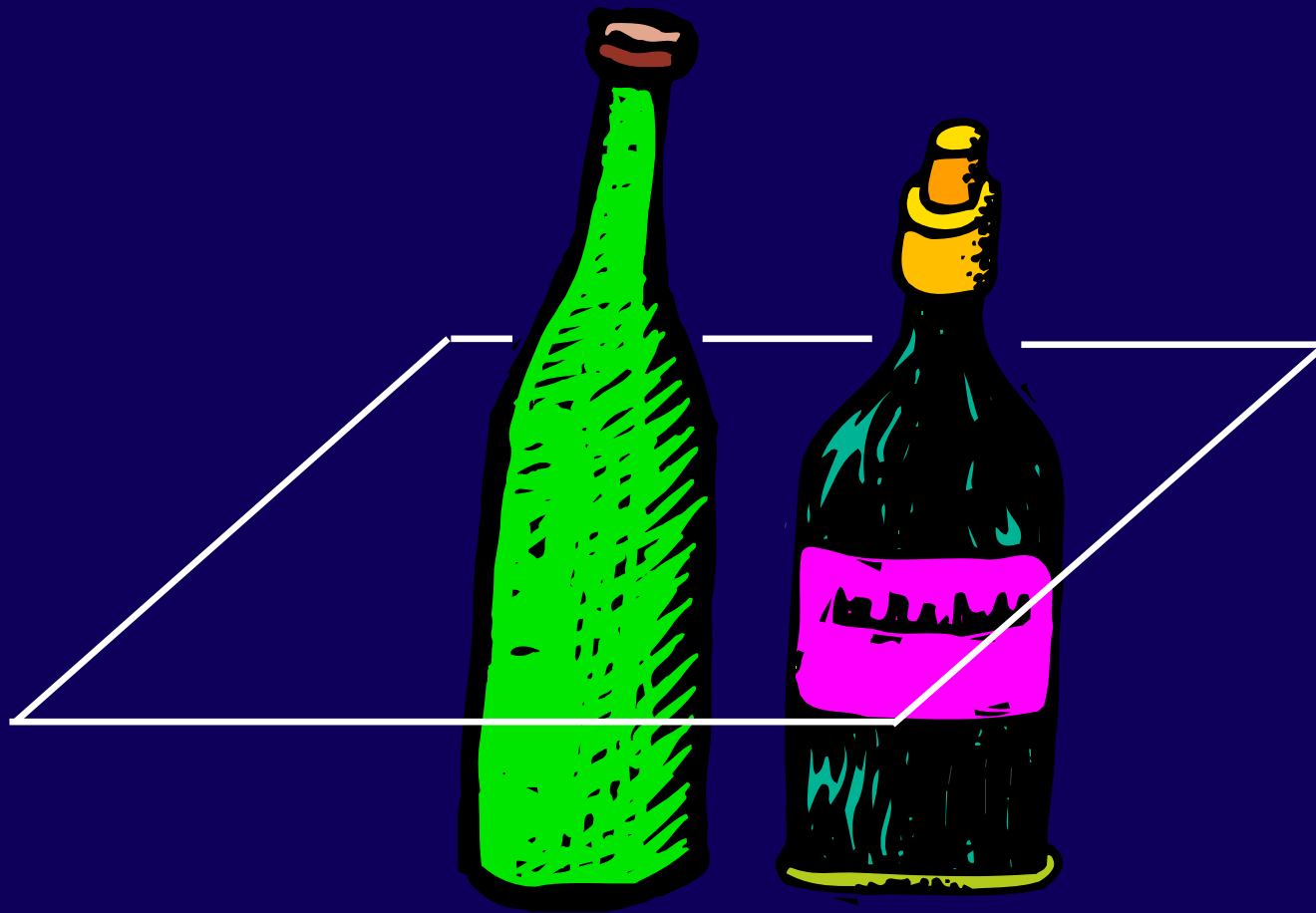
Δεδομένα k -χώρου



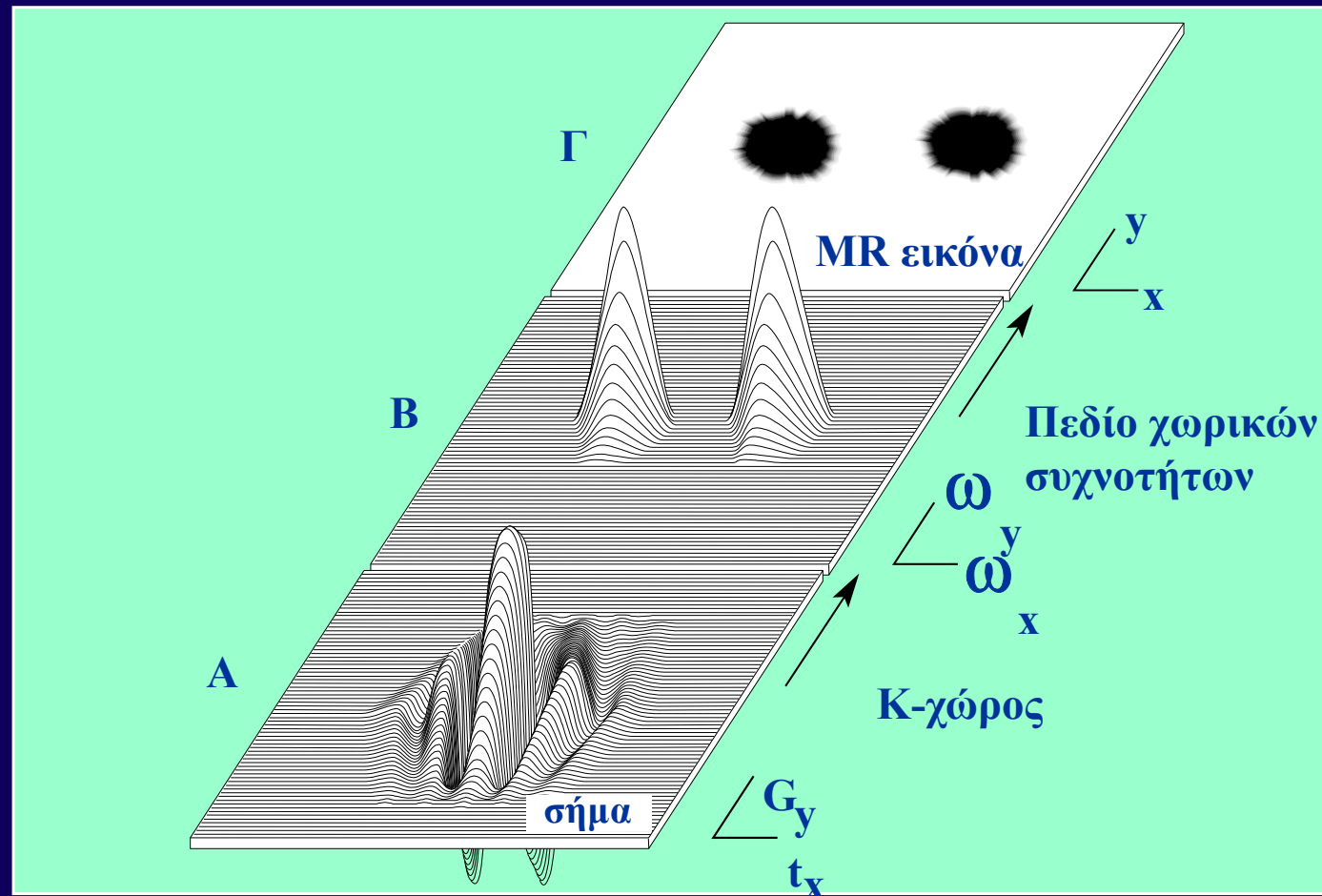
- Χωρική διακριτική ικανότητα στη διεύθυνση συχνότητας (x):
Πεδίο απεικόνισης (FoV) στον x / N_x
- Χωρική διακριτική ικανότητα στη διεύθυνση φάσης (y):
Πεδίο απεικόνισης (FoV) στον y / N_y

Παράδειγμα

Εγκάρσια τομή, κάθετα στον άξονα δύο φιαλών γεμάτων με νερό

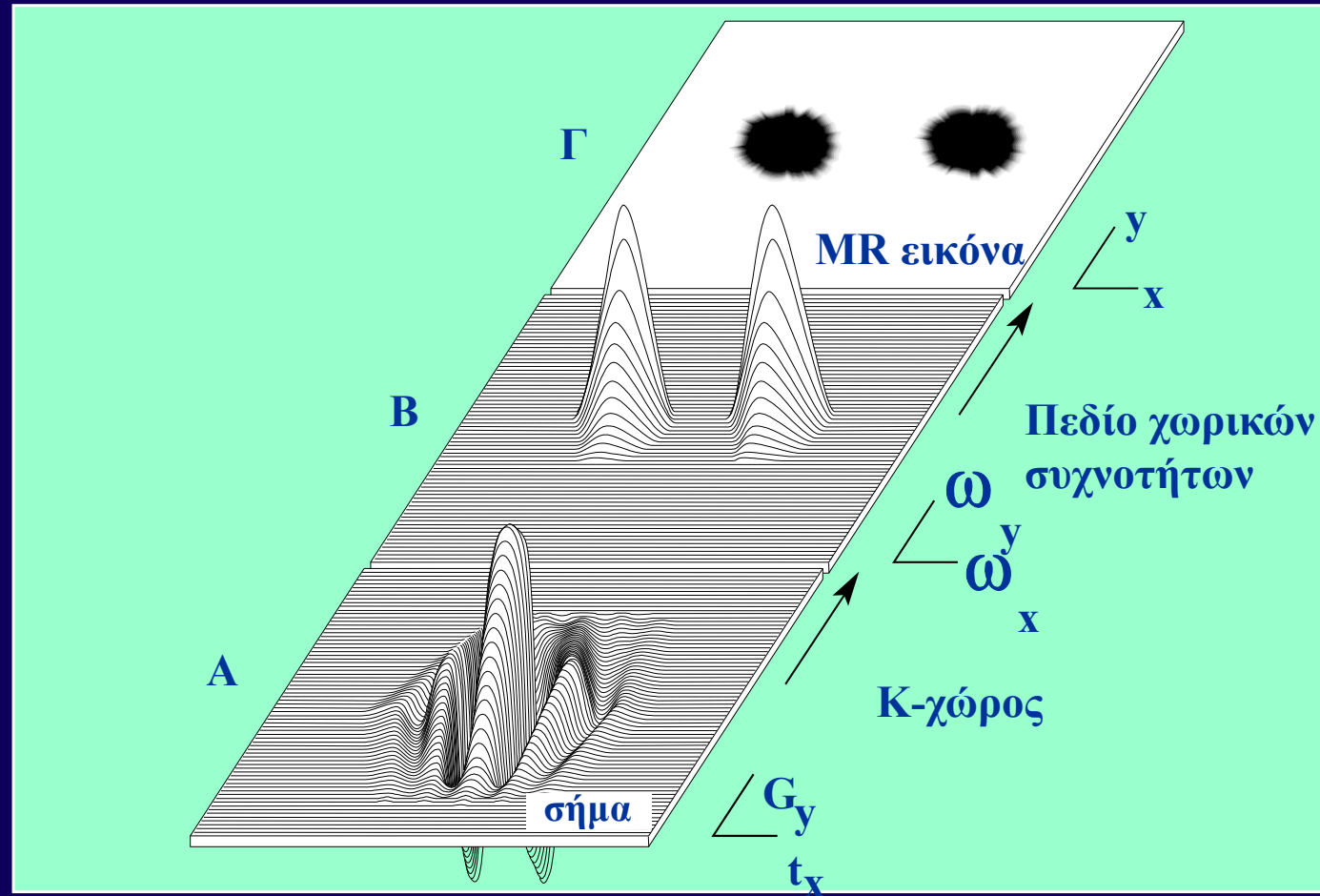


Ανακατασκευή εικόνας MT



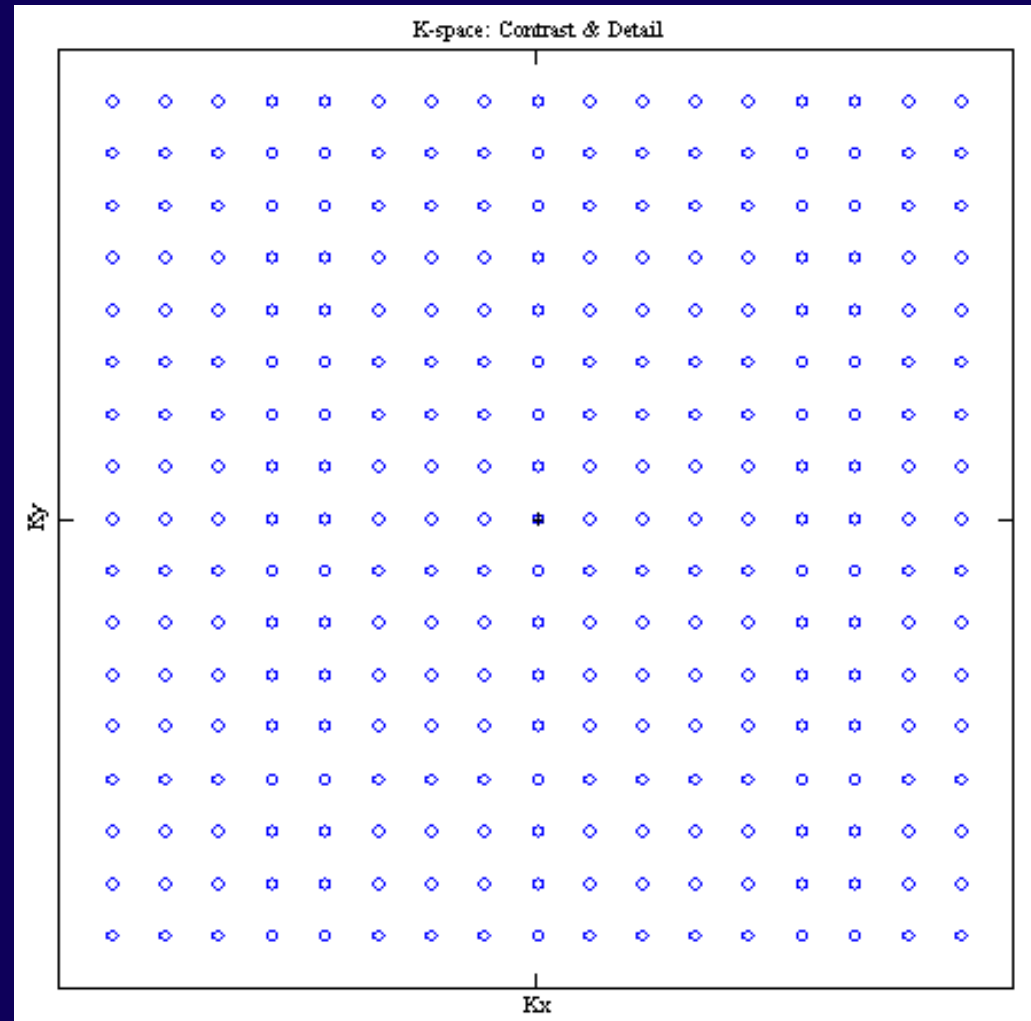
Τα δεδομένα του k-χώρου (A) χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή του δισδιάστατου φάσματος χωρικών συχνοτήτων της εικόνας (B) (η χωρική πληροφορία ανακατασκευάζεται στο «πεδίο συχνοτήτων»)

Ανακατασκευή εικόνας MT



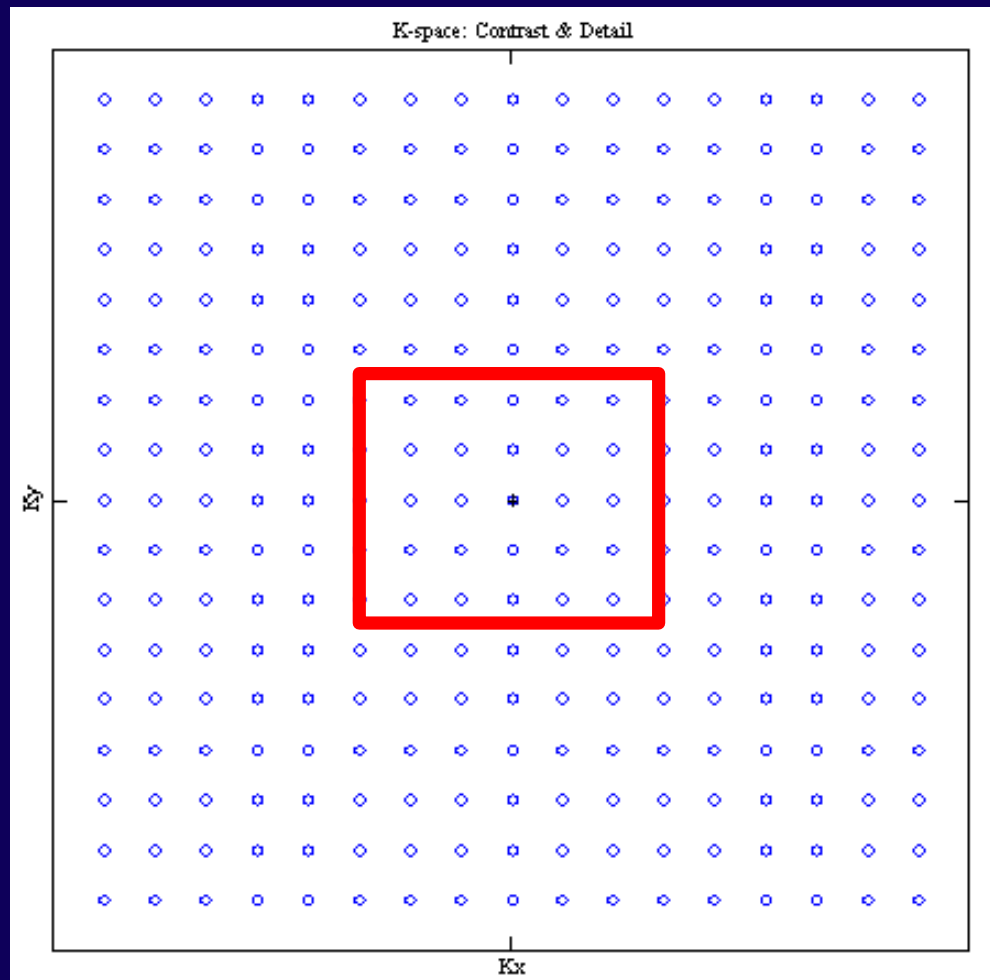
Η τελική εικόνα (Γ) παράγεται με αντίστροφο μετασχηματισμό Fourier του δισδιάστατου φάσματος χωρικών συχνοτήτων (B)

Πλήρωση του k -χώρου και ποιότητα απεικόνισης



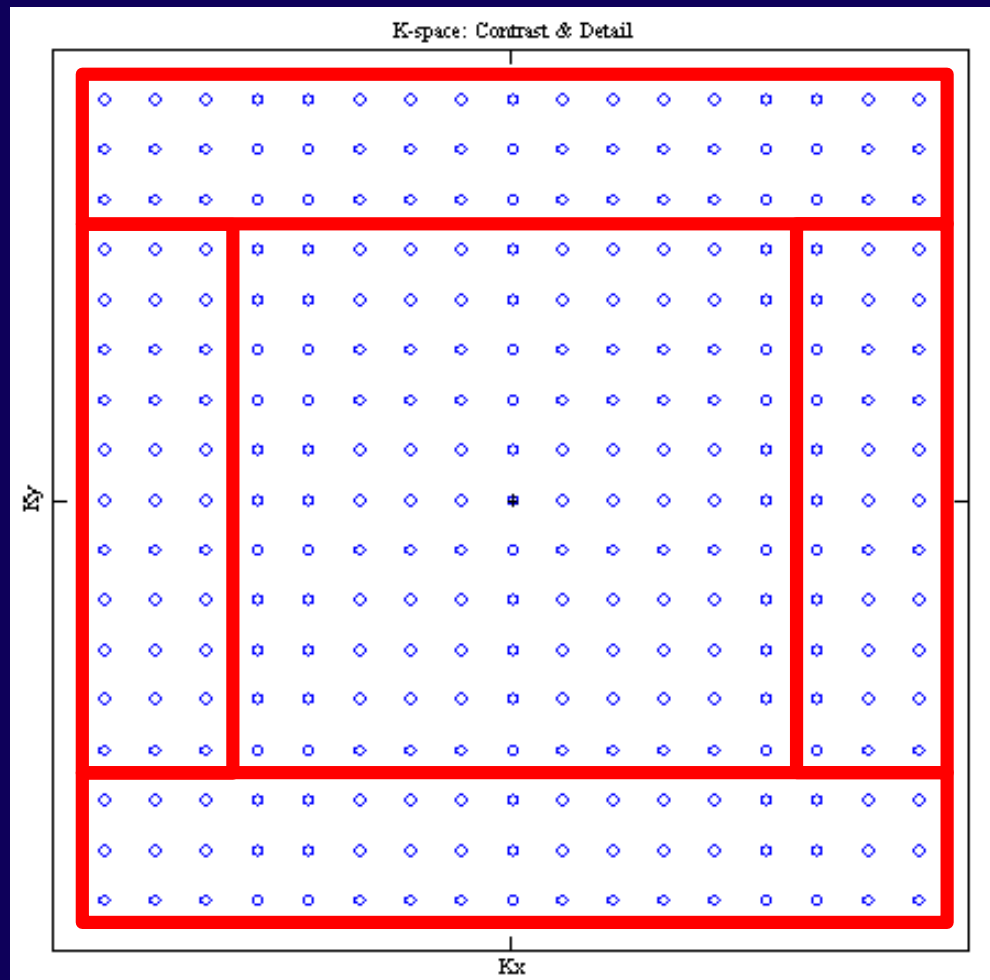
- Η τέλεια ανακατασκευή ενός αντικειμένου θα απαιτούσε μέτρηση όλων των θέσεων στον k -χώρο (άπειρες μετρήσεις!)
- Τα δεδομένα λαμβάνονται σημείο προς σημείο στον k -χώρο ώστε να καλυφθεί επαρκώς (επαρκής δειγματοληψία)

Πλήρωση του k -χώρου και ποιότητα απεικόνισης



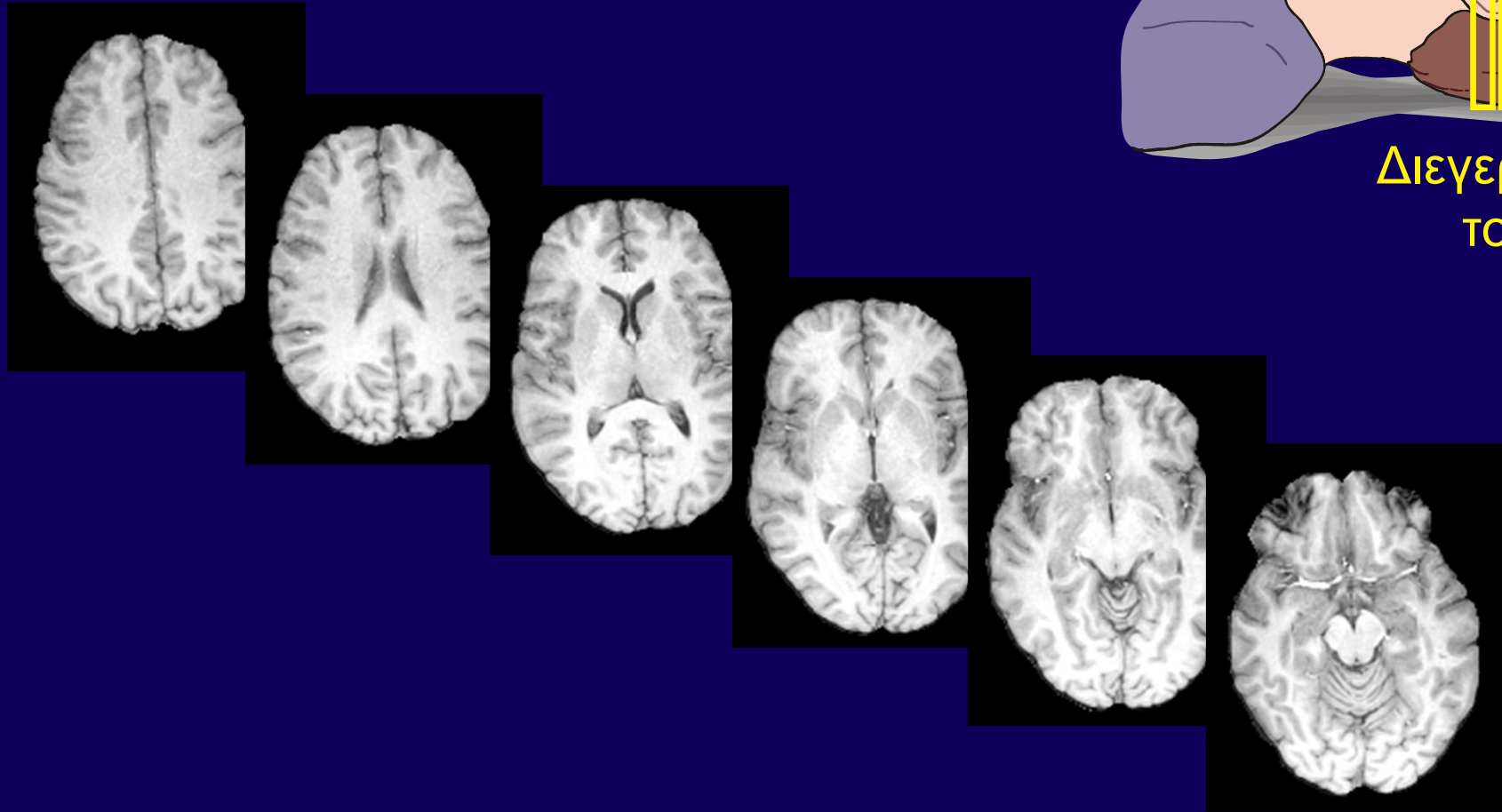
Η δειγματοληψία του κέντρου του k -χώρου (χαμηλές χωρικές συχνότητες) καθορίζει την αντίθεση της εικόνας

Πλήρωση του k -χώρου και ποιότητα απεικόνισης



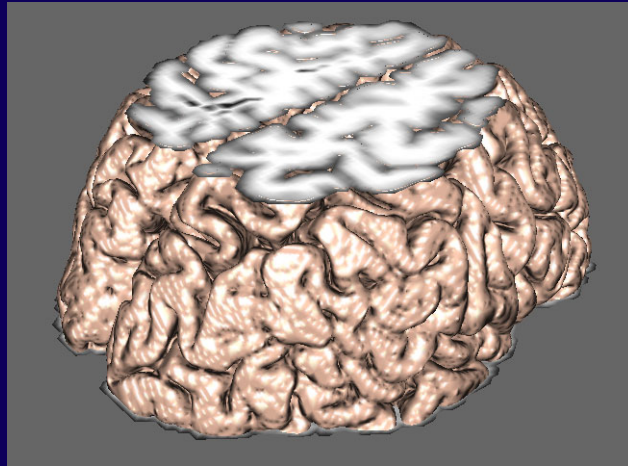
Η δειγματοληψία των άκρων του k -χώρου (υψηλές χωρικές συχνότητες) καθορίζει τη χωρική ανάλυση της εικόνας

Δισδιάστατη ΑΜΣ (Multi-slice MRI)

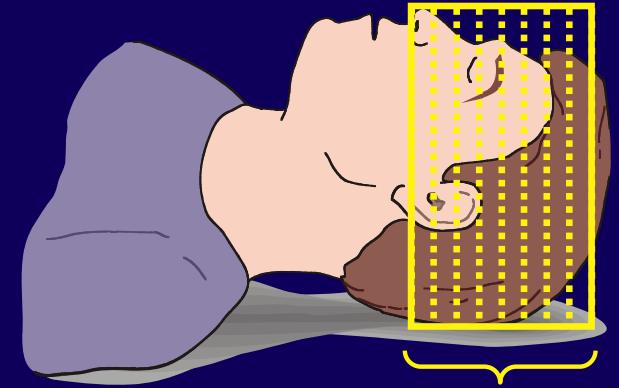


Όλες οι τομές διεγείρονται και τα δεδομένα τους λαμβάνονται ξεχωριστά και διαδοχικά για την ανακατασκευή των αντίστοιχων εικόνων

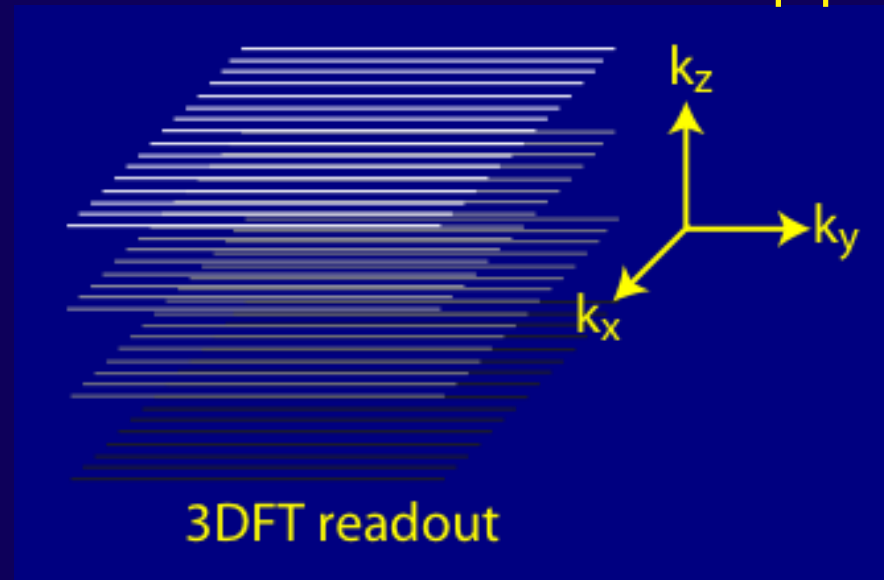
Τρισδιάστατη ΑΜΣ («πραγματικά 3Δ»)



