

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού

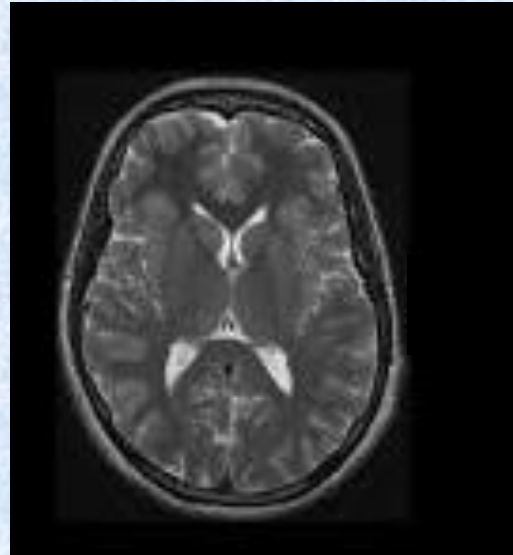
Κωσταρίδου Ελένη

Καθηγήτρια

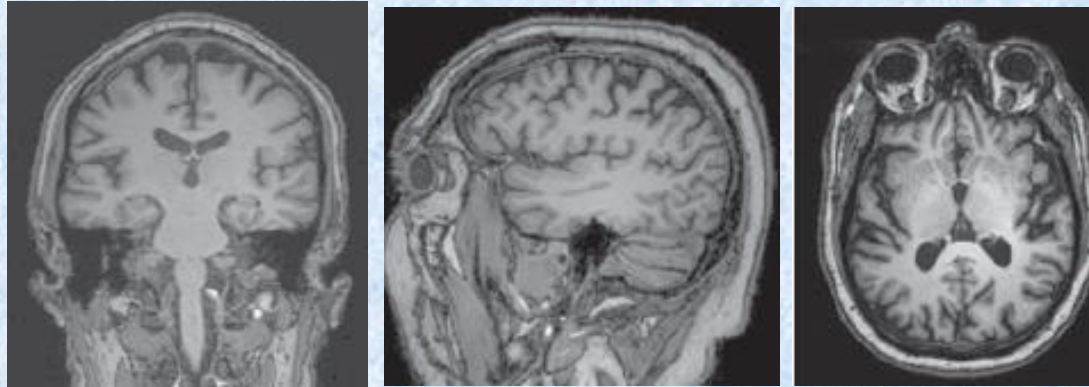
Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Πατρών

(Ενημέρωση Δεκέμβριος 2020)

Ποια ποια απεικόνιση είναι καλύτερη?



Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού-ΑΜΣ



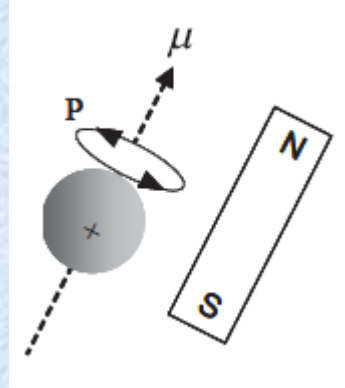
Υψηλή αντίθεση μεταξύ μαλακών ιστών

Ένταση σήματος που εξαρτάται από τις ιδιότητες των μαλακών ιστών (ιξωδοελαστικότητα, ακαμψία, πρωτεϊνικό περιεχόμενο κλπ.)

Μη-ιοντίζουσα ακτινοβολία

Το περιστρεφόμενο πρωτόνιο

Το πρωτόνιο (^1H) είναι θετικά φορτισμένο σωματίο ($+e$) που ιδιοπεριστρέφεται γύρω από τον άξονά του με στροφορμή P .



$$P = R \times m_p v \quad \text{v: γραμμική ταχύτητα}$$

Λόγω ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής επάγεται μαγνητική ροπή μ (με διεύθυνση παράλληλη στον άξονα περιστροφής και φορά σύμφωνα με τον κανόνα της δεξιάς χειρός).

Επομένως, το περιστρεφόμενο πρωτόνιο συμπεριφέρεται ως μαγνητικό δίπολο με μαγνητική ροπή μ

$$|\vec{\mu}| = \gamma |\vec{P}|$$

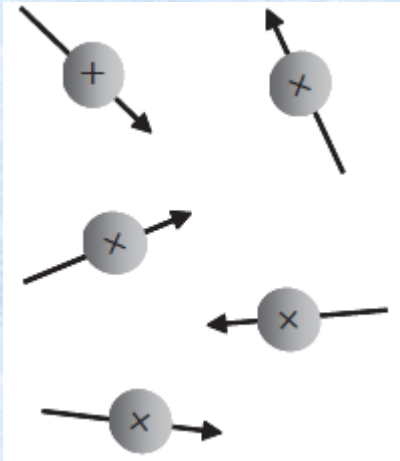
γ : γυρομαγνητικός λόγος (σταθερά=42.6 MHz/T για ^1H)

Η ισχύς της μαγνητικής ροπής εξαρτάται από το υλικό.

Σε υλικά με ζυγό μαζικό αριθμό, οι ροπές ζευγών πρωτονίων με αντίθετης φοράς γωνιακή ροπή αλληλοαναιρούνται.

Επομένως, πυρήνες που μπορούν να αξιοποιηθούν, δηλ. «ΑΜΣ-ενεργοί» πυρήνες, πρέπει να διαθέτουν περιττό αριθμό πρωτονίων ή νουκλεονίων.

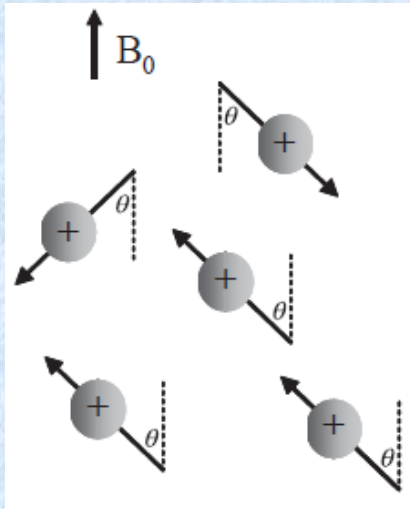
Πρωτόνια Απουσία Ισχυρού Εξωτερικού Μαγνητικού Πεδίου



Απουσία ισχυρού εξωτερικού
σταθερού μαγνητικού πεδίου

Απουσία ισχυρού εξωτερικού μαγνητικού
*το συνολικό ανυσματικό άθροισμα της
μαγνητικής ροπής των μαγνητικών
διπόλων μακροσκοπικού δείγματος
ιστού* , μαγνήτιση του δείγματος, είναι
μηδενική, καθώς τα επιμέρους
ανύσματα μ των πρωτονίων είναι
σταθερά σε μέγεθος και τυχαία
προσανατολισμένα.

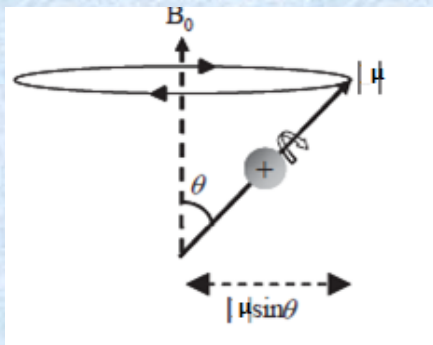
Επίδραση Ισχυρού Μαγνητικού Πεδίου B_0 στα Πρωτόνια



Η αλληλεπίδραση των επιμέρους μ με σχυρό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 , **τείνει** στην ευθυγράμμισή τους **παράλληλα** (με την ίδια φορά) ή **αντιπαράλληλα** προς τη διεύθυνση του εξωτερικού πεδίου.

Παράλληλα ευθυγραμμίζονται πυρήνες μικρότερης ενέργειας, που είναι και είναι ελαφρώς περισσότεροι σε πλήθος από αυτούς που προσανατολίζονται αντιπαράλληλα, με αποτέλεσμα το **διανυσματικό άθροισμα των μαγνητικών ροπών των πλεοναζόντων πυρήνων M** **τείνει να προσανατολίζεται παράλληλα προς το B_0 .**

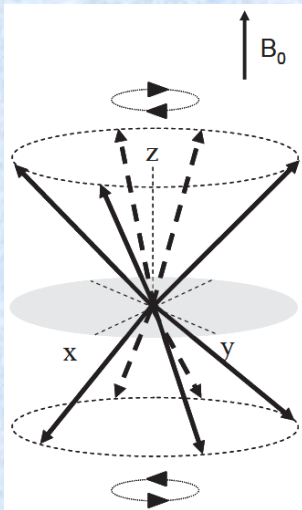
Επίδραση του B_0 στο M



$$\tau = \left| \vec{\mu} \right| \times \left| \vec{B}_0 \right| = i_N \left| \mu \right| B_0 \sin \theta$$

i_N μοναδιαίο άνυσμα, κάθετο προς τα μ και B_0
 τ : ροπή λόγω B_0

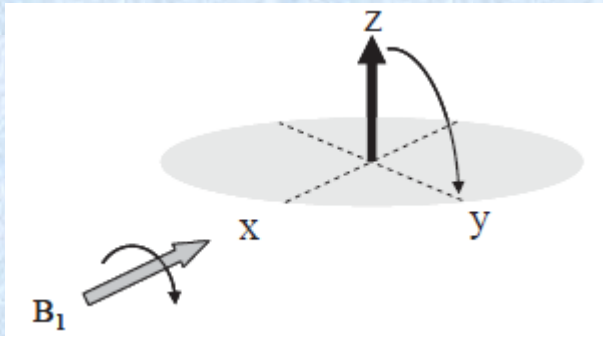
Εξίσωση κίνησης όπου το μ και η προβολή του στον άξονα του B_0 είναι **σταθερά**. Στην περίπτωση αυτή η μόνη κίνηση που επιτρέπεται είναι η **περιστροφή** του μ γύρω από το B_0 υπό γωνία θ , με γωνιακή συχνότητα ω_0 (**συχνότητα Larmor**)



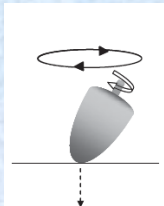
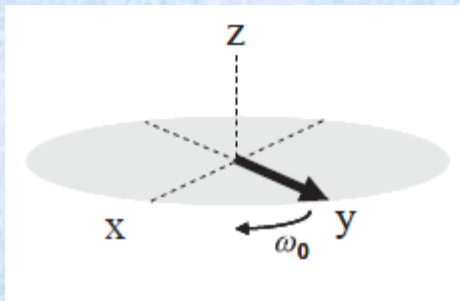
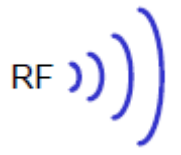
$$\omega_0 = \gamma B_0$$

Όλοι οι πυρήνες (πρωτόνια) ίδιου γ σε μαγνητικό πεδίο ίδιας έντασης μεταπίπτουν με την ίδια συχνότητα Larmor όχι οποιαδήποτε συχνότητα (**Αρχή Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού**)

Διέγερση: Εφαρμογή (ραδιοπαλμού) B_1



Εφαρμογή χρονικά μεταβαλλόμενου μαγνητικού πεδίου, συχνότητας ίσης με τη συχνότητα Larmor για περιορισμένο χρονικό διαστημα (παλμός), B_1 , κάθετα το B_0 αλληλεπιδρά με το M , και εκτελεί μετάπτωση με αποτέλεσμα την **μείωση** της διαμήκουσ μαγνήτισης M_0 και την **εμφάνιση** εγκάρσιας μαγνήτισης M_{xy} . Η γωνία που σχηματίζει το M_0 με την αρχική του θέση κατά μήκος του z ονομάζεται **γωνία νεύσης** (90° ή 180°)



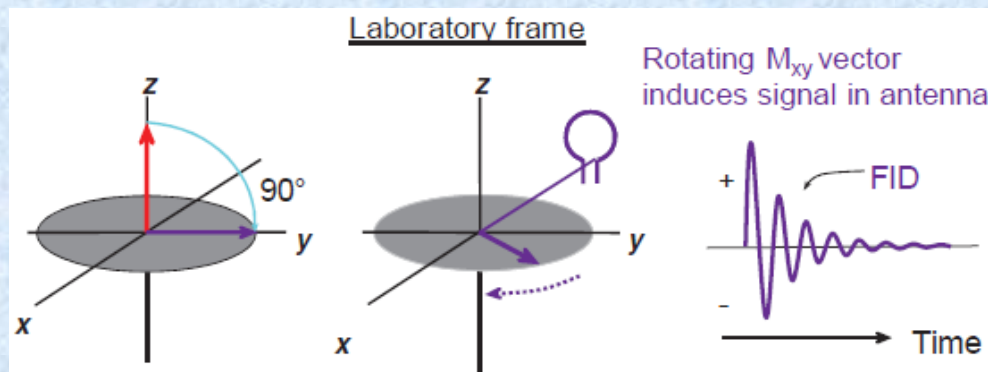
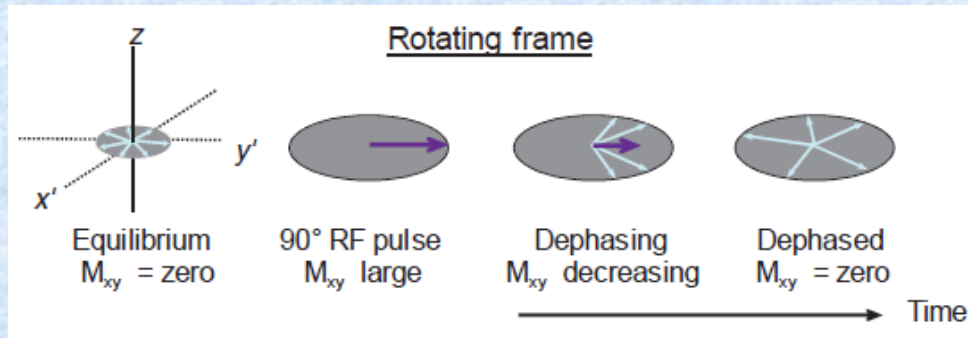
α_{90}

Φυσικό ανάλογο:
περιστρεφόμενη σβούρα
υπό την επίδραση
του πεδίου βαρύτητας

$$a = \gamma B_1 \tau_{B_1}$$

Η γωνία νεύσης a εξαρτάται από την ένταση B_1 και τη διάρκεια του ραδιοπαλμού τ_{B_1}

Το σήμα του Πυρηνικού Συντονισμού: Ελεύθερη επαγωγική απόσβεση



Αμέσως μετά την εφαρμογή του ραδιοπαλμού B_1 , με συχνότητα τη συχνότητα Larmor του πυρήνα ενδιαφέροντος, το άνυσμα της εγκάρσιας μαγνήτισης M_{xy} λαμβάνει τη μέγιστη τιμή του.

Η περιστροφή του M_{xy} με τη συχνότητα Larmor επάγει τάση σε πηνίο δέκτη, λόγω μεταβολής της μαγνητικής ροής ($d\phi$), σύμφωνα με το νόμο του Faraday.

$$V \propto -\frac{d\phi}{dt}$$

$$V(t) = A M_{xy}(t) \cos \omega_0 t$$

$$V(t) = A M_{xy}(0) e^{-\frac{t}{T_2}} \cos \omega_0 t$$

Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός-ΠΜΣ

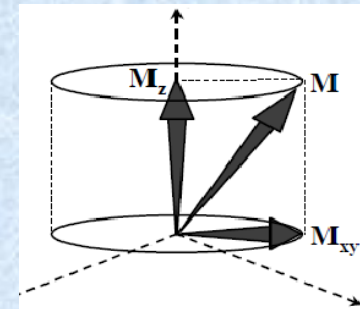
Σύμφωνα με τη θεμελιώδη σχέση του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού **για να διεγερθεί ένας ΑΜΣ-ενεργός πυρήνας**, δηλ. να μεταβεί από χαμηλή σε υψηλή ενεργειακή στάθμη, **απαιτείται ακτινοβολήσή του με χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο (ραδιοσυχνότητα) συχνότητας ίσης με τη συχνότητα Larmor του πυρήνα ενδιαφέροντος**. Μετά τη διέγερσή του, **ο πυρήνας επανέρχεται** στη θεμελιώδη κατάστασή του, **εκπέμποντας την ενεργειακή διαφορά**. Αυτή η εκπομπή είναι **το σήμα** που αξιοποιείται για την παραγωγή εικόνας στην **ΑΜΣ**.