Διεγερθείς όγκος



Διεγερθείς όγκος



3DFT readout

- Ολόκληρος ο όγκος ενδιαφέροντος (όλες οι τομές) διεγείρονται ταυτόχρονα
- Πλήρωση του k -χώρου που επεκτείνεται σε 3 διαστάσεις
- 3D μετασχηματισμός Fourier για ανακατασκευή όλων των τομών

ΑΜΣ: Σύνοψη

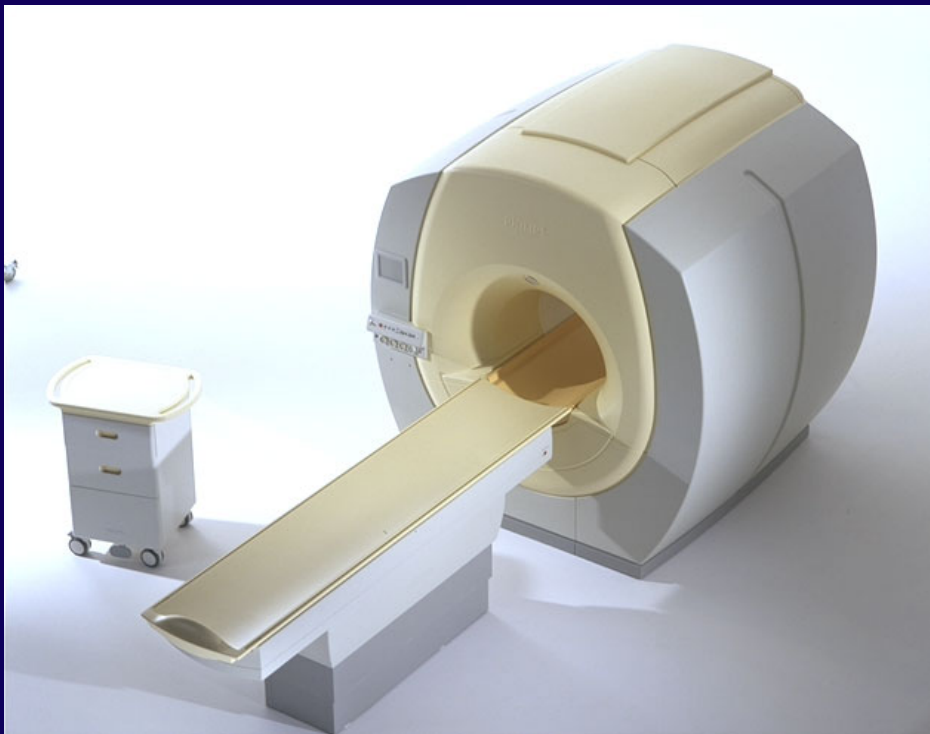
- Το δείγμα τοποθετείται σε υψηλό στατικό μαγνητικό πεδίο
- Επιλεκτική διέγερση τομής (RF παλμός + βαθμίδα πεδίου επιλογής τομής)
- Λήψη σήματος με ταυτόχρονη εφαρμογή βαθμίδων κωδικοποίησης φάσης και συχνότητας
- Πολλαπλές μετρήσεις, μέσω πολλαπλών βημάτων κωδικοποίησης φάσης, για επαρκή δειγματοληψία του k -χώρου
- Αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier των ληφθέντων δεδομένων για την ανακατασκευή της εικόνας MT

ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

- Από το φαινόμενο του ΠΜΣ στην ΑΜΣ
 - Δημιουργία MR σήματος
- Χρόνοι επαναφοράς (αποκατάστασης)
 - Σχηματισμός εικόνας
- Υλικά μέρη, βιολογικές επιδράσεις & ασφάλεια
 - Αντίθεση εικόνας
 - Εφαρμογές

Υπεραγώγιμος Μαγνήτης

- Περιελίξεις ειδικού κράματος (Nb-Ti) μέσα σε υγρό ήλιο (-269°C)



ΥΠΕΡ

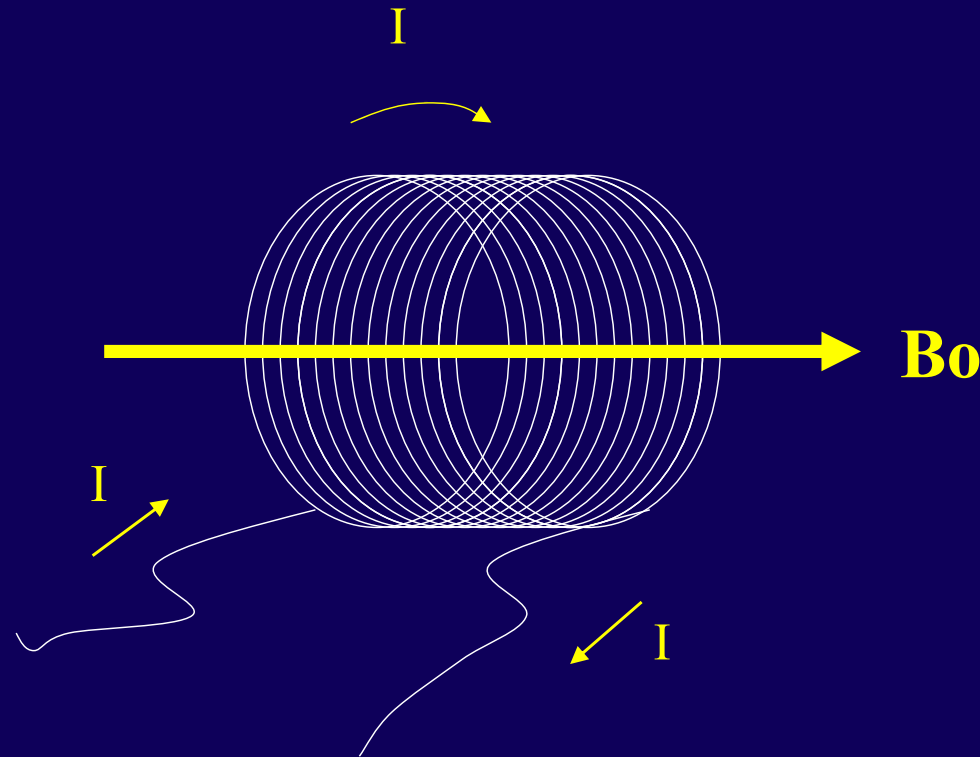
- Ισχυρό μαγνητικό πεδίο
- Εξαιρετική ομοιογένεια πεδίου
- Μεγάλη σταθερότητα

ΚΑΤΑ

- Υψηλότερο κόστος αγοράς - εγκατάστασης
- Χρήση κρυογόνων

Δημιουργία Μαγνητικού Πεδίου

Η ροή ηλεκτρικού ρεύματος σε ένα σωληνοειδές δημιουργεί μαγνητικό πεδίο B_0



Η ένταση του παραγόμενου μαγνητικού πεδίου, B_0 , είναι:

- Ανάλογη του ηλεκτρικού ρεύματος, I
- Αντιστρόφως ανάλογη της διαμέτρου του σωληνοειδούς, R

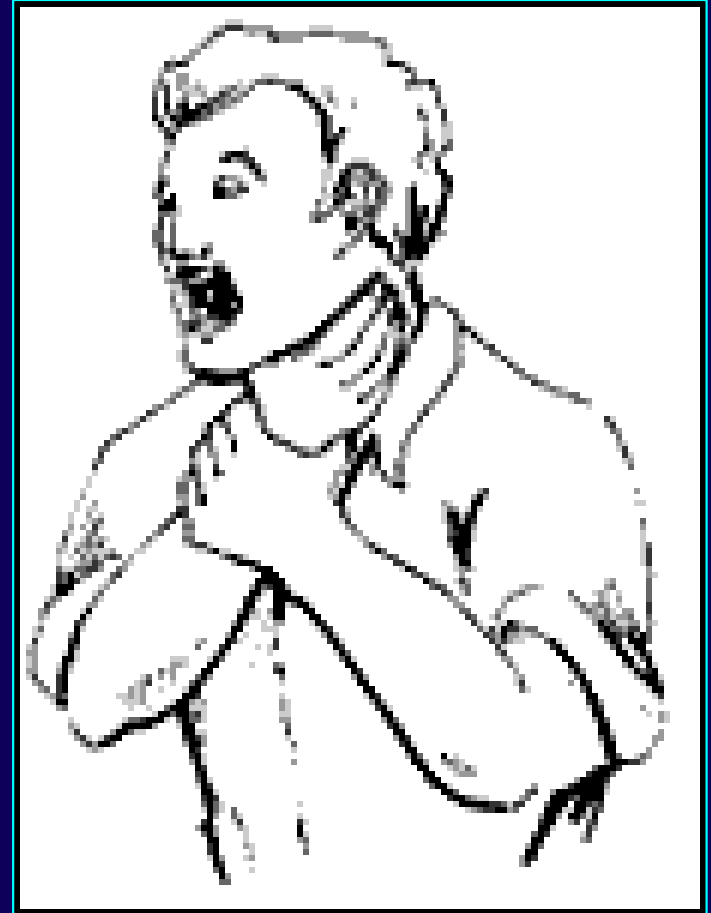
Κρυογόνα

- Το υγρό He έχει θερμοκρασία ζέσης ελάχιστα πάνω από τους -269°C
- Αν ο μαγνήτης αρχίσει να «χάνει» την υπεραγωγιμότητά του, υγρό He περνά στην αέρια κατάσταση και αέριο He απελευθερώνεται. Αποτελεί φαινόμενο χιονοστιβάδας το οποίο διαρκεί περίπου 20 sec (**quench**)
- Το Ήλιο είναι αρκετά κρύο για να υγροποιήσει το οξυγόνο, γεγονός που αποτελεί μεγάλο κίνδυνο για πυρκαγιά



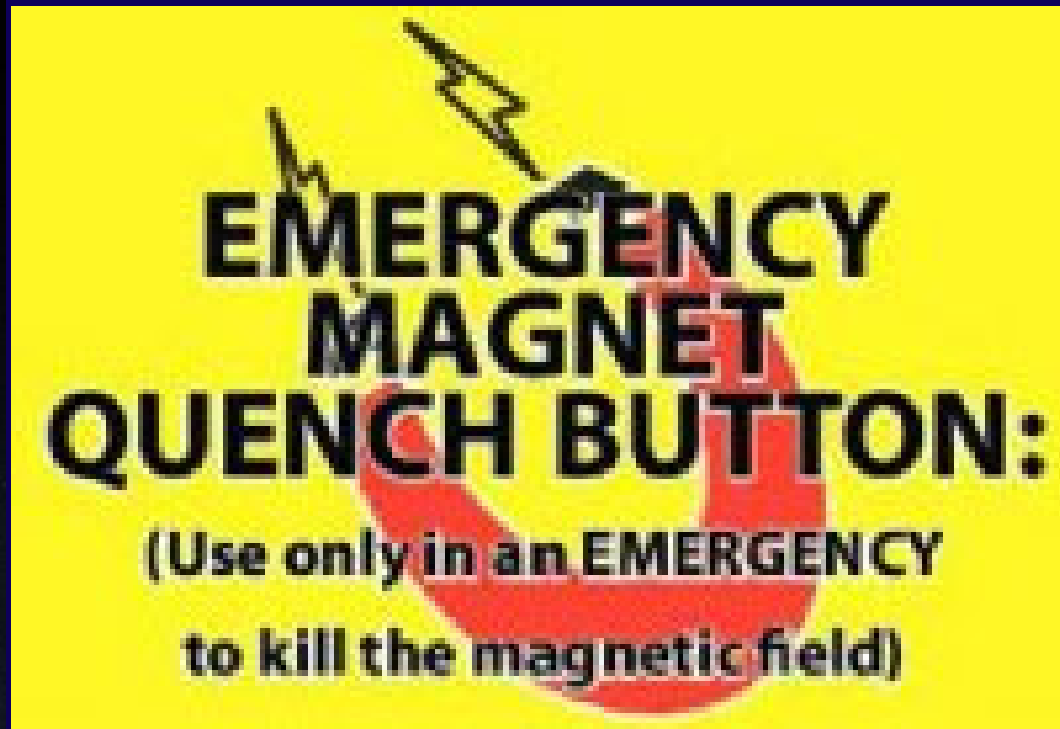
Κρυογόνα

- Το αέριο Ήλιο είναι άοσμο, άχρωμο και διαστέλλεται ταχύτατα
- Αν δεν διοχετευθεί αμέσως σε εξωτερικό χώρο θα αντικαταστήσει το περισσότερο από το οξυγόνο στο δωμάτιο, με κίνδυνο ασφυξίας

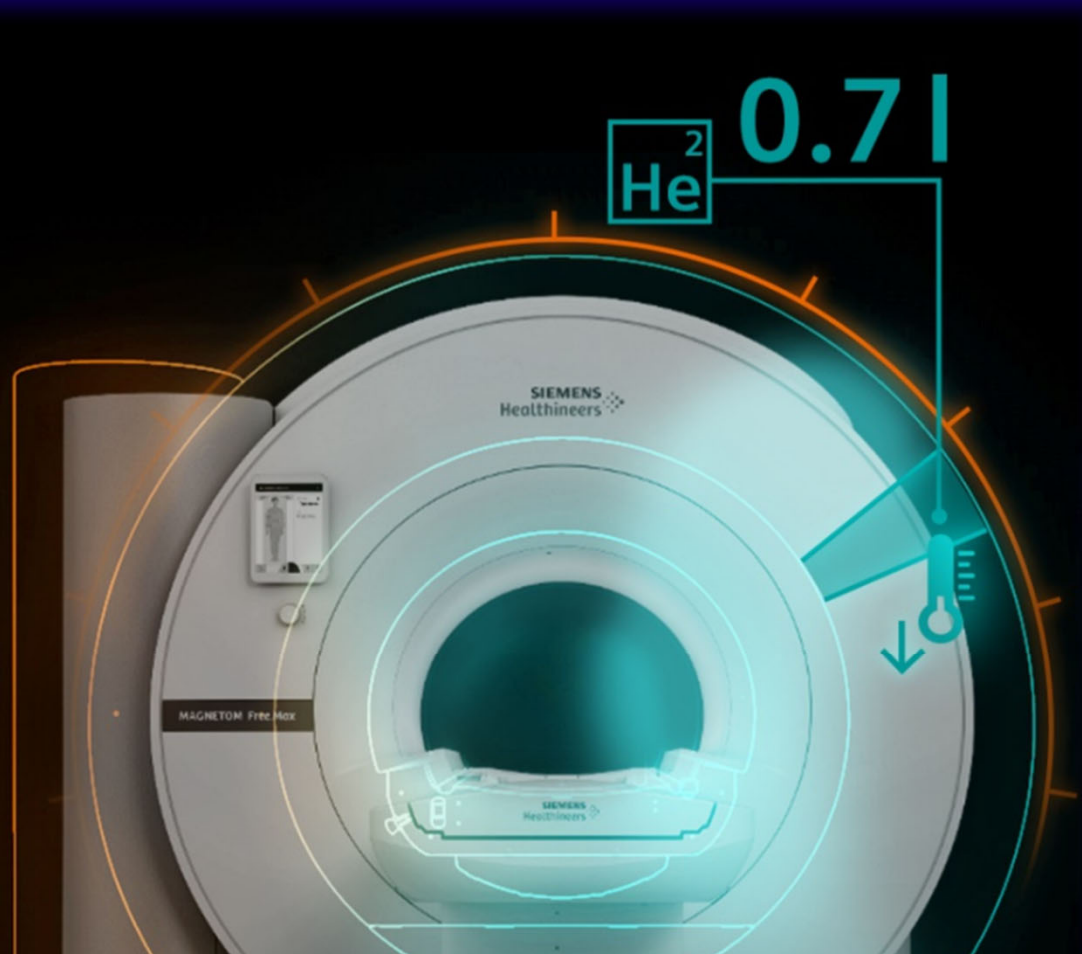


Κρυογόνα

- Η επαναφορά του μαγνήτη σε υπεραγώγιμη κατάσταση κοστίζει ακριβά
- Πιέστε το κουμπί ασφαλείας (που προκαλεί quench) μόνο για πολύ σημαντικό λόγο.....



Υπεραγώγιμοι Μαγνήτες νέας γενιάς με ελάχιστο υγρό He



- Χωρίς ανάγκη για αναγόμωση
- Χωρίς αγωγό διαφυγής αέριου He (κανένας κίνδυνος για quench)
- Γρήγορος χρόνος ανόδου πεδίου

PHYSICS TODAY

THE MAGAZINE

LATEST

COLLECTIONS ▾

WEBINARS & MORE ▾

PHYSICS JOBS [↗](#)

ABOUT

Volume 76, Issue 9

1 September 2023



Helium prices surge to record levels as shortage continues FREE

The shortfall may end if a new supply from Russia reaches the market. Growing numbers of universities and labs are recycling their supplies.

David Kramer

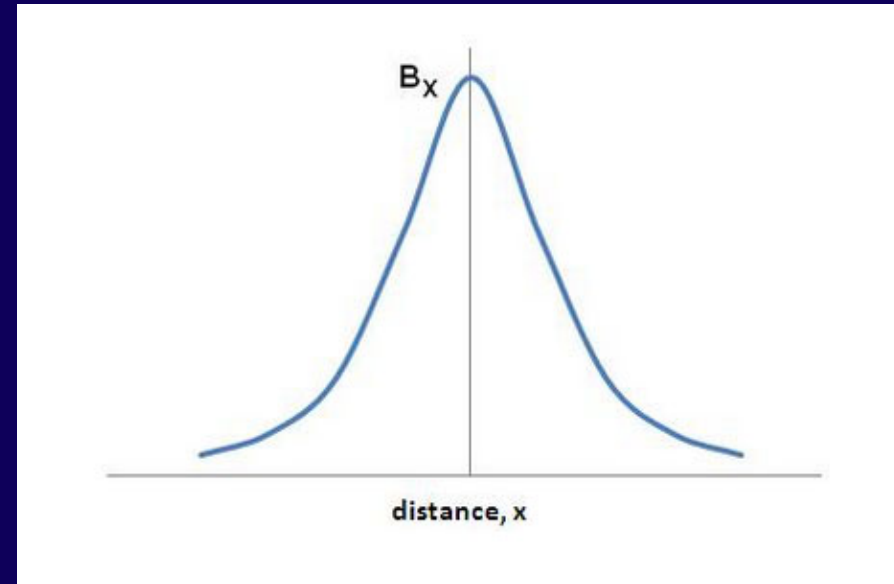
Έκθεση σε ΗΜ πεδία στην ΑΜΣ

Πεδίο	Εύρος	Συχνότητα	Διάρκεια
Στατικό μαγνητικό πεδίο (B_0)	0.2–7 T	0 Hz	Συνεχής έκθεση
Χωρικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο (ασύμμετρο πεδίο) (dB/dx)	0–25 T/m	0 Hz	Πάντα ενεργό Μετακίνηση εντός αυτού ισοδυναμεί με ένα χρονικά (αργά) μεταβαλλόμενο πεδίο
Χρονικά μεταβαλλόμενα μαγνητικά πεδία (βαθμιδωτά πεδία) (dB/dt)	0–66 mT/m	0– >10 kHz	Πολλαπλοί τραπεζοειδείς παλμοί διάρκειας λίγων ms Υψηλός κύκλος λειτουργίας Χρόνος ανόδου 0.1–1 ms Ρυθμός μεταβολής έως 220 T/m/s
Πεδίο ραδιοσυχνοτήτων (B_1)	0–50 μ T	8–300 MHz	Παλμοί διαμόρφωσης μεγέθους ελάχιστων ms Χαμηλός κύκλος λειτουργίας

Τροποποιημένος Πίνακας από McRobbie, *BJR*, 85 (2012), 293–312

Ασύμμετρο Πεδίο

- Το μαγνητικό πεδίο έξω από τον μαγνήτη, το οποίο είναι σημαντικά υψηλότερο από το πεδίο της γης (**fringe / stray field**)
- Η έντασή του και η χωρική κατανομή του εξαρτώνται από
 - την ένταση του στατικού μαγνητικού πεδίου
 - Τον τύπο του μαγνήτη
 - Μαγνήτες χωρίς θωράκιση έχουν ιδιαίτερα εκτεταμένο ασύμμετρο πεδίο



Διακύμανση μαγνητικού πεδίου
κατά μήκος του άξονα ενός
κυκλικού πηνίου

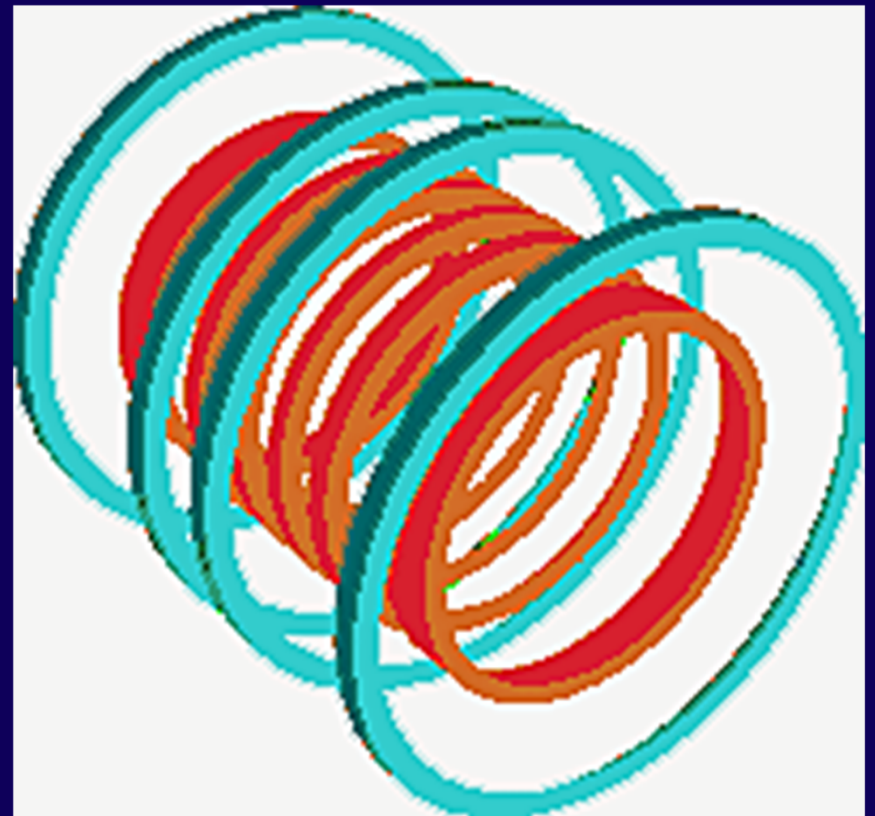
Ασύμμετρο Πεδίο

- Το μαγνητικό πεδίο έξω από τον μαγνήτη, το οποίο είναι σημαντικά υψηλότερο από το πεδίο της γης (fringe / stray field)
- Η έντασή του και η χωρική κατανομή του εξαρτώνται από
 - την ένταση του στατικού πεδίου
 - Τον τύπο του μαγνήτη
 - Παθητική θωράκιση



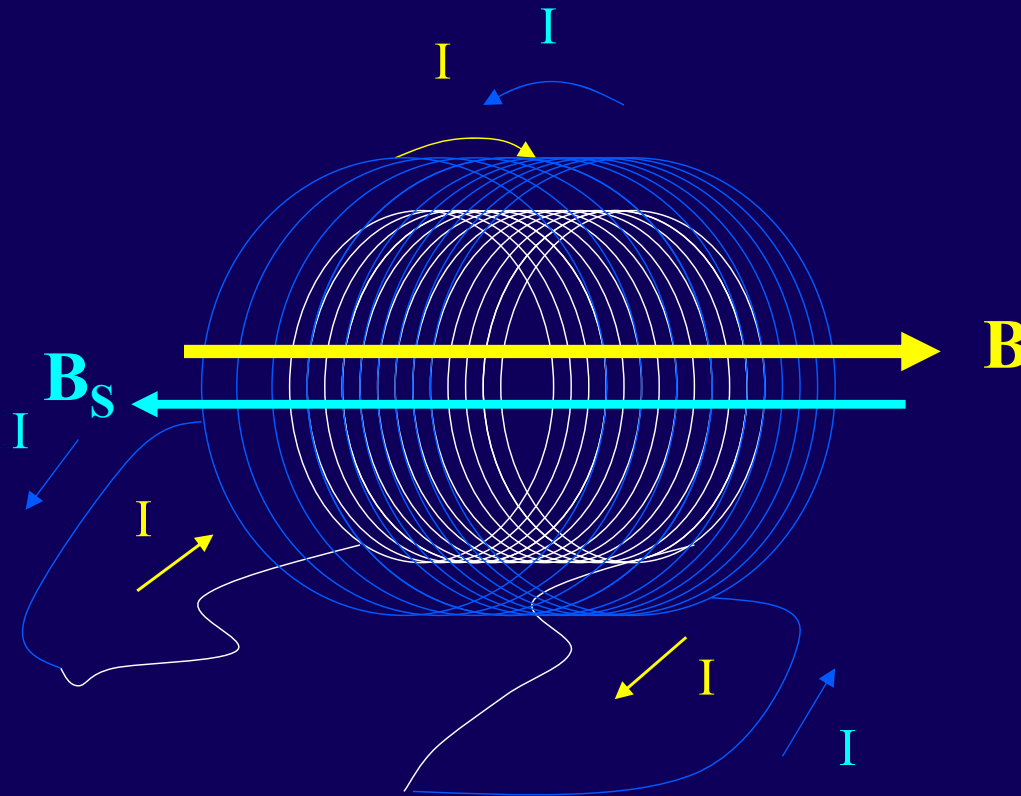
Ασύμμετρο Πεδίο

- Το μαγνητικό πεδίο έξω από τον μαγνήτη, το οποίο είναι σημαντικά υψηλότερο από το πεδίο της γης (fringe / stray field)
- Η έντασή του και η χωρική κατανομή του εξαρτώνται από
 - την ένταση του στατικού πεδίου
 - Τον τύπο του μαγνήτη
 - Ενεργή θωράκιση



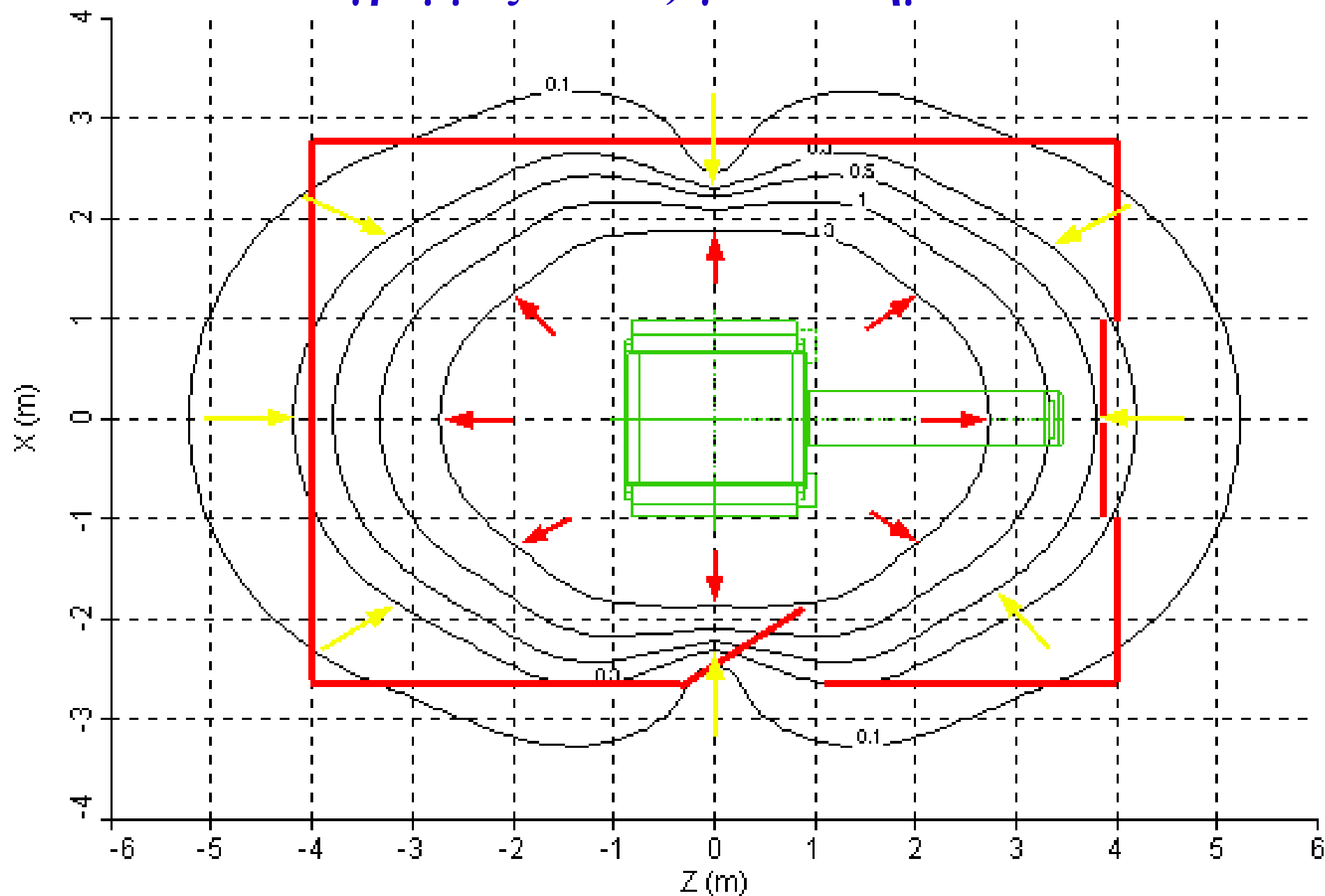
Ενεργή Θωράκιση Μαγνητικού Πεδίου

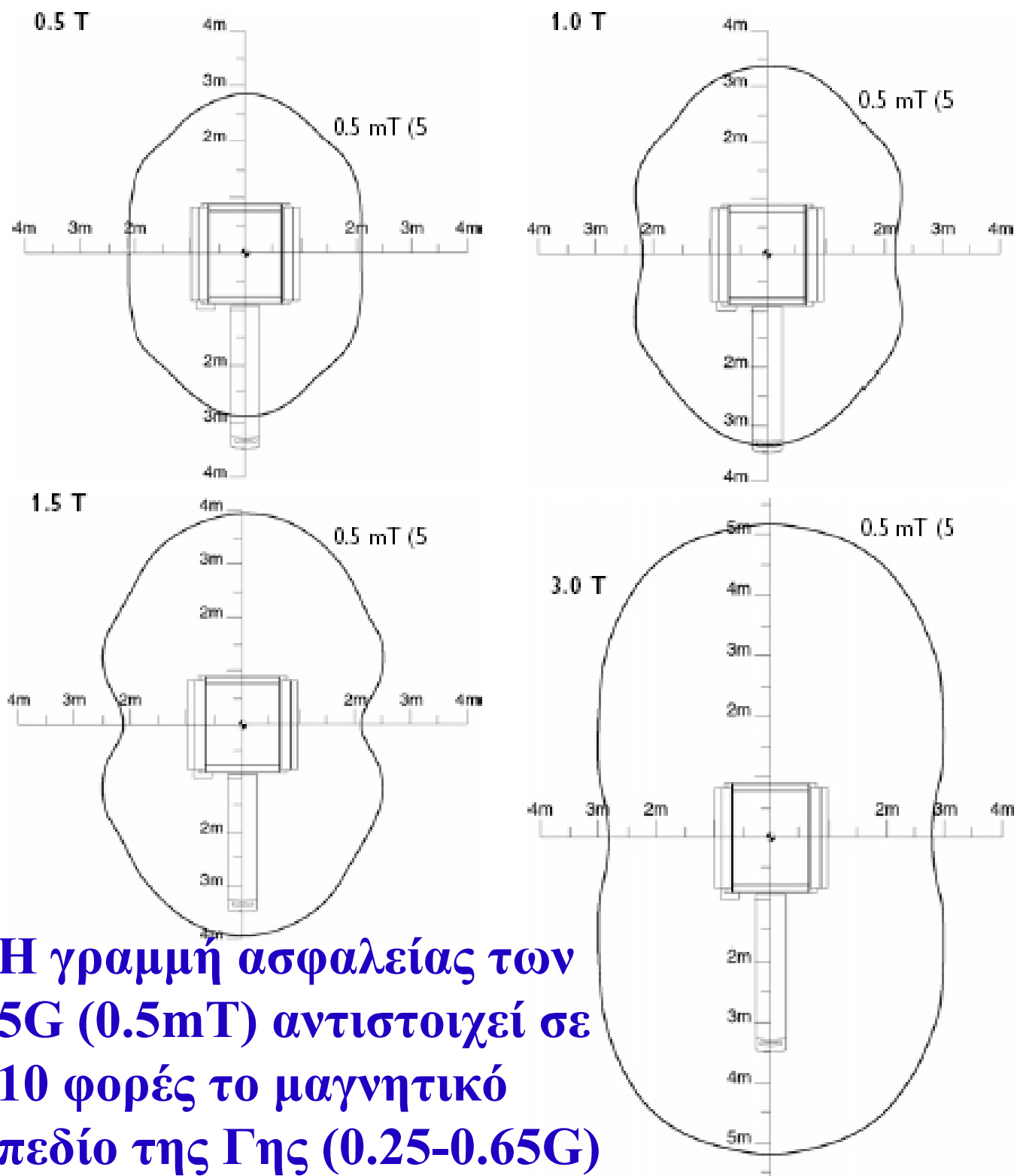
Ενσωμάτωση ενός επιπλέον υπεραγώγιμου πηνίου το οποίο δημιουργεί ένα αντίρροπο μαγνητικό πεδίο, B_s , και μειώνει δραστικά το ασύμμετρο πεδίο



Κάτοψη του ασύμμετρου πεδίου (ισομαγνητικές γραμμές σε mT) για σύστημα στατικού πεδίου 1.5T

Fringe field in mT





Η γραμμή ασφαλείας των
5G (0.5mT) αντιστοιχεί σε
10 φορές το μαγνητικό
πεδίο της Γης (0.25-0.65G)

Ασύμμετρο Πεδίο

- Πρόκειται ένα χωρικά διαμορφούμενο βαθμιδωτό μαγνητικό πεδίο
- Το βαθμιδωτό αυτό πεδίο αναφέρεται στο ρυθμό με τον οποίο το στατικό μαγνητικό πεδίο μεταβάλλεται με την απόσταση ή στον χώρο
- Εκφράζεται ως dB/dx (Tesla/meter)
- Θεωρείται ότι η κίνηση (της κεφαλής) εντός του χωρικά διαμορφούμενου πεδίου προκαλεί κάποια ήπια αισθητηριακά φαινόμενα



Βραχύβιες Επιδράσεις

Φαινόμενα που έχουν αναφερθεί σε σχέση με την κίνηση εντός ισχυρών μαγνητικών πεδίων:

- Ναυτία
- Ίλιγγος
- Πονοκέφαλος
- Ζάλη
- Αιμωδίες
- Μεταλλική γεύση
- Οπτικές διαταραχές
- Ερεθισμός περιφερικών νεύρων (έως πόνο)

Τα φαινόμενα αυτά είναι παροδικά και εξαρτώνται από το άτομο, ενώ οι όποιες επιδράσεις παύουν μετά την έξοδο του ατόμου από την αίθουσα του μαγνήτη

Εγκεφαλική Λειτουργία & κίνηση εντός του ασύμμετρου πεδίου

- Πρόσφατες μελέτες με εθελοντές καταδεικνύουν ότι επιδράσεις είναι πιθανές σε ανώτερες εγκεφαλικές δεξιότητες, όπως προσωρινές διαταραχές στη/στον
 - Συγκέντρωση
 - Προσοχή
 - Μνήμη
 - Συντονισμός κίνησης οφθαλμών
- Η ευαισθησία διαφέρει από άτομο σε άτομο
- Τα φαινόμενα ελαχιστοποιούνται ή εξαφανίζονται με πολύ αργή κίνηση εντός του ασύμμετρου μαγνητικού πεδίου



Στατικό Μαγνητικό Πεδίο & Εγκεφαλική Λειτουργία

JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 18:342-345 (2003)

Original Research

Randomized Comparison of Cognitive Function in Humans at 0 and 8 Tesla

Donald W. Chakeres, MD,^{1*} Robert Bornstein, Ph

JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 26:1222-1227 (2007)

Original Research

Safety of Human MRI at Static Fields Above the FDA 8T Guideline: Sodium Imaging at 9.4T Does Not Affect Vital Signs or Cognitive Ability

Ian C. Atkinson, PhD,^{1*} Laura Renteria, PhD,² Holly Burd, BA,² Neil H. Pliskin, PhD,² and Keith R. Thulborn, MD, PhD¹

Μελέτες υποδηλώνουν ότι η έκθεση του εγκεφάλου σε πεδία 8 & 9.4 T δεν επηρεάζουν την ανθρώπινη γνωστική ικανότητα

Συσκευές / Εμφυτεύματα / Ξένα υλικά

- Το μαγνητικό πεδίο μπορεί να διακόψει την κανονική λειτουργία ηλεκτρικών, μαγνητικών και μηχανικών συσκευών (π.χ., βηματοδότες, αντλίες ινσουλίνης, κλπ)
- Οι περισσότεροι κίνδυνοι σχετίζονται με την μετακίνηση εμφυτευμάτων ή ξένων υλικών με σιδηρομαγνητικές ιδιότητες



Επίδραση σε Σιδηρομαγνητικά Αντικείμενα

Υπάρχουν δύο κατηγορίες συνεπειών της έκθεσης σιδηρομαγνητικών αντικειμένων στο μαγνητικό πεδίο

- Μετατόπιση: “projectile” or “missile” effect

projectile effect

missile effect A term referring to the ability of an MRI scanner to dangerously attract ferromagnetic iron-based materials—which are core structural components of fire extinguisher, gas cylinders, carts, wheelchairs, floor polishers,



- Στρέψη/περιστροφή: The “rotational” effect

The Projectile Effect

- Το αντικείμενο έλκεται προς το ισόκεντρο και μετατρέπεται σε «βλήμα» καθώς επιταχύνεται σε ταχύτητες ως 70 km/hr
- Η δύναμη μετατόπισης καθίσταται μέγιστη όπου το ασύμμετρο πεδίο είναι μέγιστο και είναι σχεδόν μηδενική στο ισόκεντρο
- Το αντικείμενο θέτει σε κίνδυνο τον ασθενή κι οποιονδήποτε βρεθεί στην πορεία του

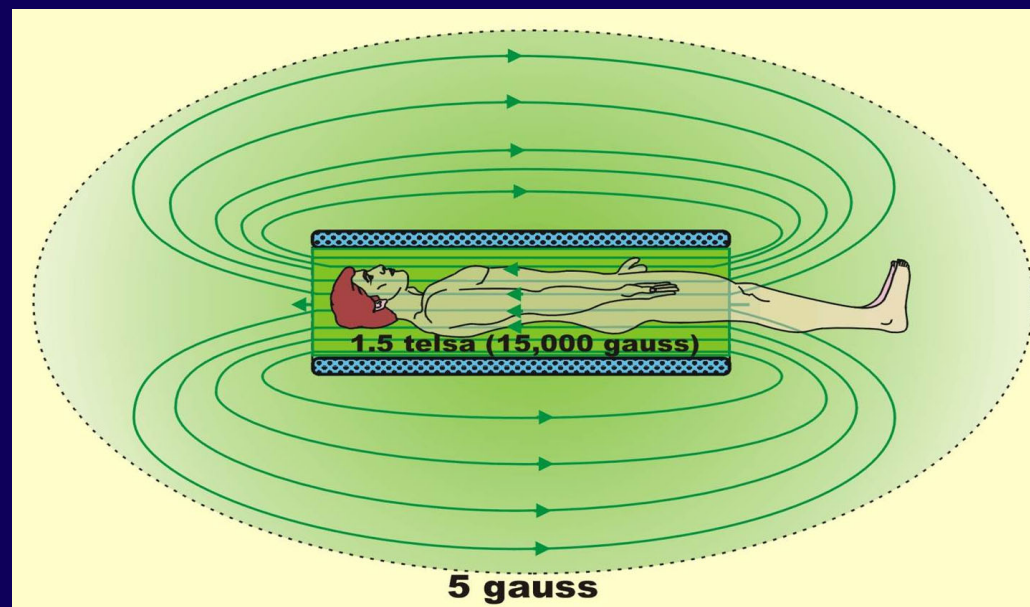
**Μην ξεχνάτε ότι το μαγνητικό πεδίο
είναι συνεχώς σε ισχύ**



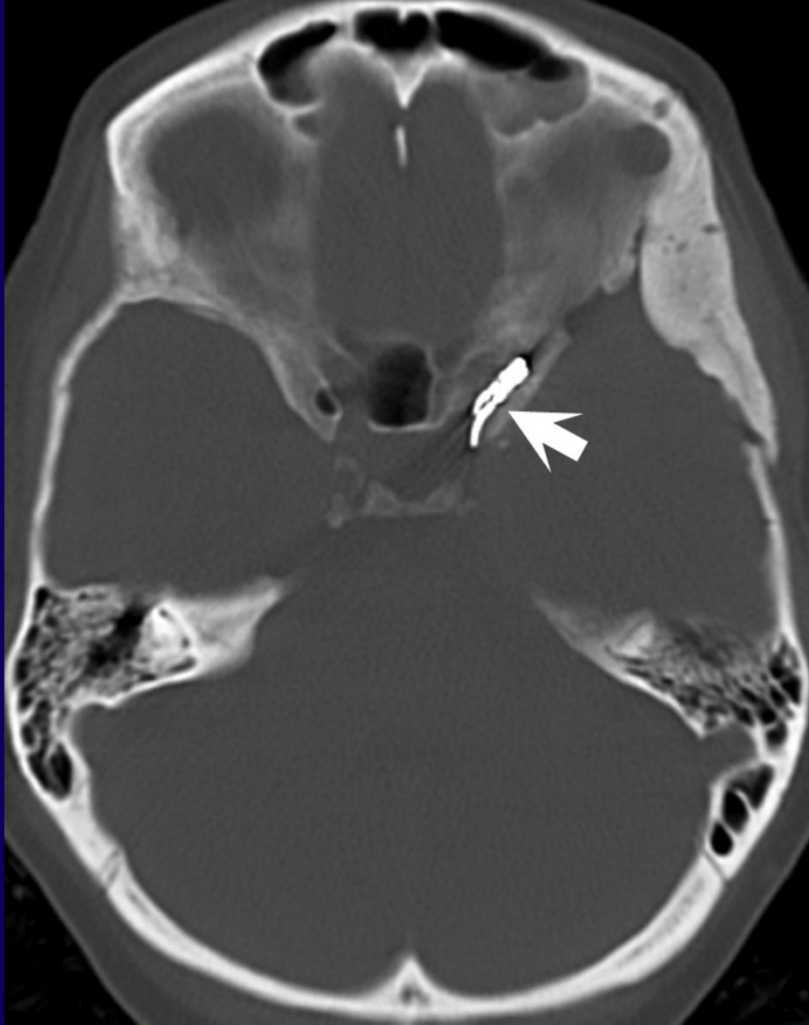
**Οποιοδήποτε αντικείμενο με σιδηρομαγνητικές
ιδιότητες μπορεί να μεταβληθεί σε βλήμα**

The Rotational Effect

- Το αντικείμενο περιστρέφεται έως ότου ο μεγάλος άξονάς του ευθυγραμμιστεί με τις μαγνητικές γραμμές
- Η δύναμη στρέψης καθίσταται μέγιστη στο ισόκεντρο
- Η δύναμη στρέψης σε σύστημα 3T είναι 4πλασια της δύναμης σε σύστημα 1.5T
- Ο συνεπαγόμενος κίνδυνος αφορά κυρίως εμφυτεύματα



The Rotational Effect

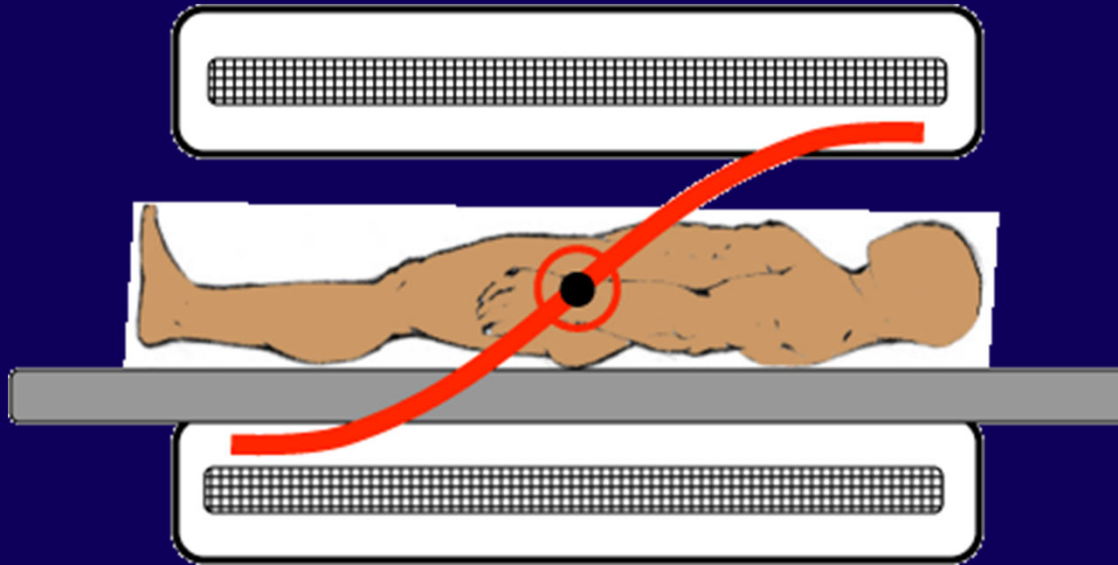


Πρόθεμα ανευρύσματος (εικόνα CT):

Μια μαγνητική τομογραφία αντενδείκνυται σε έναν ασθενή με ένα πρόθεμα ανευρύσματος, όπως αυτό που απεικονίζεται (βέλος), για το οποίο ο ακριβής τύπος δεν μπορεί να τεκμηριωθεί

Ενδελεχές ιστορικό απαιτείται πάντα!

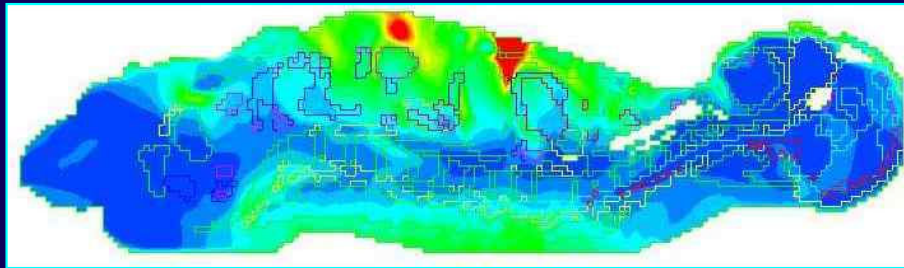
Βαθμίδες πεδίου



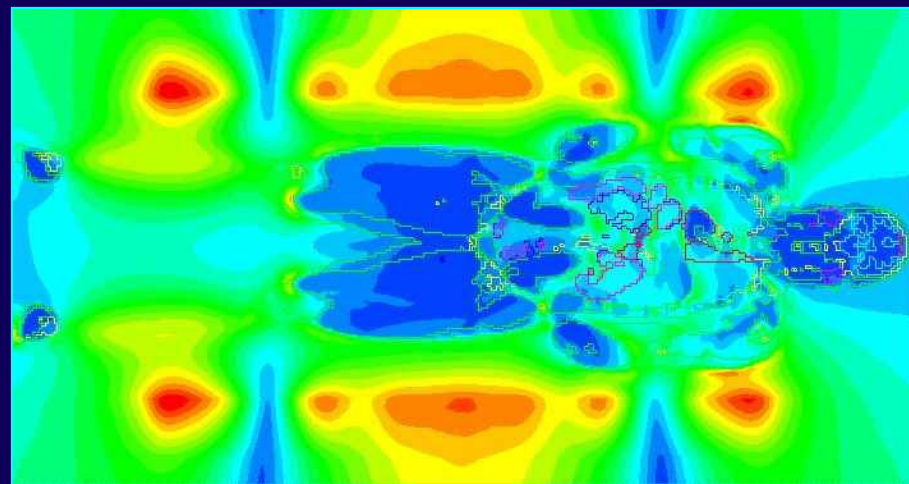
Πρόκειται για **χρονικά μεταβαλλόμενα μαγνητικά πεδία**

- Παράγουν ηλεκτρικά πεδία τα οποία μπορεί να διεγείρουν το νευρικό ή/και το μυϊκό σύστημα
- Οι επιπτώσεις κυμαίνονται από ένα ήπιο αίσθημα καύσου και μυϊκή σύσπαση έως το αίσθημα του πόνου
 - Το αντιδραστικό αίσθημα εξαρτάται από το άτομο

Βαθμίδες πεδίου



Επαγόμενα ηλεκτρικά πεδία
εντός του σώματος κατά τη
διάρκεια μιας τυπικής σάρωσης



- Η τιμή κατωφλίου για την αντίληψη της διέγερσης των περιφερικών νεύρων κυμαίνεται από 20 ως 50 T/sec
- Αίσθημα πόνου υφίσταται σε σχεδόν διπλάσιες τιμές
- Διέγερση του μυοκαρδίου (αρρυθμίες) μπορεί να συμβεί για τιμές $>60\text{T/sec}$ (πειραματόζωα)
- Κοιλιακή μαρμαρυγή θα μπορούσε να συμβεί για τιμές $50\times$
- Τα θεσπισμένα όρια ασφαλούς λειτουργίας μας προστατεύουν επαρκώς

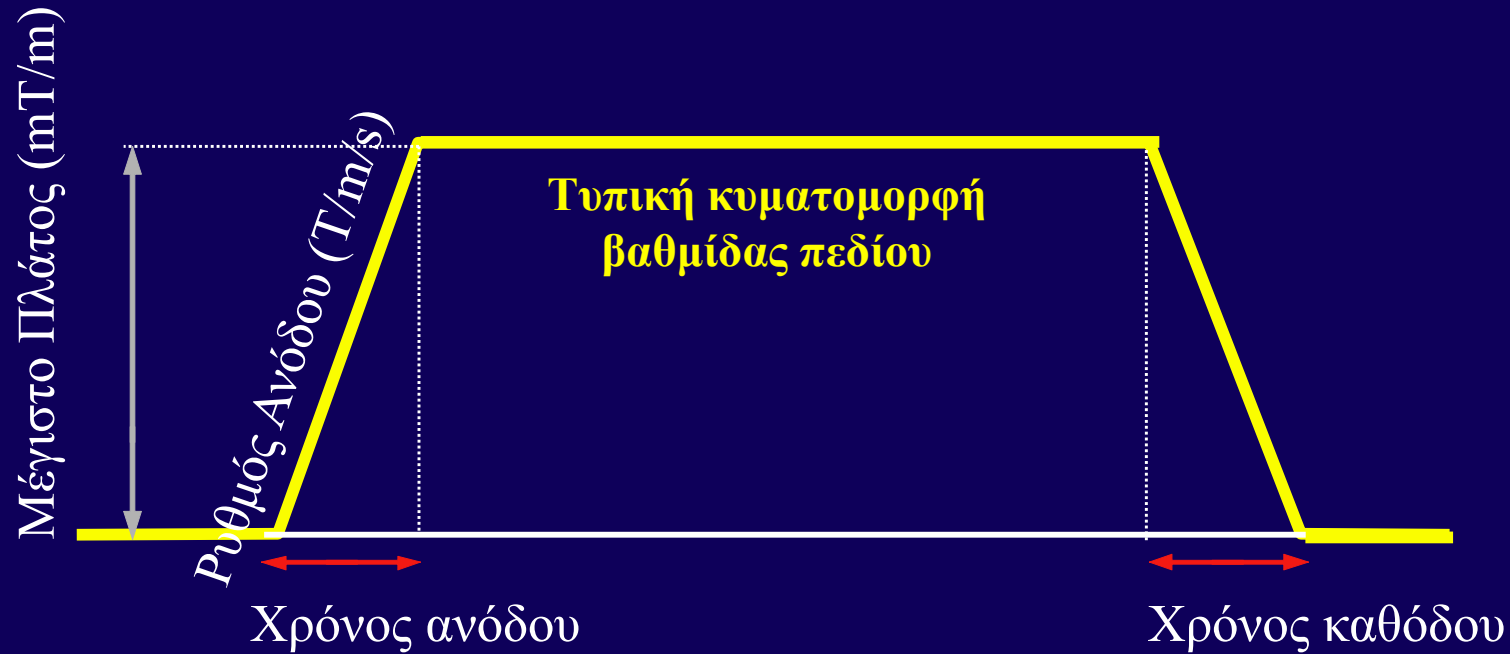
Ακουστικός Θόρυβος: Πηγές

Διάφορες πηγές ακουστικού θορύβου υπάρχουν στο χώρο του μαγνητικού τομογράφου

- **Πηνία βαθμίδων πεδίων** (λόγω της πρόσκρουσής τους πάνω στα πλαίσια στήριξής τους, που οφείλεται στις δυνάμεις που αναπτύσσονται κατά την γρήγορη εναλλαγή ρεύματος παρουσία του B_0)
- **RF θόρυβος** (ήχος που γίνεται αντιληπτός, λόγω θερμοελαστικής επέκτασης, όταν η κεφαλή υπόκειται σε παλμική RF ακτινοβολία συγκεκριμένων συχνοτήτων, 2.4-170 MHz)
- **Βοηθητικά συστήματα** (π.χ., κρυογεννήτρια, ανεμιστήρες)

Ακουστικός Θόρυβος: Εξάρτηση

- Τα επίπεδα θορύβου αυξάνουν με το ρυθμό μεταβολής των βαθμίδων πεδίων και με την ένταση του μαγνητικού πεδίου



- Τα επίπεδα θορύβου εξαρτώνται από τα υλικά μέρη και την κατασκευαστική δομή τους, ενώ παρουσιάζουν και χωρική εξάρτηση
- Η παρουσία του ασθενή, καθώς και το μέγεθος και η θέση του, επίσης επηρεάζουν τα επίπεδα θορύβου (~10dB)

Ακουστικός Θόρυβος: Επιπτώσεις

- Προβλήματα που σχετίζονται με το θόρυβο στην ΑΜΣ
 - Δυσκολία στη συνεννόηση
 - Ενόχληση
 - Ανησυχία & άγχος
 - Παροδική απώλεια ακοής
 - Μόνιμη έκπτωση ακοής



Ακουστικός Θόρυβος: Προστασία

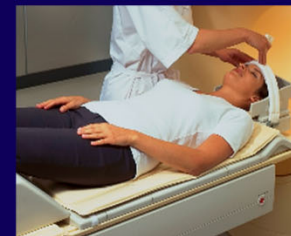
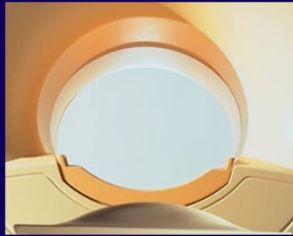
- Ωτοασπίδες ή/και ακουστικά πρέπει πάντα να χρησιμοποιούνται (μείωση 10-30 dB)
- Ειδικές «αθόρυβες» ακολουθίες
- Κατασκευή πηνίων με καταστολή των κραδασμών και του αερογενούς ήχου



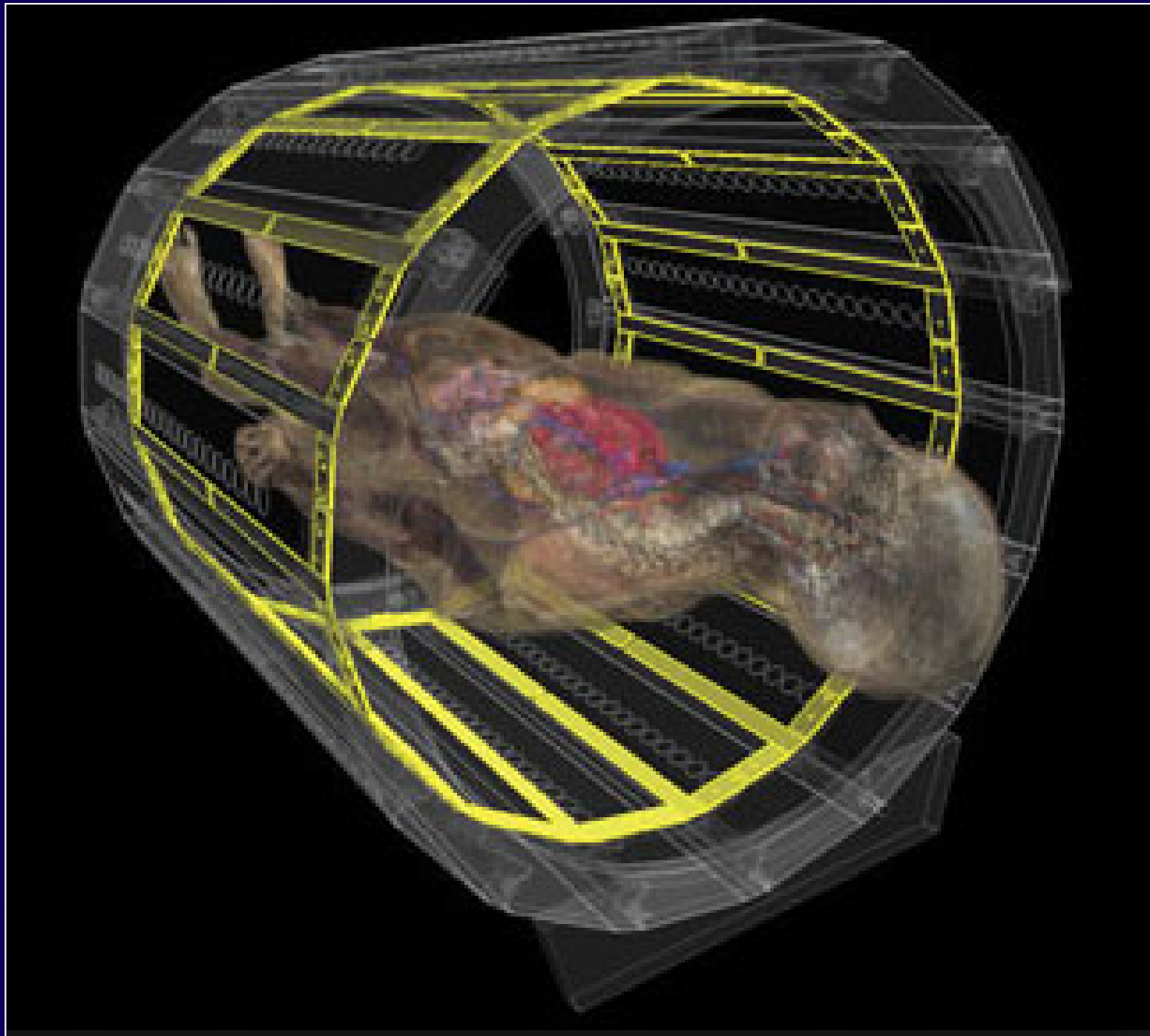
Πηνία Ραδιοσυχνότητων

- Συσκευές που εκπέμπουν ή λαμβάνουν ραδιοσυχνότητες
- Συντονισμένα σε συγκεκριμένη συχνότητα λειτουργίας
- Χρησιμοποιούνται στην εκπομπή RF παλμών και στην λήψη του MR σήματος
- Έχουν σχεδίαση και γεωμετρία κατάλληλη για συγκεκριμένες εφαρμογές – ανατομικές περιοχές