Μαγνητική Αποκατάσταση

Με τη διακοπή του ραδιοπαλμού, το M_0 περιστρέφεται γύρω από το B_0 με τη συχνότητα Larmor και σταδιακά επανέρχεται στην αρχική κατάσταση, παράλληλο προς το B_0 .

Η αποκατάσταση αυτή πραγματοποιείται με 2 μηχανισμούς, οι οποίοι συμβαίνουν ταυτόχρονα.

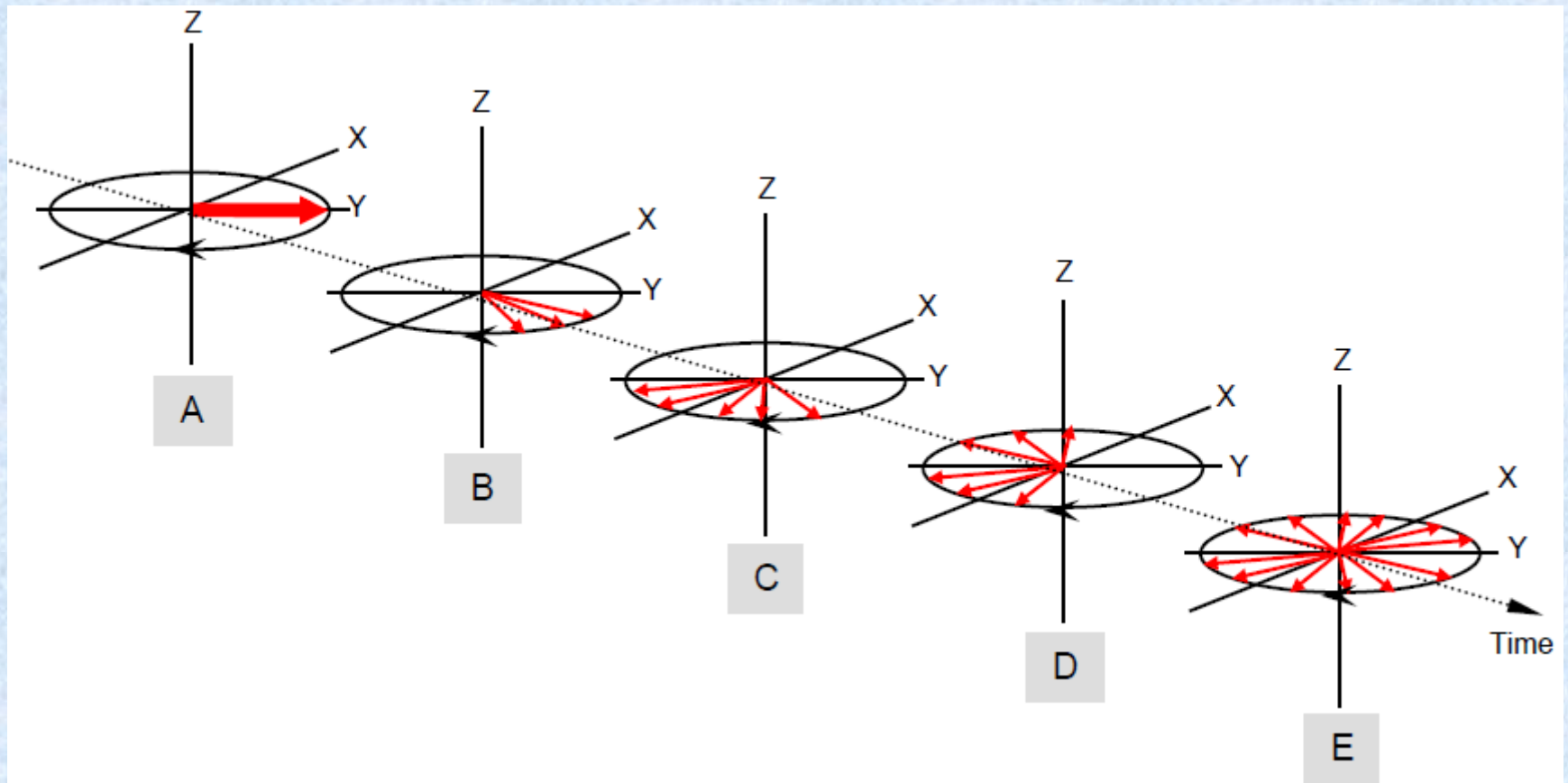
- Αποκατάσταση της Εγκάρσιας Μαγνήτισης M_{xy}
- Αποκατάσταση της Διαμήκουσ Μαγνήτισης M_z



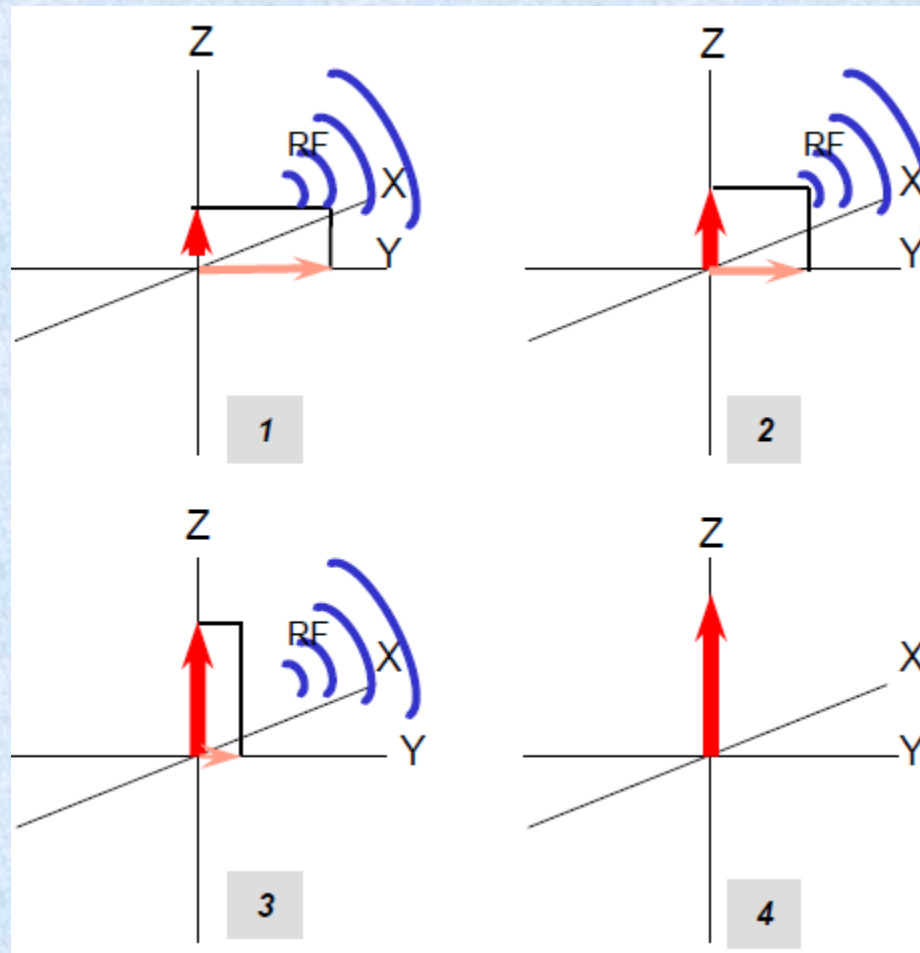
Οι συνιστώσες του M

Η αποκατάσταση αφορά στην απώλεια ενέργειας, λόγω μαγνητικών αλληλεπιδράσεων με το γειτονικό μοριακό περιβάλλον (T1: spin-lattice and T2: spin-spin).