Πηνία Λήψης Σήματος

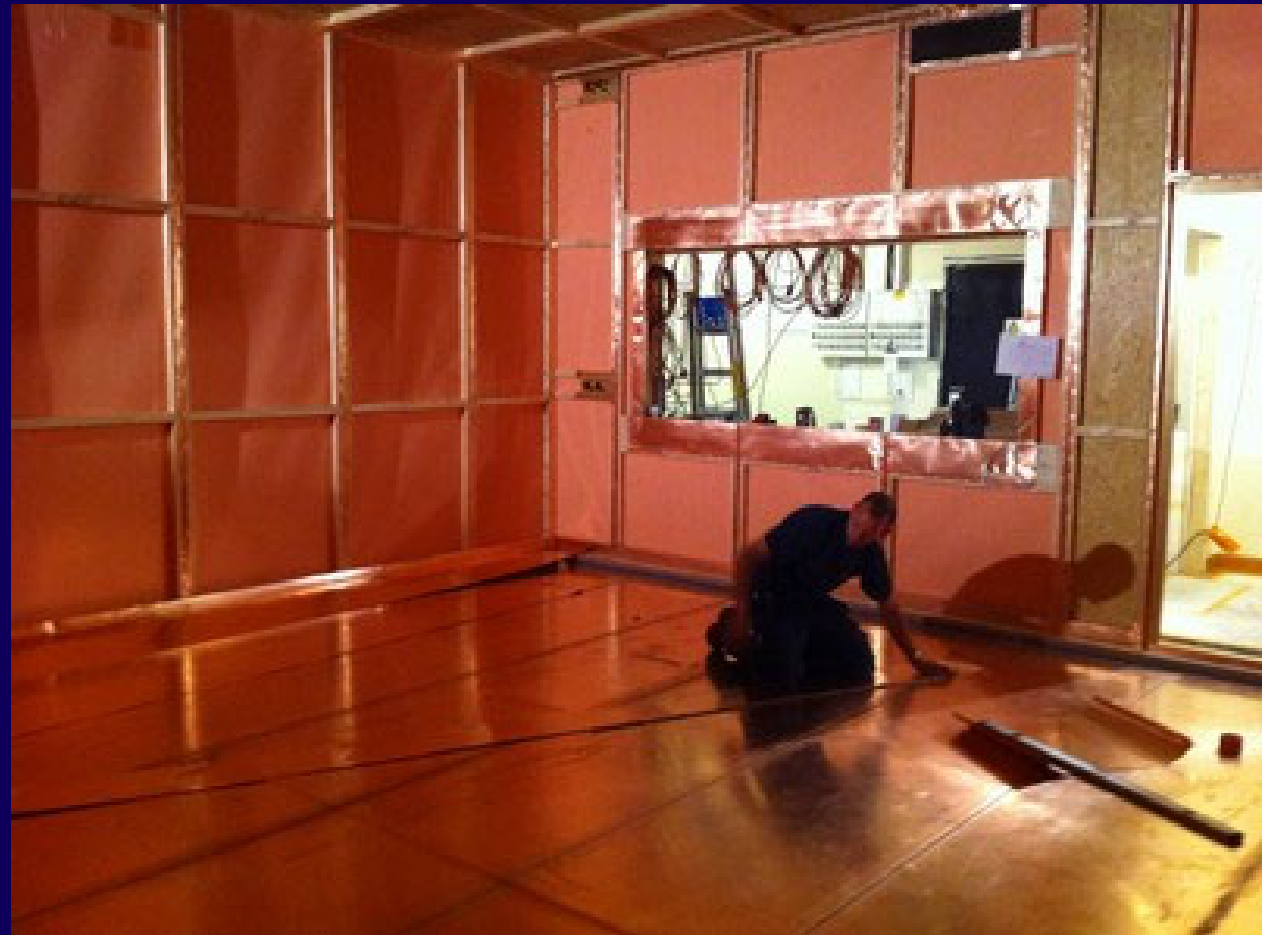


Πηνίο Εκπομπής RF



Κλωβός Faraday

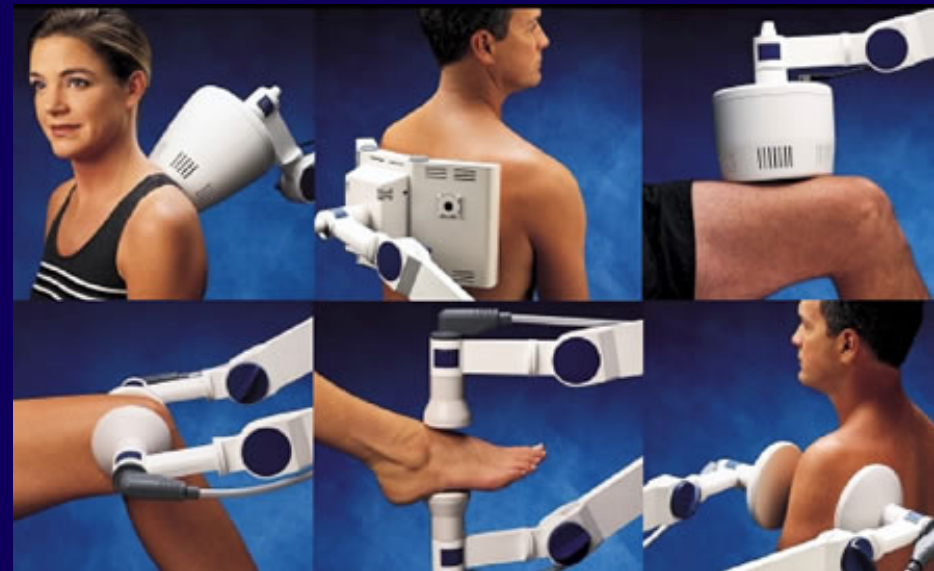
- Απαραίτητος για τον αποκλεισμό RF παρεμβολών από το εξωτερικό περιβάλλον, μέσα στον χώρο του MT
- Συνήθως δημιουργείται από επιφάνειες χαλκού συνδεδεμένες με απόλυτη ακρίβεια για «RF στεγανότητα»
- Περιλαμβάνει παράθυρο με κατάλληλο πλέγμα θωράκισης για θέαση του εσωτερικού



Πεδίο Ραδιοσυχνοτήτων (RF)

- Το μεγαλύτερο μέρος της εκπεμπόμενης RF ενέργειας μετατρέπεται σε θερμότητα μέσα στους ιστούς λόγω των ωμικών απωλειών
- Συνεπώς το κυρίαρχο βιολογικό αποτέλεσμα από την έκθεση σε RF πεδία οφείλεται στις θερμογόνες ιδιότητες τους

Η RF διαθερμία (1-100 MHz) χρησιμοποιεί ηλεκτρικά παραγόμενη θερμότητα για θεραπευτικούς σκοπούς



Specific Absorption Rate (SAR)

- Ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης (SAR) εκφράζει την εναποτιθέμενη ενέργεια (W) ανά μονάδα μάζας (kg) ιστού

$$SAR = 0.5\sigma \frac{E^2}{\rho}$$

Ε επαγόμενο ηλεκτρικό πεδίο,
σ αγωγιμότητα, ρ πυκνότητα

- $SAR \sim B_0^2 \times (FA)^2 \times (RF \text{ duty cycle})$
FA: γωνία νεύσης (διέγερσης)
Duty cycle: το ποσοστό του χρόνου σάρωσης που εκπέμπεται RF
- Το μέγεθος του ασθενή παίζει ρόλο: Το SAR αυξάνει με το (r^2)
r, ενεργή ακτίνα

Πεδίο Ραδιοσυχνοτήτων και Θερμότητα

- Η επαγωγή ηλεκτρικών τάσεων και ρευμάτων είναι πιθανή σε ηλεκτρικά αγωγιμα υλικά
- Σε αυτά περιλαμβάνονται τα καλώδια για τον καρδιακό συγχρονισμό και άλλα συστήματα ιατρικής χρήσης
- Κάποια τατουάζ, καλλυντικά, κοσμήματα μπορεί να περιέχουν σιδηρομαγνητικά υλικά τα οποία μπορεί να θερμανθούν ή να προκαλέσουν οίδημα
- Ακόμη και βρόχοι που σχηματίζονται από το σώμα και τα άκρα του εξεταζόμενου μπορούν να άγουν θερμότητα

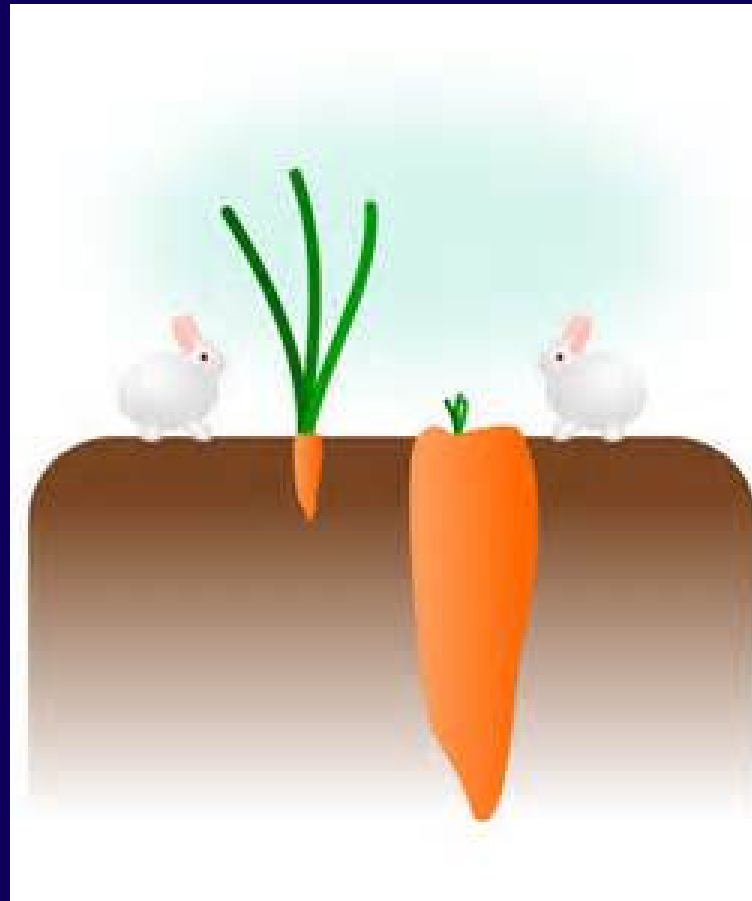


Ασφάλεια στην ΑΜΣ:

Δύο κατηγορίες σφαλμάτων

Υπερεκτίμηση
κινδύνων

Μπορεί να οδηγήσει
σε απόρριψη
ασθενών που θα
ωφελοούνταν από
την εξέταση



Υποεκτίμηση
κινδύνων

Μπορεί να
οδηγήσει σε
συμβάντα ή
ατυχήματα

ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

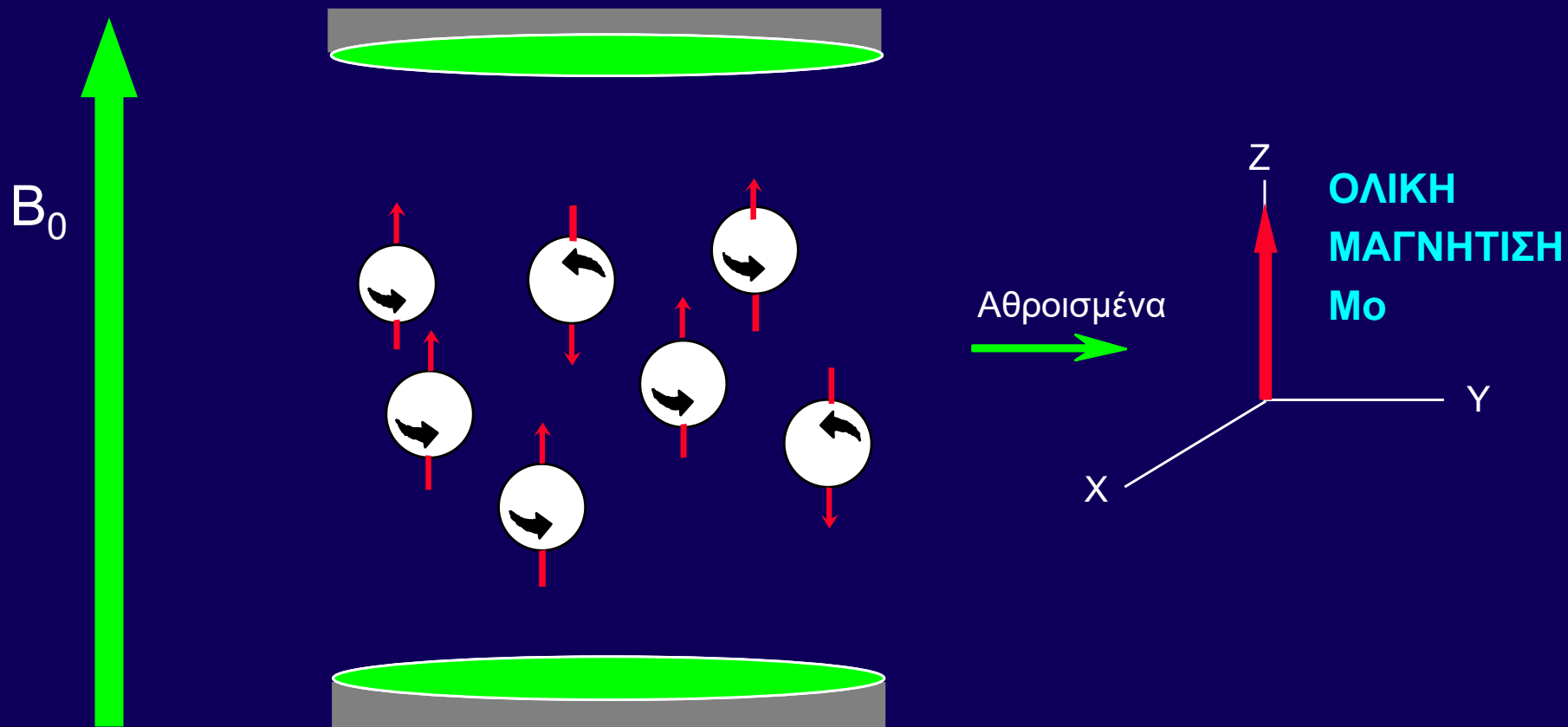
- Από το φαινόμενο του ΠΜΣ στην ΑΜΣ
 - Δημιουργία MR σήματος
- Χρόνοι επαναφοράς (αποκατάστασης)
 - Σχηματισμός εικόνας
- Υλικά μέρη, βιολογικές επιδράσεις & ασφάλεια
 - Αντίθεση εικόνας
 - Εφαρμογές

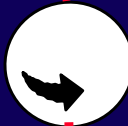
Παράγοντες που επηρεάζουν την αντίθεση εικόνας στην ΑΜΣ

Η ένταση σήματος καθορίζεται από:

- Ένταση μαγνητικού πεδίου
- Ενδογενή χαρακτηριστικά ιστών
- Παραμέτρους απεικόνισης (λήψης)
- Εξωγενείς παράγοντες

Πυρήνες ^1H σε ισχυρό Μαγνητικό Πεδίο



Στο 1.5T οι πλεονάζοντες πυρήνες  είναι 96 στα 10.000.000 πυρήνων

Η αύξηση του B_0 οδηγεί στην αύξηση του σήματος (και του λόγου σήμα-προς-θόρυβο) και, συνεπώς, επηρεάζει την αντίθεση της εικόνας

Παράγοντες που επηρεάζουν την αντίθεση εικόνας στην ΑΜΣ

Η ένταση σήματος καθορίζεται από:

- Ένταση μαγνητικού πεδίου
- Ενδογενή χαρακτηριστικά ιστών
- Παραμέτρους απεικόνισης (λήψης)
- Εξωγενείς παράγοντες

Ενδογενή χαρακτηριστικά ιστών

Τα κύρια ενδογενή χαρακτηριστικά των ιστών που καθορίζουν το σήμα και επηρεάζουν την αντίθεση εικόνας είναι

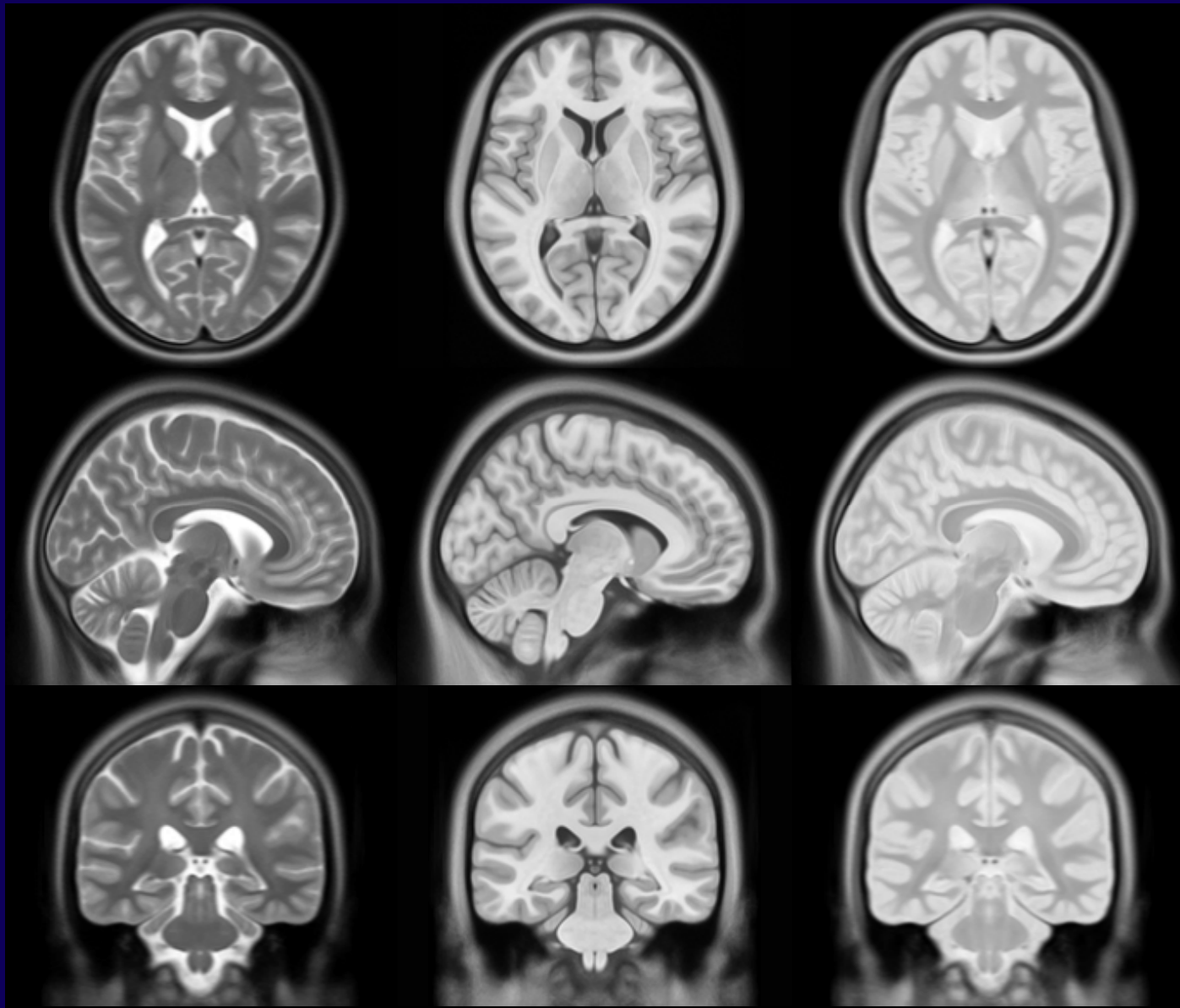
- Πυκνότητα πρωτονίων
- Χρόνος Επαναφοράς T1
- Χρόνος Επαναφοράς T2

Ενδογενή χαρακτηριστικά ιστών

Ιστός	Πυκνότητα πρ.	T1 (msec)	T2 (msec)
Λίπος	100	260	85
Μυελός οστών	40	400	60
Λευκή ουσία	85	790	90
Φαιά ουσία	80	920	100
Αίμα	95	1200	100
ΕΝΥ	100	>4000	>2000
Οστό	<10		
Αέρας	<1		

Στην ΑΜΣ, λαμβάνουμε εικόνες με στάθμιση T1, T2 ή ΠΠ:
Η αντίθεση μεταξύ των ιστών στην εικόνα καθορίζεται κυρίως από τις διαφορές των ιστών ως προς το T1, το T2 ή την πυκνότητα πρωτονίων (ΠΠ), αντίστοιχα

Ενδογενή χαρακτηριστικά ιστών & αντίθεση



T2-στάθμιση

T1-στάθμιση

ΠΠ-στάθμιση

Παράγοντες που επηρεάζουν την αντίθεση εικόνας στην ΑΜΣ

Η ένταση σήματος καθορίζεται από:

- Ένταση μαγνητικού πεδίου
- Ενδογενή χαρακτηριστικά ιστών
- Παραμέτρους απεικόνισης (λήψης)
- Εξωγενείς παράγοντες

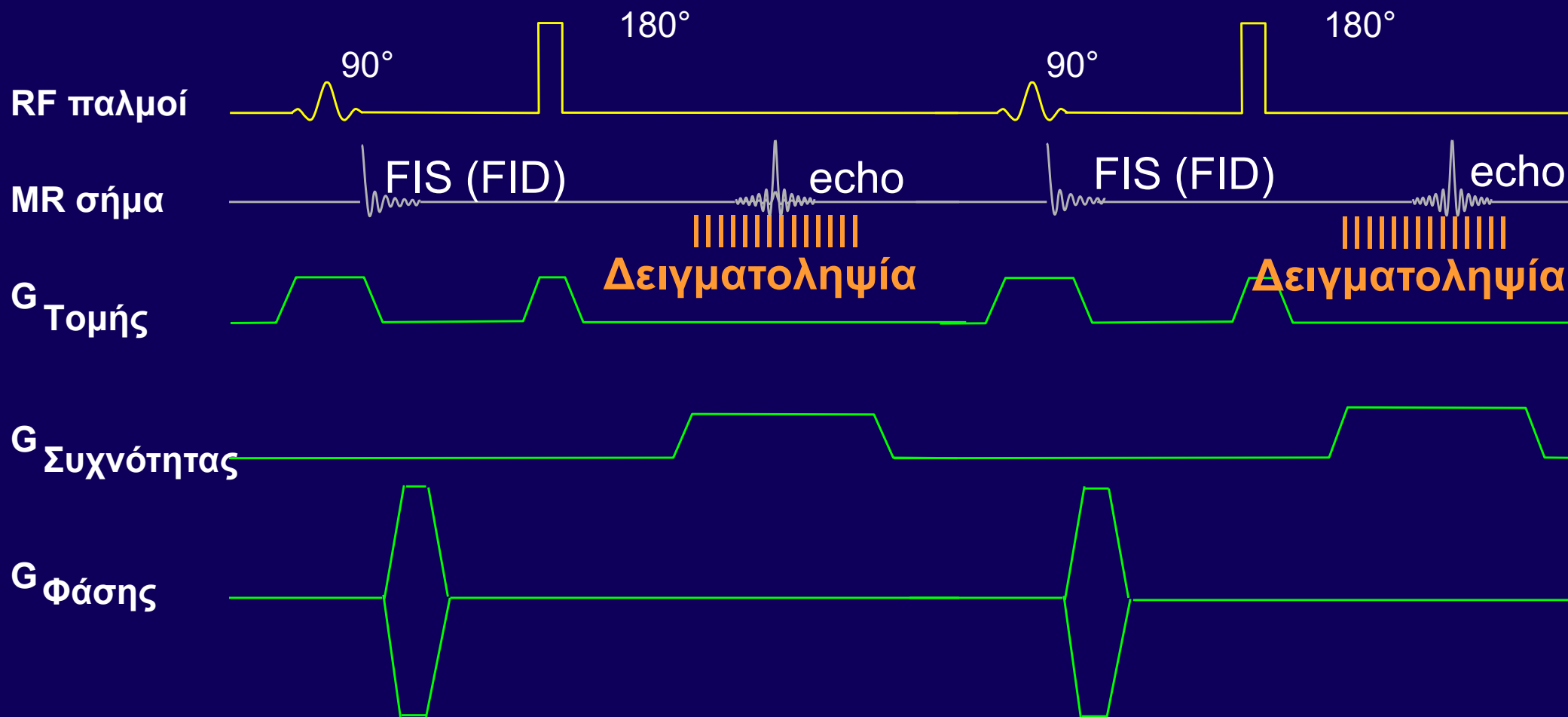
Παράμετροι συστήματος

→ Είδος ακολουθίας ραδιοπαλμών

Επαναλαμβανόμενη ακολουθία από RF παλμούς διέγερσης, συνοδευόμενη από αυξομειώσεις των βαθμιδωτών πεδίων και από δειγματοληψίες

→ Χαρακτηριστικά ακολουθίας παλμών

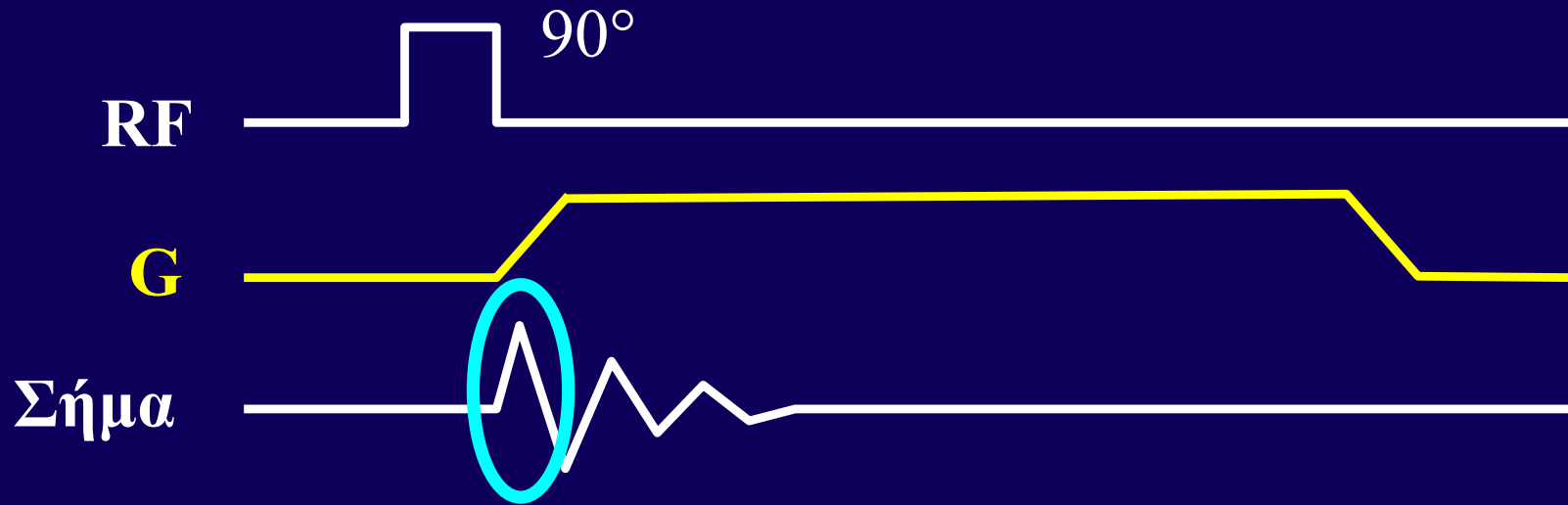
Διάγραμμα Ακολουθίας Ραδιοπαλμών



Επαναλαμβανόμενη ακολουθία από RF παλμούς διέγερσης, συνοδευόμενη από αυξομειώσεις των βαθμιδωτών πεδίων και από δειγματοληψίες

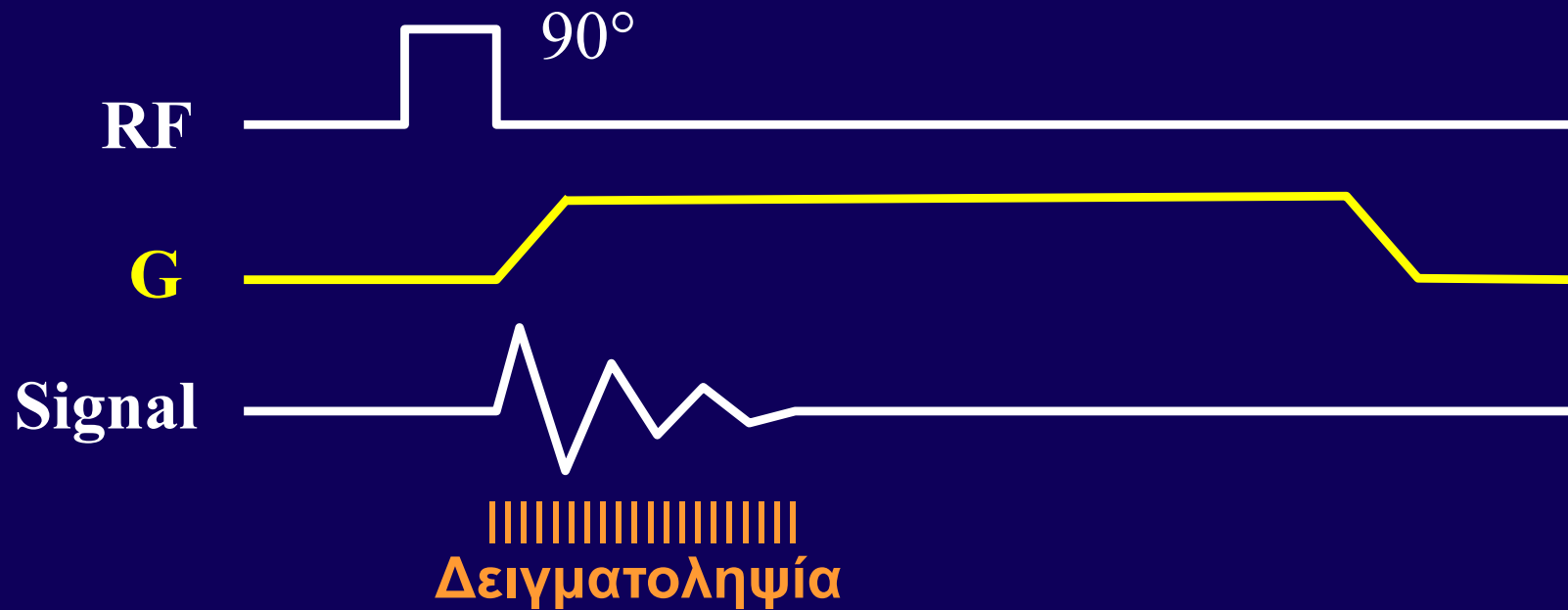
Free induction decay (FID)/Free induction signal (FIS)