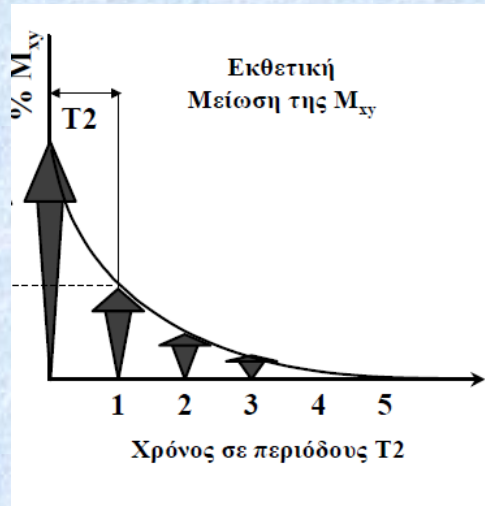
T₂ αποκατάσταση



T₁ αποκατάσταση

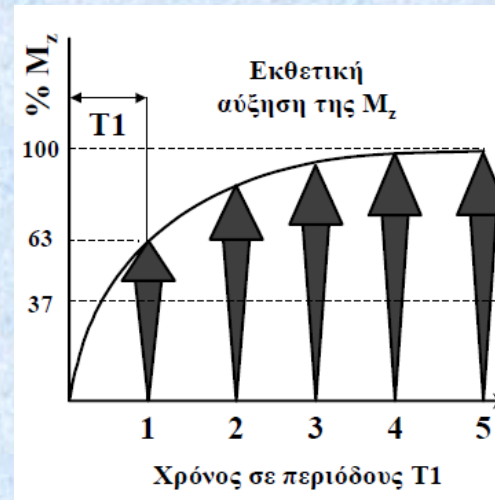


Χρόνοι μαγνητικής αποκατάστασης T₁&T₂



$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0) e^{-\frac{t}{T_2}}$$

T₂: ο χρόνος (ms) που απαιτείται για μειωθεί το M_{xy} κατά 63%
Λαμβάνοντας υπόψη τις ανομοιογένειες του πεδίου B₀: T₂>T₂*



$$M_z(t) = M_z(0) (1 - e^{-\frac{t}{T_1}})$$

T₁: ο χρόνος που απαιτείται ώστε το M_z να ανακτήσει το 63% της αρχικής τιμής του (msec).

Οι διαφορές στους T₁ και T₂ για τα υγρά και τους ιστούς, καθώς και η πυκνότητα των πυρήνων υδρογόνου αποτελούν αποτελούν την **πηγή της αντίθεσης** στην ΑΜΣ

Βασικά στοιχεία συστήματος ΑΜΣ



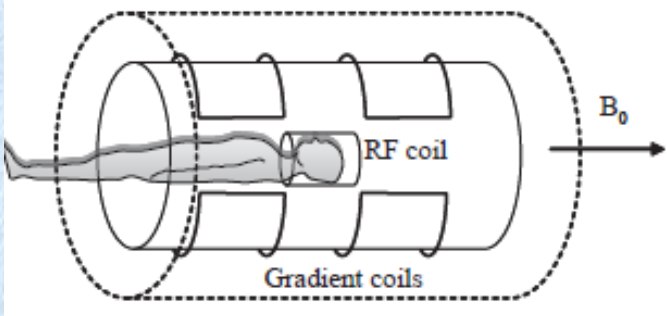
1. Μαγνήτιση-Συντονισμός

Εφαρμογή ισχυρού εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B_0 κατά μήκος του ασθενούς (τυπικές τιμές 1,5 ή 3 T).

2. Διέγερση-Αποδιέγερση

Εκπομπή ραδιοπαλμού B_1 στη ραδιοσυχνότητα Larmor των πυρήνων που βρίσκονται υπό την επίδραση του B_0 , μετάβαση των πυρήνων από χαμηλή σε υψηλή στάθμη ενέργειας (απορρόφηση ενέργειας). Διακοπή του B_1 **αποκαθιστά** το σύστημα πυρήνων στην αρχική κατάσταση μαγνήτισης εκπέμποντας την ενεργειακή διαφορά, η οποία αποτελεί το **σήμα ΑΜΣ**.

Superconducting magnet

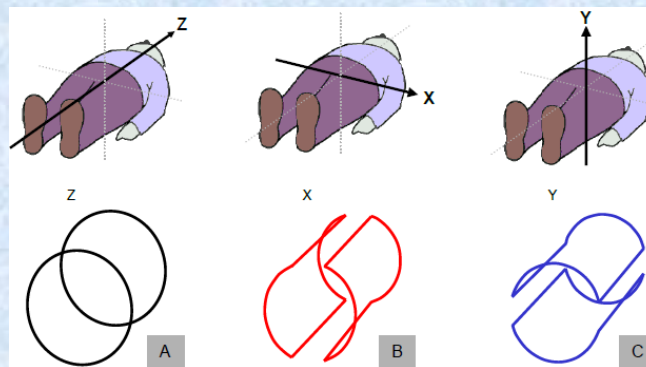


3. Απεικόνιση-ΑΜΣ

Χωρική κωδικοποίηση του σήματος ΑΜΣ, μέσω χωρικής μεταβολής του B_0 , ώστε να μεταβάλλεται αντίστοιχα και η συχνότητα Larmor των πυρήνων (επιλεκτική διέγερση βάσει θέσης). Χωρική βάθμιδωση συχνοτήτων Larmor σημαίνει ότι σε κάθε σημείο στο χώρο αντιστοιχεί διαφορετική συχνότητα Larmor.¹⁵

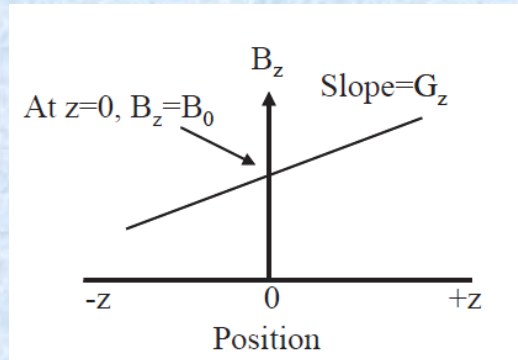
ΑΜΣ-κωδικοποίηση θέσης σήματος

- Το σήμα ΠΜΣ δεν περιλαμβάνει πληροφορία θέσης, και επομένως δεν είναι δυνατό να διαφοροποιηθούν σήματα που αντιστοιχούν σε διάφορα σημεία του σώματος.
- **Επιβάλλοντας** στο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 να **μεταβάλλεται χωρικά** ώστε να **μεταβάλλεται χωρικά** και η **συχνότητα περιστροφής των πυρήνων (*Larmor*)**, το λαμβανόμενο **σήμα** εμπεριέχει **πληροφορία θέσης, δηλ. σε κάθε σημείο στο χώρο αντιστοιχεί διαφορετική συχνότητα *Larmor***
- Αυτό επιτυγχάνεται με την εφαρμογή **βαθμιδωτών πεδίων**, η ένταση των οποίων μεταβάλλεται γραμμικά κατά μήκος του άξονα εφαρμογής τους.



X, Y and z βαθμιδωτά πεδία

G_z -Επιλογή τομής στο z άξονα

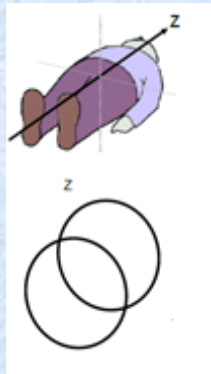


$$B_z = B_0 + zG_z$$

$$\frac{\partial B_z}{\partial z} = G_z$$

Γραμμικά μεταβαλλόμενο βαθμιδωτό πεδίο κατά τον άξονα z , χωρίς επίδραση στην ισόκεντρο ($z=0$, $x=0$ and $y=0$).

Η κλίση του βαθμιδωτού πεδίου

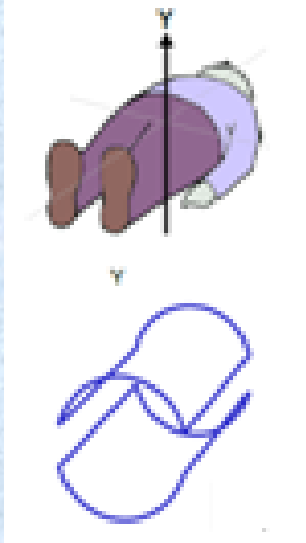


$$\omega_z = \gamma B_z = \gamma(B_0 + zG_z)$$

Συχνότητες Larmor συναρτήσει της θέσης στον z

Αποτέλεσμα της επιβολής του G_z είναι ότι τα πρωτόνια της κεφαλής να περιστρέφονται ταχύτερα από αυτά της ισόκεντρου ή των ποδών. Συνεπώς, εκπομπή ραδιοπαλμού συγκεκριμένης συχνότητας επιλεκτικά διεγείρει/αποδιεγείρει πρωτόνια συγκεκριμένης τομής στο Z .