Σήμα ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης



- Για την κωδικοποίηση συχνότητας χρειάζεται να συλλέξουμε το σήμα έχοντας ενεργοποιήσει τη σχετική βαθμίδα πεδίου
- Αλλά η βαθμίδα δεν μπορεί να ενεργοποιηθεί ακαριαία
- Συνεπώς, πολύτιμη πληροφορία που αφορά στο αρχικό τμήμα του ελεύθερου επαγωγικού σήματος (FID) δε θα καταγραφεί

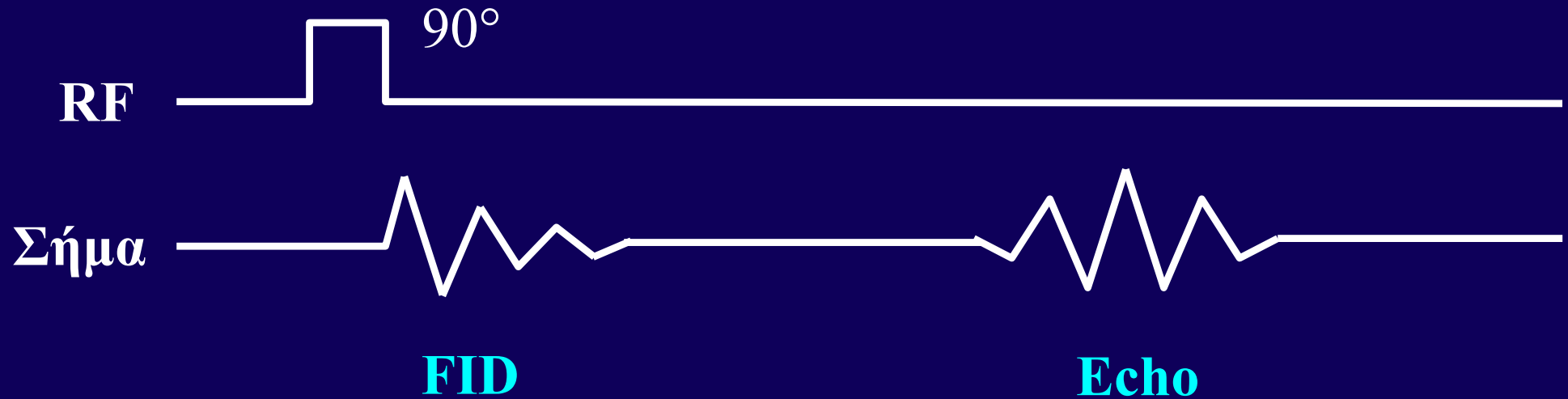
Free induction decay (FID)/Free induction signal (FIS) Σήμα ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης



Η δειγματοληψία του FID δεν αποτελεί αποτελεσματική προσέγγιση



Αντήχηση (echo)

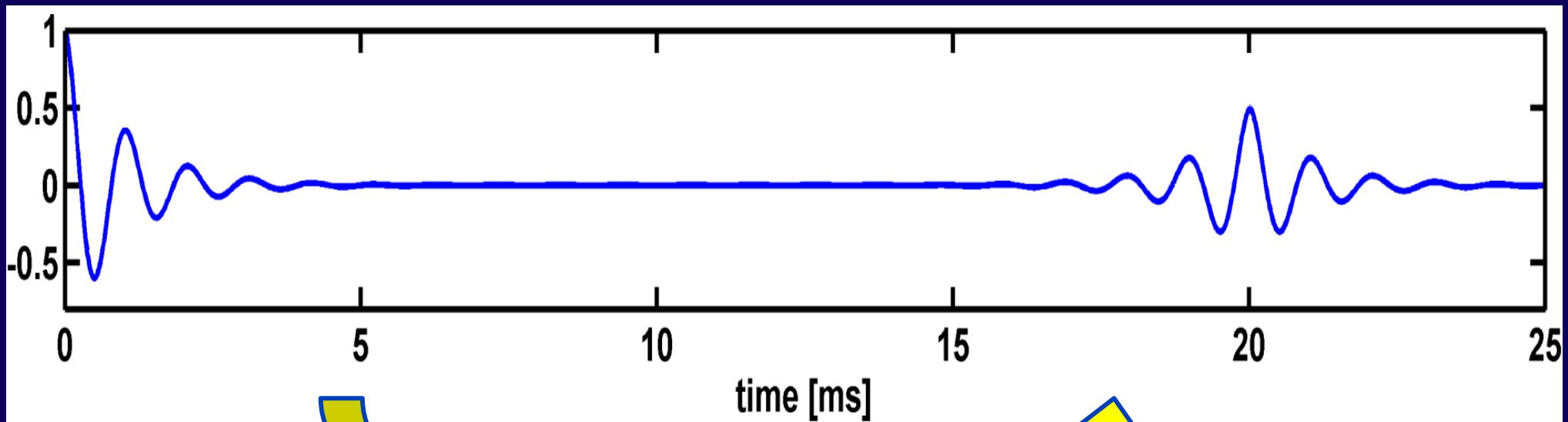


- Χρειάζεται να καθυστερήσουμε τη δειγματοληψία έως ότου η βαθμίδα πεδίου έχει σταθεροποιηθεί
- Δημιουργούμε ένα **σήμα αντήχησης (echo)**, το οποίο εν τέλει συλλέγουμε (αντί για το FID)

Echo o o o !

Αντήχηση

Επιτυγχάνεται μέσω της μερικής επανάκτησης της συμφασικότητας των μαγνητικών ροπών σε ένα μεταγενέστερο χρονικό σημείο



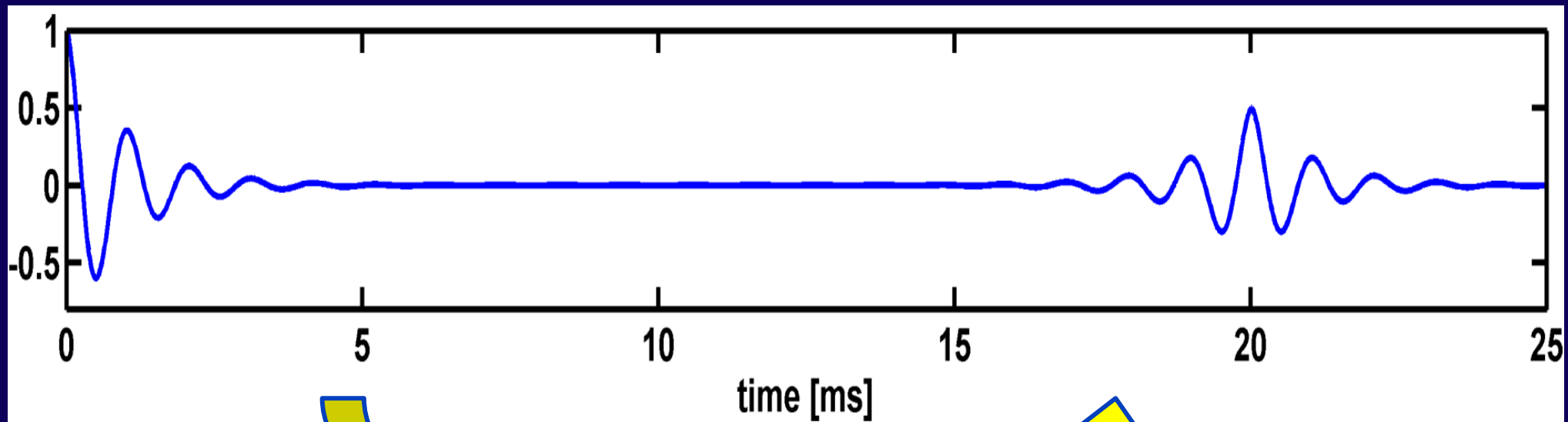
FID (T_2^*)

Χειρισμός

echo

Αντήχηση

- **Spin Echo:** Η μερική επανάκτηση συμφασικότητας των μαγνητικών ροπών (αντήχηση) επιτυγχάνεται με τη χρήση ενός RF παλμού 180°



FID (T_2^*)

Χειρισμός

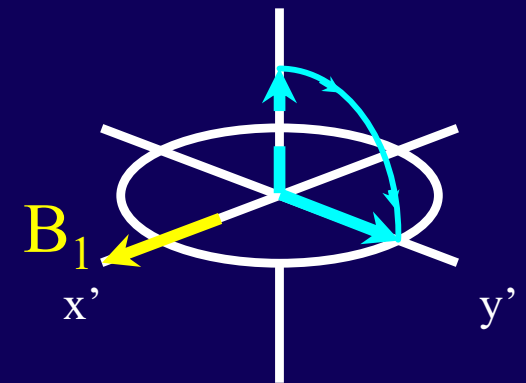
spin echo (T_2)

Ακολουθία ραδιοπαλμών spin echo

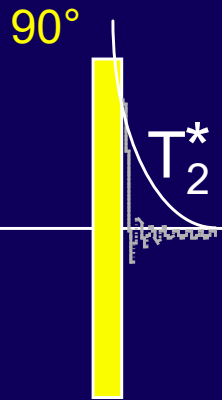
90°



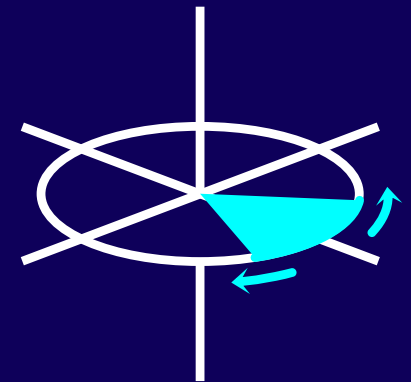
- Εφαρμόζεται ραδιοπαλμός 90°
- Η μαγνήτιση μεταπίπτει στο επίπεδο $x'y'$



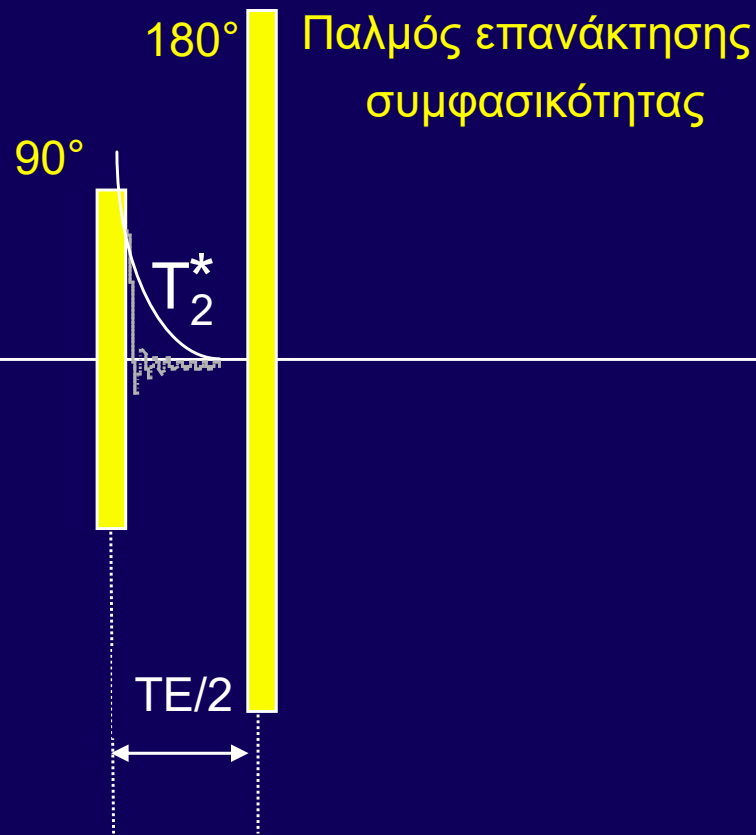
Ακολουθία ραδιοπαλμών spin echo



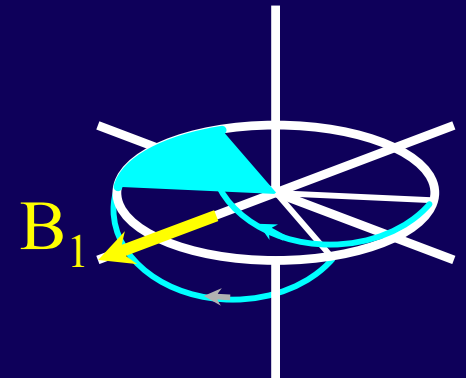
- Μετά το πέρας του ραδιοπαλμού επάγεται το σήμα FID
- Αρχίζει ο αποσυγχρονισμός των φάσεων των μαγνητικών ροπών (απώλεια συμφασικότητας) καθώς αρχίζουν να αποκλίνουν λόγω της αποκατάστασης T_2



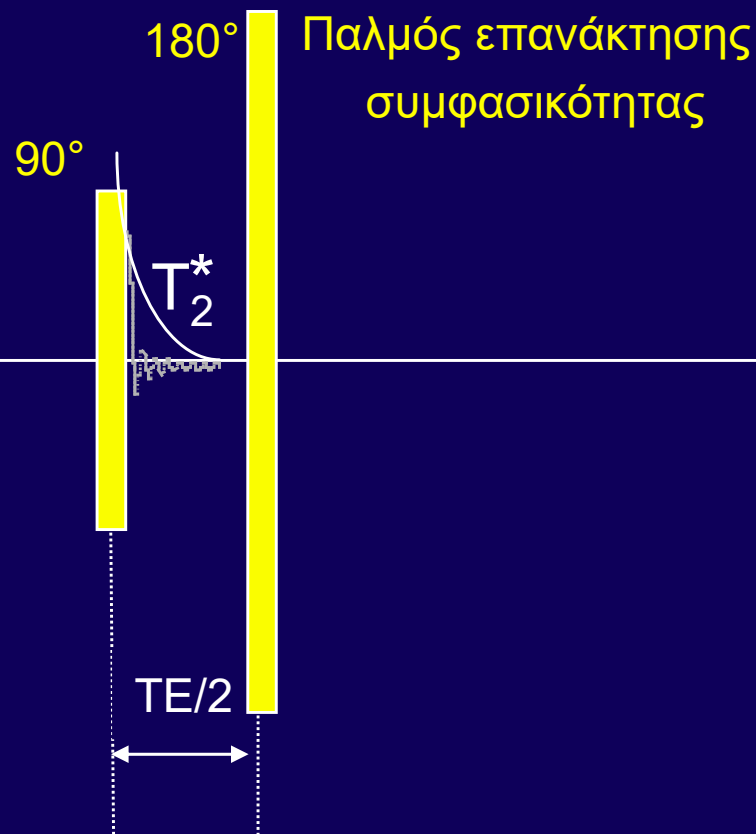
Ακολουθία ραδιοπαλμών spin echo



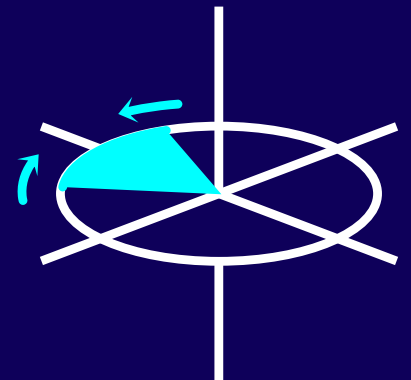
- Ένας ραδιοπαλμός 180° εφαρμόζεται μετά από χρόνο $TE/2$
- Οι μαγνητικές ροπές αντιστρέφονται στο επίπεδο $x'y'$



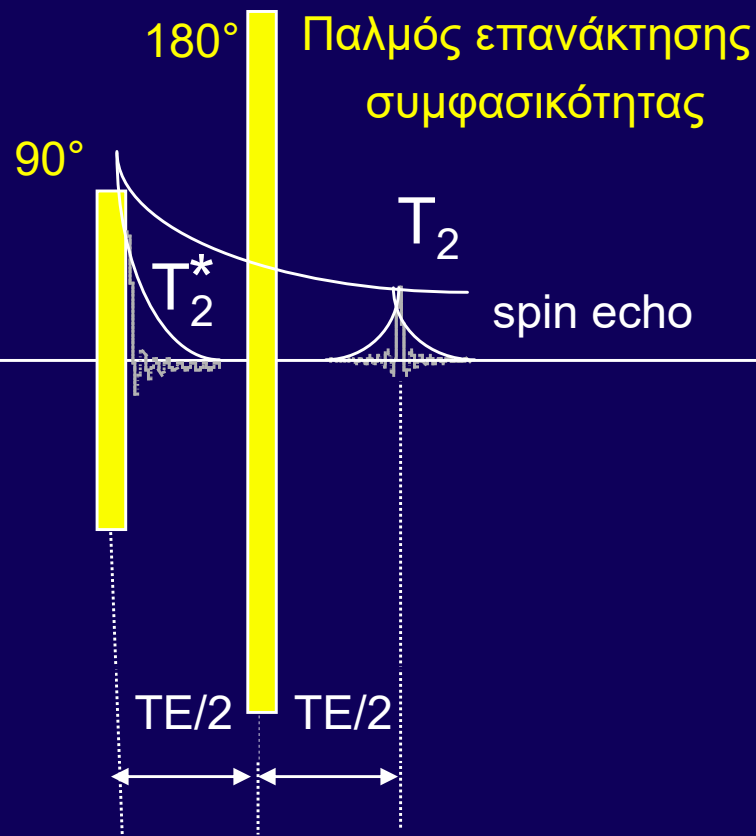
Ακολουθία ραδιοπαλμών spin echo



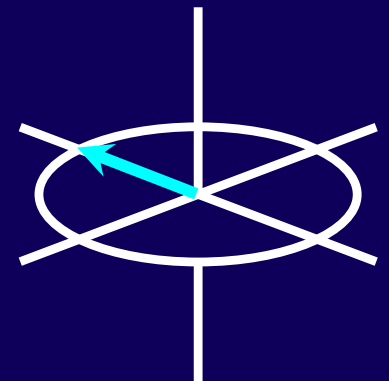
- Ένας ραδιοπαλμός 180° εφαρμόζεται μετά από χρόνο $TE/2$
- Οι μαγνητικές ροπές αντιστρέφονται και αρχίζουν να επανασυγχρονίζουν τη φάση τους καθώς πλέον συγκλίνουν



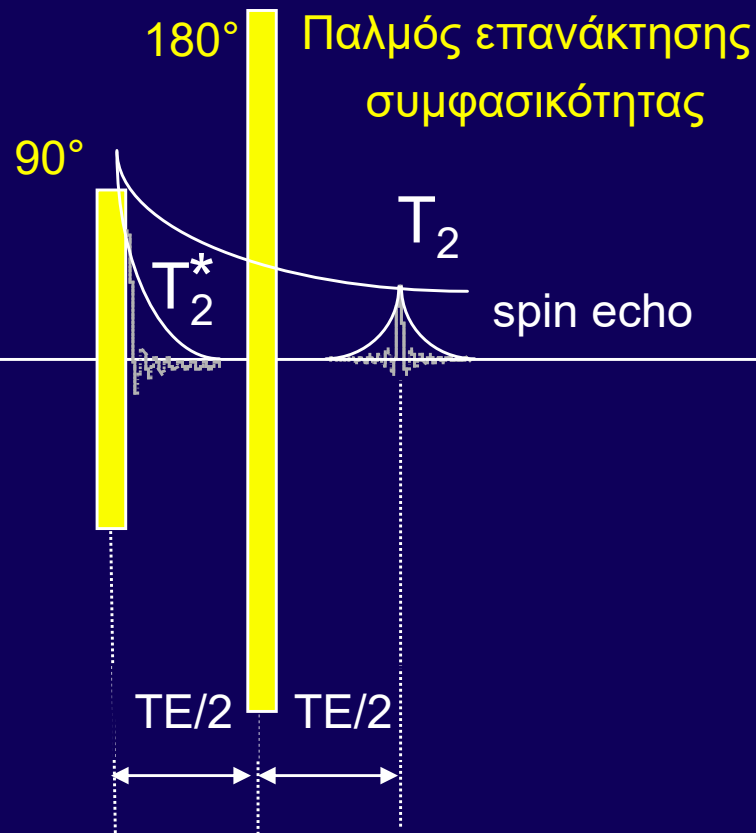
Ακολουθία ραδιοπαλμών spin echo



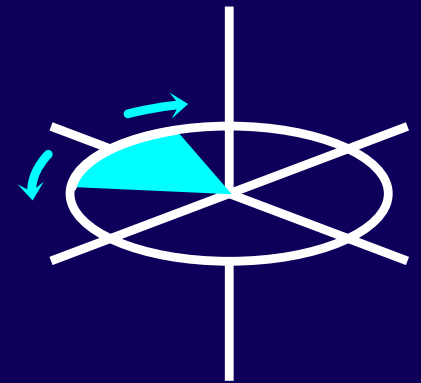
- Το κέντρο του spin echo αντιστοιχεί στην πλήρη επανευθυγράμμιση των μαγνητικών ροπών
- Το κέντρο του spin echo σήματος (αντήχηση) δημιουργείται σε χρόνο TE μετά τον ραδιοπαλμό διέγερσης (90°)



Ακολουθία ραδιοπαλμών spin echo



- Απώλεια συμφασικότητας των μαγνητικών ροπών και απομείωση του spin echo καθώς αρχίζουν πάλι να αποκλίνουν



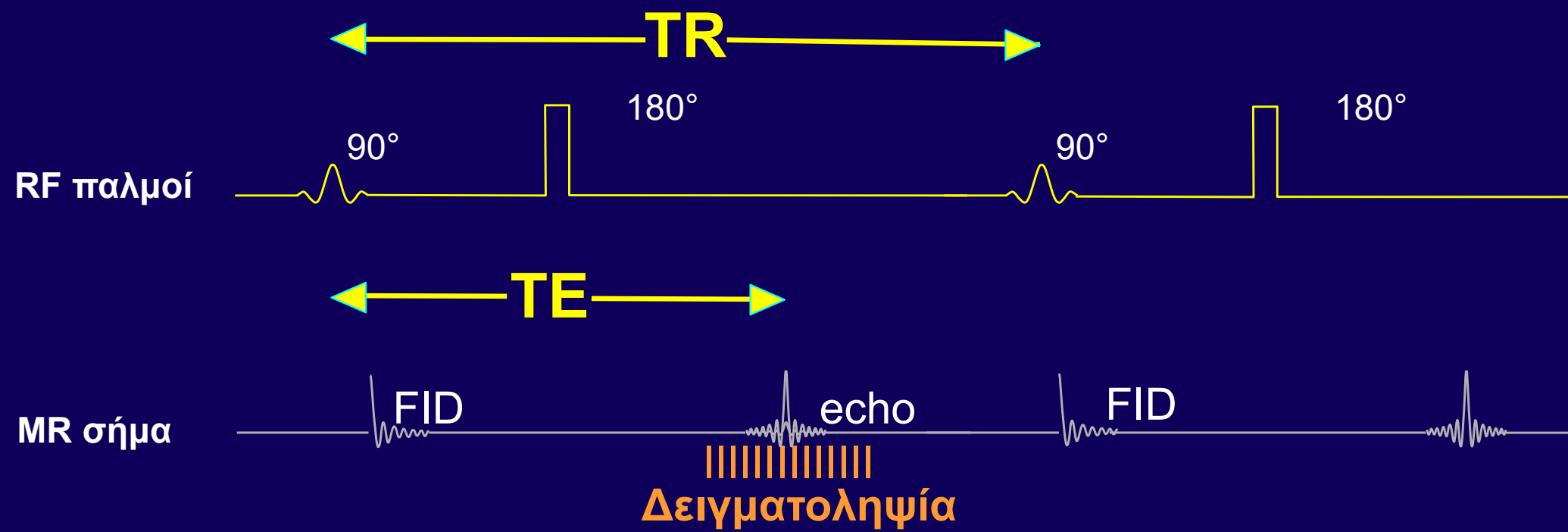
Παράμετροι συστήματος

→ Είδος ακολουθίας παλμών

→ Χαρακτηριστικά ακολουθίας παλμών

- **Χρόνος επανάληψης (TR, repetition time):** το χρονικό διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών ραδιοπαλμών διέγερσης (90°)
Σημαντικός στην T1 Επαναφορά
- **Χρόνος αντήχησης (TE, echo time):** το χρονικό διάστημα από τον ραδιοπαλμό διέγερσης (90°) μέχρι το κέντρο της αντήχησης
Σημαντικός στην T2 Επαναφορά
- Χρόνος αντιστροφής (TI)
- Γωνία διέγερσης
- Προπαλμοί

Κύριες χρονικές παράμετροι ακολουθίας (spin echo)



Επαναλαμβανόμενη ακολουθία από RF παλμούς διέγερσης, συνοδευόμενη από αυξομειώσεις των βαθμιδωτών πεδίων και από δειγματοληψίες

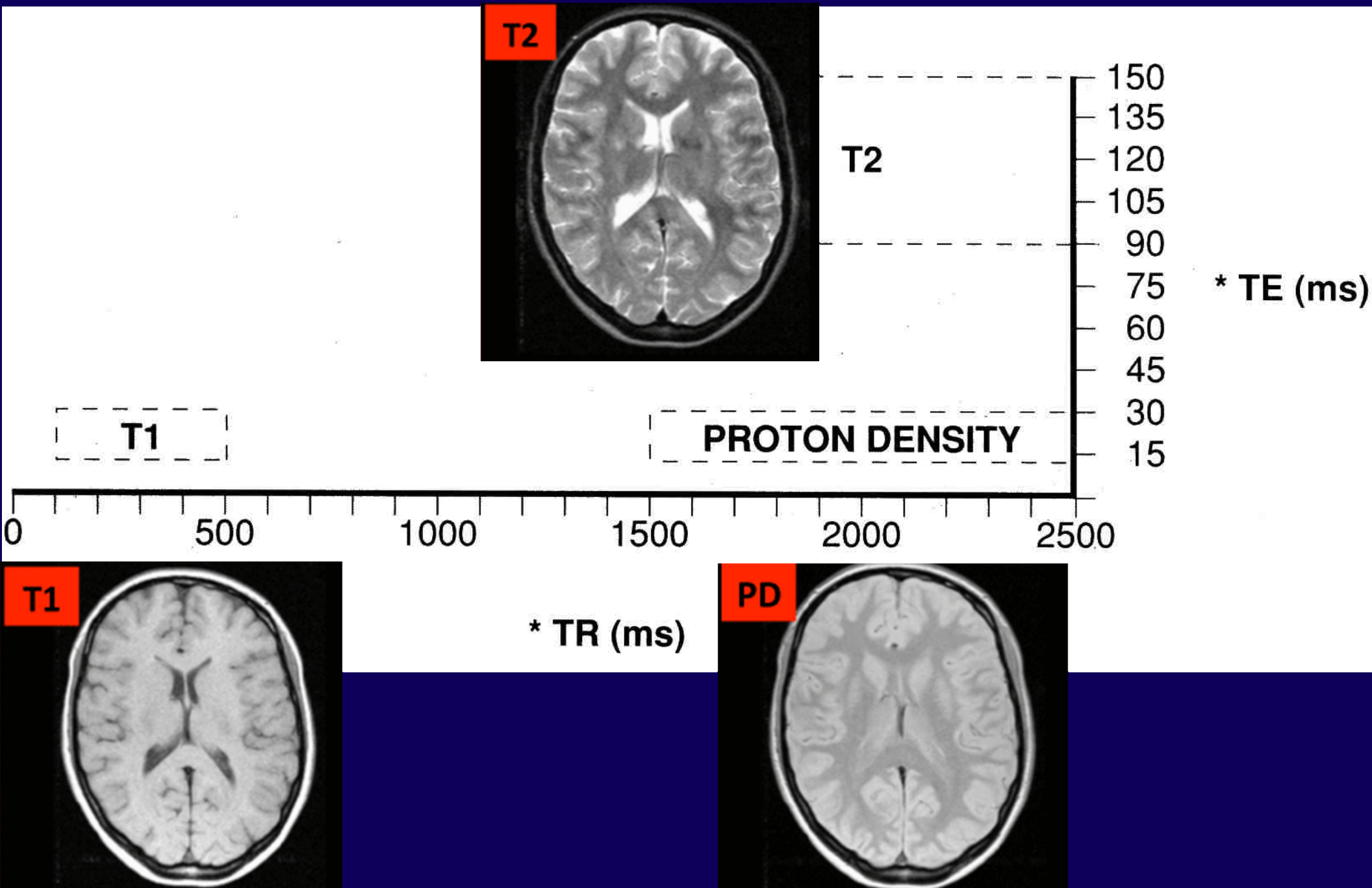
Ακολουθία ραδιοπαλμών spin echo και αντίθεση