G_y : κωδικοποίηση φάσης τομής



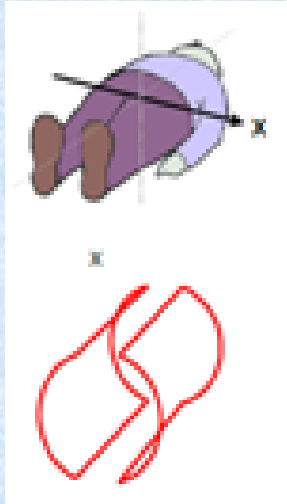
$$\frac{\partial B_z}{\partial y} = G_y$$

$$\omega_y = \gamma G_y y$$

Παρά την επιλογή της τομής στον άξονα z , εντός της τομής, υπάρχει ακόμα μεγάλος αριθμός πρωτονίων και δεν γνωρίζουμε αν το σήμα προέρχεται από αριστερά ή δεξιά, πάνω ή κάτω από την ισόκεντρο.

Για το σκοπό αυτό εφαρμόζεται το βαθμιδωτό πεδίο G_y για να κωδικοποιήσει θέσεις πρωτονίων εντός της z -τομής **πάνω ή κάτω από την ισόκεντρο**. Αποτέλεσμα της επιβολής του G_y είναι ότι τα πρωτόνια πάνω από την ισόκεντρο περιστρέφονται ταχύτερα από ότι τα κάτω από αυτή. Συνεπώς, τα πρωτόνια δεν περιστρέφονται συμφασικά εντός της z -τομής (**χωρική μεταβολή φάσης κατά μήκος του βαθμιδωτού πεδίου G_y**).

G_x: κωδικοποίηση συχνότητας τομής



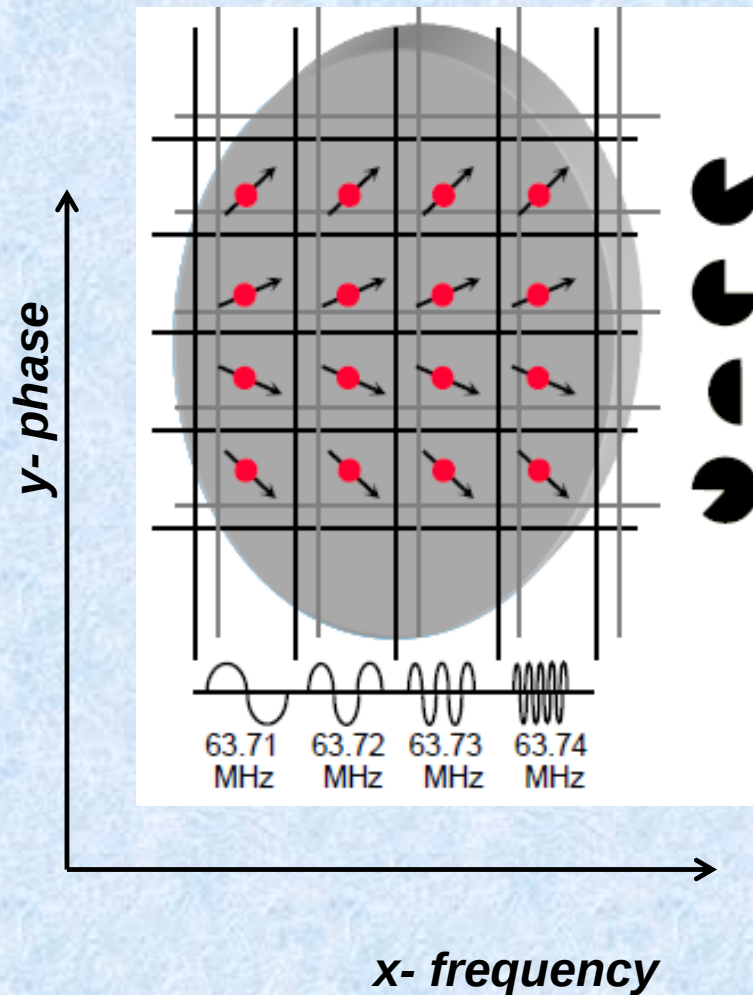
Εφαρμογή του βαθμιδωτού πεδίου G_x, έχει ως αποτέλεσμα την περιστροφή πρωτονίων με συχνότητες που είναι **συνάρτηση της θέσης τους στον άξονα x**

Αποτέλεσμα της y- και x- κωδικοποίησης είναι ότι **τα ογκοστοιχεία σε μία τομή** κατά μήκος του άξονα -z χαρακτηρίζονται από **ζεύγη τιμών φάσης και συχνότητας, που εξαρτώνται από τη θέση τους στην τομή.**

$$\frac{\partial B_z}{\partial x} = G_x$$

$$\omega_x = \gamma G_x x$$

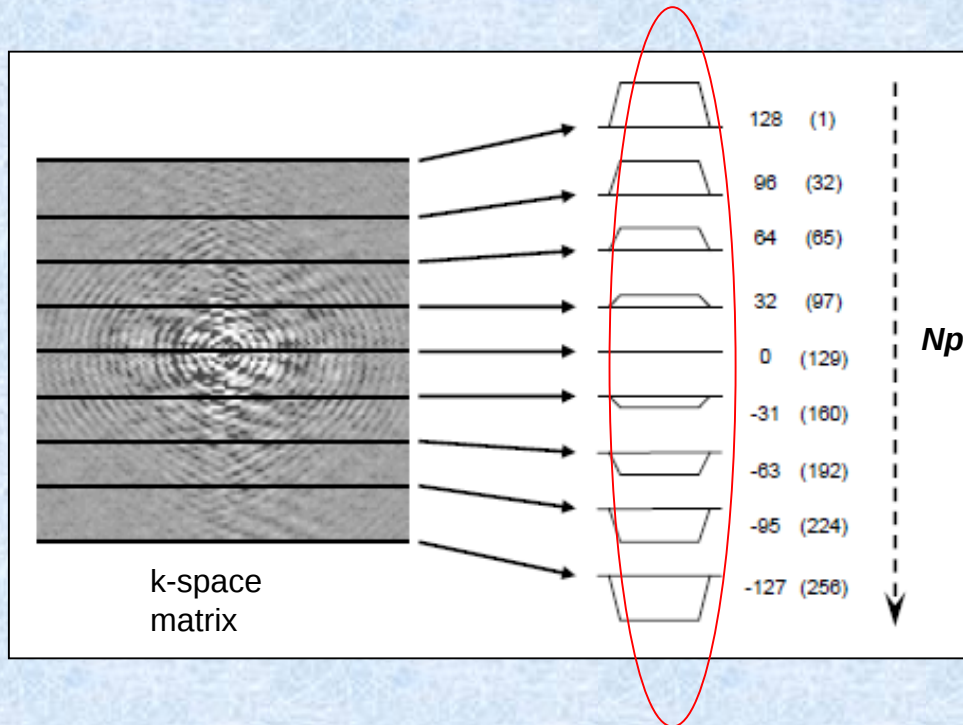
Κωδικοποίηση Φάσης-Συχνότητας



1. Το βαθμιδωτό πεδίο **Gz** επιλέγει **τομή** στον άξονα **z**
2. Το βαθμιδωτό πεδίο **Gy** παράγει **γραμμές** στη εγκάρσια εικόνα της τομής που αντιστοιχούν σε **διαφορετική φάση**.
3. Το βαθμιδωτό πεδίο **Gx** παράγει **στήλες** στη εγκάρσια εικόνα της τομής που αντιστοιχούν σε **διαφορετική συχνότητα**

Εικόνα τομής 256x256 παράγεται μέσω καταγραφής 256 δειγμάτων διαφορετικής συχνότητας ($Nf=256$, frequency samples) και επαναληψη της καταγραφής των 256 δειγμάτων συχνότητας για 256 διαφορετικές τιμές βαθμιδωτών πεδίων κωδικοποίησης φάσης ($Np=256$ phase samples).