- Η αντίθεση εξαρτάται από την ΠΠ (πυκνότητα πρωτονίων), το T1 και το T2 των ιστών που απεικονίζονται
- Με χρήση των κατάλληλων χρονικών παραμέτρων (TE, TR) επιτυγχάνεται η επιθυμητή στάθμιση στην αντίθεση εικόνας

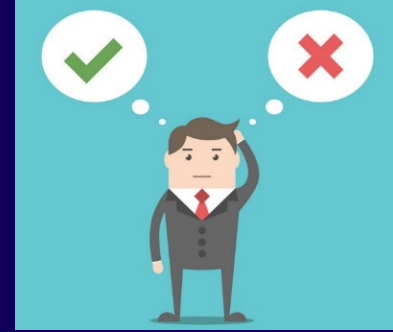
	Μικρό TR	Μεγάλο TR
Μικρό TE	T1-στάθμιση	ΠΠ-στάθμιση
Μεγάλο TE	T2-στάθμιση	

Η στάθμιση ή βαρύτητα υποδηλώνει το χαρακτηριστικό (T1, T2 ή ΠΠ) που επηρεάζει περισσότερο την αντίθεση μεταξύ των απεικονιζόμενων ιστών

Ακολουθία ραδιοπαλμών spin echo και αντίθεση



Ακολουθία spin echo

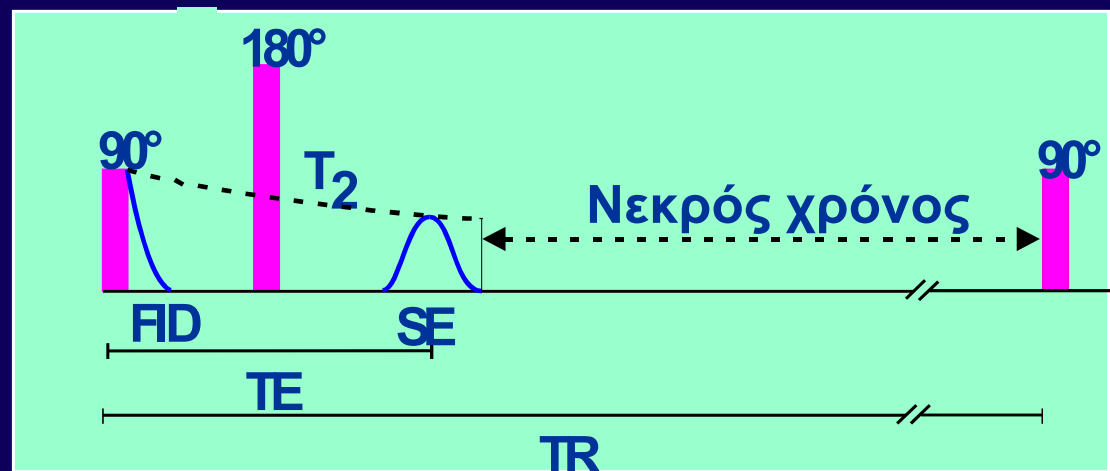


➤ Πλεονεκτήματα:

- Ικανοποιητική αντίθεση
- Αντανακλά την πραγματική απώλεια φάσης (T_2) του δείγματος καθώς αντισταθμίζει την απώλεια φάσης λόγω τοπικών μαγνητικών ανομοιογενειών

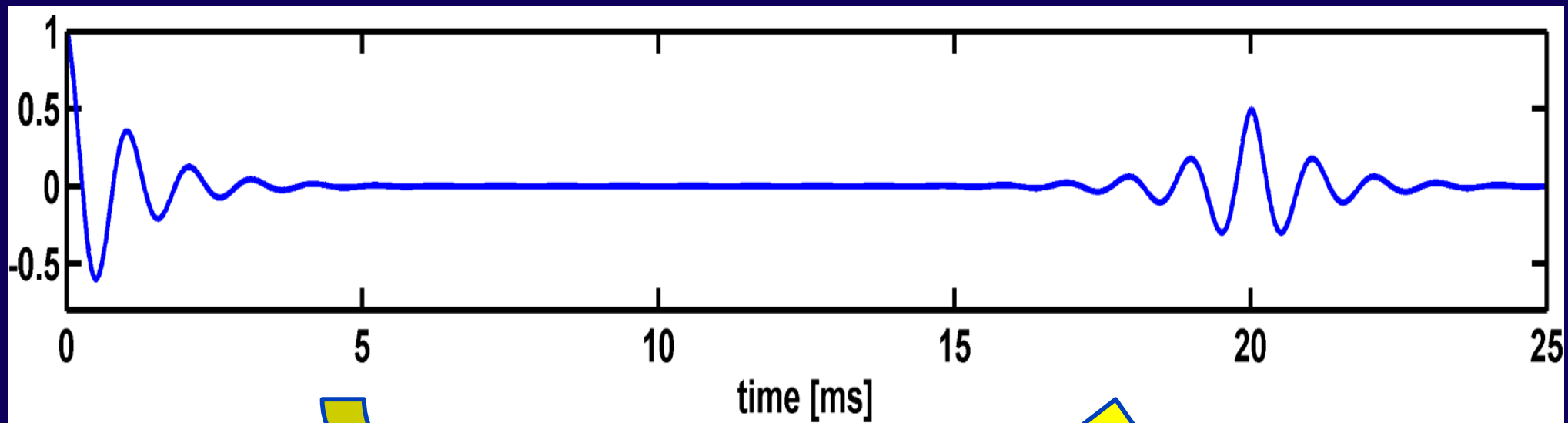
➤ Μειονεκτήματα:

- Αργή διαδικασία μέτρησης (λήψης δεδομένων)
- Ευαίσθητη διαδικασία μέτρησης σε ψευδείς κινήσεις



Αντήχηση

- **Gradient Echo:** Η μερική επανάκτηση συμφασικότητας των μαγνητικών ροπών (αντήχηση) επιτυγχάνεται με την αντιστροφή της βαθμίδας πεδίου κωδικοποίησης συχνότητας

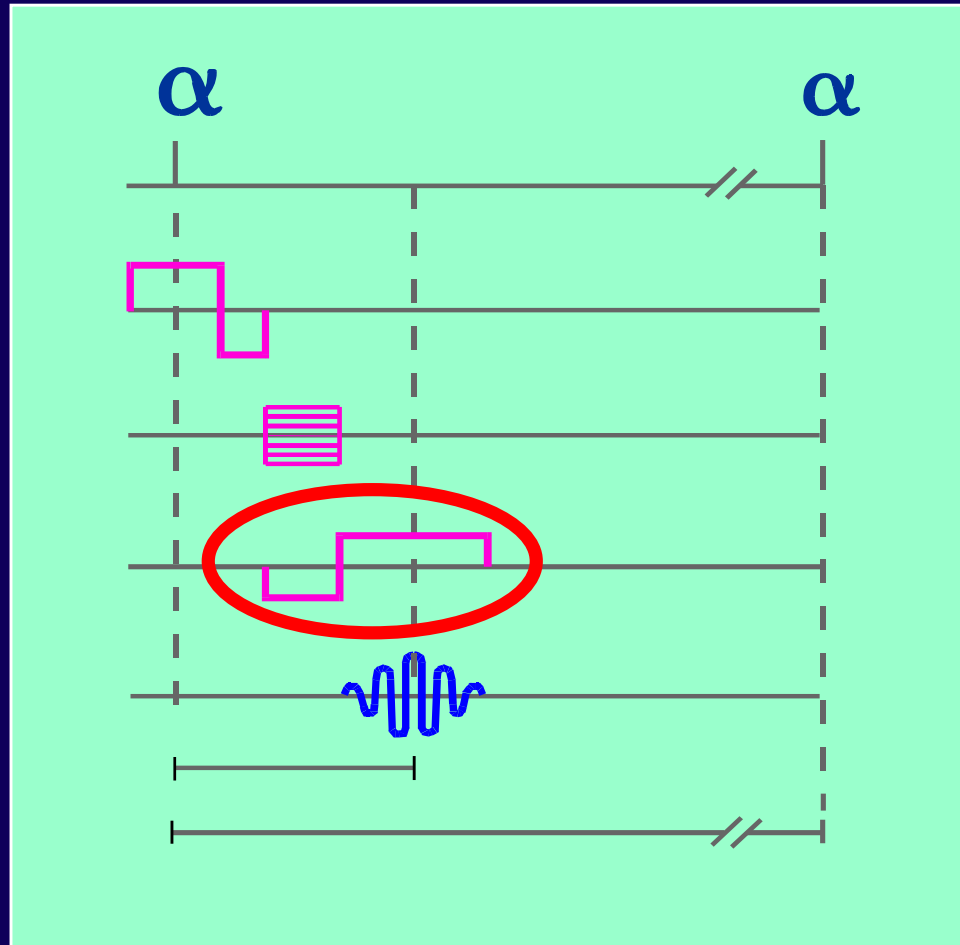


FID (T_2^*)

Χειρισμός

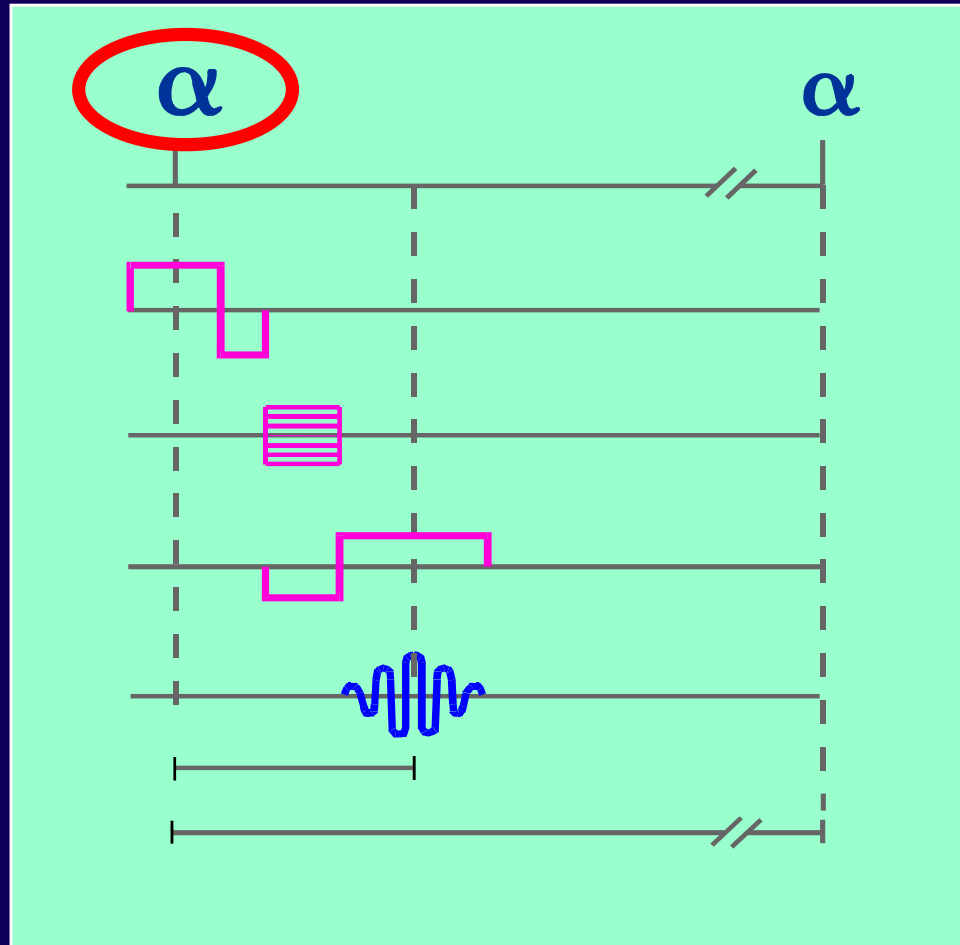
gradient echo (T_2^*)

Ακολουθία gradient echo



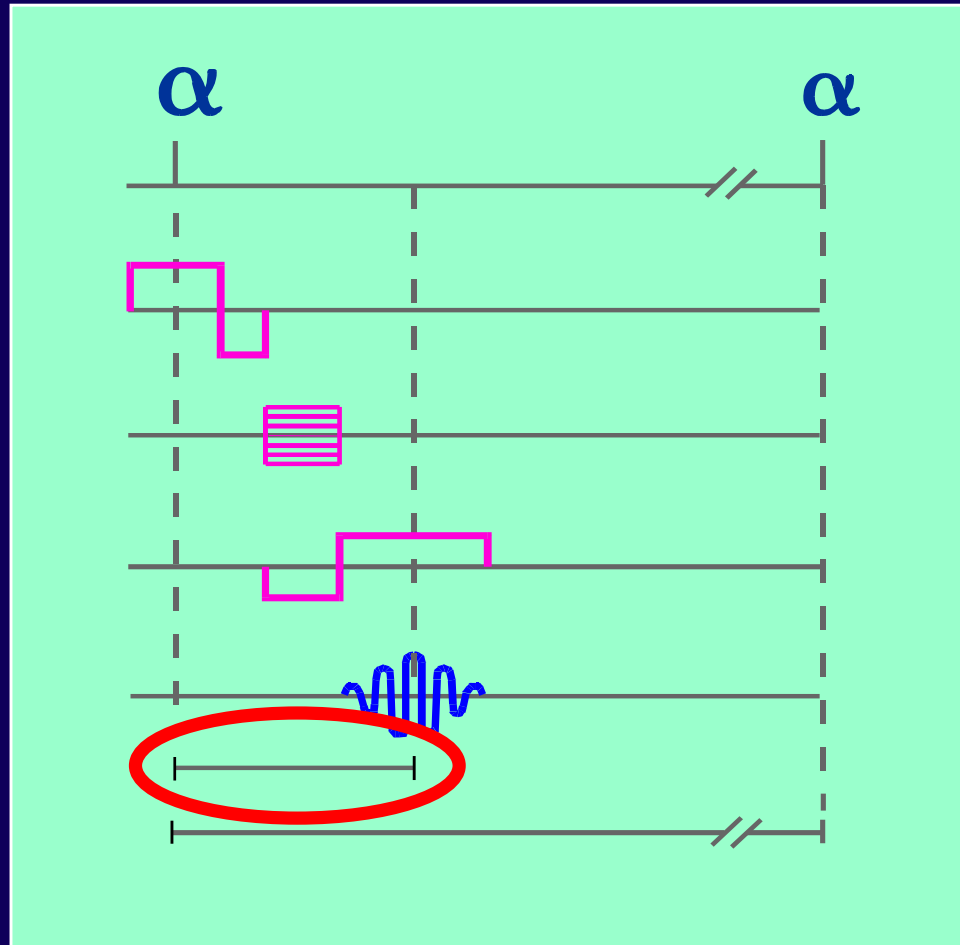
Ανάκτηση φάσης μέσω της αντιστροφής της πολικότητας της βαθμίδας πεδίου κωδικοποίησης συχνότητας

Ακολουθία gradient echo



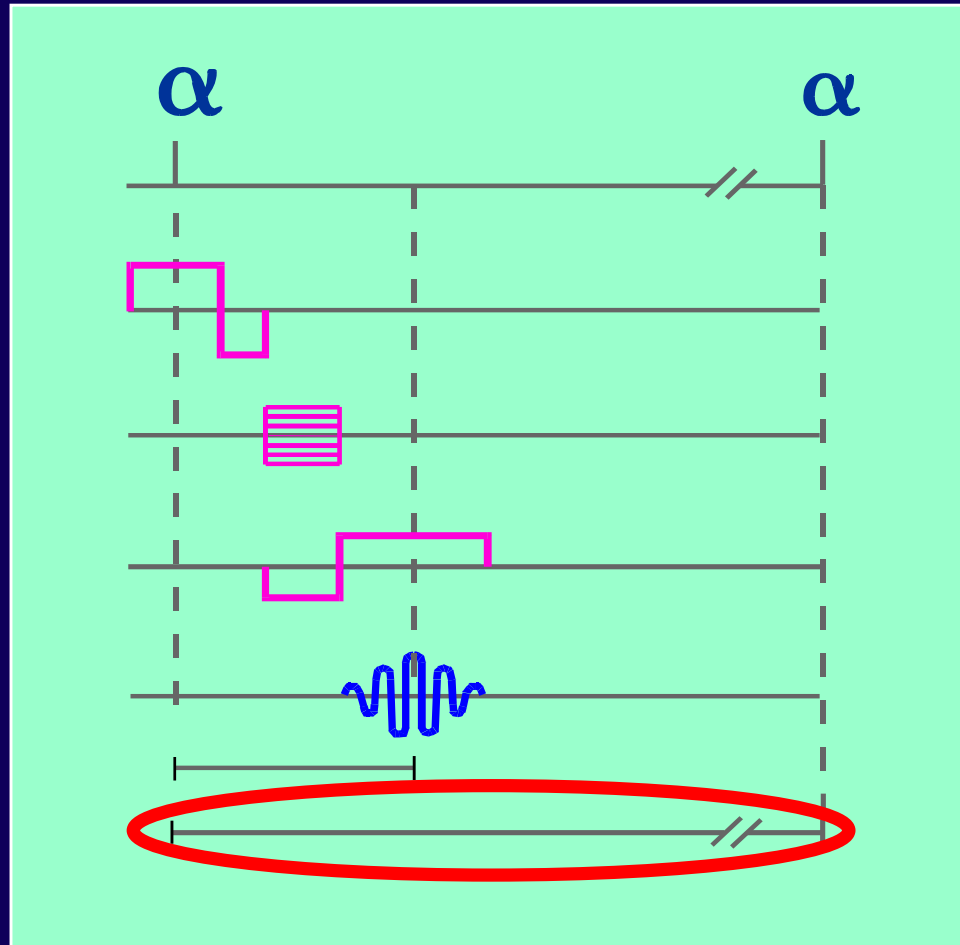
Γενικά, $RF < 90^\circ$

Ακολουθία gradient echo



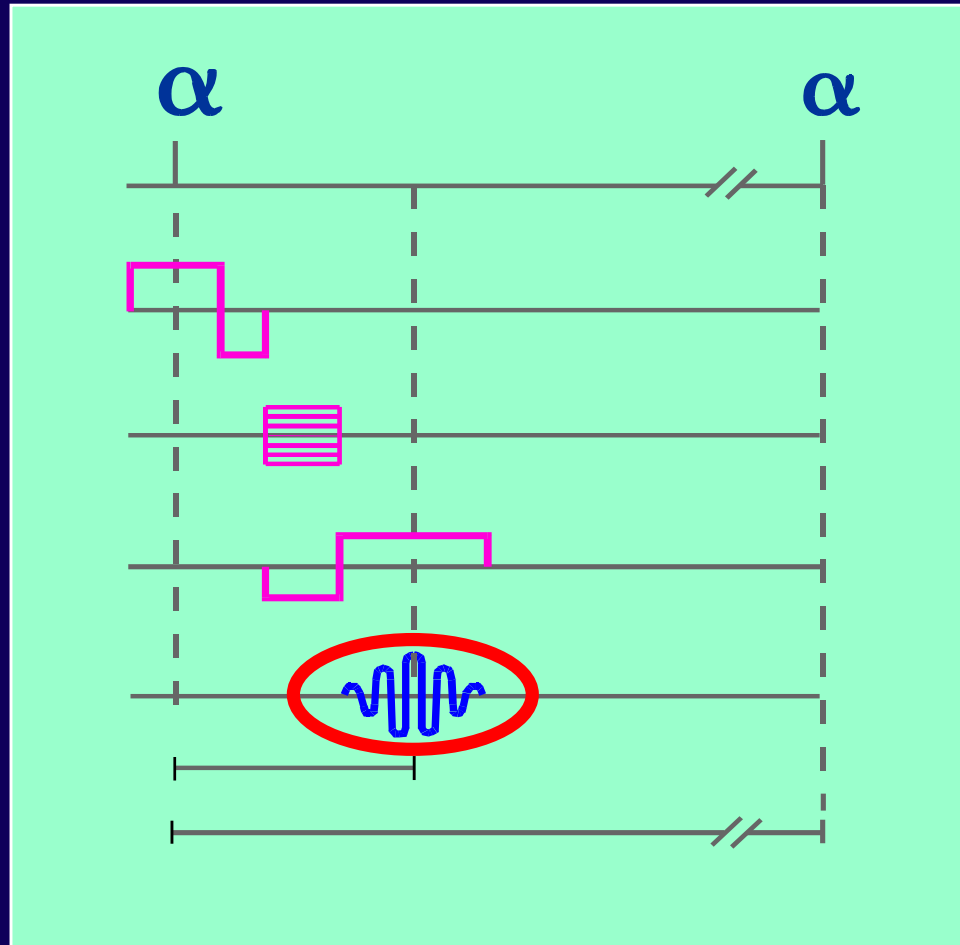
Σχετικά μικρό TE (εφαρμογή μόνο ενός RF παλμού)

Ακολουθία gradient echo



Μικρό TR

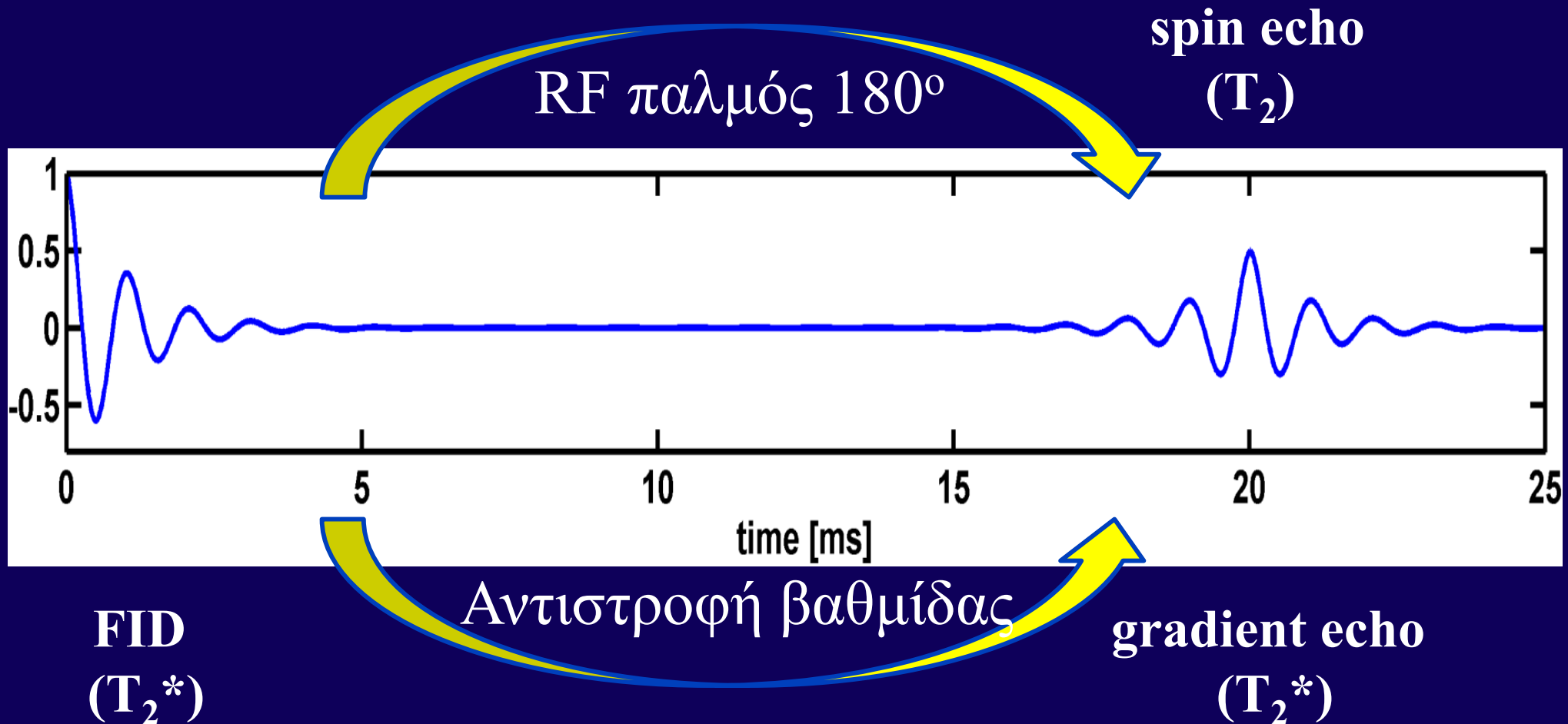
Ακολουθία gradient echo



Η αντήχηση «φέρει» πληροφορία $T2^*$, αφού η αντιστροφή της βαθμίδας αντισταθμίζει μόνο την απώλεια φάσης που οφείλεται στην ίδια τη βαθμίδα (κι όχι αυτή λόγω τοπικών ανομοιογενειών)

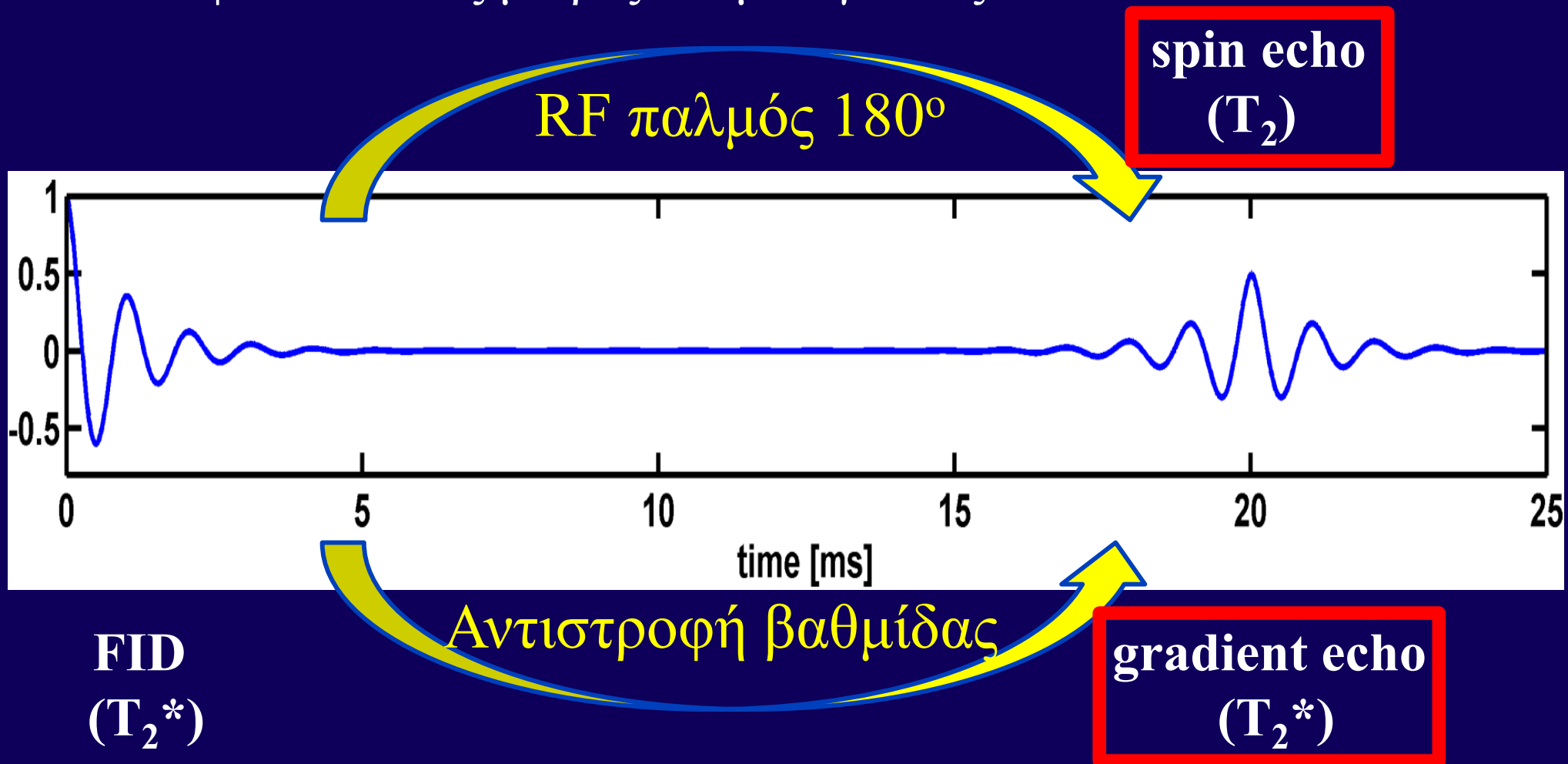
SE $\neq$ GE

Δεν πρόκειται για δύο εναλλακτικές διαδικασίες που οδηγούν ακριβώς στο ίδιο αποτέλεσμα

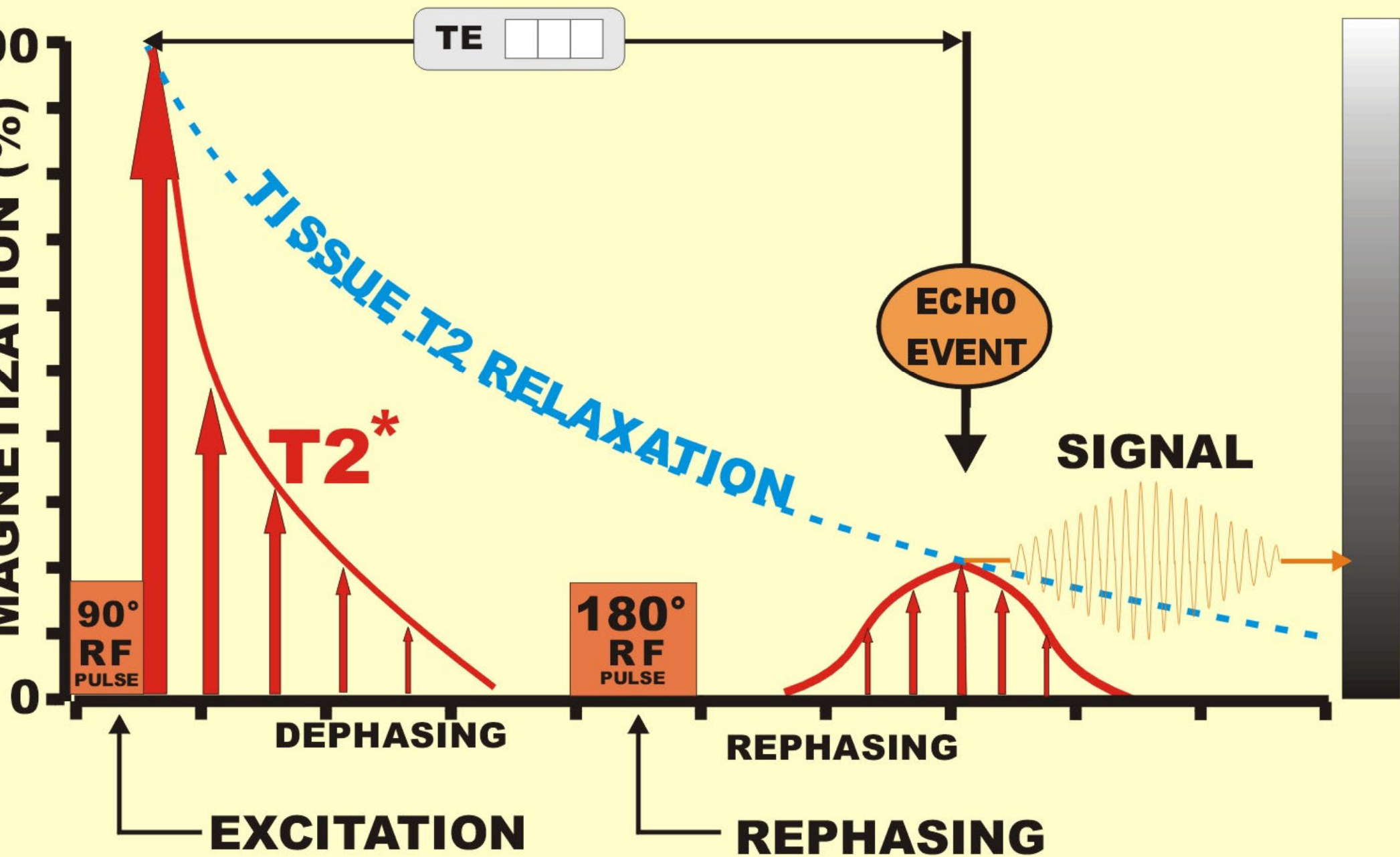


SE $\neq$ GE

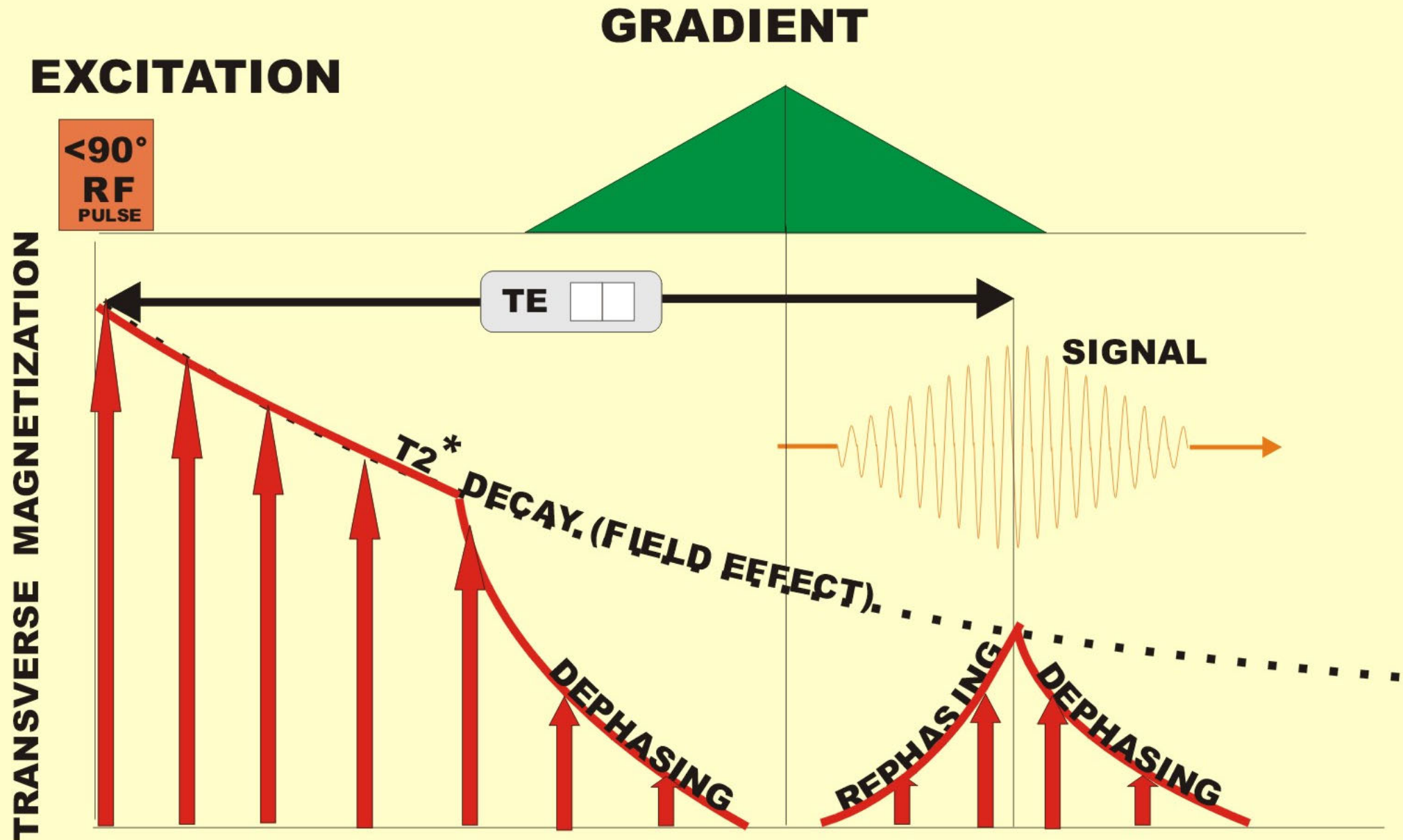
- Ο παλμός 180° αντισταθμίζει (δηλ. ακυρώνει) την απώλεια συμφασικότητας, η οποία οφείλεται στις μικρές ανομοιογένειες πεδίου
- Η αντιστροφή της βαθμίδας πεδίου κωδικοποίησης συχνότητας δεν αντισταθμίζει (δηλ. δεν ακυρώνει) την απώλεια συμφασικότητας, η οποία οφείλεται στις μικρές ανομοιογένειες πεδίου



THE SPIN ECHO PROCESS



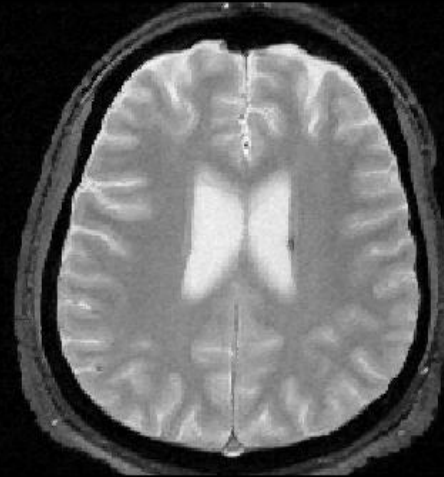
GRADIENT ECHO



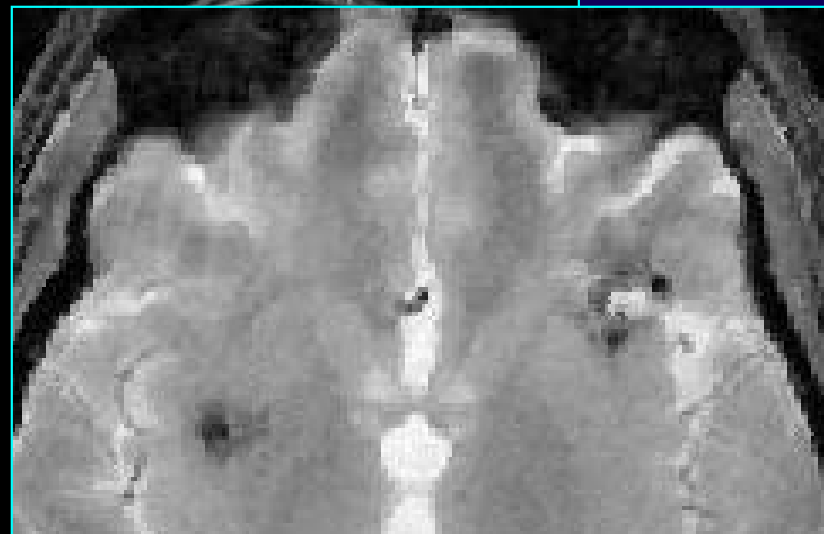
SE εικόνα $\neq$ GE εικόνα



SE
Spin Echo



GE
Gradient Echo



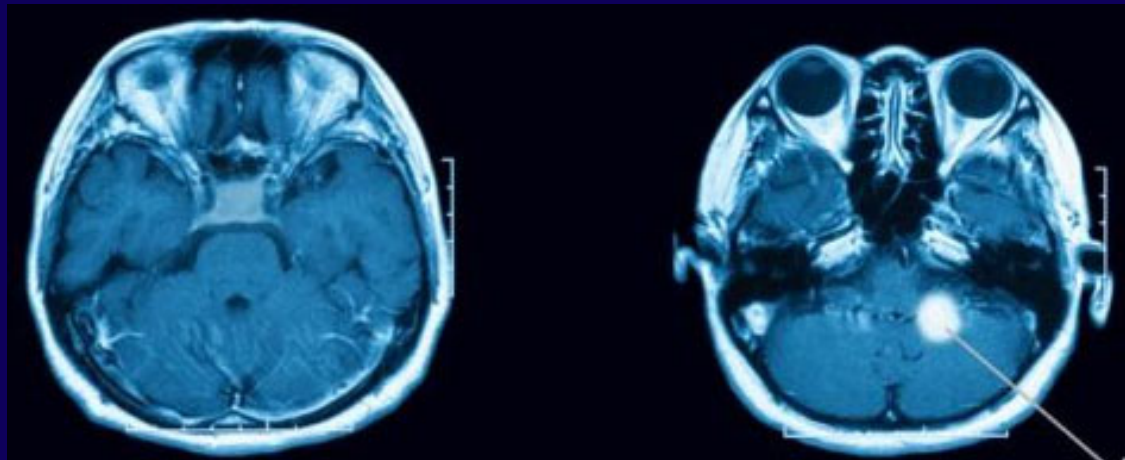
Παράγοντες που επηρεάζουν την αντίθεση εικόνας στην ΑΜΣ

Η ένταση σήματος καθορίζεται από:

- Ένταση μαγνητικού πεδίου
- Ενδογενή χαρακτηριστικά ιστών
- Παραμέτρους απεικόνισης (λήψης)
- Εξωγενείς παράγοντες

Σκιαγραφικά μέσα στην ΑΜΣ

- Κυρίως ιόντα του χημικού στοιχείου γαδολινίου, τα οποία είναι ισχυρά παραμαγνητικό διότι διαθέτουν 7 ασύζευκτα e (4f shell)
- Τα ελεύθερα ιόντα του γαδολινίου είναι ιδιαίτερα τοξικά, οπότε δεσμεύονται σε μεγάλα μόρια (π.χ. DTPA) χηλικών ενώσεων, χωρίς να χάνουν την παραμαγνητική τους ισχύ
- Το Gd είναι έμμεσα ορατό στην ΑΜΣ, μιας και επιταχύνει τη χαλάρωση των γειτνιαζόντων ^1H . Συνεπώς μειώνεται το T1 των ιστών στους οποίους συσσωρεύεται και απεικονίζονται με υψηλή ένταση σε εικόνες T1-στάθμισης

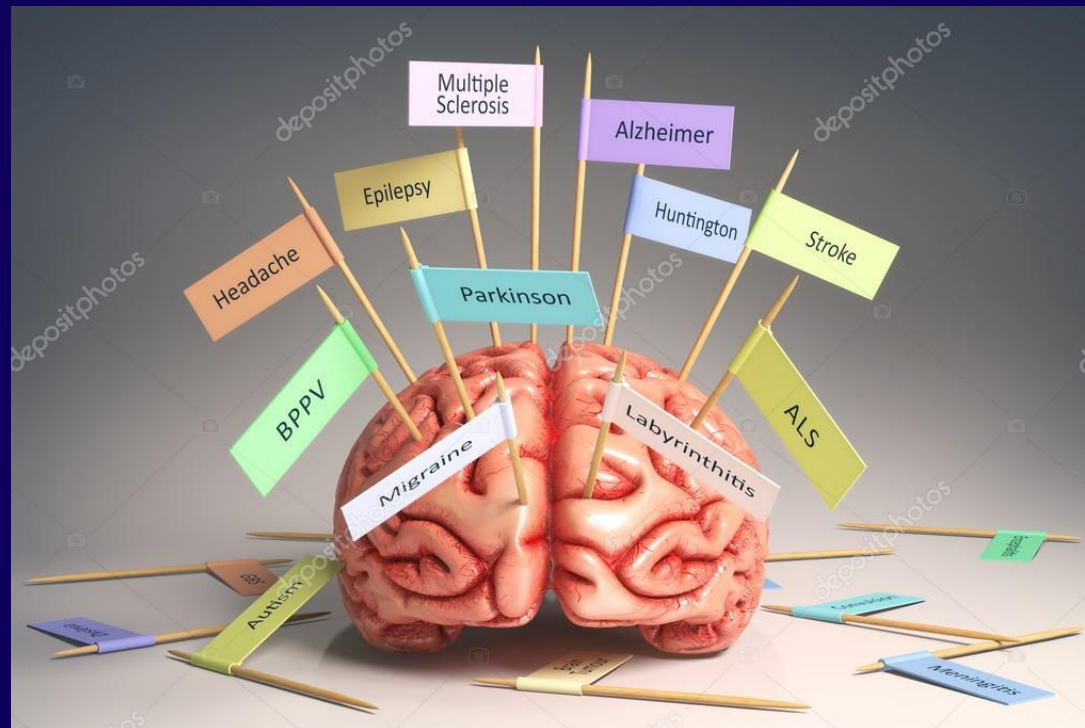


ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

- Από το φαινόμενο του ΠΜΣ στην ΑΜΣ
 - Δημιουργία MR σήματος
- Χρόνοι επαναφοράς (αποκατάστασης)
 - Σχηματισμός εικόνας
- Υλικά μέρη, βιολογικές επιδράσεις & ασφάλεια
 - Αντίθεση εικόνας
 - Εφαρμογές

Ένα παράδειγμα: Η ΜΤ στην απεικόνιση του ΚΝΣ

- Η ΜΤ αποτελεί εργαλείο για τη μελέτη ενός μεγάλου εύρους παθήσεων του εγκεφάλου και του ΚΝΣ γενικότερα (Ισχαιμία, Αγγειοπάθειες, Νεοπλασίες, Απομυελινωτικές ασθένειες, Επιληψία, κλπ)



Η ΜΤ στην Απεικόνιση του ΚΝΣ

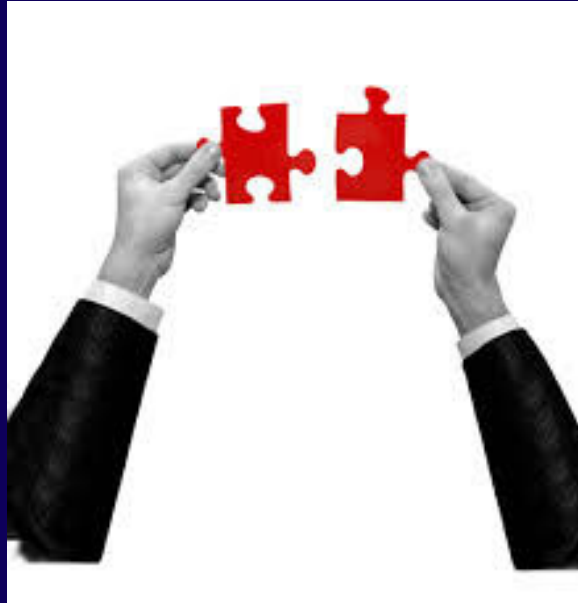
Συμβατικές Μέθοδοι

- Ανατομία εγκεφάλου / Μορφολογική Απεικόνιση ΣΣ
- Μαγνητική Αγγειογραφία

Λειτουργικές (ποσοτικές) μέθοδοι:

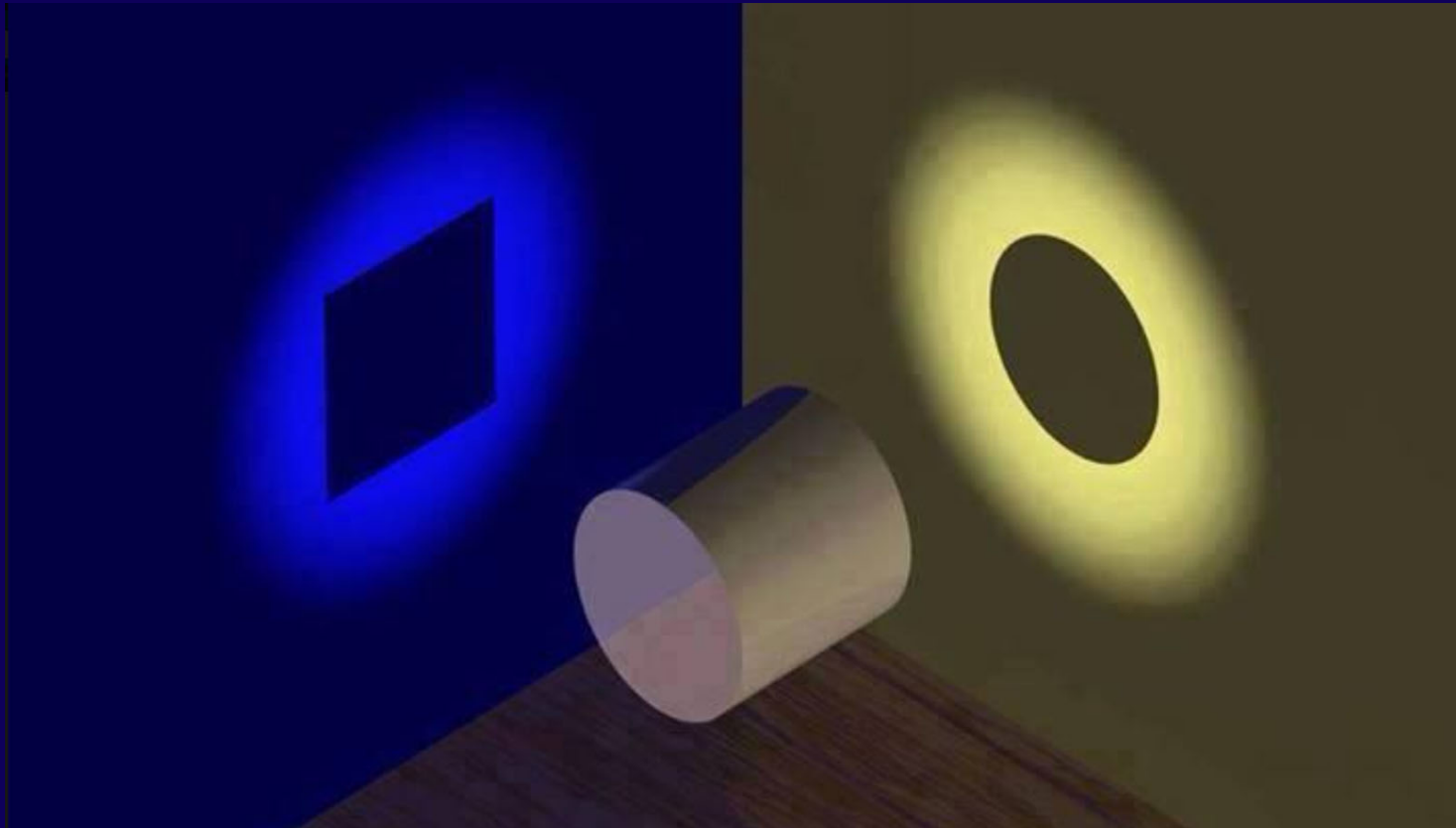
- Ογκομετρία (Voxel based morphometry)
- Απεικόνιση Διάχυσης (Diffusion Imaging)
- Απεικόνιση Τανυστή Διάχυσης (Diffusion Tensor Imaging)
- Απεικόνιση Κύρτωσης Διάχυσης (Diffusion Kurtosis Imaging)
- Απεικόνιση Αιμάτωσης (Perfusion Imaging)
- Λειτουργική Απεικόνιση (fMRI, BOLD Imaging)
- Μαγνητική Φασματοσκοπία (MR Spectroscopy, CSI)
- Απεικόνιση ροής ΕΝΥ (CSF flow)

Η ΜΤ στην Απεικόνιση του ΚΝΣ



Συνδυαστική προσέγγιση

Γιατί χρειαζόμαστε πολλές & διαφορετικές τεχνικές;



- Κάθε μέθοδος αντικατοπτρίζει τη διαφοροποίηση μεταξύ ιστών/οργάνων ως προς μία φυσική ιδιότητα
- Ιστοί που είναι όμοιοι ως προς δύο φυσικές ιδιότητες μπορεί να διαφέρουν ως προς μία τρίτη...

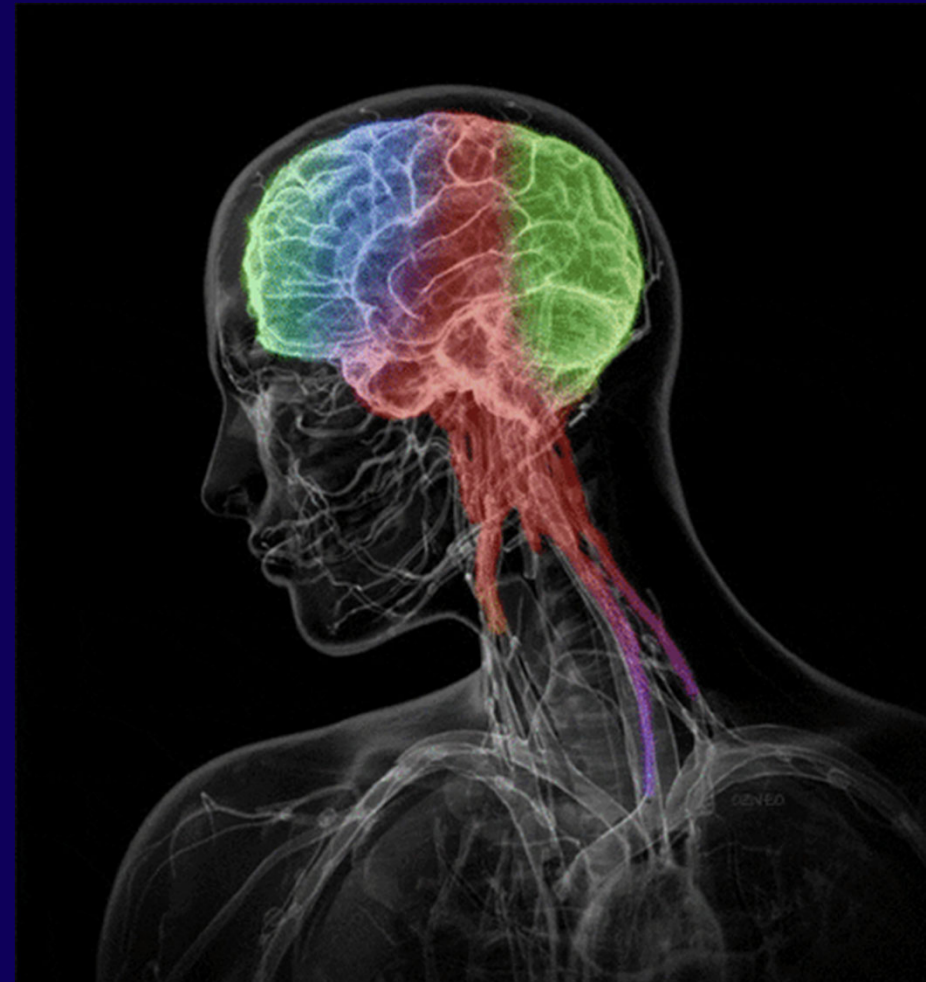
Τεχνικές Ποσοτικής Απεικόνισης στη ΜΤ του ΚΝΣ

- Ογκομετρία (Voxel based morphometry)
- Απεικόνιση Διάχυσης (Diffusion Imaging)
- Απεικόνιση Τανυστή Διάχυσης (Diffusion Tensor Imaging)
- Απεικόνιση Κύρτωσης Διάχυσης (Diffusion Kurtosis Imaging)
- Απεικόνιση Αιμάτωσης (Perfusion Imaging)
- Λειτουργική Απεικόνιση (fMRI, BOLD Imaging)
- Μαγνητική Φασματοσκοπία (MR Spectroscopy, CSI)
- Απεικόνιση ροής ΕΝΥ (CSF flow)

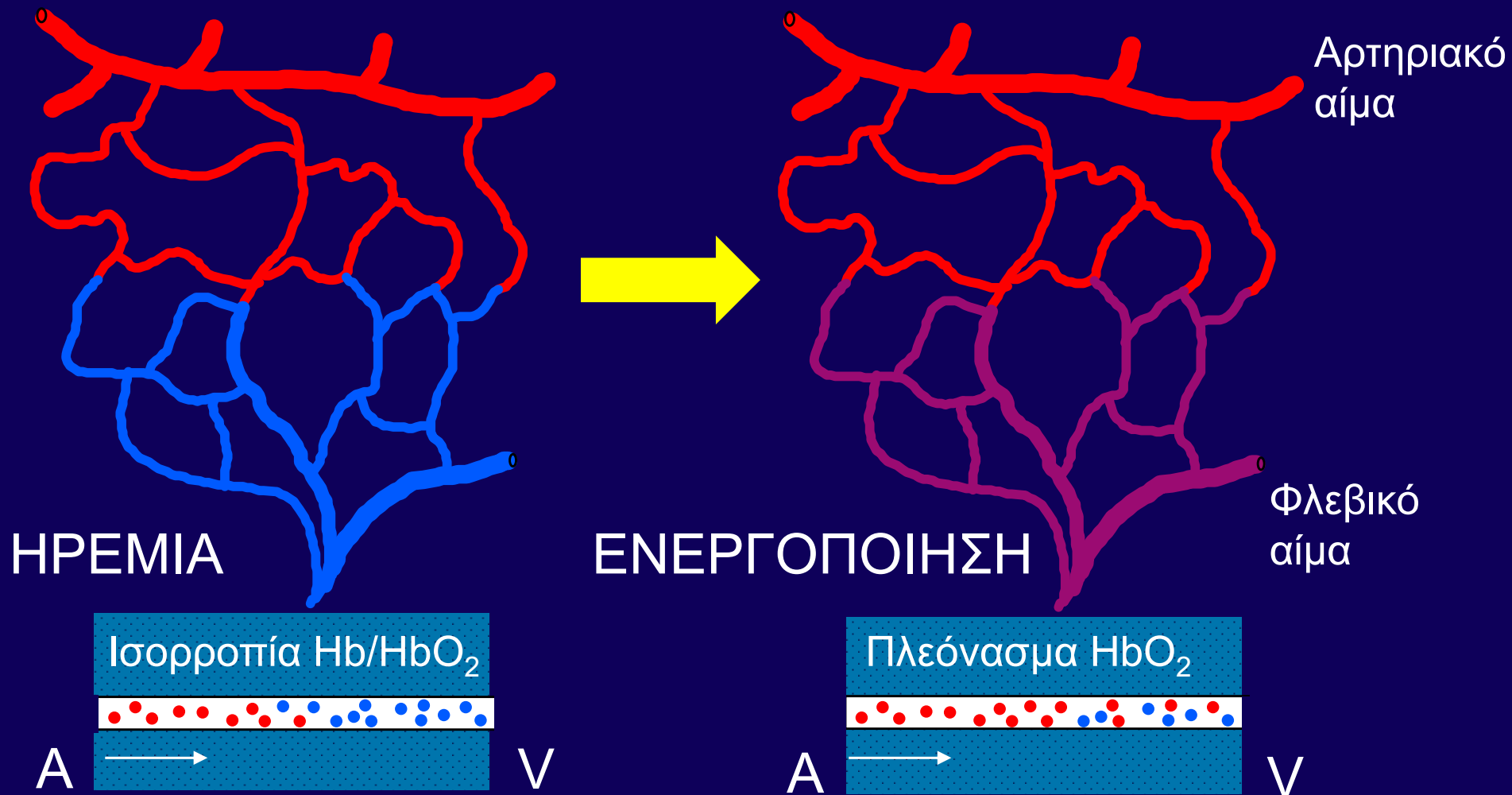
Λειτουργική Απεικόνιση (fMRI, BOLD)

Απεικόνιση περιοχών ενεργοποίησης του φλοιού που σχετίζονται με συγκεκριμένες λειτουργίες

- Σχεδιασμός χειρουργικής αγωγής
 - Προ-χειρουργική χαρτογράφηση του φλοιού (όγκοι, AVM's)
 - Εκτίμηση μεταχειρουργικών κινδύνων
- Μελέτη εκφυλιστικών νόσων
- Ψυχιατρική, Παιδιατρική, Φαρμακολογία
- Νευρονοητικές επιστήμες