Η συμπλήρωση του κ-χώρου



Εικόνα 256X256 :

256 Δείγματα φάσης (Np)

256 Δείγματα συχνότητας (Nf)

Στην πρώτη επανάληψη ένα θετικής πολικότητας βαθμιδωτό πεδίο, έντασης 128 εφαρμόζεται και η πρώτη γραμμή του κ-χώρου συμπληρώνεται.

Στη δεύτερη επανάληψη ένα θετικής πολικότητας βαθμιδωτό πεδίο, έντασης 127 εφαρμόζεται και η 2 γραμμή του κ-χώρου συμπληρώνεται

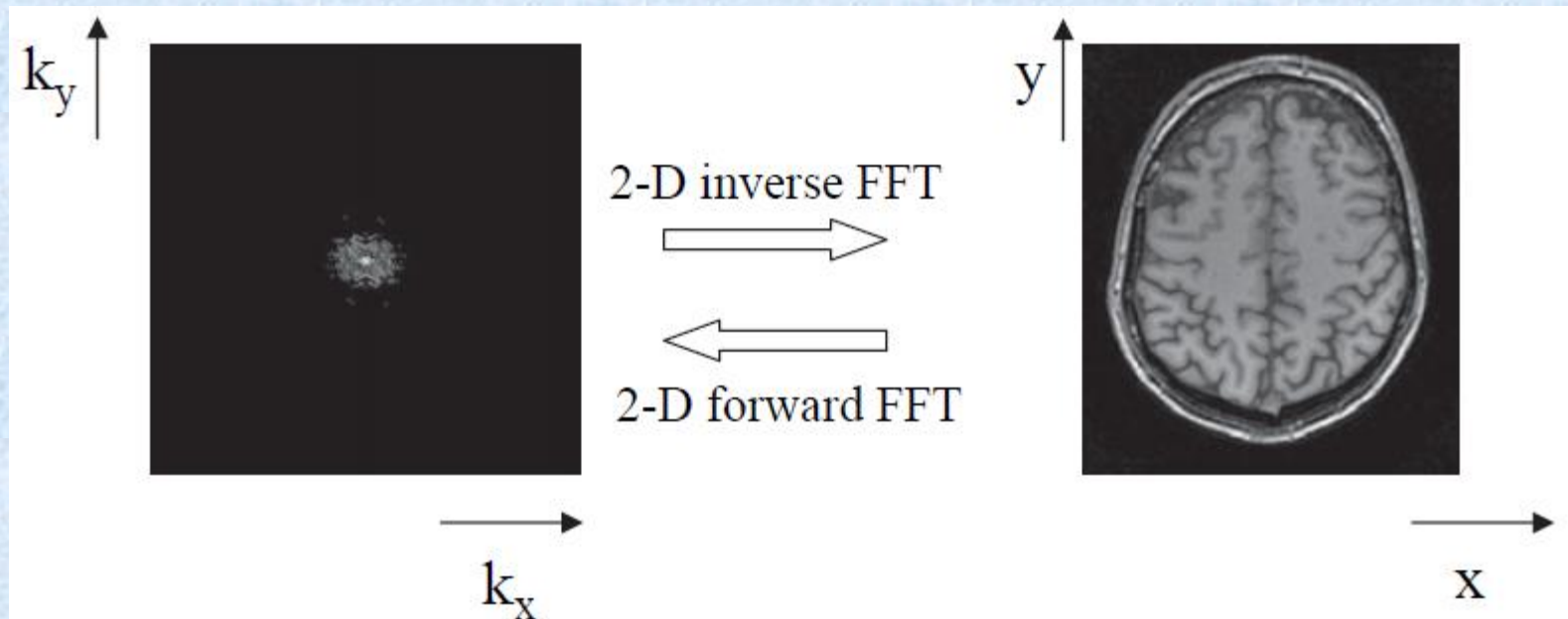
Στην 129^η επανάληψη δεν εφαρμόζεται Βαθμιδωτό πεδίο

.

Στην 160^η επανάληψη ένα αρνητικής πολικότητας βαθμιδωτό πεδίο, έντασης -31 εφαρμόζεται και η 160^η γραμμή του κ-χώρου συμπληρώνεται.

...

Εικόνα ΑΜΣ



$$\rho(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S(k_x, k_y) e^{+j2\pi(k_x x + k_y y)} dk_x dk_y$$

Εφαρμογή του αντίστροφου δις-διάστατου Fourier μετασχηματισμού στον κ-χώρο παράγει την εικόνα ΑΜΣ. Το εικονοστοιχείο (ογκοστοιχείο) της εικόνας ΑΜΣ αναπαριστούν την ένταση του σήματος ραδιοσυχνότητας που εκπέμπουν οι μαγνητισμένοι ιστοί στις αντίστοιχες συντεταγμένες του χώρου, σύμφωνα με τις μαγνητικές τους ιδιότητες.

ΑΜΣ: Αντίθεση Εικόνας

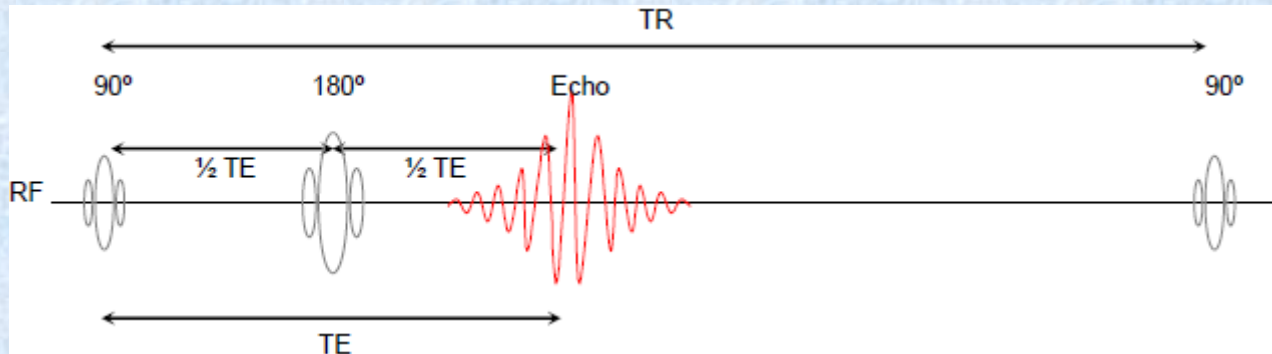
Η ένταση σήματος που καταγράφει σύστημα ΑΜΣ επηρεάζεται

- ***Bo***
- Πυκνότητα πυρήνων υδρογόνου των διαφόρων ιστών
- Διαφορές στους χρόνους ***αποκατάστασης T1*** και ***T2*** των διαφόρων ιστών
- Τις χρονικές παραμέτρους των ακολουθιών που εφαρμόζονται, όπως το ***χρόνο επανάληψης (Repetition Time, TR)*** και το ***χρόνο «ηχούς» (Time Echo, TE)***.