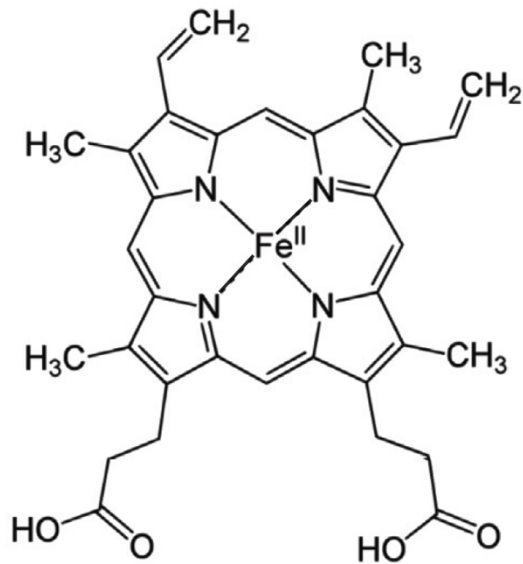


Μηχανισμός αντίθεσης BOLD (Blood Oxygen Level Dependent)



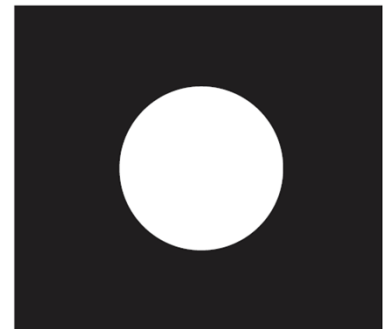
- Η νευροφυσιολογική λειτουργία οδηγεί σε τοπική αύξηση αιμάτωσης ~ 30 %
- Αύξηση ~ 5% του τοπικού μεταβολισμού
- Αύξηση της οξυ- σε σχέση με τη δεοξυ- αιμογλοβίνη

Μηχανισμός αντίθεσης BOLD (Blood Oxygen Level Dependent)



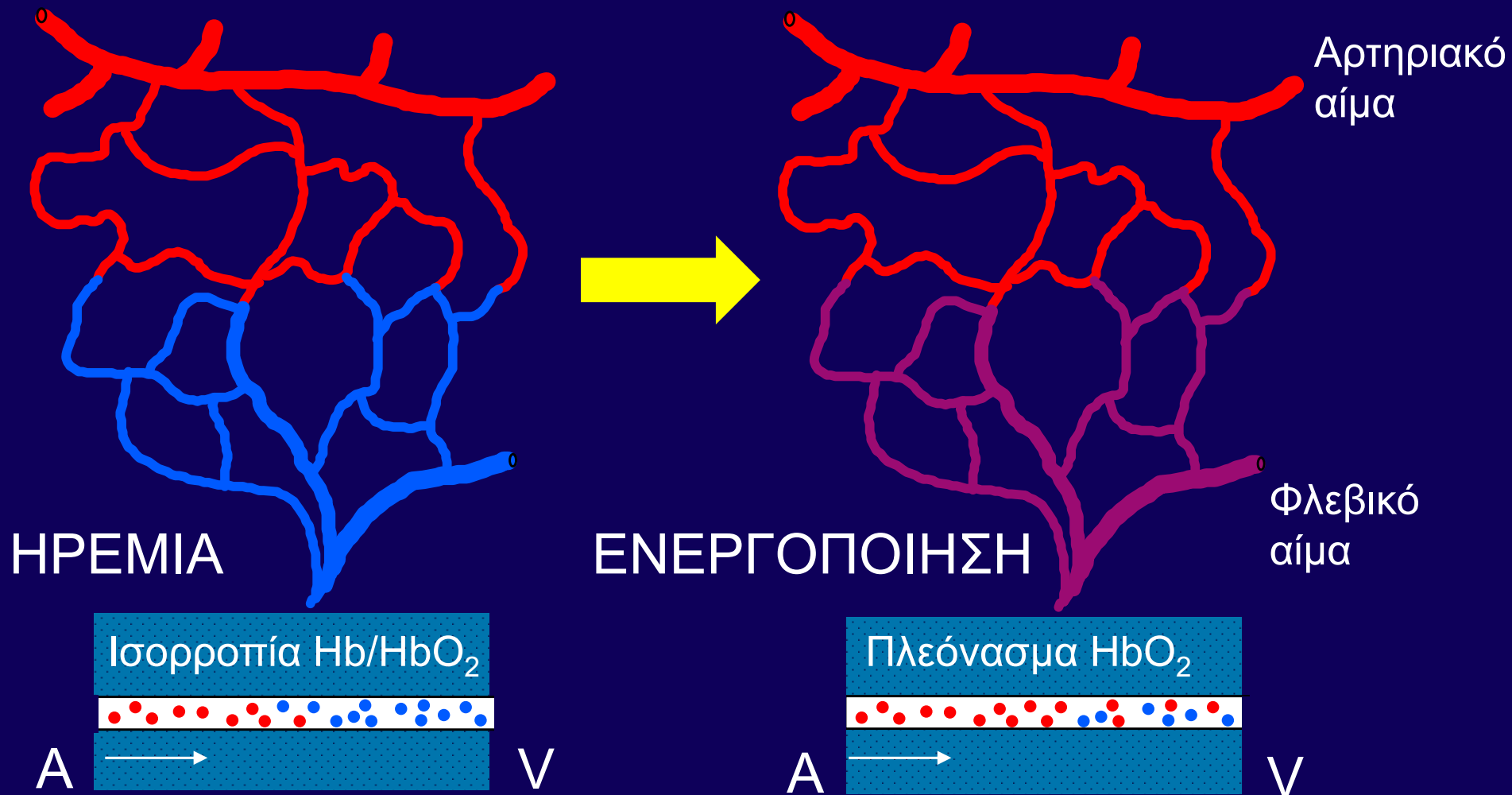
+ Protein = Deoxyhemoglobin (paramagnetic) $\downarrow T_2^*$

+ Protein + O₂ = Oxyhemoglobin (diamagnetic) $\uparrow T_2^*$



- Η οξυ-αιμογλοβίνη είναι διαμαγνητική
- Η δεοξυ-αιμογλοβίνη είναι παραμαγνητική & μειώνει το σήμα τοπικά, σε ακολουθία με στάθμιση αντίθεσης T2*

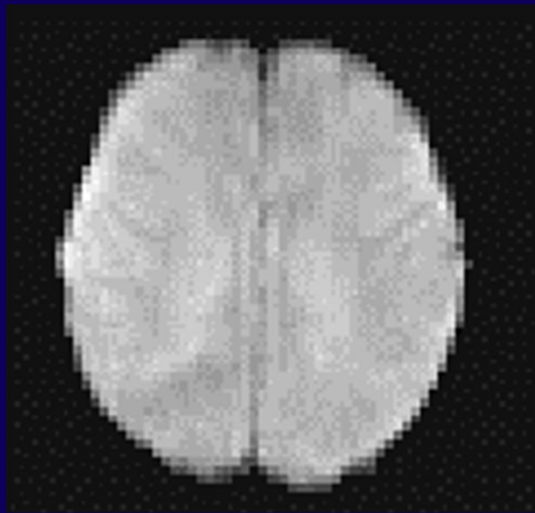
Μηχανισμός αντίθεσης BOLD (Blood Oxygen Level Dependent)



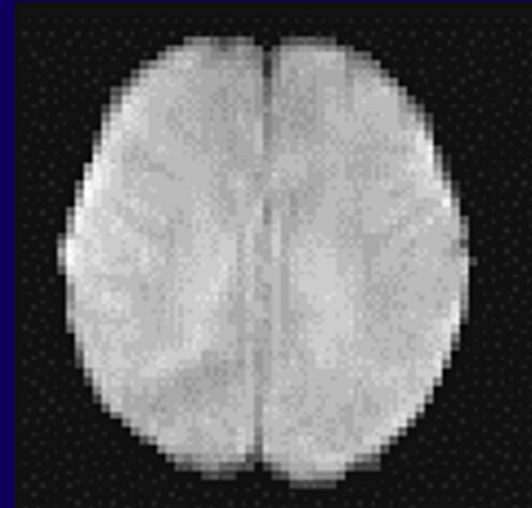
- Η σχετική περίσσεια διαμαγνητικού αίματος σε σχέση με το παραμαγνητικό αίμα στις ενεργοποιημένες περιοχές θα οδηγήσει σε μια μικρή αύξηση του σήματος σε σχέση με την κατάσταση ηρεμίας

BOLD fMRI: Λήψη & Επεξεργασία Δεδομένων

Ερέθισμα

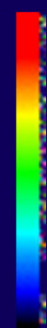


Ηρεμία

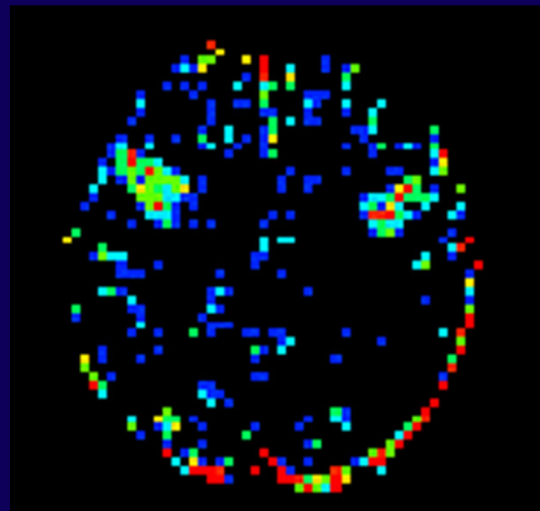


Ερέθισμα
μείον
Ηρεμία

3 %



0



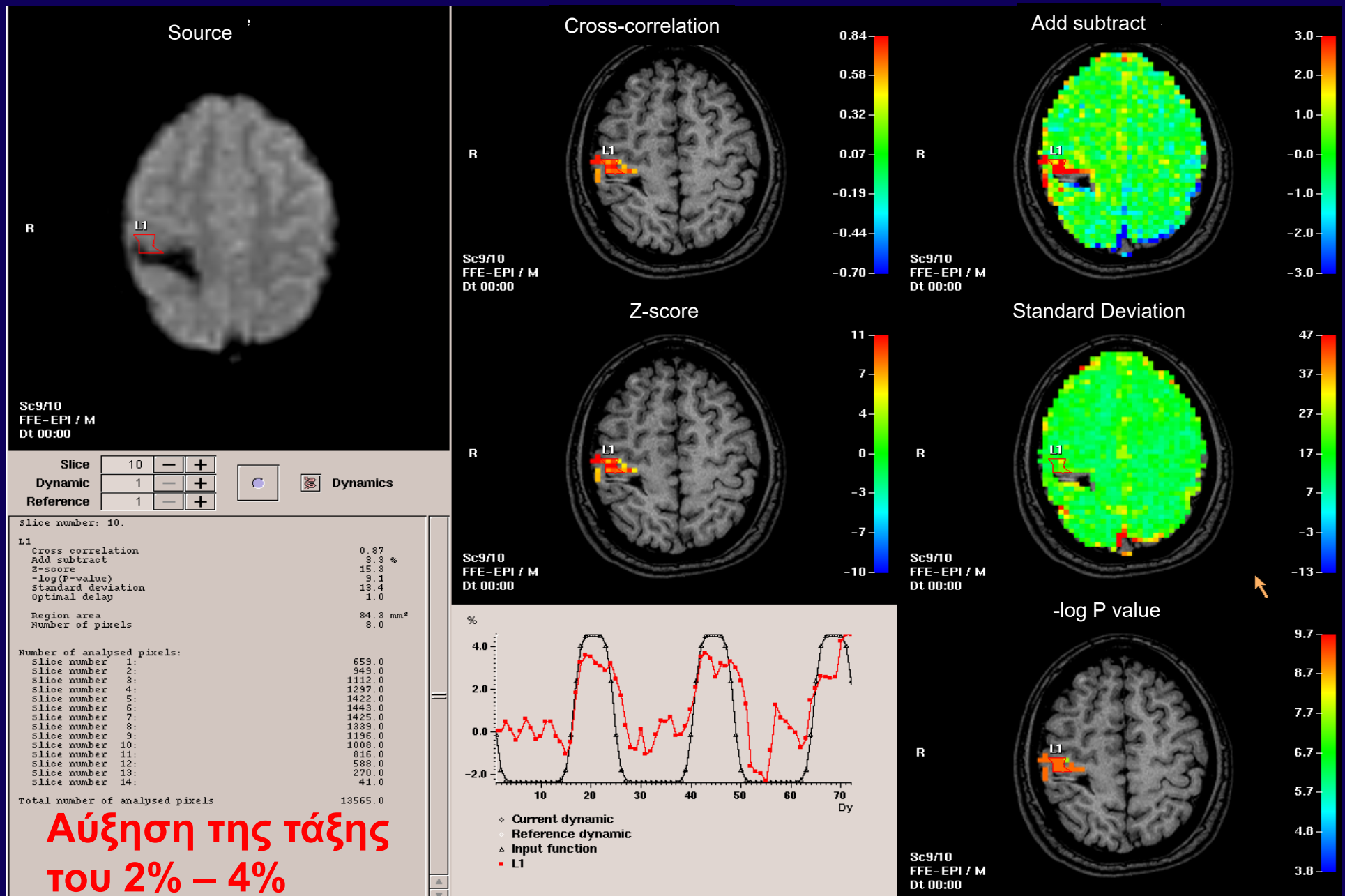
R

L

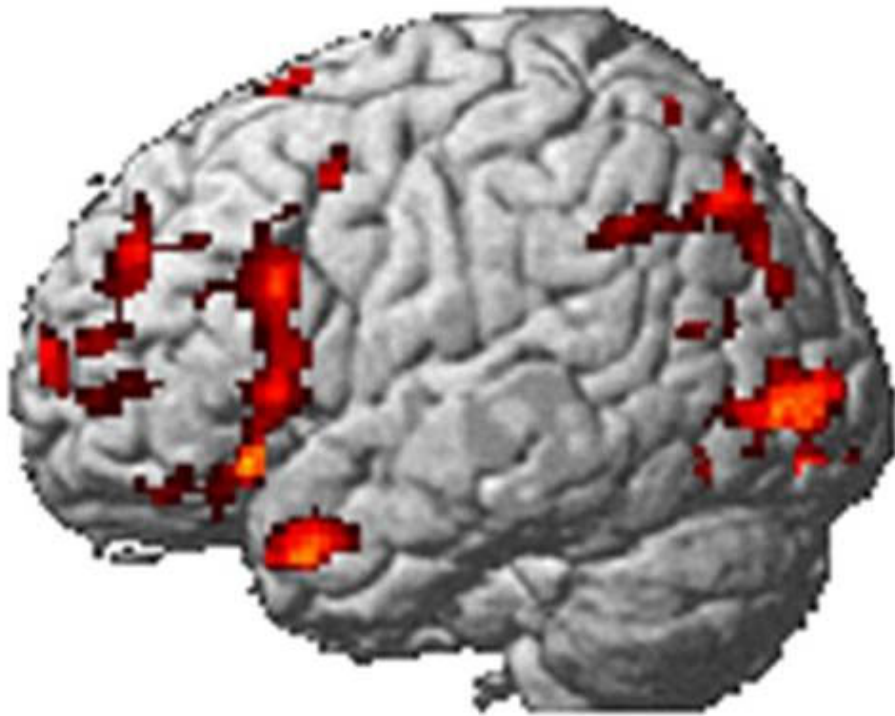
Η διαφορά σήματος
μετατρέπεται σε t- ή z-τιμές

$$z = (\text{Ερέθισμα} - \text{Ηρεμία}) / \text{SD}_{\text{Ερέθισμα} - \text{Ηρεμία}}$$

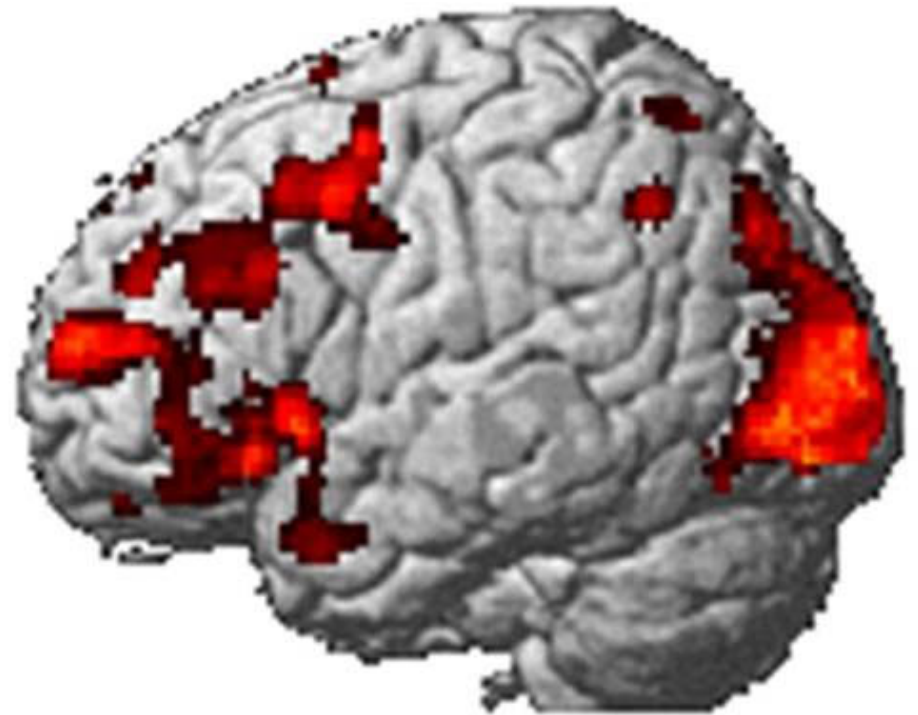
Επεξεργασία δεδομένων BOLD fMRI: Κινητικός φλοιός: Χτύπημα δαχτύλων



fMRI και Συναισθήματα



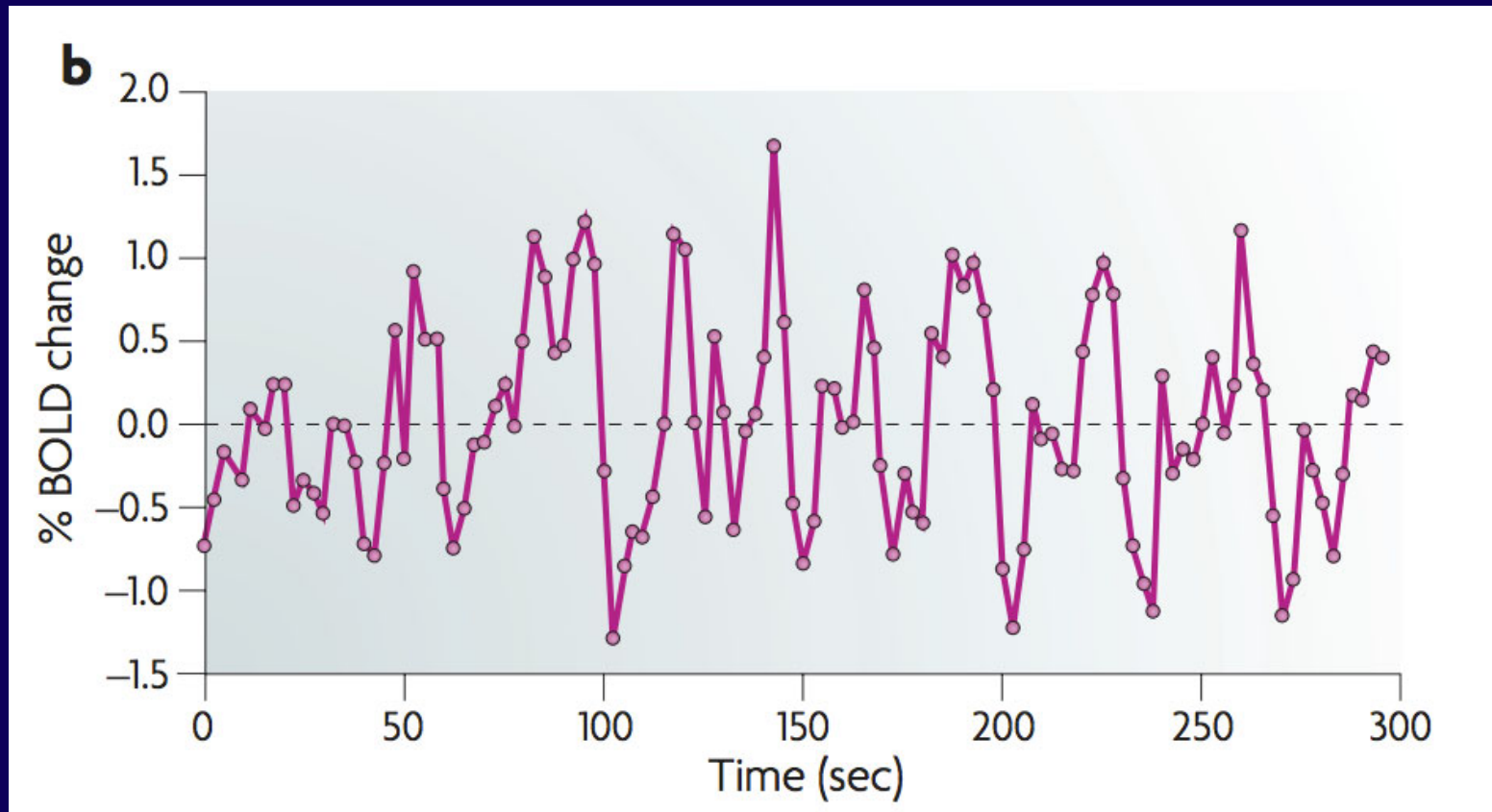
ΧΑΡΑ



ΛΥΠΗ

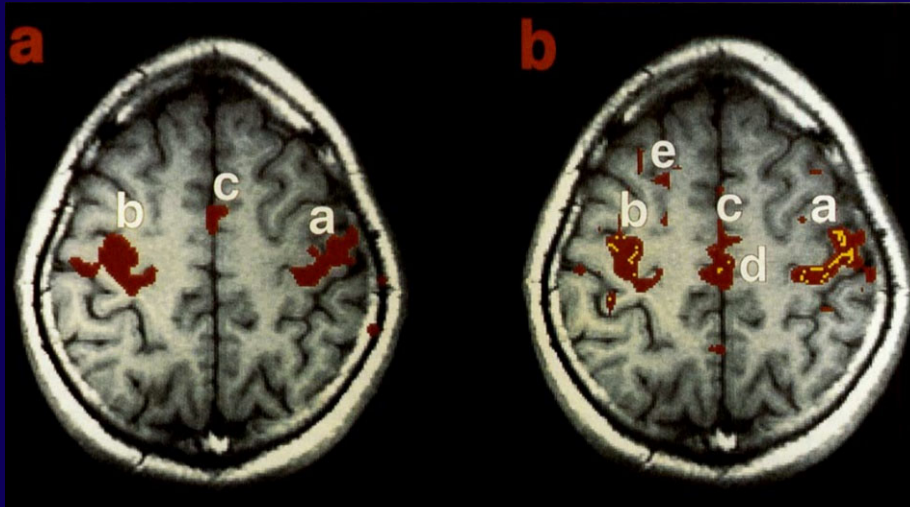
Ενεργοποίηση διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου ανάλογα με το επικρατέστερο συναίσθημα

Λειτουργική απεικόνιση σε κατάσταση ηρεμίας (resting state fMRI)



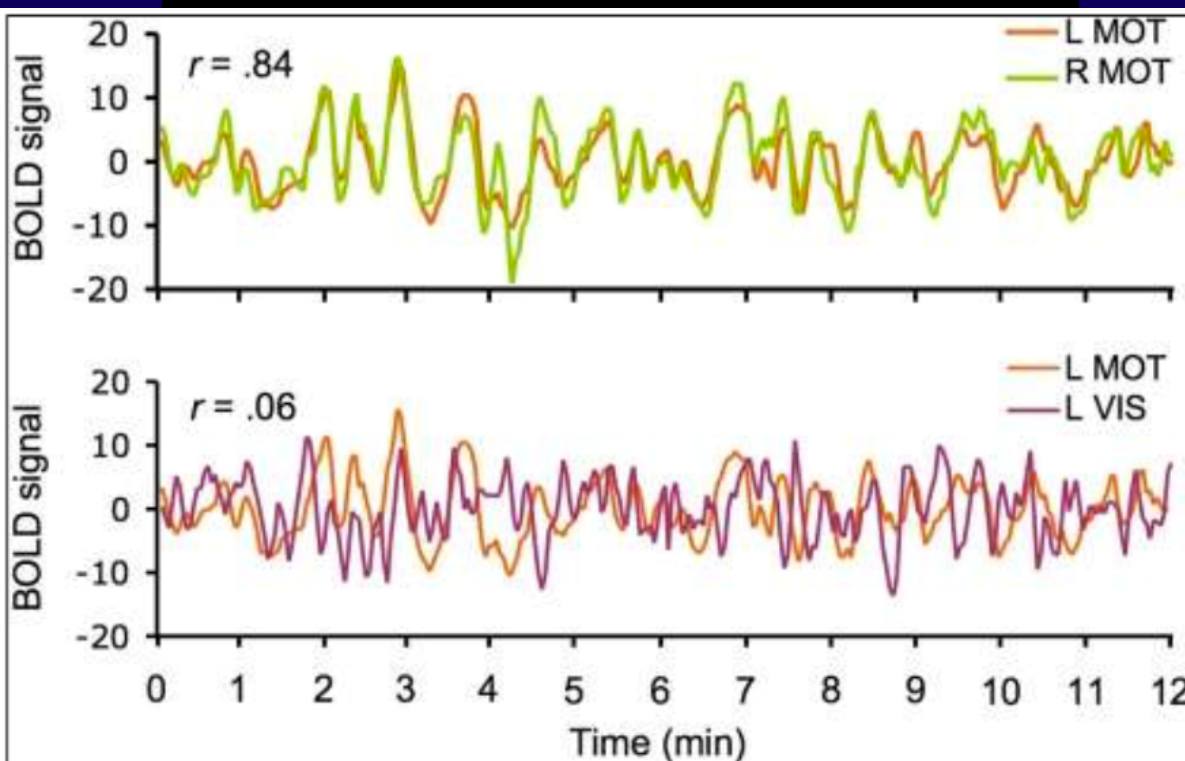
- Κανένα εξωτερικό ερέθισμα
- Συνεχή καταγραφή του αυθόρμητου σήματος BOLD

Λειτουργική απεικόνιση σε κατάσταση ηρεμίας (resting state fMRI)



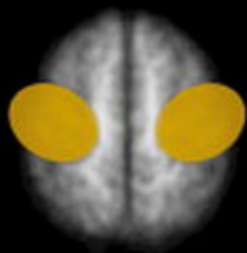
Ανάδειξη δικτύων

Συσχέτιση των σημάτων BOLD από περιοχές που έχουν λειτουργική διασύνδεση μεταξύ τους



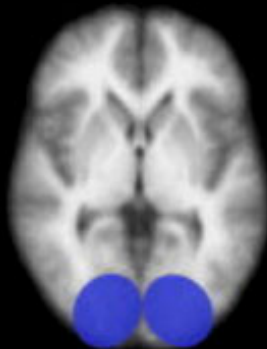
Δίκτυα διασύνδεσης σε κατάσταση ηρεμίας

primary
motor



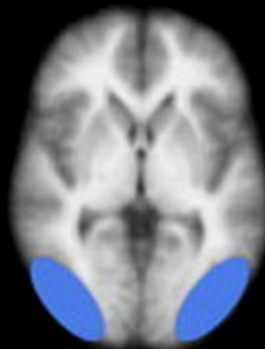
(a,b,c,d,e,f)

primary
visual



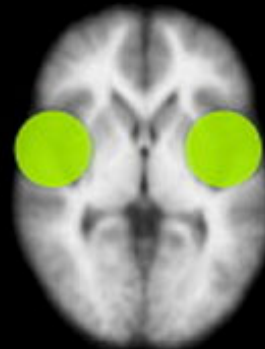
(b,c,d,e,f)

extra-striate
visual

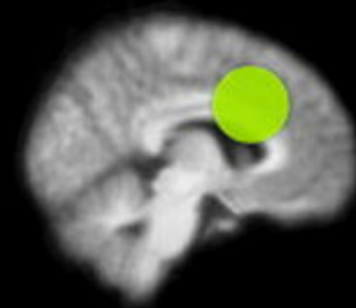


(b,c,d,e,f)

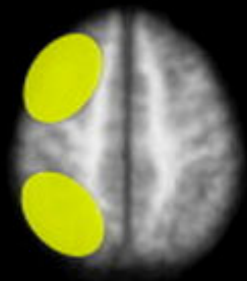
insular-temporal/ACC



(b,c,d,f)

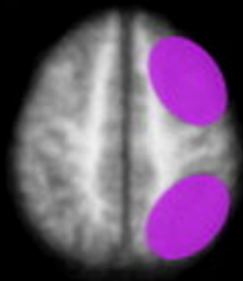


left
parietal-frontal



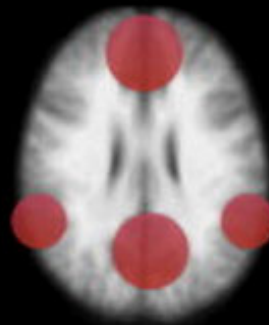
(b,c*,d,f)

right
parietal-frontal

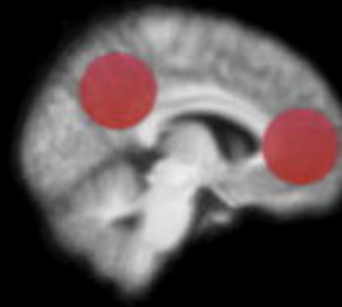


(b,c*,d,f)

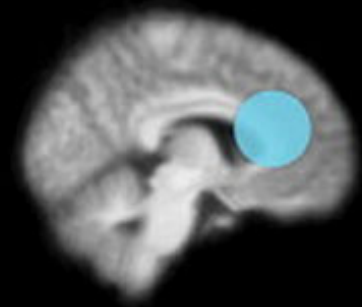
default mode network



(b,d,f)



frontal



(d,f)