TR: το χρονικό διάστημα μεταξύ της εφαρμογής 2 διαδοχικών ραδιοπαλμών στο δείγμα (Ρυθμίζει βαθμό της T1 αποκατάστασης)

TE: το χρονικό διάστημα μεταξύ της εφαρμογής του ραδιοπαλμού και της επίτευξης του μέγιστου του επαγόμενου σήματος στο πηνίο καταγραφής (Ρυθμίζει βαθμό της T2 αποκατάστασης)

Παράμετροι των ακολουθιών ΑΜΣ



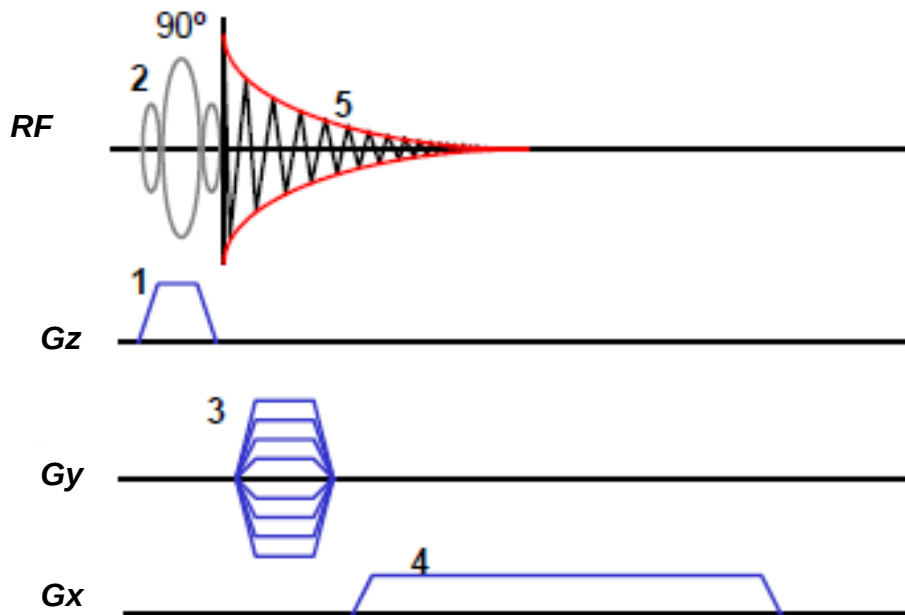
Χρόνος επανάληψης TR (repetition time): ο χρόνος μεταξύ 2 διαδοχικών παλμών RF 90° .

Ο χρόνος επανάληψης (300-1000 msec) εξαρτάται από το πλήθος δειγμάτων φάσης και συχνότητας που απαιτούνται για τη συμπλήρωση του K-χώρου (παραγωγή εικόνας)

Χρόνος αντήχησης TE (echo time): ο χρόνος που μεσολαβεί μεταξύ ενός παλμού RF 90° και της καταγραφής της “ηχούς”, σήμα FID (5-250 msec).

Ακολουθίες Παλμών ΑΜΣ

Pulse Sequences



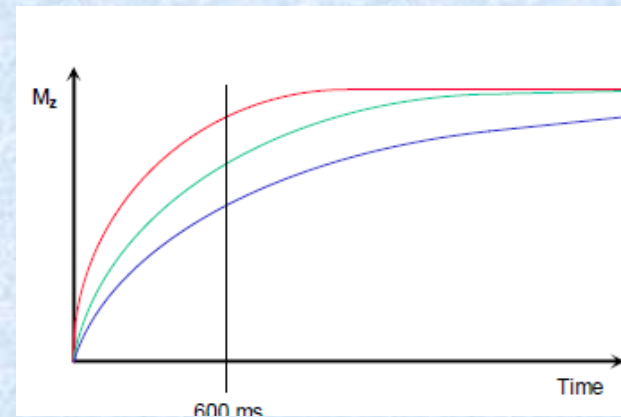
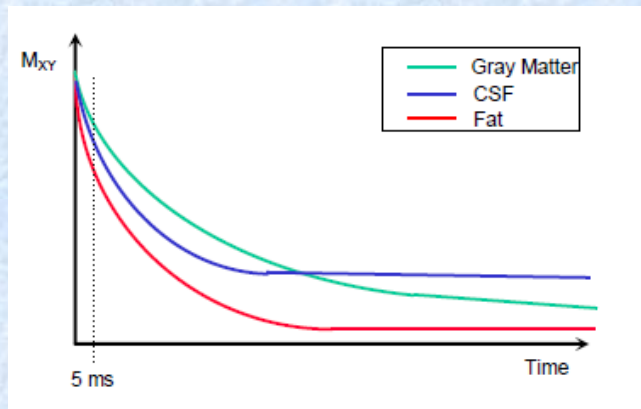
Οι ακολουθίες περιλαμβάνουν αλληλουχίες

- παλμών RF (συγκεκριμένης έντασης και διάρκειας)
- βαθμιδωτών πεδίων (συγκεκριμένης έντασης, πολικότητας και διάρκειας)
- κωδικοποίηση FID

1. Έναρξη βαθμιδωτού πεδίου Gz
2. Παράλληλη εκπομπή RF παλμού 90°
3. Έναρξη βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης φάσης Gy
4. Έναρξη βαθμιδωτού πεδίου κωδικοποίησης συχνότητας Gy
5. Κωδικοποίηση του σήματος FID, κατά τη διάρκεια του 4

Αντίθεση εικόνας στην ΑΜΣ: $TR-T_1$

Η αντίθεση εικόνας στην ΑΜΣ εξαρτάται από το χρόνο που είναι διαθέσιμος, σύμφωνα με την επιλογή των TR και TE , για την χρονική εξέλιξη των διαδικασιών Μαγνητικής αποκατάστασης T_1 και T_2 ($T_1 > T_2$). Μεγάλος χρόνος TR επιτρέπει τη μεγαλύτερη αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης μεταξύ διαδοχικών ραδιοπαλμών (**T_1 στάθμιση**).



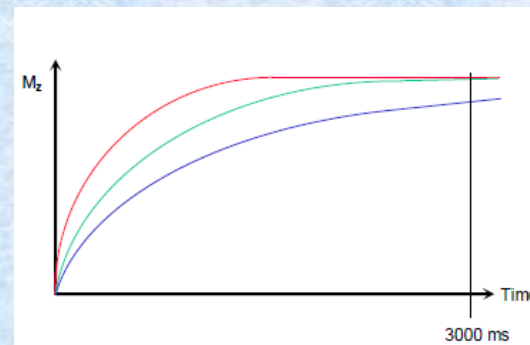
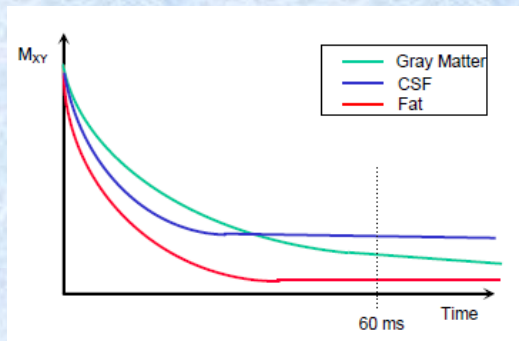
Έστω ακολουθία με $TR = 600$ msec και $TE = 5$ msec.

Αντίθεση T_2 στα 5 msec: πολύ σήμα από όλους τους ιστούς; Το T_2 δεν έχει πρακτικά επίδραση στην αντίθεση

Αντίθεση T_1 στα 600 msec: διαφορές στην μαγνητική αποκατάσταση των διαφόρων ιστών (π.χ. λιπώδης ιστός έχει αποκατασταθεί το εγκεφαλονωτιαίο υγρό όχι (**T_1 -στάθμιση**)).

Αντίθεση εικόνας στην ΑΜΣ: TE-T2

Ο χρόνος TE σε συνάρτηση με το χρόνο T2 των ιστών ελέγχουν την ένταση του FID σήματος. Όσο μεγαλύτερος είναι ο χρόνος TE τόσο μικρότερη είναι η ένταση της εγκάρσιας μαγνήτισης.

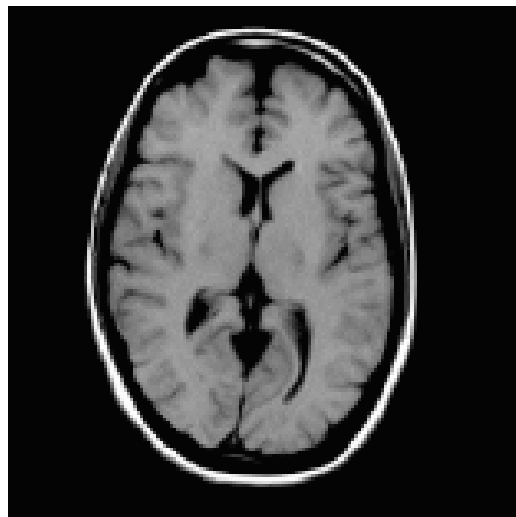


Έστω ακολουθία με **TR =3000 msec** και **TE=60 msec**

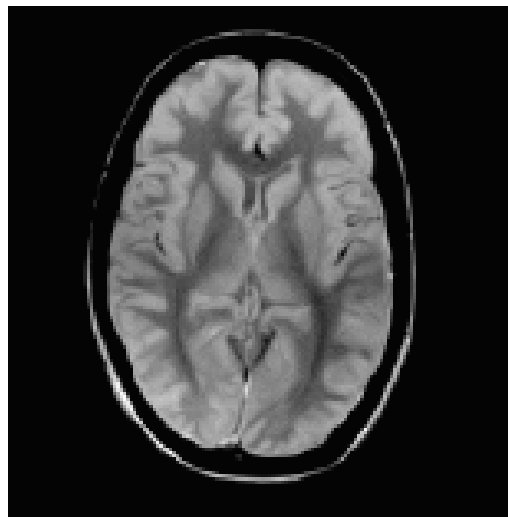
• **Αντίθεση T2 στα 60 msec:** οι ιστοί έχουν αποσυμφασικοποιηθεί χαρακτηρίζονται από χαμηλό σήμα αλλά **καθορίζουν την αντίθεση T2 (T2-στάθμιση).**

Πολύ μεγάλη τιμή TR=3000 ms δεν συμβάλλει στην αντίθεση T1.

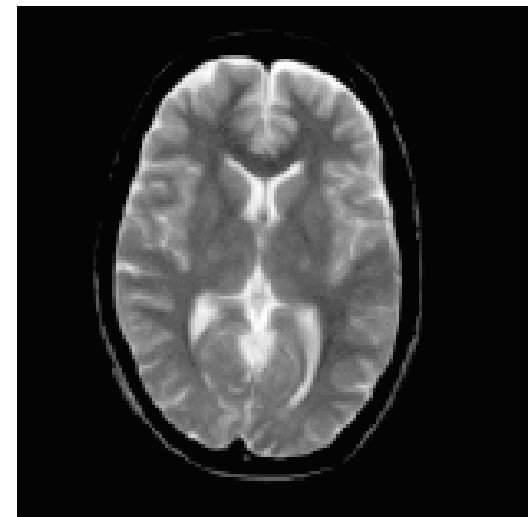
Παράδειγμα T1, T2 και PD αντίθεσης



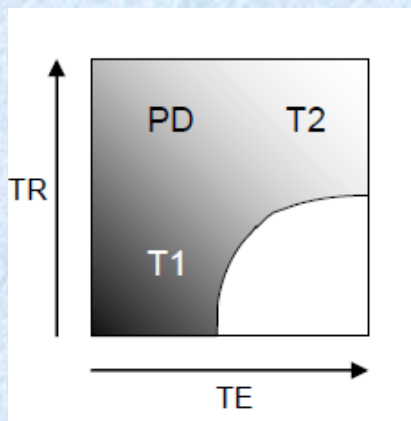
T1



PD



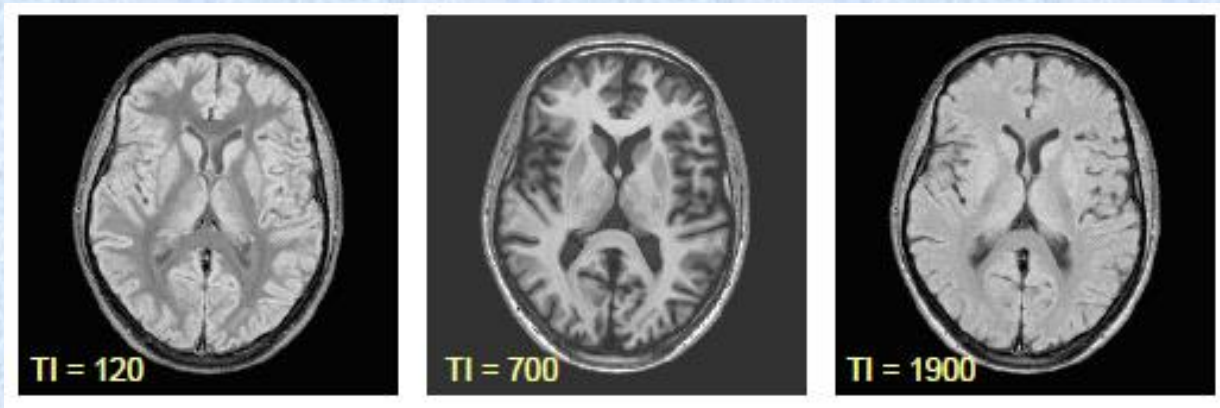
T2



Διαφορετικοί συνδυασμοί των παραμέτρων TR και TE παράγουν εικόνες διαφορετικής αντίθεσης:

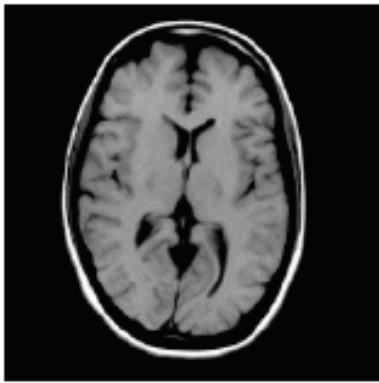
- Μικροί χρόνοι TR και TE $\rightarrow$ T1 σταθμισμένες εικόνες
- Μεγάλοι χρόνοι TR και μικροί χρόνοι TE $\rightarrow$ PD σταθμισμένες εικόνες
- Μεγάλοι χρόνοι TR and TE $\rightarrow$ T2 σταθμισμένες εικόνες

Παραδείγματα T1 στάθμισης



ΑΜΣ: Ανατομία-Παθολογία

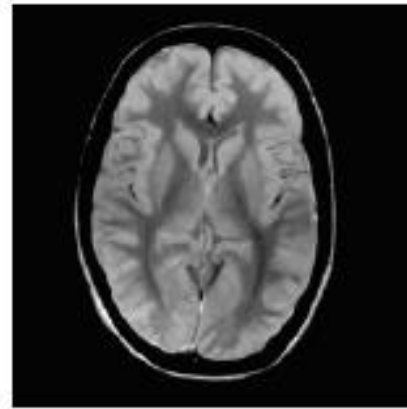
Anatomy



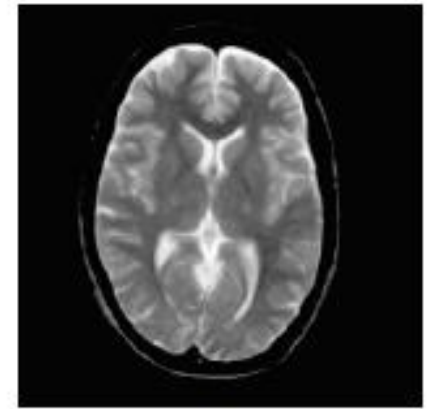
T1

Σαφής οριοθέτηση ανατομικών δομών με T1 σταθμισμένες ακολουθίες

Pathology



PD



T2

PD και ιδιαίτερα T2 σταθμισμένες ακολουθίες, παρέχουν βελτιωμένη απεικόνιση του οιδήματος, που συνοδεύει παθολογικές εξεργασίες.

References

1. Nadine Barrie Smith and Andrew Webb. ***Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications***, Cambridge Texts in Biomedical Engineering Series, Cambridge University Press, 2011.
2. J T Bushberg, J A Seibert, E M, Jr. Leidholdt and J M Boone. The Essential Physics of Medical Imaging ,Volters Klower/Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia , USA, 2012 (3rd edition).
3. Θ. Γ. Μαρής. Γενική Εισαγωγή στην Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού. (Σημειώσεις, Διατμηματικό Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών στην Ιατρική Φυσική, Πανεπιστήμιο Πατρών).
4. E J Bink. MRI physics for anyone who does not have a degree in physics (<http://www.mri-physics.net/bin/mri-physics-en-rev1.3.pdf>)
5. Ιατρική Φυσική: Διαγνωστικές και Θεραπευτικές Εφαρμογές των Ακτινοβολιών, Ε. Γεωργίου, Επιμέλεια Έκδοσης, Broken Hill Publishers, Nicosia, Cyprus, 2014.